

医用画像・放射線機器ハンドブックの簡単な使い方

目次には、各機器解説へのリンクが貼ってあります。

目次の各機器のタイトルをクリックすると、該当する本文に移動

用語の検索：右クリックの簡易選択で検索

	Windows	Mac
前のビュー	Alt +	cmd + [
次のビュー	ALT +	cmd +]

医用画像・放射線機器 ハンドブック

改訂第七版

監修 (社)日本画像医療システム工業会

医用画像・放射線機器ハンドブック

監修 社団法人 日本画像医療システム工業会

序 文

(社)日本画像医療システム工業会の「医用画像・放射線機器ハンドブック」2007年版が関係者の努力により刊行の運びとなりました。本書は1981年以来改訂発行を重ね、医用画像機器の最新の製品および技術に関する情報を紹介してまいりました。大学・専門学校の教科書、技術者教育用図書、また、医療関係機関の常備図書として広く活用いただいておりますが、さらに最新のデータを望む声が多くありましたので、2007年版を発行することといたしました。

医療技術の進歩は目覚しく、中でも医学の研究や臨床診断、治療あるいは検査に使用される医用画像機器や放射線機器・システムの発展は著しいものがあります。その中核的役割を果たすものとして、高集積化・大容量化の進んだ半導体・電子デバイスなどの要素技術、大量のデジタル情報を高速に処理し通信を行うネットワーク技術、ますます高度化する画像処理ソフトウェア技術など、先端技術の積極的応用があります。

現在の画像医療システムの主なものとしては、本書に紹介しておりますように、診断用X線システム、CT装置、MR装置、核医学システム、超音波診断装置、電子内視鏡などの診断機器ならびに治療用加速装置、ハイパーサーミア装置、ガンマナイフ、体外衝撃波結石破碎装置などの治療装置および画像記録装置、フィルム、自動現像機などの関連機器と各種測定機器があります。これらの装置は、診断と治療に必要な医療情報の収集と高速な処理、高解像度・高コントラスト画像、無侵襲、高スループット、省スペースなど、ユーザの多岐にわたるご要望に応えることが使命であります。

また、安全性・信頼性・ヒューマンインターフェースの向上の重視とともに、省エネルギー、省資源など地球環境への配慮も必要となっており、最近の医療機器はこれらの諸技術を段階的に取り入れつつ、高性能化、多機能化、経済性に優れた装置の製品化が進められております。

最近ではIT化時代を向かえ、画像診断機器のデジタル化の進展とともに、病院の各モダリティの大量画像データを、ネットワークで結び統合管理する医用画像管理システムが進歩する一方、モダリティとシステム間通信の規格化も進められており、ネットワークのインフラ整備が進むことで、新たな画像診断の発展が期待されております。

当工業会では医療機器のグローバル化が進む中で、国内外の法規制への対応、製品規格の国際整合などの課題について、国内外の行政・学会・関係業界団体などと活発な交流を図って機器に反映してゆく所存であります。

本ハンドブックは当工業会会員の技術者が主体となり、それぞれの専門分野を分担執筆したもので、最新の情報を基に編集されておりますが、なお不十分な点につきましては、ご批判、ご指導を賜れば幸いに存じます。

以上

2007年4月

(社)日本画像医療システム工業会

会長 猪俣 博

監

萩野谷 透 富士フィルム(株)
古 屋 進 (株)日立メディコ
飯 作 新一 GE横河メディカルシステム(株)
垣 内 三 郎 日本メディカル(株)
河 野 和 宏 (株)島津製作所
高 木 博 (株)日立メディコ

修

中 岡 弘 ア ロ カ (株)
野 村 誠 次 東芝メディカルシステムズ(株)
山 本 一 雄 (株)日立メディコ
伴 隆 一 (株)島津製作所
桃 井 司 (社)日本画像医療システム工業会
加 畑 峻 (社)日本画像医療システム工業会

[執筆 者]

序 文	猪 俣 博	(日本画像医療システム工業会)			
総 説	伴 隆 一	(島 津 製 作 所)			
第1編			5.13	内 山 進	(東芝メディカルシステムズ)
1.1	伴 隆 一	(島 津 製 作 所)	5.14	平 間 信	(東芝メディカルシステムズ)
1.2	西 木 雅 行	(東芝メディカルシステムズ)	第6編	宇田川 哲夫	(フジノン東芝 ES システム)
1.3.1	辻 久 男	(島 津 製 作 所)	第7編		
1.3.2	吉 沢 辰 也	(島 津 製 作 所)	7.1~7.3.1	井 橋 嘉 一	(日 立 メ デ ィ コ)
1.3.3	小 宇 野 信 夫	(東芝メディカルシステムズ)	7.3.2	本 田 真 幸	(ナ ナ オ)
1.3.4	宇 野 往 夫 道	(島 津 製 作 所)	7.3.3	岡 田 真 一	(日 本 電 気)
1.3.5	浦 野 新 一 人	(日 立 メ デ ィ コ)	7.3.4	土 野 久 一 憲	(コ ニ カ ミ ノ ル タ MG)
1.3.6	林 幹 一	(東芝メディカルシステムズ)	7.3.5	武 尾 英 哉	(富 士 フ ィ ル ム)
1.3.7.1~2	湯 口 直 樹	(キ ャ ノ ン)	7.4.1	田 中 利 夫	(東芝メディカルシステムズ)
1.3.7.3	坂 本 一 雅 彦	(ナックイメージテクノロジー)	7.4.2	井 桁 嘉 一	(日 立 メ デ ィ コ)
1.3.8	西 小 木 林 一 郎	(東芝メディカルシステムズ)	7.5.1	井 石 井 尚 一	(日 立 メ デ ィ コ)
1.3.9	小 大 林 一 靖	(日 立 メ デ ィ コ)	7.5.2	井 石 井 尚 一	(東芝メディカルシステムズ)
1.3.10	大 鴨 下 明 実	(大 林 製 作 所)	7.5.3	井 石 井 尚 一	(日 立 メ デ ィ コ)
1.3.11	鴨 下 明 実	(三 田 屋 製 作 所)	7.6~7	井 石 井 尚 一	(日 立 メ デ ィ コ)
1.3.12	山 本 敏 雄	(岡 本 製 作 所)	第8編		
1.3.13	青 木 田 幸 二	(化 成 オ プ ト ニ ク ス)	8.1	金 子 勝 太 郎	(ハリアン ME メディカルシステムズ)
1.4.1	小 前 濱 登 美 男	(日 立 メ デ ィ コ)	8.2	田 中 常 裕	(ハリアン ME メディカルシステムズ)
1.4.2	倉 嶋 和 之 司	(東芝メディカルシステムズ)	8.3	加 納 川 洋	(日 立 メ デ ィ コ)
1.4.3	倉 嶋 和 之 司	(富 士 フ ィ ル ム)	8.4	辻 坂 久 男	(島 津 製 作 所)
1.5.1	谷 車 竜 司	(島 津 製 作 所)	8.5	坂 本 豪 信	(三 菱 電 機)
1.5.2	上 原 久 幸	(東芝メディカルシステムズ)	8.6.1	斧 田 登 和	(東芝メディカルシステムズ)
1.5.3	有 戸 馬 田 敏 爾	(シーメンス旭メディテック)	8.6.2	細 田 敏 和	(千 代 田 テ ク ノ ル)
1.5.4	金 田 慎 爾	(日 立 メ デ ィ コ)	8.7.1	金 井 勝 太 郎	(ハリアン ME メディカルシステムズ)
1.5.5	金 田 慎 爾	(日 興 フ ァ イ ン ズ 工 業)	8.7.2	井 上 浩 一	(島 津 製 作 所)
1.5.6	谷 車 竜 司	(島 津 製 作 所)	8.7.3	野 口 正 郎	(東芝メディカルシステムズ)
1.5.7	榊 原 俊 文	(東 芝 メ デ ィ カ ル 製 造)	8.8	山 本 五 郎	(山 本 ビ ニ タ ー)
1.5.8	門 脇 利 生	(島 津 製 作 所)	8.9	句 坂 誠 彦	(シーメンス旭メディテック)
1.5.9	大 竹 口 正 浩	(日 立 メ デ ィ コ)	8.10	河 田 合 村 雅	(エ レ ク タ)
1.5.10	伊 福 池 弘 透	(東 芝 メ デ ィ カ ル 製 造)	第9編	河 田 合 村 雅	(ア レ ロ カ)
1.5.11	大 小 林 均 志	(日 立 メ デ ィ コ)	第10編	池 田 重 之	(日 立 メ デ ィ コ)
1.5.12	小 戸 田 均 志	(東芝メディカルシステムズ)	第11編	池 田 重 之	(日 立 メ デ ィ コ)
1.5.13	戸 田 均 志	(日 立 メ デ ィ コ)	11.1	池 田 重 之	(日 立 メ デ ィ コ)
1.5.14	安 井 武 志	(朝 日 レ ン ト ゲ ン 工 業)	11.2	荒 川 彰 健	(島 津 製 作 所)
1.5.15	1.5.15	(日 立 メ デ ィ コ)	11.3	植 田 尚 公	(日 立 メ デ ィ コ)
1.5.16	1.5.16	(ア ロ カ)	11.4	上 田 尚 公	(日 立 メ デ ィ コ)
1.6	大 久 保 和 寿	(日本画像医療システム工業会)	11.5	清 水 治 明	(島 津 製 作 所)
第2編			11.6	佐々木 明	(日 立 メ デ ィ コ)
2.1	西 出 明 彦	(GE 横河メディカルシステム)	第12編		
2.2	貫 井 正 健	(GE 横河メディカルシステム)	12.1	萩 野 谷 透	(富 士 フ ィ ル ム)
2.3~4	西 出 明 彦	(GE 横河メディカルシステム)	12.2.1~2	岡 田 宏 一	(富 士 フ ィ ル ム)
2.5.1	萩 原 明 彦	(GE 横河メディカルシステム)	12.2.3	榎 下 敦 浩	(富 士 フ ィ ル ム)
2.5.2~6	西 出 明 彦	(GE 横河メディカルシステム)	12.3	竹 内 美 透	(コ ニ カ ミ ノ ル タ MG)
2.5.7	萩 原 明 彦	(GE 横河メディカルシステム)	12.4	萩 野 谷 透	(富 士 フ ィ ル ム)
2.5.8	工 藤 正 幸	(GE 横河メディカルシステム)	12.5	安 井 建 造	(オ リ オ ン 電 機)
2.6	郷 野 誠 満	(GE 横河メディカルシステム)	12.6	鍵 谷 昭 典	(エ ル ク コ ー ポ レ ー シ ョ ン)
2.7	八 幡 博	(GE 横河メディカルシステム)	12.7	前 田 豊 幸	(カ イ ゲ ン)
第3編			12.7.1	前 田 法 昌	(根 本 杏 林 堂)
第4編			12.7.2	前 田 法 昌	(カ イ ゲ ン)
4.1	高 橋 宗 尊	(島 津 製 作 所)	12.8	古 俣 喜 一	(東 芝 医 療 用 品)
4.2	高 貴 志 治	(島 津 製 作 所)	第13編		
4.3	高 橋 宗 尊	(島 津 製 作 所)	13.1	中 岡 弘	(ア ロ ッ ク)
4.4~5	天 野 昌 正	(島 津 製 作 所)	13.2.1~3	佐 藤 公 悦	(ト レ ッ ク)
4.6	田 口 正 義	(日 立 メ デ ィ コ)	13.2.4	白 井 辰 己	(ト レ ッ ク)
4.7	吉 永 勝 勝	(安 西 メ デ ィ カ ル)	13.3	古 畑 和 也	(T M メ デ ィ カ ル)
第5編			13.4~7	松 原 昌 平	(ア ロ ッ ク)
5.1~5	平 間 信 夫	(東芝メディカルシステムズ)	13.8~9	菅 野 光 英	(ア ロ ッ ク)
5.6	宮 島 泰 夫	(東芝メディカルシステムズ)	13.10.1~2	須 藤 禎 人	(イ ン ス ペ ッ ク)
5.7	坂 口 方 康	(東芝メディカルシステムズ)	13.10.3	古 畑 和 也	(T M メ デ ィ カ ル)
5.8	四 方 浩 之 久	(東芝メディカルシステムズ)	13.11	青 木 生 也	(化 成 オ プ ト ニ ク ス)
5.9	神 山 直 喜	(東芝メディカルシステムズ)	13.12	青 羽 伸 行	(京 都 科 学)
5.10	嶺 喜 隆 一	(東芝メディカルシステムズ)	第14編		
5.11	神 田 良 一	(東芝メディカルシステムズ)	14.1	三 田 創 吾	(医 建 エ ン ジ ニ ア リ ン グ)
5.12	小 笠 原 達 雄	(東芝メディカルシステムズ)	14.2	前 田 賢 一	(マ エ ダ)

目次

序文	(1)
執筆者	(3)

総説

1. まえがき	1	第7編；医用画像管理システム	3
2. 医用画像・放射線機器の技術動向	1	第8編；治療システム	3
3. 編集内容	2	第9編；骨密度測定装置	3
4. 各編の概要	2	第10編；光トポグラフィ装置	3
第1編；診断用X線システム	2	第11編；新分野・新技術システム	4
第2編；X線CT装置	2	第12編；医用画像関連機器および用品	4
第3編；MR装置	2	第13編；測定器類など（線量計・ ファントム・品質管理器具）	4
第4編；核医学システム	3	第14編；X線防護設備・用品	4
第5編；超音波診断装置	3	5. むすび	4
第6編；電子内視鏡診断システム	3		

第1編 診断用X線システム

1.1 はじめに	5	1.3.4.1 原理	22
1.2 診断用X線システムの基礎	5	1.3.4.2 検出器	22
1.2.1 診断用X線システム構成ユニットの概要	5	1.3.4.3 制御方式	23
1.2.1.1 X線発生装置	5	1.3.4.4 X線遮断機構	23
1.2.1.2 X線機械装置	6	1.3.4.5 安全と使用上の注意	24
1.2.1.3 X線映像装置	6	1.3.5 X線管，X線検出器保持装置	24
1.2.1.4 X線画像処理装置	7	1.3.5.1 種類	24
1.2.2 診断目的別システムの概要	7	1.3.5.2 機構原理	26
1.2.2.1 消化器系診断用システム	7	1.3.5.3 安全規格および保守点検	27
1.2.2.2 循環器系診断用システム	7	1.3.6 X線テレビジョンおよび関連機器	27
1.3 診断用X線システム構成ユニット	8	1.3.6.1 構成と各部の構造・機能	27
1.3.1 医用X線高電圧装置	8	1.3.6.2 関連機器	30
1.3.1.1 原理	8	1.3.6.3 安全と使用上の注意	30
1.3.1.2 構成	9	1.3.7 X線カメラ	30
1.3.1.3 性能	15	1.3.7.1 X線間接撮影用カメラ	30
1.3.1.4 医用X線発生器	15	1.3.7.2 I.I.間接撮影用カメラ	33
1.3.2 X線管装置	16	1.3.7.3 X線シネカメラ	35
1.3.2.1 X線の発生原理	16	1.3.8 平面検出器	36
1.3.2.2 構造	17	1.3.8.1 背景	36
1.3.2.3 性能（定格）	18	1.3.8.2 構成および信号変換方式	36
1.3.2.4 安全と使用上の注意	18	1.3.8.3 動作	38
1.3.3 イメージインテンシファイア装置	18	1.3.8.4 補正	38
1.3.3.1 原理	19	1.3.8.5 特性	39
1.3.3.2 構造	19	1.3.9 X線可動絞リ	40
1.3.3.3 特性	20	1.3.9.1 原理	40
1.3.3.4 安全と使用上の注意	21	1.3.9.2 種類	41
1.3.4 X線自動露出制御装置	22	1.3.9.3 性能	41

1.3.9.4 安全と使用上の注意	44	1.5 診断目的別システム	82
1.3.10 直接撮影台	44	1.5.1 消化器系診断用システム	82
1.3.10.1 規格の概要	44	1.5.1.1 要求される機能と性能	83
1.3.10.2 分類	44	1.5.1.2 基本構成	84
1.3.10.3 構造の概要	44	1.5.1.3 遠隔操作式診断システム	85
1.3.10.4 撮影台の構成(一例)	47	1.5.1.4 近接操作式診断システム	85
1.3.10.5 最近の技術動向	47	1.5.1.5 多方向診断システム	86
1.3.10.6 今後の展望	47	1.5.1.6 間接撮影専用システム	86
1.3.11 散乱X線除去用グリッド	48	1.5.1.7 システム構成上の留意事項	87
1.3.11.1 原理と構造	48	1.5.1.8 今後の動向	87
1.3.11.2 規格	49	1.5.2 循環器系診断用システム	87
1.3.11.3 特性	49	1.5.2.1 心臓血管撮影システム	87
1.3.11.4 使用上の注意	50	1.5.2.2 頭部・腹部・下肢血管撮影システム	89
1.3.12 医用放射線フィルムカセット	51	1.5.2.3 アプリケーション・装置の 組み合わせ応用	89
1.3.12.1 構造	51	1.5.2.4 今後の課題と方向	90
1.3.12.2 規格	52	1.5.3 頭部診断用システム	90
1.3.12.3 性能	52	1.5.3.1 要求される機能	90
1.3.12.4 使用上の注意	52	1.5.3.2 撮影法と種類の概略	91
1.3.13 増感紙・蛍光板	52	1.5.3.3 基本構成	91
1.3.13.1 X線用蛍光体	54	1.5.3.4 システム構成上の留意事項	92
1.3.13.2 増感紙	54	1.5.3.5 今後の動向	92
1.3.13.3 蛍光板	58	1.5.4 呼吸器系診断用システム	92
1.3.13.4 使用上の注意	59	1.5.4.1 要求される機能	93
1.4 デジタルX線システム	59	1.5.4.2 基本構造	93
1.4.1 リアルタイムデジタルラジオグラフィ (リアルタイムDR)	59	1.5.4.3 システムとしての留意事項	94
1.4.1.1 動作原理	60	1.5.4.4 今後の動向	94
1.4.1.2 要素技術	61	1.5.5 小児科診断用システム	95
1.4.1.3 画質評価	63	1.5.5.1 要求される機能と性能	95
1.4.1.4 システム応用	64	1.5.5.2 基本構成	95
1.4.1.5 臨床データ	66	1.5.5.3 構成上の留意事項	97
1.4.1.6 今後の方向	66	1.5.5.4 今後の課題	97
1.4.2 デジタル・フルオログラフィ (DA・DSA)	68	1.5.6 泌尿器・産婦人科診断用システム	97
1.4.2.1 基本構成	68	1.5.6.1 要求される機能	97
1.4.2.2 動作原理	69	1.5.6.2 臨床的手法と概要	97
1.4.2.3 サブトラクション処理方式	70	1.5.6.3 基本構成	98
1.4.2.4 画質	72	1.5.6.4 システム構成上の留意事項	99
1.4.2.5 今後の動向	73	1.5.6.5 周辺機器	99
1.4.3 コンピューテッド・ラジオグラフィ (CR)	74	1.5.6.6 安全性	99
1.4.3.1 CRシステムの基本構成	74	1.5.7 乳房診断用システム	100
1.4.3.2 検出機能	74	1.5.7.1 構成	100
1.4.3.3 表示機能	76	1.5.7.2 X線の性質(線質)	100
1.4.3.4 保存機能	78	1.5.7.3 X線装置の主な機能	101
1.4.3.5 CRのシステム構成と特徴	79	1.5.7.4 X線装置の安全と品質管理	103
1.4.3.6 臨床データ	79	1.5.7.5 今後の課題	104
1.4.3.7 今後の動向	80	1.5.8 外科診断用システム	104
		1.5.8.1 要求される機能と性能	104
		1.5.8.2 構成要素	105

1.5.8.3	安全および保守	107	1.5.14.2	各種撮影法	130
1.5.8.4	今後の動向	107	1.5.14.3	基本構成	131
1.5.9	集団検診システム	107	1.5.14.4	安全と設置条件, 保守管理	133
1.5.9.1	集団検診システムの種類	108	1.5.14.5	今後の課題と方向	133
1.5.9.2	胃集団検診システム	108	1.5.15	歯科用コーンビームCTシステム	133
1.5.9.3	胸部集団検診システム	112	1.5.15.1	概 説	133
1.5.9.4	安 全	113	1.5.15.2	装置構成と撮像原理	133
1.5.9.5	保守点検	113	1.5.15.3	今後の課題と方向	135
1.5.9.6	今後の動向	114	1.5.16	骨密度測定システム	135
1.5.10	一般撮影用システム	114	1.6	X線診断装置の安全と保守点検	135
1.5.10.1	要求される機能	114	1.6.1	はじめに	135
1.5.10.2	基本構成	114	1.6.2	保守点検の必要性	135
1.5.10.3	今後の動向	116	1.6.3	点検方法の概要	136
1.5.11	断層撮影システム	116	1.6.4	保守管理上の一般的注意書項	136
1.5.11.1	原 理	116	1.6.4.1	環境など共通項目	136
1.5.11.2	方 式	117	1.6.4.2	放射線管理	136
1.5.11.3	機 能	118	1.6.4.3	使用部品の知識	137
1.5.11.4	安全に使用するための注意事項	119	1.6.4.4	X線管不良	137
1.5.11.5	保守管理	119	1.6.4.5	電源関係	137
1.5.12	特殊撮影用システム	120	1.6.4.6	循環器システムと臨床検査機器などの 併用上の注意	137
1.5.12.1	各種撮影法	120	1.6.5	診断用X線システムの保守点検の実際	137
1.5.12.2	今後の動向	122	1.6.5.1	X線発生系の点検項目	138
1.5.13	回診用X線装置	123	1.6.5.2	撮影系の点検項目	138
1.5.13.1	要求される機能	123	1.6.5.3	機構系の点検項目	139
1.5.13.2	原理と基本構成	123	1.6.5.4	支持装置点検項目	139
1.5.13.3	安 全	128	1.6.5.5	映像系(X線TVシステム)の 点検方法	139
1.5.13.4	最近の動向	128	1.6.5.6	点検用測定器	140
1.5.13.5	今後の動向	128	1.6.5.7	各種装置の安全と保守点検	141
1.5.14	歯科用X線撮影システム	129			
1.5.14.1	要求される機能	129			

第2編 X線CT装置

2.1	はじめに	143	2.5	応 用	152
2.2	原 理	143	2.5.1	マルチディテクタCT	152
2.2.1	投影と逆投影	143	2.5.2	3次元画像再構成	154
2.2.2	前処理と補正	146	2.5.3	Zフィルタ処理	155
2.2.3	ヘリカルスキャンの補正処理	147	2.5.4	心臓用スキャン	156
2.3	システム構成	148	2.5.5	造影タイミングの最適化	156
2.3.1	走査ガントリ	148	2.5.6	被ばく線量低減のアプローチ	156
2.3.2	撮影テーブル	149	2.5.7	3D画像表示	158
2.3.3	操作コンソール	149	2.5.8	パフュージョン	159
2.3.4	電源ユニット	149	2.6	安 全	160
2.3.5	X線発生系	149	2.6.1	装置の安全性	160
2.3.6	スキャン系	150	2.6.2	設置条件	161
2.3.7	データ処理系	150	2.6.3	保守管理	161
2.4	性能評価	150	2.7	将来の展望	161

第3編 MR装置

3.1	はじめに	163	3.5.3	傾斜磁場コイルとその電源	174
3.2	磁気共鳴の原理	163	3.5.4	高周波回路	175
3.2.1	磁気共鳴 (Magnetic Resonance) 現象	163	3.5.5	制御系	175
3.2.2	緩和時間	164	3.6	MR装置の臨床機能	175
3.3	MRイメージングの原理	165	3.6.1	MRA	175
3.3.1	画像収集の原理とスライス面選択	165	3.6.2	MRCP (Magnetic Resonance Cholangio Pancreatography) と水画像	177
3.3.2	フーリエ変換法	166	3.6.3	拡散/灌流画像 (Diffusion/Perfusion Imaging)	178
3.3.3	撮像時間	167	3.6.4	脳機能の画像化 (fMRI: functional MRI)	179
3.4	パルスシーケンス	167	3.6.5	循環器診断	179
3.4.1	スピンエコー (SE)	167	3.6.6	ダイナミック スタディとMRI造影剤	180
3.4.2	インバージョンリカバリー (IR)	168	3.6.7	MRスペクトロスコピー (MRS)	181
3.4.3	グラディエントフィールドエコー (GFE)	169	3.6.8	治療への適用	182
3.4.4	高速スピンエコー (Fast SE)	169	3.7	MR装置の安全性と設置条件	182
3.4.5	エコープラナーイメージング (EPI)	170	3.7.1	安全性	182
3.5	MR装置の構成	171	3.7.2	設置条件	183
3.5.1	静磁場磁石	171			
3.5.2	RFコイル	172			

第4編 核医学システム

4.1	はじめに	185	4.5	PET/CT	197
4.2	ガンマカメラ	185	4.5.1	原理	197
4.2.1	構成	185	4.5.2	今後の課題と方向	198
4.2.2	補正方法および補正機構	188	4.6	RIレノグラム検査装置	198
4.2.3	性能評価	189	4.6.1	原理	198
4.2.4	安全性と保守管理	190	4.6.2	構成と機能	198
4.2.5	新しい技術	191	4.6.3	取扱上の留意点と保守管理	199
4.3	SPECT専用装置	192	4.6.4	今後の課題と方向	199
4.4	PET	193	4.7	甲状腺摂取率測定装置	199
4.4.1	構成	194	4.7.1	原理	199
4.4.2	性能評価	195	4.7.2	構成	200
4.4.3	関連装置	196	4.7.3	性能	200
4.4.4	新しい技術動向	196			

第5編 超音波診断装置

5.1	はじめに	203	5.4	超音波診断装置の構成と性能	206
5.2	超音波の生体特性	203	5.4.1	超音波診断装置の構成	206
5.2.1	生体内音速と波長	203	5.4.2	超音波診断装置の性能	208
5.2.2	超音波の伝搬特性 ⁽⁴⁾	204	5.5	超音波診断装置の分類	209
5.2.3	超音波の反射と散乱	204	5.6	リアルタイム超音波診断装置	210
5.2.4	超音波の減衰	204	5.6.1	各種走査方式	210
5.3	超音波イメージングの原理	205	5.6.2	電子リニア走査	210
5.3.1	超音波診断装置の原理と基本表示モード	205	5.6.3	電子コンベックス走査	213
5.3.2	超音波ビームの走査法	205	5.6.4	電子セクタ走査	215

5.6.5	デジタルビームフォーマ	218	5.9.2	コントラストハーモニックイメージング (CHD)	228
5.6.6	メカニカルセクタ走査	218	5.9.3	マイクロバブルを利用した種々の映像法	228
5.7	ドップラー応用超音波診断装置	220	5.9.4	今後の課題と展望	229
5.7.1	超音波ドップラー法の原理と種類	220	5.10	3次元表示・4次元表示	230
5.7.2	超音波ドップラー診断装置	220	5.10.1	3次元/4次元データ収集技術	230
5.7.3	カラードップラー断層法	221	5.10.2	3次元データ再構成技術	231
5.7.4	腹部カラードップラー断層装置	222	5.10.3	3次元データ表示技術	231
5.8	特殊プローブと臨床応用	223	5.11	臨床応用ソフトウェア	233
5.8.1	穿刺プローブ	223	5.11.1	ストレスエコー	233
5.8.2	超音波内視鏡プローブ	224	5.11.2	組織の運動や変形の定量評価	234
5.8.3	経食道心エコー法(TEE)用プローブ	224	5.11.3	輪郭自動抽出	235
5.8.4	術中プローブ	225	5.11.4	血流量計測	235
5.8.5	経直腸プローブ	225	5.11.5	造影画像でのTIC計測	236
5.8.6	経膈プローブ	226	5.12	記録装置・システム化・その他関連機器	236
5.8.7	経頭蓋ドップラー(TCD)用プローブ	226	5.12.1	記録装置	236
5.8.8	血管用プローブ	226	5.12.2	システム化対応	237
5.8.9	新生児用プローブ	226	5.12.3	その他の関連機器	237
5.9	超音波の非線形映像法	227	5.13	超音波の安全性	238
5.9.1	ティッシュハーモニックイメージング (THI)	227	5.14	今後の課題	239

第6編 電子内視鏡診断システム

6.1	はじめに	241	6.6.3	挿入軟性部	244
6.2	内視鏡の歴史	241	6.6.4	操作部	244
6.3	内視鏡の種類	241	6.6.5	照明系	244
6.3.1	消化管用	241	6.6.6	撮像部	245
6.3.2	気管支鏡用スコープ	242	6.6.7	信号処理部	245
6.3.3	耳鼻咽喉用スコープ	242	6.7	拡大内視鏡	247
6.3.4	ラパロスコープ	242	6.7.1	レンズ駆動部	247
6.4	内視鏡の機能	242	6.7.2	高精細画像	247
6.4.1	良い画像を得るために	242	6.8	極細径内視鏡	248
6.4.2	観たいところをみる機能	242	6.9	ダブルバルーン小腸内視鏡	249
6.4.3	処置の機能	242	6.10	分光画像	250
6.5	内視鏡の技術	242	6.10.1	分光内視鏡	250
6.6	内視鏡の構造	243	6.10.2	方法	251
6.6.1	先端部	243	6.11	今後の発展方向	252
6.6.2	湾曲部	243			

第7編 医用画像管理システム

7.1	はじめに	253	7.4	標準化	262
7.2	電子保管と伝送について	253	7.4.1	DICOM	262
7.3	基礎技術の展望	254	7.4.2	IHE	264
7.3.1	記憶媒体と画像データベース	254	7.5	応用例	266
7.3.2	画像の表示と関連技術	255	7.5.1	全体病院システムの実例 (小平記念東京日立病院)	266
7.3.3	ネットワークと画像伝送	258	7.5.2	放射線科内システムの実例 (千葉県救急医療センタ)	267
7.3.4	画像の入出力	259			
7.3.5	画像データの圧縮	261			

7.5.3 健康管理センターの実例 (A 健診センター) 268	7.7 将来展望 270
7.6 安全性 269	

第8編 治療システム

8.1 はじめに 271	8.6.2 アフタローディング式治療装置(RALS) 289
8.2 リニアアクセラレータ 271	8.7 放射線治療計画システム 292
8.2.1 原理 271	8.7.1 線量分布計算システム 294
8.2.2 構成 272	8.7.2 CTシミュレータ 297
8.2.3 性能 273	8.7.3 X線シミュレータ 299
8.2.4 安全対策 273	8.8 ハイパーサーミア装置 301
8.2.5 今後の課題 273	8.8.1 原理 302
8.3 マイクロトロン 274	8.8.2 加温装置の構成と機能 303
8.3.1 原理 274	8.8.3 温度測定 305
8.3.2 構成 274	8.8.4 装置の安全性と設置条件, 並びに保守管理 305
8.3.3 性能および特長 274	8.8.5 今後の課題と方向 305
8.3.4 安全対策 276	8.9 体外式結石破碎装置 305
8.3.5 レーストラックマイクロトロン 276	8.9.1 原理 306
8.4 ベータトロン 276	8.9.2 性能 307
8.4.1 原理 277	8.9.3 ESWL 治療 (尿路結石) 307
8.4.2 構成 278	8.9.4 将来への展望 308
8.4.3 性能 279	8.10 ガンマナイフ 308
8.4.4 安全対策 279	8.10.1 原理 309
8.5 各種大型治療用粒子加速装置 279	8.10.2 構成と機能 309
8.5.1 速中性子線治療装置 280	8.10.3 実際の装置と応用 312
8.5.2 陽子線治療装置 282	8.10.4 設置の安全性と設置条件 313
8.5.3 重イオン線治療装置 284	8.10.5 保守管理 313
8.5.4 負パイ中間子治療装置 286	8.10.6 今後の展望と方向 313
8.6 RI 治療装置 287	
8.6.1 ^{60}Co 遠隔治療装置 287	

第9編 骨密度測定装置

9.1 はじめに 315	9.4 標準的測定方法 318
9.2 装置の概要 315	9.4.1 腰椎測定 318
9.2.1 測定原理 315	9.4.2 橈骨測定 319
9.2.2 装置の分類 316	9.5 精度管理 320
9.2.3 装置の構成 317	9.5.1 日常的精度管理 320
9.2.4 被ばく線量 317	9.5.2 定期的精度管理 320
9.3 測定結果のスコア化 317	9.6 その他の骨密度測定装置 321
9.3.1 Zスコア 318	9.6.1 pQCT (Peripheral Quantitative CT) 321
9.3.2 Tスコア 318	9.6.2 QUS (Quantitative Ultra Sound) 321
9.3.3 各種診断基準 318	

第10編 光トポグラフィ装置

10.1 はじめに 323	10.2.2 構成と機能 324
10.2 光トポグラフィ装置 323	10.2.3 脳機能計測例と特徴 325
10.2.1 原理 323	10.2.4 今後の課題と動向 325

第11編 新分野・新技術システム

11.1	はじめに	327	11.4.4	安全性	340
11.2	生体磁気計測装置 (SQUID 応用)	328	11.4.5	今後の課題と方向	340
11.2.1	原理	329	11.5	分子 (モレキュラー) イメージング	340
11.2.2	構成と機能	330	11.5.1	分子イメージングとは	340
11.2.3	実際の装置と応用	332	11.5.2	PET	341
11.2.4	設置条件と安全	332	11.5.3	MRI	341
11.2.5	今後の課題と方向	333	11.5.4	光イメージング	342
11.3	コーンビーム 3D 撮影装置	334	11.5.5	マルチモダリティ	342
11.3.1	コーンビーム 3D 撮影とは	334	11.5.6	今後の課題と方向性	343
11.3.2	実用装置の構成と機能	335	11.6	ドラッグデリバリーシステム (DDS)	342
11.3.3	再構成演算	336	11.6.1	はじめに	343
11.3.4	臨床画像例	336	11.6.2	DDS 薬剤の状況	343
11.3.5	今後の課題と方向	338	11.6.3	細胞内への薬物導入法	346
11.4	クライオサージェリ	338	11.6.4	薬物の吸収促進 (プロドラッグ化)	346
11.4.1	生物学的機序	338	11.6.5	外部エネルギーを使った DDS	346
11.4.2	冷凍手術器	338	11.6.6	おわりに	349
11.4.3	画像診断装置の併用	339	11.6.7	謝辞	349

第12編 医用画像関連機器および用品

12.1	はじめに	351	12.5.5	フィルムクリップ	369
12.2	画像記録装置	351	12.5.6	用途・種類	369
12.2.1	医用画像用イメージャ	351	12.5.7	観察部位別シャウカステン	371
12.2.2	サーマルビデオプリンタ	356	12.5.8	高濃度フィルム用スポットライト	371
12.3	医用フィルム	360	12.5.9	間接撮影フィルム用ビュア	372
12.3.1	直接撮影用 X 線フィルム	360	12.6	シネ用プロジェクタ	372
12.3.2	間接撮影用 X 線フィルム	363	12.6.1	方式・構造	372
12.3.3	画像記録用フィルム (ハードコピーフィルム)	363	12.6.2	画質評価と品質管理	373
12.3.4	X 線写真複製用フィルム	364	12.6.3	今後の課題と方向	373
12.3.5	マンモグラフィ用フィルム	364	12.7	造影剤自動注入装置	374
12.3.6	フィルムの取扱い上の注意	364	12.7.1	血管造影剤注入装置	374
12.4	自動現像装置	364	12.7.2	消化管用造影剤注入装置	377
12.4.1	種類と構成	365	12.8	医用画像関連用品	380
12.4.2	関連する周辺機器	367	12.8.1	フィルムマーカとネームプリンタ	380
12.4.3	設置条件と保守管理	367	12.8.2	手現像 (バット, タンク)	380
12.4.4	今後の課題	367	12.8.3	フィルムハンガ	380
12.5	フィルム観察器 (シャウカステン)	367	12.8.4	フィルタと暗室ランプ	380
12.5.1	フィルム観察器 (シャウカステン) の役目	367	12.8.5	カセット交換箱, フィルム保存箱, 運搬車	381
12.5.2	フィルム観察器 (シャウカステン) のサイズ	368	12.8.6	保温用具	381
12.5.3	光源	368	12.8.7	生フィルム装てん台と貯蔵箱	382
12.5.4	散光板	369	12.8.8	胸測計と各種スケール	382
			12.8.9	ポジショニングブロックと固定具	382
			12.8.10	滅菌カバー	383

第13編 測定器類など（線量計・ファントム・品質管理器具）

13.1	はじめに	385	13.7.1	原理	405
13.2	X線管電圧管電流測定器	385	13.7.2	構成	406
13.2.1	X線管電圧測定部	385	13.7.3	計数値の補正	407
13.2.2	X線管電流測定部	388	13.7.4	試料調整	407
13.2.3	測定	391	13.7.5	機器性能評価機能	407
13.2.4	デジタル化された新しい X線管電圧管電流計	392	13.7.6	使用上の注意	407
13.3	線量計	393	13.8	自動ウェルカウンタ	407
13.3.1	電離箱式線量計	393	13.8.1	原理	407
13.3.2	関連機器－熱蛍光線量計（TLD）	395	13.8.2	構成	408
13.3.3	関連機器－ダイオード線量計	396	13.8.3	測定上の問題点	409
13.4	放射線管理用測定器	396	13.8.4	関連機器	410
13.4.1	エリア・モニタ	397	13.8.5	臨床的応用	411
13.4.2	ガス・モニタ	398	13.8.6	今後の課題，将来への展望	411
13.4.3	水モニタ	399	13.9	RI線源校正器	411
13.4.4	表面汚染モニタ	400	13.10	X線ばく射時間計・蛍光量計	411
13.4.5	サーベイ・メータ	401	13.10.1	X線ばく射時間計	411
13.4.6	電子式個人線量計	402	13.10.2	蛍光量計	413
13.5	ガス・フロー・カウンタ	403	13.10.3	非接触型管電圧計	413
13.6	シンチレーションカウンタ	404	13.11	テストチャート	415
13.6.1	原理	404	13.11.1	原理・方式	415
13.6.2	構成	404	13.11.2	構造・性能	416
13.6.3	装置の進歩	404	13.11.3	今後の課題	417
13.6.4	使用上の注意	405	13.12	ファントム	417
13.7	液体シンチレーションカウンタ	405	12.12.1	素材	417
			12.12.2	構成	418

第14編 X線防護設備・用品

14.1	X線防護設備	421	14.2	X線防護用品	441
14.1.1	X線防護工事の必要性	421	14.2.1	X線防護の原理と原則	441
14.1.2	X線防護工事	422	14.2.2	X線防護用品の原材料	441
14.1.3	付帯工事	427	14.2.3	X線防護用品の現状	441
14.1.4	鉛の処分方法・リサイクル	428	14.2.4	X線防護用品の課題と展望	441
14.1.5	漏えい線量測定に関して	428			

総 説

1. まえがき

1895年にレントゲン (Wilhelm Conrad Röntgen) が新しい放射線の存在を確信し、これをX線と名付けた。人体を透かして見ることができる驚きは世界中で注目された。日本でも注目され、翌年にはX線を発生させX線像を得る実験に成功している。レントゲンは1901年のノーベル物理学賞を授与された。その後、X線の医療への応用は、人体を透かして見る強力な武器として、強いニーズのもとに撮影・透視・用途別などへと大きく進展してきた。

日本画像医療システム工業会 (1981年当時、日本放射線機器工業会) では、医用画像機器および医用放射線機器の全般にわたる技術解説書として、「医用放射線機器技術総覧」(後に「医用画像・放射線機器ハンドブック」と改名)の第1版を1981年に編集・発行して以来、機器の革新的進展に合わせて最新機器を掲載すべく3~5年ごとに改訂版の刊行を続けてきた。

本書は通算で第7版となり、発刊以来26年を迎えている。従来と同様に、各項目とも業界の第一線のメーカ技術者がそれぞれ得意とする専門分野を分担して執筆したものであり、最新の技術を総合した比類無き書である。

執筆内容には、画像機器および放射線機器の分野における主要モダリティはもちろん、診療システムの中で用いられる関連機器や付属機器を網羅し、新しい技術を盛り込むとともに、今後の課題や動向にも触れるようにしている。

また、医療機器の効用と安全の確保のため、2005年4月の改正薬事法の施行で保守管理の視点で医療機器の分類も行われ、機器の保守管理の重要性をクローズアップしている。

2. 医用画像・放射線機器の技術動向

X線診断装置時代の後、1973年にイギリスのハウンスフィールドらによってX線CT (Computed Tomography) 装置が開発された。発明者のハウンスフィールドは、CTに関して先駆的研究を行ったコマックとともに、1979年のノーベル生理学・医学賞を授与された。

X線CT装置の出現がインパクトとなって体軸横断断層像での診断が普及し、放射線診断装置全般にコンピュータ応用が急速に進み、装置の性能が著しく向上した。さらに超音波診断装置や磁気共鳴診断装置が相

次いで出現し、「画像診断」と呼ばれるジャンルを形成するに至った。

各機種ともデジタル技術による画期的性能改善が行われてきており、画像情報処理技術を駆使した見やすい画像への挑戦や、新しい描出法の開発は尽きることがない。

1990年代後半に入ってX線診断装置での大きな動向は、イメージインテシファイア装置が平面検出器にゆっくりと確実に置換わりつつあることである。

CT装置は数年前にマルチスライス化が進み始め、肺の検査時に息止め時間を短くできると言った臨床価値などでCT市場が拡大した。さらに、昨今では心電ゲートをかけてデータ収集できるようになり、冠状動脈をターゲットにしてインターベンショナルラジオロジー分野にも進出している。心臓をターゲットにしたマルチスライスCTの場合、心電ゲートにより格段に断層枚数が増えるため、大量のデータを3次元表示などで分かり易く効率良く診断に供するようになっている。

また、核医学分野ではガンマカメラを中心に放射線同位元素を利用して機能画像を診断に提供している。2002年4月からのFDG(フルオロデオキシグルコース)薬剤の保険適応をきっかけにPET (Positron Emission Tomography) 装置が、がん診断を中心に普及してきている。さらに、CT装置と組み合わせることで、PET/CT装置として解剖図の上に機能図を重ねるフュージョンを実現し、患部の位置を同定して診断能を向上させている。

各々のモダリティの技術内容は、デジタル技術の深まりと臨床応用の著しい進歩が見られ、充実したものとなっている。このような高度な開発がMRやCTだけでなく、永い歴史を持つX線や核医学、超音波などのモダリティでもそれぞれの分野における強いニーズの元で活発に行われている。

このように画像診断機器は、体内情報を画像として最高の画質で、リアルタイムかつ低侵襲で提供することを究極の性能目標として各モダリティとも開発・改良が続けられている。

最近では高度エレクトロニクス技術、各種ニューメディア、情報通信技術、応用ソフトの高度化、新材料、新部品など、多くの革新技術を取り込み、各機種とも一層の性能拡充が図られている。

また、増大する画像診断の分野で極めて重要な側面を持つPACS (Picture Archiving and Communication

System) などの画像保管・管理の合理化による診断支援,あるいは病院管理支援に関するシステム開発も具体化されている。

一方,治療の分野ではリニアアクセラレータなどの粒子加速装置や,コバルト60を用いるガンマ線治療装置など放射線治療装置が主流であるが,後者は安全規制上の制限を受けるようになってきた。ハイパーサーミア(温熱治療)は放射線治療装置との併用機器として位置づけられた。新しい機種ではスウェーデンにて開発されたガンマナイフがある。脳外科における微細精密照射治療で評価されている。

3. 編集内容

画像診断機器の範囲は厳密に定義されているわけではない。治療に用いるハイパーサーミア,結石破碎装置などは放射線応用ではないが,量子線を放射するものであり,かつ,病院において,これらが一括して放射線部(または画像診断部)で扱われていることを考え合わせ,本書に掲載することとした。また電子内視鏡診断システムは内視鏡の一種ではあるが,画像出力はデジタル信号であり,当然画像処理システムに組み込まれる対象となるので,画像診断機器に位置づけることが好ましいと考え本書に取り込んだ。

以下のとおり,画像診断機器および医用放射線機器と関連機器や用品・測定器類を網羅し,第1編から第14編までに編集している。

- 第1編: 診断用 X 線システム
- 第2編: X 線 CT 装置
- 第3編: MR 装置
- 第4編: 核医学システム
- 第5編: 超音波診断装置
- 第6編: 電子内視鏡診断システム
- 第7編: 医用画像管理システム
- 第8編: 治療システム
- 第9編: 骨密度測定装置
- 第10編: 光トポグラフィ装置
- 第11編: 新分野・新技術システム
- 第12編: 医用画像関連機器および用品
- 第13編: 測定器類など(線量計・ファントム・品質管理器具)
- 第14編: X 線防護設備・用品

4. 各編の概要

第1編: 診断用 X 線システム

診断用 X 線システムは画像診断機器の中で最も歴

史があり応用も広く,機器は多種多様であり,本編の構成を系統だてるのに工夫を要した。初めに標準的 X 線診断装置についてシステムの基礎的な概要説明の後,その主要構成ユニットごとの技術内容を展開した。次にデジタルラジオグラフィ(コンピューテッド・ラジオグラフィなどを含む),さらには近年著しく進歩し続けているインターベンショナルラジオロジィについて記述し,その後に診断目的別の各システムについて紹介するようにした。

この編の最後に,重点事項として X 線診断装置の安全と保守点検に関する項目を設け標準的な解説を行った。

第2編: X 線 CT 装置

X 線 CT 装置の出現は,1970年代以降の放射線診断の分野に大きなインパクトを与えた。人体の輪切り,脳障害の即時診断など臨床面に画期的進歩をもたらしたばかりでなく,医療機器技術への本格的なコンピュータ導入の原動力となった。

多くのメーカーが X 線 CT 装置の開発に参入し,精力的な性能改善と急速な普及があり,このころ画像診断装置という言葉が生まれた。以後,活発なハード・ソフトの開発が続けられてきた結果,病院の主力機種として普及した。さらに,マルチスライス CT の進歩で,昨今は心電ゲート収集により心臓の冠状動脈をも見えるようになり,心臓領域でのインターベンショナルラジオロジィにも進出している。

本編では CT の原理説明の後,システム構成,各ユニットの技術および応用技術の解説を行った。

第3編: MR 装置

磁気共鳴現象の臨床医学への応用は,放射線障害がないこと,軟部組織に対する識別能力が高いこと,骨による障害陰影がないこと,自在な断面画像が得られることなどが大きな特徴であることから,広く普及している。動態解析や脊髄・骨診断などへのアプローチもあり,臨床ソフトの発展がめざましい。患者にやさしい機器を指向した各種の改善も進んでいる。

本編は核磁気共鳴現象の解説と MR イメージングの原理説明の後,装置構成と主要技術を説明し,後半は MR 装置の臨床機能の紹介として,血流の状態を可視化する MRA (MR Angiography), MRCP (MR Cholangio Pancreatography), 脳機能の画像化 (fMRI : functional MRI)などを紹介する。

末尾に安全性と非常に重要な設置条件について解説する。

第4編：核医学システム

核医学診断は、放射線同位元素を利用して体内臓器の機能の状態を直接的に観測できる点で従来からユニークな存在であり、画像診断機器の柱の一つである。体内に投与された微量放射線の計測値を画像化することが基本であるため、他の画像診断機器に比べ鮮明な画像は得られにくい、その診断価値提供レベルは高度なものである。

本書は核医学イメージングシステムの概要としてまずガンマカメラについて主要構成と技術を解説し、次いで基本性能を述べ、最後に安全性と将来展望を加えた。

後半は SPECT(Single Photon Emission CT)、PET、PET/CT 装置、RI レノグラム、甲状腺摂取率測定器と続けて紹介する。

第5編：超音波診断装置

超音波診断装置は電子走査式が開発されて以来、画像診断の分野で急速な普及をみた。超音波のエコーを画像化するので X 線画像のような幾何学的な精度は得られないが、体内組織からの直接のエコーであること、動態のリアルタイム画像が無侵襲で、小型でかつ手軽に得られることが何といても大きな特徴である。

本書は超音波の生体特性と超音波イメージング原理を解説後、各種技術の詳細を説明し、引き続きドップラー応用、各種の特殊プローブとその応用、さらに新しい撮影法、臨床ソフト、システム化対応などを紹介した。末尾に安全および将来展望に言及する。

第6編：電子内視鏡診断システム

電子内視鏡は在来の内視鏡技術に撮像素子 (CCD) を応用したもので、ファイバースコープ方式に比べ画素数が多く高分解能が得られるほか、各種の画像処理が可能であり、デジタル画像として多人数で観察できるなど、多くの優れた点を有する。

本編では電子内視鏡の技術知識として CCD の動作原理・構造などを解説し、後半は装置の実際と応用、関連機器を紹介した。

第7編：医用画像管理システム

医用画像管理システムは、第6編までの画像診断機器と並ぶモダリティではなく、デジタル信号を用いて画像診断機器の出力の処理・連携・大量画像情報の保管や、その中からの取り出しを瞬時に実行するといった診断支援システムに位置づけられる。

本編は、はじめに医用画像管理システムの概要として電子保管と伝送について簡単な紹介を行い、このシ

ステムを構成する各種基礎技術や応用システムを展望的に解説している。なお、この種のシステムの普及には標準化が不可欠である。現在強力に進められている DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) や IHE(Integrating the Healthcare Enterprise) について、また末尾には応用例としていくつかの実際例を紹介する。

第8編：治療システム

放射線治療システムは粒子加速装置によるものと放射性同位元素によるものとに分けられる。

前者は現在、電子線照射および X 線照射が可能なりニアアクセラレータが最も多く使われているが、マイクロトロンも特徴ある機器としてかなり増えている。大型サイクロトロンなどによる速中性子線や陽子線照射、重イオン照射なども大施設で行われている。

後者はコバルト60遠隔照射治療装置、体腔内照射に用いるリモート・アフター・ローディングが主流であるが、コバルト60遠隔照射治療装置の方は大容量 RI 輸送上の規制問題で下火となった。最近の装置では、ガンマナイフと呼ばれる脳の精密照射装置が有用なものとなっている。

さらに治療システムには欠かせない治療計画用の線量分布計算システム、CT シミュレータ、X 線シミュレータを解説する。

また、放射線照射装置と併用でその効果が評価されているハイパーサーミア装置 (温熱治療)、結石破砕装置についても記述した。

最後に、それぞれの機種に対しての安全対策を付け加えている。

第9編：骨密度測定装置

人体の骨密度測定は健康管理上重要な位置づけにある。測定法には X 線、超音波などを用いる各種の方法があり、当該画像診断機器の付加機能として骨密度測定を可能としたものもあるが、実際の臨床の場では専用の X 線骨密度測定装置が現在主流となっているので、本編では X 線骨密度測定装置を主体に装置の概要、標準的測定方法や精度管理方法について述べた。

第10編：光トポグラフィ装置

光トポグラフィは近赤外分光法を用いて完全無侵襲に高次脳機能を画像化する方法である。日本では1995年頃から研究され、柔軟な光ファイバーを頭皮に接触させることで近赤外分光法を用いて高次脳機能を司る大脳皮質を計測できる装置として発展してきた。他の脳機能マッピング法と比べて、被検者を固定して動かない様にする必要がなく、拘束性の低い計測

法で、さらに微弱な光を使用することから、安全で何回でも計測が可能な利点がある。

本編では、原理・構成と機能・脳機能計測例と特徴を順に説明し、最後に今後の課題と動向を述べる。

第11編：新分野・新技術システム

本編では、まだ研究段階にある物や普及度は大きくないが注目されている製品・技術を取り上げた。

新しい研究としては生体の磁場測定を診断に結び付けようとするもので SQUID (超伝導量子干渉素子) 応用による生体磁気計測装置がある。心磁計や脳磁計による新たな診断分野が期待され注目されている。

X 線利用ではコーンビーム法による 3D 計測などが注目されている。

また、生体細胞を凍結させて治療を行うクライオサージェリが画像診断との組み合わせで、有効な IVR 手技として見直されている。

PET/CT の出現や fMRI と共に脚光を浴びてきている分野に分子 (モレキュラー) イメージングがある。分子イメージングは、疾病による形態の変化が生じる前に、細胞レベルの変異を画像化することにより、疾病の早期発見、新たな治療方法の実現を目的としている。

副作用を抑えて薬効を最大限に発揮させる意味で注目されている分野として、ドラッグデリバリーシステム (DDS : Drug Delivery System) がある。DDS は、薬剤を特定の患部のみへ確実に送り届けるシステムである。

第12編：医用画像関連機器および用品

前編までに述べた各種製品が最終的に性能を発揮するまでには、非常に多くの関連機器や用品に支えられている。診療目的に応じて多くの機器が大きなシステムを組んでいるといえる。

得られた診断情報を画像として最終的に出力するための機器や記録媒体は、診断を左右するほど重要であり、前記各診断機器と同様、性能改善の研究は盛んである。各種の映像機器や情報機器も出現している。

また、X 線による体内の陰影を得るため、造影剤が使用されているが、患者をいたわりながら安全に、より良い画像を作るための造影剤注入装置にも高度の技術が注ぎ込まれている。

第13編：測定器類など (線量計・ファントム・品質管理器具)

一般に機器の性質を評価したり、安全管理を行ったりにするために、測定器は重要な役割を持つ。

本編では放射線機器の性能管理に用いる測定器や、

放射線管理、画像の精度を測定するためのテストチャートやファントム (疑似被写体) など、主として放射線に関係するものをまとめて記載する。

第14編：X線防護設備・用品

X 線装置を設置する検査室では、患者への不必要な被ばくや、医療従事者および公衆の線量限度を超えて被ばくすることを防止するための適正な遮へい設備を設ける必要がある。

本編では X 線防護工事について詳細を述べ、防護工事後の漏えい線量測定に関しても紹介する。

また、X 線防護用品についても原理・原則を述べ、原材料に言及して現状と将来展望を概説する

5. む す び

先進国では医療費の削減が課題となり、保険の見直しなどで、診断や治療の効果評価が問われる一方で、技術の進歩を取り入れた新製品が次々と開発され、互いに切磋琢磨しながら医療に貢献している。

医用画像・放射線機器は多種多様であるが、その多くは診断・治療の中で直接用いられるもので、少しでも侵襲度を低く、少しでも性能を高くといった診療機器に対する強いニーズに応えながら病院の設備機器として安全性、経済性、その他の諸条件を満たすべく研究や開発の努力が続けられている。

本書は最近の医用画像・放射線機器並びに関連機器や周辺で使われる機器などについて、技術の全容を総合して紹介している。

皆様のハンドブックとして有用なものとなれば幸いです。

(社) 日本画像医療システム工業会
広報委員会 伴 隆一

第1編 診断用 X 線システム

1.1 はじめに

1895年にレントゲンが X 線で体内を透過した陰影像を得てから、静止画としての撮影画像や動画としての透視像を始め、医療診断分野で X 線利用が進展した。その結果、診断用 X 線システムは汎用装置に加えて各種の専用装置も開発され広範囲に発展してきている。

1970年代にはコンピュータの出現とともに断層像を実用レベルで作成できるようになり、X 線 CT 装置が発明され、手術無しに体内の形態診断が高精度で行えるために大いに普及している。

応用範囲の広がりに対応して、メカトロニクス・マイクロコンピュータなどの利用による制御技術や、デジタル化による高度な画像処理技術(DR:Digital Radiography)が導入され、診断情報をリアルタイムに高精度で得る製品が普及してきている。

昨今では診断用 X 線システムに平面検出器を備え、診断用 X 線システムのデジタル化を加速して、ネットワークによる診療効率化に貢献し始めている。

また、診断から治療までを考えると、透視像を見ながら経皮の手技により血管内治療を行うインターベンショナル・ラジオロジー(IVR: Interventional Radiology)等からの要求項目も増している。

診断用 X 線システムは、形態学的信頼性が高く、また高空間分解能を有していることから、今でも主要かつ基本的なモダリティとして位置づけられている。

本編では、診断用 X 線システムを次の順に分けて解説をすすめる。

- ・1.2章は、診断用 X 線システムの基礎として、システムの基本的な構成とそれらの概要を紹介
- ・1.3章は、診断用 X 線システムを構成する各ユニットの解説
- ・1.4章は、近年急速に発達した各種のデジタル X 線システムの解説
- ・1.5章は、診断目的別に商品化されている診断目的別システムの解説
- ・1.6章は、診断用 X 線システムの安全と保守点検について解説

各システムや機器の解説に当たって、原理・構成・性能のほか、各システムに要求される機能や今後の

動向などについて概要を記述している。

1.2 診断用 X 線システムの基礎

診断用 X 線システムは、基本的には X 線を発生させる機能と、人体を透過した X 線を画像として可視化する機能および被検者を位置決めする機能を有するシステムである。X 線画像を得る手段としては、短時間に強い X 線を照射して静止画像を得る「撮影」と、弱い X 線を連続的に照射して画像を動画として得る「透視」があり、どちらか一方または両者を併用することで、診断に最適な画像を得ることができ

る。診断用 X 線システムは、診断目的から見ると細かく分類されるが、いずれのシステムも基本的に図 1.2.1-1 のようなユニットの組み合わせで構成されている。これらのユニットと代表的なシステムについて、基礎的なことがらを以下に概説する。

1.2.1 診断用 X 線システム構成ユニットの概要

1.2.1.1 X 線発生装置

X 線発生装置は、X 線の発生という X 線システムにとって最も基本的な機能を担うユニットである。X 線を発生させるためには数万ボルトから十数万ボルトの高電圧が必要であり、その高電圧を作る X 線高電圧装置と、この高電圧によって X 線を発生させる X 線源装置および両ユニットを電氣的に接続するプラグ付 X 線高電圧ケーブルから成る。

X 線高電圧装置は、高電圧発生装置と X 線制御装置から成る。高電圧発生装置では商用電源から高電圧へと変換しており、その方式としては単相全波整流方式や3相12ピーク整流方式、および最近では主流となっているインバータ方式などがあげられる。このインバータ方式は、高速スイッチング技術の進歩と大電力半導体素子の開発により実現されたものであり、高周波化されることで装置の小型化が進むとともに、単相・3相いずれの電源でもほぼ定電圧の X 線管電圧が得られる特長がある。

X 線制御装置では、X 線の物性を決める要素である X 線管電圧と X 線管電流、および X 線ばく射時間を制御している。これら3要素を適切に制御することにより、診断に適した画像が得られるとともに、被検者への不要な被ばくを抑えている。

X 線源装置を構成する X 線管装置では、X 線高電圧装置で作られた高電圧によって電子を加速し、これをターゲットに当てて X 線を発生させている。電子がターゲットに当たる焦点面積が小さいほどシャープでボケの少ない X 線画像が得られるため、フィラメントから放出される熱電子を絞り込む構造になっている。X 線の変換効率は約1%であり、入力されたエネルギーの約99%が熱になる。そのため、ターゲットの熱容量を大きくするとともに、熱を効率よく外部に逃がすことが必要になる。このため大容量の X 線管装置では、円盤状のターゲットを高速で回転させている。

照射野制限装置は、X 線管装置から放射される X 線を必要な範囲に絞り込むユニットである。一般的には鉛板を組み合わせた X 線可動絞りと呼ばれるユニットで不要な X 線を遮へいし、被検者と医療従事者への無用な被ばくを抑えている。

1.2.1.2 X 線機械装置

X 線機械装置は、被検者を位置決めし、X 線の透過方向を定める機能を担っている。図1.2.1-1に示すように、透視と撮影の両方に対応した透視撮影台と、撮影だけに対応した X 線撮影台および X 線源装置と X 線映像装置を保持して位置決めする保持装置に大別される。

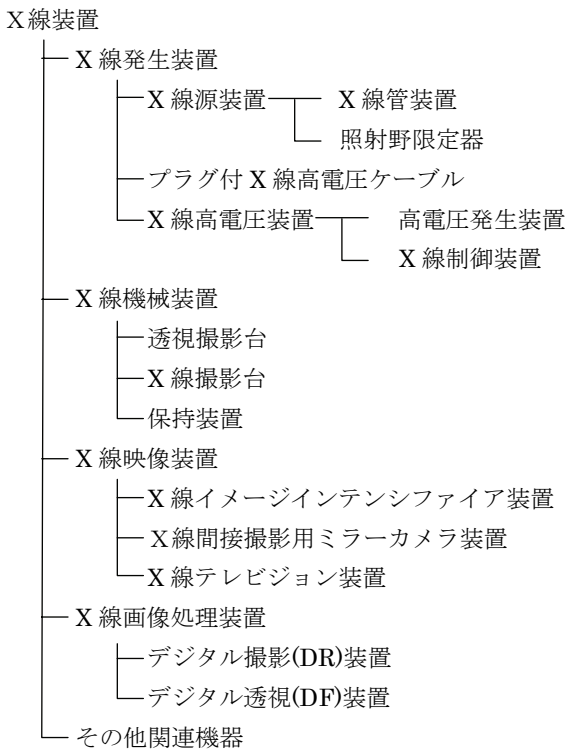


図 1.2.1-1 診断用 X 線システムの基本構成 (JIS Z 4701 より)

しかしながら、被検者の位置決めに必要な機能は診断目的により異なるため、X 線機械装置はそれぞれの X 線システムで大きく異なる形態となっている。例えば消化器系診断用システムでは、消化管の内面に造影剤であるバリウム製剤を一様に付着させるために、被検者の体位変換（体の向きを変えること）を容易にするような機械装置となっている。一方、循環器系診断用システムでは、被検者をできるだけ動かさずに X 線の投影方向を自在に変えられるような機械装置になっている。

最近では多くの診断目的に対応できるように、これら2つの機械装置の特長を合わせ持つような多目的診断用システム（図1.2.1-2）も急速に普及してきている。

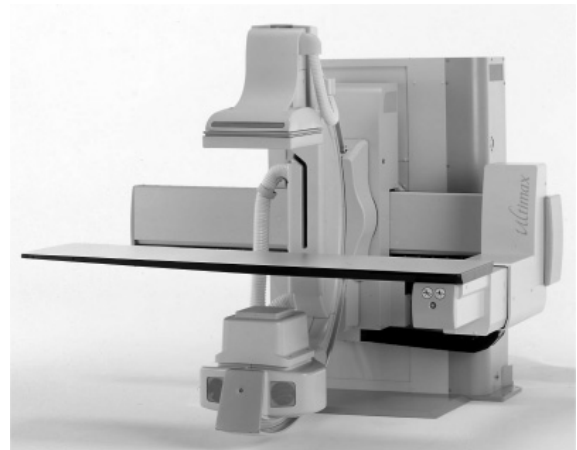


図 1.2.1-2 多目的診断用システムの一例

1.2.1.3 X 線映像装置

X 線映像装置は、人体を透過した X 線を捉えてフィルムやモニタに画像として表示する機能を担っている。

X 線映像装置を構成する X 線イメージインテンシファイア装置は、X 線像を可視化するための真空管である。一般的にヨウ化セシウムの X 線蛍光作用で得られる光学像を、光電効果で光電子に変換し、この電子を高電圧で加速・収束して、出力蛍光面で高輝度の光学像に変換している。撮影像の微細な描出力では X 線フィルムに及ばないが、微弱な X 線像も可視化できることや、リアルタイムで X 線画像を得られる特長を有しており、透視を行うシステムでは不可欠なユニットである。

X 線テレビジョン装置は、上述したイメージインテンシファイア装置の出力光学像を TV カメラで捉え、最終的に CRT モニタなどに映像として表示するユ

ユニットである。TV カメラの撮像デバイスとしては、小型で焼付や劣化がないといった特長を有する CCD が主に使われている。

なお最近では、この X 線映像装置の形態・性能を一新する新しいユニットとして、X 線平面検出器が実用段階を迎え、急速に普及が進んでいる。急速な革新が進む半導体技術を取り入れた X 線平面検出器の実現は、単に X 線検出部の形状が薄くなるというだけでなく、シャープでひずみのない画像が得られることから、X 線システムの診断用途を広げるものと期待されている。

1.2.1.4 X 線画像処理装置

X 線画像処理装置は、X 線 TV カメラからの映像信号をデジタルデータに変換してメモリに記憶するとともに、CRT モニタなどに表示するユニットである。デジタル化された映像信号に対して、診断目的に応じてさまざまな処理を加えることで、より診断能に優れた画像として表示することができる。

X 線画像処理装置は、図1.2.1-1に示すようにデジタル撮影(DR)装置とデジタル透視(DF)装置に大別される。

デジタル撮影(DR)装置は、主に静止画である撮影像をデジタルデータで収集して表示するユニットであり、現像処理に時間がかかる X 線フィルムに比べて、即時に撮影像を確認できるという特長を有する。画像処理により診断しやすい画像に表示できることや、画像データの保管管理が容易であるなどのメリットもあり、1回の検査で多数の撮影像を撮ることの多い消化器系の診断用に広く組み合わされている。

デジタル透視(DF)装置は、主に動画像をデジタルデータで収集して表示するユニットであり、血管像を動画で診断する循環器系診断用システムで不可欠になっている。特に画像処理によって血管像だけを表示する Digital Subtraction Angiography(DSA)は、循環器系の診断に多用されている。

なお、1.4章で取り上げているコンピューテッドラジオグラフィ(CR)は、図1.2.1-1では、デジタル撮影(DR)装置の中に分類している。

1.2.2 診断目的別システムの概要

診断用 X 線は応用が広く、システムは診断目的別に多岐にわたり分類されている。各システムについては1.5章に紹介するが、ここでは代表例として、最も多く普及している消化器系診断用システムと循環器系診断用システムについて概説する。

1.2.2.1 消化器系診断用システム

消化器系診断用システムは、食道、胃、大腸などの消化管を中心に、肝臓、胆のうなどの疾患に対する画像診断に用いられるシステムである。

消化管の診断は、硫酸バリウム製剤などの陽性造影剤(X線の吸収を目的とする液剤)と、空気や炭酸ガスなどの陰性造影剤(X線の透過を目的とする発泡剤など)を同時に用いた二重造影法の普及により著しく進歩し、システムも二重造影法に適した形態で発展してきた。最近では、消化管診断が内視鏡検査に移行してきているが、X線検査では対象とする臓器全体を一度に観察できることや、病変部の大きさと形状を正面から把握できる特長があり、依然として幅広く利用されている。胆のう・肝臓の検査では、内視鏡や直接穿刺針を併用する検査(内視鏡的逆行性胆道すい管造影; ERCP, 経皮経肝胆道造影; PTC)などが、この消化器系診断用システムを用いて一般的に行われている。

1.2.2.2 循環器系診断用システム

循環器系診断用システムは、血管内に挿入したカテーテルから造影剤を注入して、その流れを X 線像で捉える血管造影検査を行うシステムである。全身の血管の疾患を対象としているが、特に疾患の多い心臓と頭部および肝臓、下肢を対象とした検査が多い。最近では、透視像を確認しながらカテーテルを用いて血管内で患部の治療を行う **Interventional Radiology(IVR)**が急速に広まってきており、システムの用途が診断支援から治療支援にも拡大してきている。

これらの検査では、被検者をできるだけ動かすことなくあらゆる方向から血管の観察ができることが求められるため、X線管装置と映像系装置を C 形のアームの両端に取り付け、アームの回転とスライドの組み合わせにより、X線の投影方向を自在に変えられるような構造を採用しているシステムが多い。

前述したように、血管造影検査では DSA 機能が不可欠であるが、最近ではアームを被検者の周りで回転させながら DSA を行うことで、患部の形状を立体的に把握することができる回転 DSA が、頭部領域を中心に広く行われるようになってきている。さらに、この回転 DSA のデータを用いて、血管像を3次元(立体的)に再構成表示することも行われるようになってきている。

1.3 診断用 X 線システム構成ユニット

1.3.1 医用 X 線高電圧装置

一般に X 線高電圧装置は、X 線管に加える直流高電圧を発生する高電圧発生装置と、高電圧発生装置に供給する電力と X 線発生を制御するのに必要なすべての機能を統合した X 線制御装置で構成される。医用 X 線高電圧装置の発展は、組み合わせられる X 線管装置の性能、装置を取り巻く電源事情、また科学技術の進歩とともに歩んできた。

現在はインバータ式の X 線高電圧装置が主流となり、従来方式の3相全波整流式は姿を消し、単相全波整流式も小型で安価なインバータ式装置の開発とともに、年々生産台数が減少してきている。インバータ式は高い性能を実現できるだけでなく、小型・軽量化が可能のため、高電圧発生装置が非常にコンパクトになり、X 線制御装置のケースに納めることが可能となった。その結果、X 線高電圧装置の構成ユニットはインバータ式では1点となっている装置が多い。

循環器系の検査に用いられる X 線高電圧装置は、小型化を進める一方で検査のスループットを向上させるため、次々に開発される高容量の X 線管に対応しなければならない。医用 X 線高電圧装置は、小型・軽量化を進めながら高容量化を実現して

行くことが今後も必要となってくる。

1.3.1.1 原理

図1.3.1-1に X 線高電圧装置の基本構成を示す。

X 線高電圧装置の主たる役割は、X 線管に加える管電圧(kV)、管電流(mA)および撮影時間(sec)を制御することである。撮影や透視および使用目的によって異なるが、管電圧を20~150kV、管電流を0.1~1250mA、撮影時間を1msec~10sec の範囲にわたって、精度良く制御しなければならない。

(1) 管電圧の制御

X 線高電圧装置に接続される電源電圧は、100~400V であるため要求されている管電圧を得るには、この電圧を昇圧しなければならない。電圧を昇圧する方法としては、高電圧変圧器を用いる。高電圧変圧器によって昇圧された電圧は、高電圧整流器により直流に変換されて X 線管に印加される。

管電圧の制御は、高電圧変圧器に印加される一次電圧を加減する方法がとられるが、インバータ式では周波数やパルス幅を制御する方式も行われている。

(2) 管電流の制御

管電流の制御は、X 線管フィラメントの加熱電力を調整することによって行われる。

X 線管の陰極より放出された熱電子の流れが管電

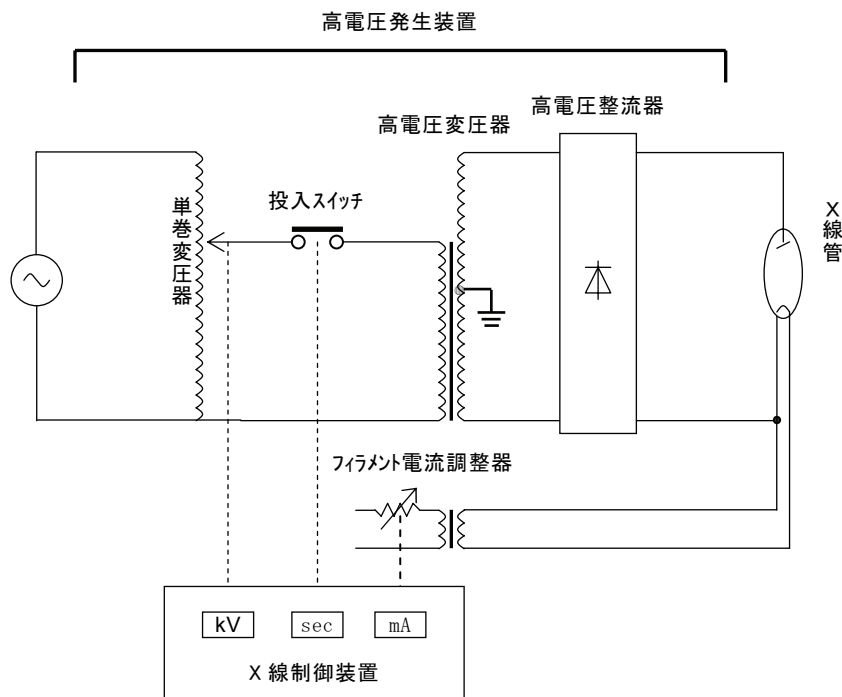


図 1.3.1-1 医用 X 線高電圧装置の基本構成

流であり、この電子の量をフィラメントの加熱量で制御する。

(3) 撮影時間の制御

撮影時間は、高電圧変圧器に電圧を印加する時間を制御することによって行われる。

図1.3.1-1の構成では、投入スイッチの開閉時間が撮影時間となる。後述するがインバータ式では、インバータ部そのものの駆動時間が撮影時間となる。

図1.3.1-1では単相全波整流式の基本的な構成を例にあげているが、高電圧装置の具体的な構成では、3相全波整流式、インバータ式、また組み合わせる X 線管がグリッド制御式の場合など、さまざまな回路構成が考えられている。

1.3.1.2 構 成

(1) 高電圧発生装置

X 線高電圧装置の種類としては、大別して変圧器式とコンデンサ式に分けられる。変圧器式は大出力を得やすく、コンデンサ式は小容量の電源でも使えるという利点がある。また変圧器式は、単相全波整流式、3相全波整流式、テトロード式およびインバータ式に分類される。

単相全波整流式よりも管電圧のリップルの少ない3相全波整流式が開発され、X 線の発生効率が大幅に改善されたが、さらに原理的にはリップルの無いテトロード式へと発展してきた。しかし、装置自体が大型で高額であること、用いるテトロード管という高耐圧真空管の寿命などの欠点もあった。

そこで登場してきたインバータ式は、当初はインバータ周波数が数百～数 kHz と比較的低かったこと、インバータを構成する電力半導体素子の価格が高額であったことから、価格では単相全波式に、また性能面ではテトロード式に勝ることができず、最初は3相全波整流式の代替機として市場に受け入れられた。

しかし、高速スイッチングが可能な半導体素子の開発が進むと、インバータ式の周波数は数十 kHz まで実現可能となり、テトロード式とほぼ同等の性能が得られるようになった。さらに半導体素子の低価格化が進み、インバータ式は装置の小型化のメリットと合わせてテトロード式に取って代わった。

最近ではさらに低価格化および高周波化が進み、単相全波整流式やコンデンサ式は生産されなくなってきた。

以下、順に各方式について述べる。

(1.1) 単相全波整流式

単相の交流電源を電源とし、20～50kW の出力を得る方式である。装置の構成が簡単なため、低価格

な普及機として使用されてきたが、現在はインバータ式に代わってきている。

図1.3.1-2に基本回路を示す。

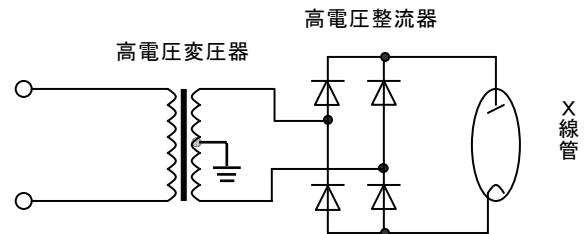


図1.3.1-2 単相全波整流式

(1.2) 3相全波整流式

3相の交流電源を電源とし、50～100 kW の出力を得る方式である。3相電源からは大電力の供給が可能のため、上述のような大電力が得られる。また、高電圧波形の脈動率が小さいため、単相全波整流式に比べて単位時間あたりの X 線量が多くなるという特徴がある。

高電圧変圧器の2次側巻線の結線により、6ピーク整流式と12ピーク整流式とがあり、12ピーク整流式の方が高電圧波形の脈動率が少ない⁽³⁾。

3相全波整流式は大きな出力が得られる反面、装置自体が大型でコストもかかるため、現在では生産されなくなり、(1.5)項で述べるインバータ式が取って代わった。

(1.3) 高圧テトロード式

本方式は、高電圧波形の脈動率を理想的にはゼロにまで低減させることが可能であり、X 線ばく射の遮断を電源の周波数に無関係に行える特長がある。

回路構成は図1.3.1-5に示すように、高耐圧・大容量の高電圧制御真空管を高電圧変圧器の2次側に接続し、高圧出力の制御を高圧側で行う。特に、高速応答が必要な循環器用の X 線高電圧装置に用いられてきた。

しかし、3相全波整流方式と比べて、さらに大型・大重量となるため、本方式もインバータ式の高性能化とともに生産されなくなった。

(1.4) コンデンサ式

X 線高電圧装置の電源として専用のものが用意できない場合や、回診用 X 線撮影装置のように、移動して撮影する X 線撮影装置に用いられる方式である。

図1.3.1-6のように、高電圧変圧器の2次側に高圧コンデンサを接続し、このコンデンサに蓄積されたエネルギーを X 線管に印加することにより、小容量の電源にもかかわらず比較的大きな X 線出力が得ら

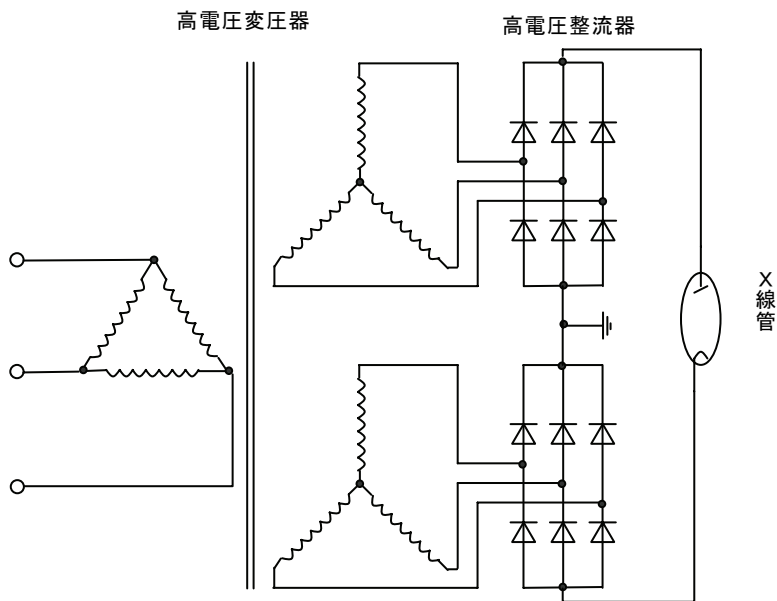


図 1.3.1-3 3相2重6ピーク整流回路

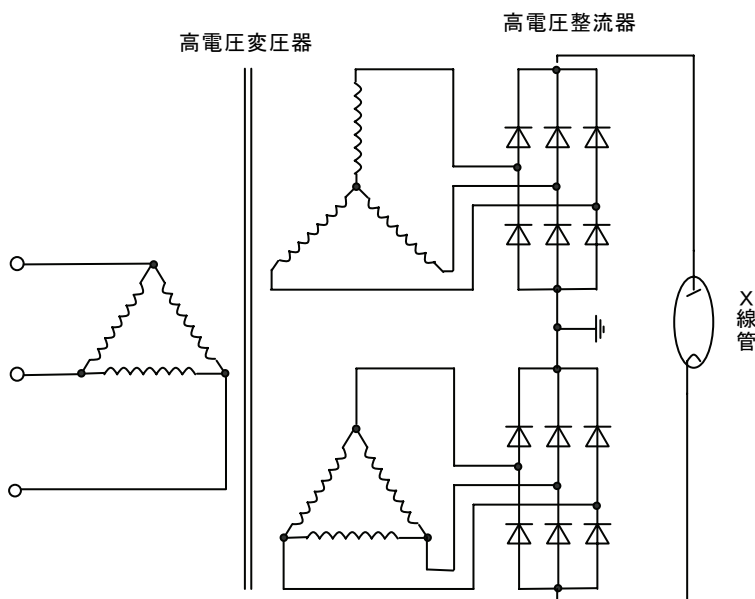


図 1.3.1-4 3相12ピーク整流回路

れる。

高圧コンデンサが大型となったこと、グリッド制御の X 線管が必要であることなどから、従来の X 線管が使用できるインバータ式に移行してきている。

(1.5) インバータ式

現在、最も普及している高電圧発生方式である。この方式は、高電圧変圧器に供給する1次電圧の周波数を数 kHz から数十 kHz に高周波化して、高電圧を発生させるものである。高周波化することにより、従来方式の単相全波整流式や3相全波整流式と比べ

て高電圧発生装置を大幅に小型化することができる。また、高圧側の出力をフィードバック制御して、インバータの周波数やパルス幅を制御することができるため、精度・再現性など従来方式とは比較にならない高い性能が得られる。これは、大電力半導体素子の高速化と高速スイッチング制御技術の進歩により可能となった。現在は、高速スイッチングが可能な IGBT および MOS-FET がインバータのスイッチング素子として主に用いられている。図1.3.1-7にインバータ式の基本構成を示す。

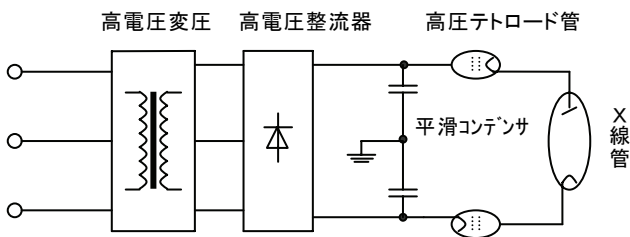


図 1.3.1-5 高電圧テトロード式

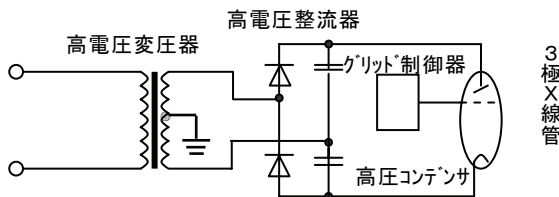


図 1.3.1-6 コンデンサ式

① 基本原理

高電圧発生装置の高電圧変圧器に、交流の電圧 E を印加すると次式が成り立つ。

$$E = kFNBS$$

ここで、 k ：定数、 F ：周波数、 N ：巻線の巻数、 B ：磁束密度、 S ：鉄心の断面積

通常、印加電圧 E は最大値で決まり、磁束密度は使う材質で決まるため、周波数を高くすれば巻数または鉄心の断面積を小さくすることができる。

従来方式では商用周波数は50Hzまたは60Hzであるので、周波数を50kHzまたは60kHzまで高くすると、上式の $N \times S$ を1/1000にまで小さくすることができる。巻線の巻数 N および鉄心の断面積 S は理論どおり小さくすることが可能であるが、実際には絶縁のための沿面距離が必要であること、フィラメント

変圧器・高圧切替器などの大きさが変わらないため、高圧トランスの質量や容積は周波数の減少ほどは小さくならない。

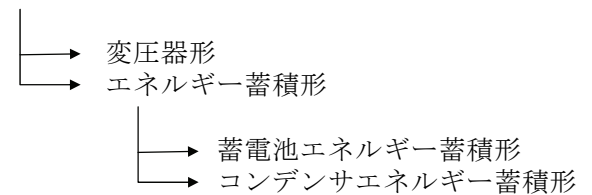
② インバータ式の分類

インバータ式 X 線高電圧装置は、エネルギー供給の受け方や制御方式でさまざまに分類される。

(i) エネルギー供給による分類

JIS Z 4702-1999では、以下のように撮影時に X 線照射エネルギーを電源設備から供給される変圧器形と、コンデンサまたは電池から供給されるエネルギー蓄積形に分類される⁽¹⁾。

インバータ式



変圧器型装置は従来の変圧器式装置（単相全波，3相全波整流式）に相当し、据置形で100kW クラスのものまで製作されている。

蓄電池エネルギー蓄積形は、バッテリーを電源として高電圧を発生させるもので、電源コードの不要な回診用 X 線装置を中心に15kW 程度の製品が作られているが、バッテリーの容量を増やすことで50kW クラスまで製品化されている。

コンデンサエネルギー蓄積形は、1次側に数十 mF の電界コンデンサを用い、このコンデンサに蓄積されたエネルギーを用いて高電圧を発生させるもので、従来のコンデンサ式の高電圧コンデンサが低圧側に移行したものと見なすことができる。

(ii) インバータの出力波形による分類

変換された交流波形が、方形波であるか正弦波であるかの2種類に分類される。

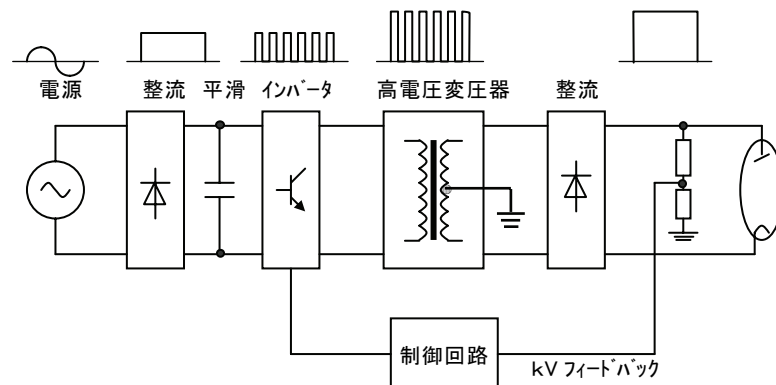


図1.3.1-7 インバータ式の基本構成

a) 方形波インバータ式

インバータ回路の出力電圧および電流ともに方形波となる。回路構成が簡単であるがスイッチングロスが大きいため、スイッチ素子の発熱が大きく周波数を高くできない。

b) 共振波インバータ式

インバータ回路の出力電圧または電流が正弦波となる。インバータの出力に直列にリアクタを挿入すれば電流が正弦波となり、並列に挿入すると電圧が正弦波となる。

(iii) インバータの制御方式による分類

a) 周波数固定方式

インバータの周波数を固定にし、出力を制御するのにインバータ回路の前段に DC/DC コンバータが挿入される。

b) 周波数可変方式

インバータの周波数を制御することにより出力を制御する。前段の DC/DC コンバータが不要である。

上述の分類を組み合わせた形で製品化がなされている。例えば、変圧器形／共振形／周波数可変方式のインバータ式高電圧装置というように構成される。

(2) X 線制御装置

X 線制御装置が制御する対象としては、X 線露出条件である管電圧、管電流および撮影時間の3要素が基本となる。X 線制御装置は高電圧発生装置の方式により大きく依存し、また、回路素子の発達とともに変化してきた。

半導体素子あるいは半導体応用機器の発達によって、リレー、マグネットスイッチのような機械式開閉器や電子管で構成された制御回路は姿を消しつつある。また、マイクロコンピュータの導入により、X 線管装置の定格管理や撮影条件の記憶などが行えるようになってきている。

(2.1) 管電圧制御

管電圧の調整法としては、次の2つの方法に分類される。高電圧変圧器の1次側に加える電圧を加減する方法（1次側制御法）と高電圧変圧器の2次側に電圧制御素子を設け、この素子により発生電圧を加減する方法（2次側制御法）である。

① 1次側制御法

この制御方式は、単相全波整流式、3相全波整流式、インバータ式およびコンデンサ式に用いられている。

単相全波整流式および3相全波整流式では、通常単巻変圧器の出力電圧をタップ切替器あるいは摺動子により加減し、高電圧変圧器の1次側に加える。

この方式では、負荷前に同一の1次電圧に調整しても、管電流値によって X 線管に印加される電圧が変化する。これは電源および装置内部のインピーダンスによる電圧降下が負荷電流によって異なるためである。これを補償するために、設定された管電流に応じた電圧降下を負荷前に予測し、この分だけ1次電圧を増加させる方法をとっている。

ここで注意を要するのは、単巻変圧器の出力抵抗の非直線性である。すなわち、出力タップの位置により出力抵抗が異なり、同一管電流であっても出力点の位置に比例した電圧が得られない。

この非直線性を補償するには、図1.3.1-8に示すように付加抵抗 R_0 を図中の関係式に示す値にすれば、出力抵抗を一定にすることができる。この結果、高電圧変圧器の1次電圧と2次電圧の関係は直線となり、図1.3.1-9に示すように前示形管電圧図表は平行な直線群となる。

インバータ式については、1次制御法であるが③項に、コンデンサ式は④項にて解説する。

② 2次制御法

この制御方式には、テトロード式がある。

テトロード式は、図1.3.1-10に示すように高電圧変

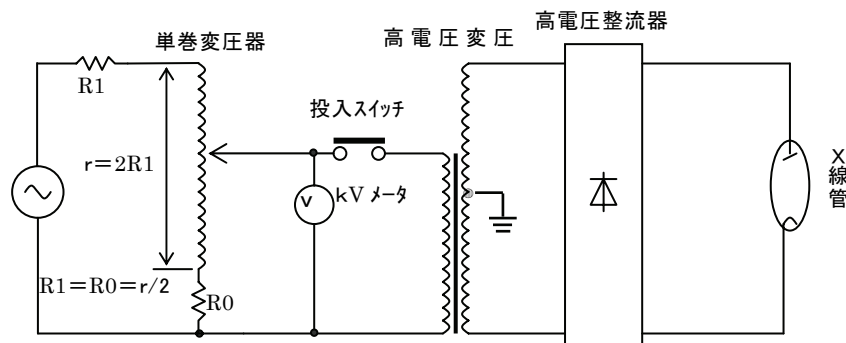


図 1.3.1-8 単巻変圧器の出力抵抗を一定にする

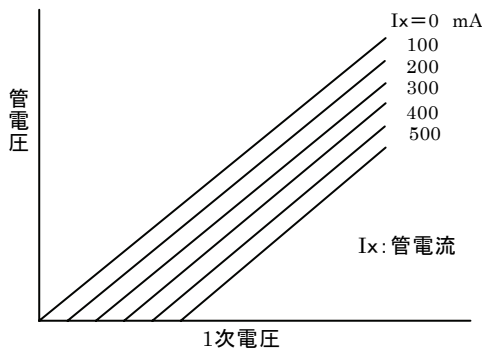


図 1.3.1-9 前示形管電圧図表 (平行形)

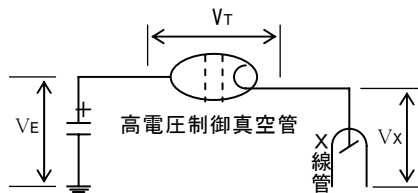


図 1.3.1-10 テトロード式制御の動作原理

圧器の2次側出力と X 線管装置の間に高電圧制御真空管を挿入し、これを制御して所定の管電圧を得る方式である。

X 線管に印加される電圧 V_X は次の関係で表される。

$$V_X = V_E - V_T$$

高電圧制御真空管 T のグリッドバイアスを変化させ、負担電圧 V_T を制御することにより、設定された管電圧 V_E が得られるようにする。

前述した単巻変圧器の出力抵抗などの非直線性はテトロードの負担電圧によって吸収することができる。

③ インバータ式

この方式の管電圧制御には、前述したように周波数固定方式と周波数可変方式がある。

図 1.3.1-11 に周波数固定方式を用いた方形波インバータ式の基本原理図を示す。

管電圧値をフィードバックして、設定値になるように DC/DC コンバータの出力電圧 V_1 をチョップ素子のパルス幅で制御する。インバータ部の周波数は一定である。

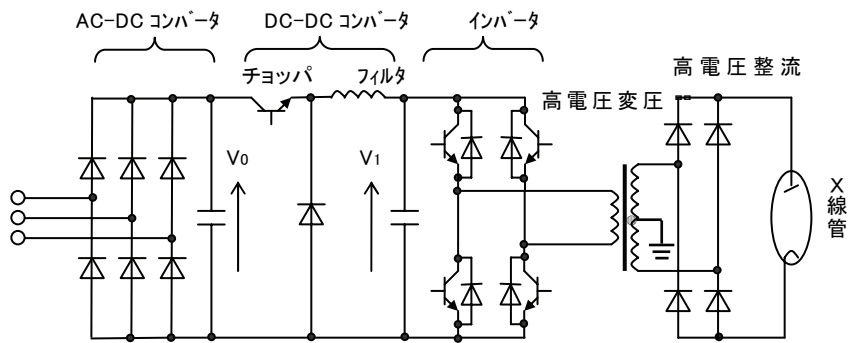


図 1.3.1-11 方形波インバータ式の基本回路

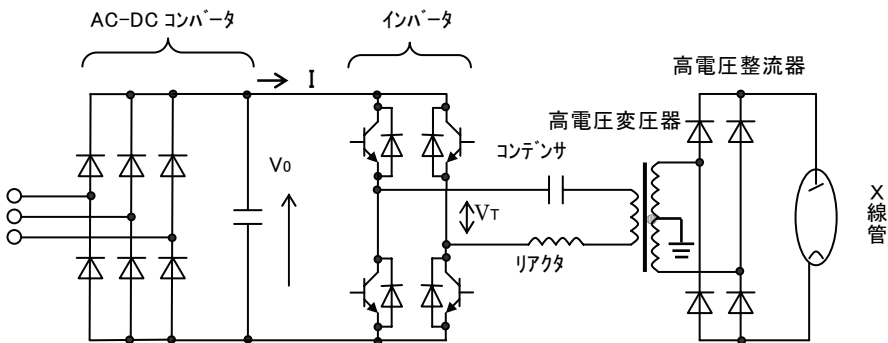


図 1.3.1-12 共振波インバータ式の基本回路

③ インバータ式

この方式の管電圧制御には、前述したように周波数固定方式と周波数可変方式がある。

図1.3.1-11に周波数固定方式を用いた方形波インバータ式の基本原理図を示す。

管電圧値をフィードバックして、設定値になるように DC/DC コンバータの出力電圧 V_1 をチョップ素子のパルス幅で制御する。インバータ部の周波数は一定である。

図1.3.1-12に周波数可変方式を用いた共振型インバータ式の基本原理図を示す。

インバータに入力される電圧は、商用電源交流を整流回路にて直流に変換された V_0 がそのまま印加される。

インバータの出力 P は、図1.3.1-13の波形の場合

$$P = V_0 \times I \times T_w \times f$$

ここで、 T_w ; インバータのパルス幅

f ; インバータの周波数

となる。

管電圧をフィードバックして周波数 f を変化させ、出力 P を制御することにより設定された管電圧を得る。

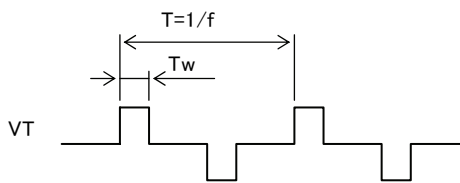


図 1.3.1-13 インバータの出力波形

④ コンデンサ式

コンデンサ式は(1.4)項の図1.3.1-6に示すように、グリッド付きの3極 X 線管を用いる。通常はグリッドに負のバイアスが印加されており、フィラメントからの熱電子はカットオフされている。この状態で

高電圧変圧器の1次側に電圧が印加され、2次側すなわちコンデンサに印加されている電圧が、管電圧と等しくなるまで充電される。X 線ばく射のタイミングで負のバイアスがオフされ、熱電子が X 線管のターゲットに印加され X 線を発生する。

高圧の印加とともにコンデンサの電荷は減っていき、管電圧も時間とともに低下する。写真効果の少ない電圧まで降下させると、被ばく線量のみが増加するため、充電電圧の50%までを最大の撮影時間としている。

(2.2) 管電流制御

管電流の制御は X 線管の加熱電力を制御することにより行われる。

図1.3.1-14に示す例では、管電流をフィードバックしてフィラメント電流を制御し、設定された管電流になるようにする。フィラメント電流は高電圧の電位になるので、フィラメント変圧器の1次側の電流を検出してこれを制御することになる。

(2.3) 撮影時間制御

管電圧制御に対応して高電圧変圧器の1次側を開閉する方法と、2次側を開閉する方法がある。

単相全波整流式および3相全波整流式は、1次側を制御する方法であり高電圧変圧器に印加する通電時間を半導体 SCR やマグネトリレーにて開閉することで行われる。1次側制御法では、高電圧変圧器の偏磁現象が管電圧の波形に悪影響を及ぼすので、交流の位相をばく射終了時と逆から印加したり、ばく射開始に低電圧を短時間だけ印加してから本来の電圧を印加するなどの方法が考えられている。

インバータ式は1次側制御法であり、インバータの発振を開始あるいは停止することによって撮影時間の制御を行う。

テトロード式およびコンデンサ式はそれぞれグリッドに印加するバイアス電圧の ON, OFF にて撮影時間の制御が行われる。

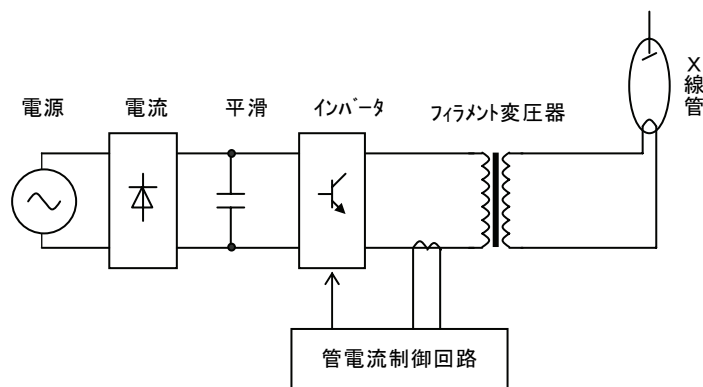


図 1.3.1-14 管電流制御回路

1.3.1.3 性能

高電圧をX線管装置に印加しながら、管電圧・管電流のフィードバック制御が可能である高電圧装置の精度・再現性は、それができない単相全波整流式、3相全波整流式に比べて非常に向上している。近年の主流はフィードバック制御が可能なインバータ式であり、周波数の増加により高圧テトロード式や3相全波整流式はすでに生産されなくなっている。

(1) 電圧の脈動

高圧テトロード式は管電圧の脈動のない波形が得られる。したがって、脈動率はほぼ0%である。

単相全波整流式は100%，3相全波整流式では3相6ピーク式では13.4%，3相12ピーク式では3.4%が理論上の値である。実際は高電圧変圧器のインダクタンスなどの影響により、これらの値よりは大きくなる。

インバータ式は、周波数や高電圧整流器の後の平滑コンデンサの有無によって異なるが、2～10%くらいとなっている。

(2) 精度・再現性

管電圧の制御を単巻変圧器の出力タップあるいは摺動子により、電圧を加減して行う装置（単相全波整流式・3相全波整流式）では、電源電圧の変動の影響を受けるため、実用上は問題とならないにしても精度・再現性が良いとはいえない。上述したようにX線ばく射中のフィードバック制御可能な高圧テトロード式、インバータ式の装置は高い精度・再現性が得られる。

同様に、管電流の制御をフィラメント変圧器の1次回路の電力抵抗にて行う装置では、電源電圧の変動を避けるため、定電圧装置を装備しているが、管電流の精度・再現性が良いとはいえなかった。X線管フィラメント電流をインバータ式にて加熱している装置では、フィラメント電流のフィードバック制御が可能であり、高い精度・再現性が得られる。

(3) 撮影時間

半導体SCRスイッチにてX線のばく射を開閉する装置（単相全波整流式、3相全波整流式）は、電源周期の0位相でしか遮断が行えないため、任意の時間で遮断を要求されるホットタイム撮影では、フィルム濃度にバラツキを生じる問題がある。短時間領域では特にその影響が大きくなる。これに対して、高圧テトロード式、インバータ式の装置では、任意の時点にて遮断が行えるため短時間領域でのホットタイム撮影時のフィルム濃度が安定する。

(4) コンピュータ制御

制御回路にはマイクロコンピュータが組み込まれたり、市販のパーソナルコンピュータが採用されている。

パネルや表示器の制御ばかりでなく、撮影条件のメモリ機能、X線管装置の負荷管理を行い使用者の利便を図っている。近年では、病院の放射線情報管理システム(RIS)と通信する機能も備えて、幅広い制御を受け持つようになってきた。

1.3.1.4 医用X線発生器

診療に使用するための、X線管および高電圧発生装置を一体としたもので、構造的にはX線管、高電圧発生装置およびX線制御装置から成り、大別すると次の2形態になる⁷⁾。

(a) X線管、高電圧発生装置を一体構造にしたものとX線制御装置の2点構成。

(b) X線管、高電圧発生装置およびX線制御装置の1点構成。

形状的に一体構造であることから、装置は小型・可搬型を目的とし、X線管に高電圧変圧器の2次側をそのまま接続する自己整流方式がよく用いられる。

この方式では、X線管が整流作用をし、別に整流器を必要としない。

X線管のフィラメントを加熱するにあたり、高圧を印加する前に加熱を行う先点火方式と、高圧の印加と同時にフィラメントを加熱する同時点火方式がある。同時点火方式は、フィラメント加熱回路が不要であるが、X線が発生するまで0.1s程度の遅れがあるのと、管電圧と管電流を個別に調整できない欠点がある。

図1.3.1-15に同時点火方式の自己整流式の基本回路を示す。また、図1.3.1-16に先点火方式の自己整流式の基本回路を示す。

近年は高周波スイッチング素子の小型化とともに、インバータ式も採用されるようになってきている。イン

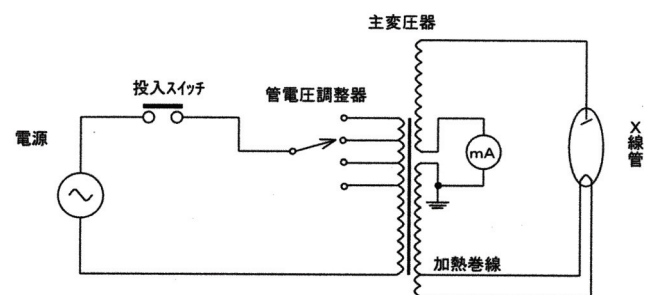


図 1.3.1-15 同時点火方式の自己整流式の基本回路

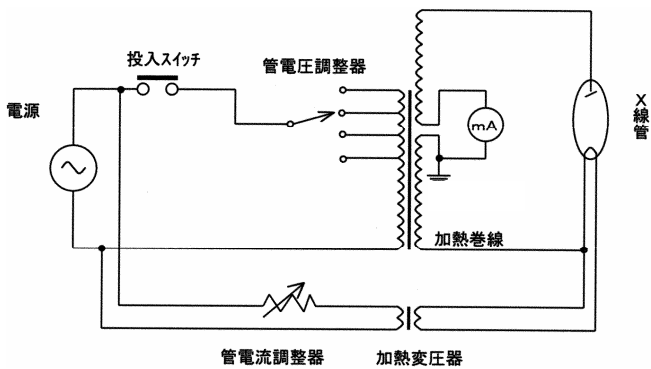


図 1.3.1-16 先点火方式の自己整流式の基本回路

バータ式は自己整流方式に比べて X 線発生効率が高く、マイクロコンピュータの搭載と合わせて携帯形の性能も格段に向上してきた。

インバータ式の基本構成は図1.3.1-7（前出）と同じであるが、出力定格が小さいので各構成機器および部品は小型のものが採用されている。

<参考文献>

- (1) 医用 X 線高電圧装置通則 JIS Z 4702 : 1999
- (2) 青柳他：放射線機器工学(1), コロナ社
- (3) 斎藤:3相 X 線装置の諸特性, 日本放射線技術学会雑誌42[7], 1986
- (4) 辻他：インバータ式 X 線高電圧装置 UD シリーズの開発, 島津評論, 45 [4], 1989
- (5) 吉田他：インバータ式 X 線装置の特性と臨床効果, 日本放射線技術学会誌, 46 [12], 1990
- (6) 木村他：汎用インバータ式 X 線高電圧装置 KXO-50G/80G, 東芝レビュー, 49 [1], 1994
- (7) 診断用一体形 X 線発生装置 JIS Z 4711 : 1997

1.3.2 X 線管装置

19世紀のレントゲン博士の X 線発見とその後のクーリッジ博士による X 線管の改良（クーリッジ管）以来、X 線管の基本原理は現在に至るまで変わっていない。

X 線管の種類は診断用・治療用・工業用・分析用に大別できる。診断用 X 線管はその利用法の多様化にともない、陽極では固定陽極型と回転陽極型に、陰極では単焦点型・多重焦点型・格子制御型・立体撮影型に区別されるさまざまな種類がつけられている。

現在使用されている診断用 X 線管の多くは回転陽極型である。これは固定陽極型に比べ小焦点で大線

量が得られ、診断上有利な鮮明な画像が得られるからである。

また、治療用 X 線管には深部治療用と表在治療用があり、主に使用管電圧が異なる。

1.3.2.1 X 線の発生原理

X 線管の陰極（フィラメント）から放出された熱電子が陰極・陽極間の電位分布により加速・集束されて陽極（ターゲット）に衝突し X 線が発生する。電子の質量を m 、電子の速度を v 、電荷を e 、管電圧を V とすると、陽極に電子が衝突する際のエネルギーは、

$$mv^2/2 = eV$$

で表される。つまり、管電圧が高いほど電子の速度は速くなる。

また、X 線管より発生した X 線のスペクトルは図 1.3.2-1 のようになる（ターゲット材料がモリブデンとタングステンで管電圧が 35 kV のときを示す）。

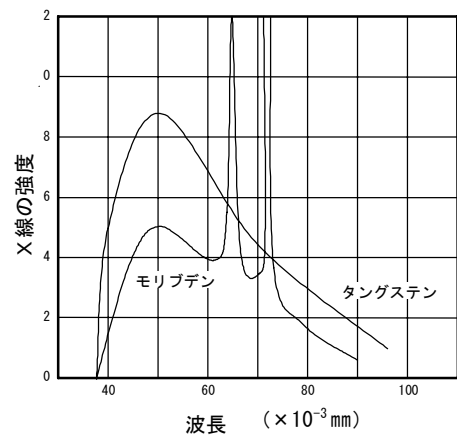


図 1.3.2-1 X 線スペクトル

スペクトルの中で連続した波長分布を示すのが連続 X 線（白色 X 線）で、ターゲット材料に特有な線スペクトルを示すのが特性 X 線（固有 X 線）である。このうち、一般の診断用 X 線管では連続 X 線を、マンモグラフィのような軟部組織の診断には特性 X 線が用いられる。

連続 X 線の管電圧・管電流による変化を図1.3.2-2および図1.3.2-3に示す。図のように、管電圧が高くなると X 線強度が増すとともにスペクトルは短波長側に移動する。これに対して管電圧が一定であれば、管電流が多くなっても X 線強度が増すだけでスペクトルは移動しない。光の速度・振動数を $c \cdot \nu$ 、プランク定数を h 、電子の質量を m 、電荷を e 、管電圧を E とすると連続 X 線の最短波長 λ_{min} は、

$$\begin{aligned} \lambda_{\min} &= c/\nu \\ &= hc/eE \\ &= 1.24/E \end{aligned}$$

で表される。これを **Duan-Hunt** の法則と呼ぶ。ここで、 $E \cdot \lambda$ の単位はそれぞれ kV と nm である。また、管電圧を V 、ターゲット材料の原子番号を Z とすると X 線の変換効率 η は、

$$\begin{aligned} \eta &= (\text{X線エネルギー}) / (\text{電気エネルギー}) \\ &\approx VZ \times 10^{-9} \end{aligned}$$

で表される。例えば、管電圧 $100 kV$ 、ターゲット材料がタングステン ($Z=74$) とすれば X 線の変換効率はずか 0.74% にしかすぎない。残りの 99% 以上は熱に変換される。このため、ターゲット表面の材料には融点が高く原子番号が高いタングステンが使用されることが多い。

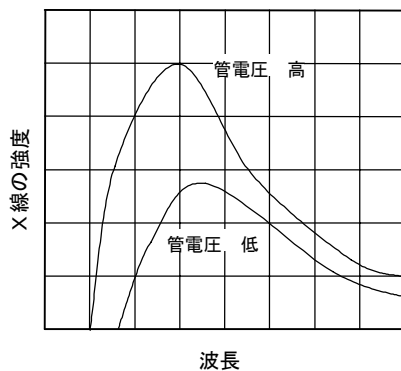


図 1.3.2-2 管電圧変化

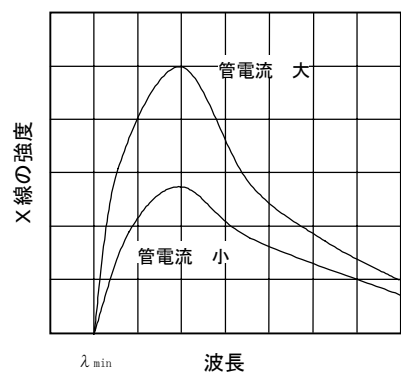


図 1.3.2-3 管電流変化

1.3.2.2 構造

一般には X 線管を X 線管容器に絶縁油などとともに組み入れたものを X 線管装置と呼ぶ。図 1.3.2-4 に回転陽極型 X 線管装置の構造を示す。絶縁油は、X 線管に加わる高電圧に対する絶縁の目的のほかに、

X 線管容器内で発生する熱を容器表面に伝える働きをする。この熱を外部からファンで冷却したり、絶縁油そのものを外部の熱交換器で冷却する方法も実用化されている。

また、回転陽極型の X 線管装置では陽極を駆動するためのステータがあり、X 線管内部のロータ（陽極）とともに誘導モータを形成する。

そのほかには絶縁油の熱膨張を吸収するためのベローズ、漏えい X 線を遮へいするための防護鉛、高電圧を供給するケーブルレセプタクルなどが備えられている。

図 1.3.2-5 には回転陽極型 X 線管の構造を示す。

X 線管は真空管の一種であり陰極・陽極はすべて真空中にて作動する。

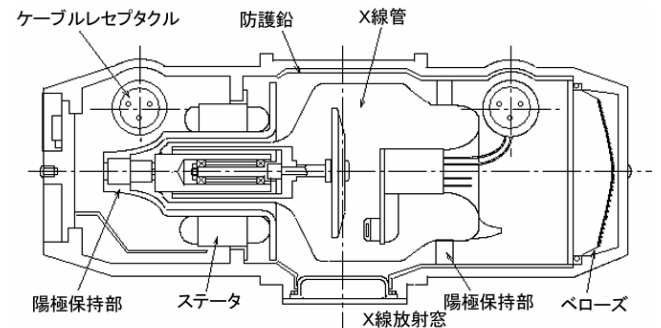


図 1.3.2-4 回転陽極型 X 線管装置

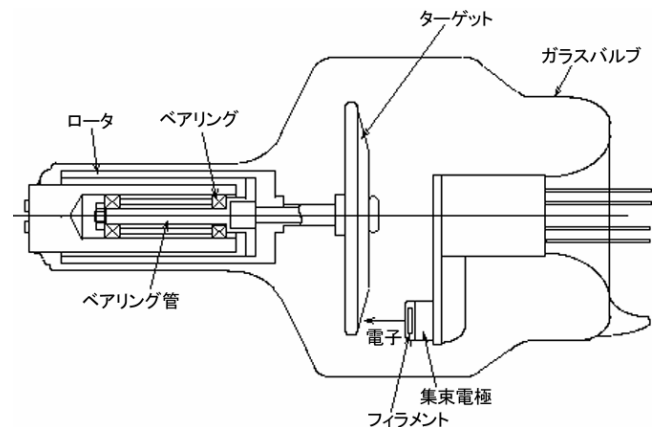


図 1.3.2-5 回転陽極型 X 線管の構造

陰極には熱電子を放出するフィラメントと焦点を形成するための電極があり、陽極にはターゲットのほかに回転させるためにロータ・ベアリング・シャフトなどがある。前出のように、ターゲットの X 線放出面には主としてタングステンが用いられているが、X 線発生時の発熱にも耐えるようターゲット裏面にはモリブデンやグラファイトを用いて熱容量を

増やす工夫がされている。ベアリングは真空中で 3000~9000rpm の高速で回転するため、固体潤滑剤をコーティングしたボールベアリングが用いられるのが一般的である。近年、静寂性に優れた液体金属を用いた動圧滑り軸受けを用いることもある。

また、真空を保つため陰極と陽極はガラスバルブに封着されているが、大容量 X 線管には、ガラスバルブ以外に金属バルブやセラミックスを併用することも行われている。最近では、陽極と一体となった金属バルブ全体を高速回転する X 線管装置も一部の CT 装置に使用されるようになってきた。

1.3.2.3 性能 (定格)

X 線管にはさまざまな特性を表す定格図が用意されている。代表的なものは、短時間定格図、X 線管負荷・冷却図、X 線管装置負荷・冷却図などである。図 1.3.2-6 に短時間定格図を示す。これは X 線管に加えることのできる負荷を時間や管電圧をパラメータにして示したもので、X 線管の焦点大きさやターゲット角度、陽極回転数などの仕様により異なっている。図 1.3.2-7 に X 線管負荷・冷却図の例を示す。

これは X 線管にある負荷を加えたとき、および冷却時に陽極に蓄えられる熱容量を時間の関数として示したものである。これは主として X 線撮影を繰り返す際の必要休止時間を求めるために用いる。また、X 線管装置負荷・冷却図は X 線管のものと同様であるが、負荷についてはフィラメント負荷やステータ負荷なども含めて考えられている。そのほかに、撮影術式や X 線管の種類により高速連続撮影定格図・シネ定格図・コンデンサ放電式撮影定格図などがある。

1.3.2.4 安全と使用上の注意

X 線管装置に対する安全は、電撃防止や漏えい X 線などが JIS Z 4704 (医用 X 線管装置) によって規定されている。特に X 線管で発生する X 線に含まれている軟 X 線は、診断には供されず皮膚被ばくによる放射線障害を生じる可能性がある。これを取り除くため、ある固有の過を持つよう規制されている。

X 線管装置の使用上に注意すべきことは、まず定格を越えての使用を行わないことである。これは、取扱説明書などに記載されている定格図に従って使用者が注意する必要がある。近年の X 線高電圧装置の進歩によりこれらの定格をデータとして記憶し、定格を越えないように制御する方法が普及している。しかし、X 線管装置を安全に使用するためにはさらに以下の点に注意が必要である。

- (a) X 線管を安定に用いるためにはエージングを行うことが望ましい。エージング条件については機種により異なるため取扱説明書などに記載されている。
- (b) X 線管の陰極 (フィラメント) は長時間の通電を行うと蒸発をしていく。特に、低管電圧領域で管電流を大きくしようとするときフィラメント電流が増すため注意が必要である。したがって不必要なときにフィラメントを加熱したままにしておくことは避けるべきである。
- (c) X 線管への過負荷や被検者への被ばく低減のため管電流や管電圧は定期的に校正することが望ましい。

1.3.3 イメージインテンシファイア装置

イメージインテンシファイア装置(Image Intensifier 以下 II という。)の開発は1931年の Holst が発表した像変換管にさかのぼり、実用的な I.I.としては1952年に Westinghouse と Philips から5インチ I.I.が製品化されたのが初めてである⁽¹⁾。日本では1956年に東芝と島津が5インチ I.I.を製品化し、以後、X 線テ

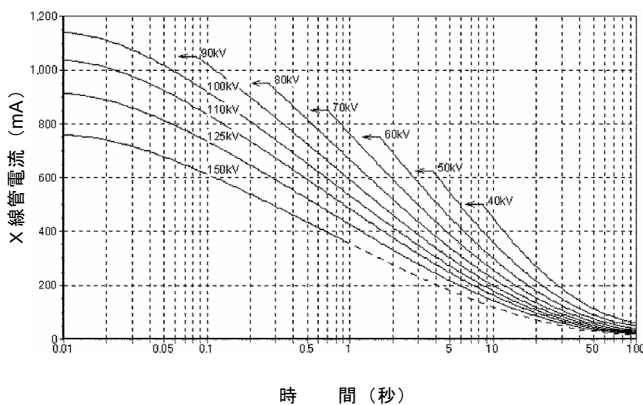


図 1.3.2-6 短時間定格図

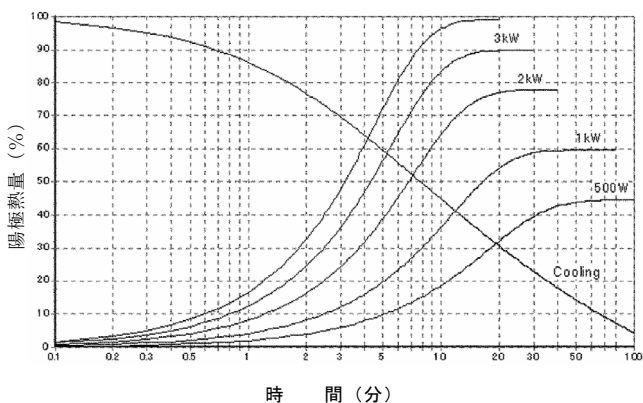


図 1.3.2-7 X 線管装置負荷・冷却図

レビジョンの発達とともに飛躍的に進歩した⁽²⁾⁽³⁾。

現在の I.I. はヨウ化セシウム(CsI)⁽⁴⁾⁽⁵⁾⁽⁶⁾ 入力蛍光面とメタル入力窓⁽⁷⁾⁽⁸⁾⁽⁹⁾ を有するものが一般的であり、出力面ガラスに蛍光体を直接蒸着するとともにガラス厚を厚くしてコントラストを向上させている⁽¹⁰⁾。また、出力像径を大きくして鮮鋭度を向上させたものもある⁽¹¹⁾⁽¹²⁾。

このような、I.I. の画質向上とともに、TV カメラによる X 線透視から間接スポットカメラおよびシネカメラを組み合わせた I.I. 間接撮影システムへと応用されるようになった。間接スポットカメラは被ばく線量低減を目的とした胃部集団検診に使用され⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾⁽¹⁵⁾、35mmシネカメラは循環器診断分野で動きの早い血管造影像の記録のために重要な役割を果たしてきた⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾。

近年はデジタル化が進む中、循環器診断分野および消化器診断分野における画像取り込みセンサとして重要な役割を果たしている⁽¹⁵⁾⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾。

1.3.3.1 原理

I.I. は入射した X 線画像を忠実に明るい可視光線に変換することを目的とした画像変換素子であり、画像変換原理は、

- (a) X 線管から照射された X 線は被写体を透過後、I.I. の入力蛍光面に X 線像をつくる。
- (b) X 線像は入力蛍光面で蛍光像に変換され、この

蛍光像は入力蛍光面に接してつくられた光電面（陰極）から光電子を放出させる。

- (c) 光電子はフォーカス電極および陽極でつくられる電子レンズの作用で集束加速されて、出力蛍光面上に電子像をつくる。
- (d) 電子像は出力蛍光面で可視光像に変換される。
- (e) 出力蛍光面の輝度は、(像の縮小率の逆数)² × (陽極電圧) にほぼ比例する。(像の縮小率の逆数)² の項は電子密度の増加による利得を示し、(陽極電圧) の項は電子エネルギーの増加による利得を示している。
- (f) 出力像は、光学系を経て TV カメラで電気信号に変換され、TV モニタで直接観察されるか、またはデジタルシステムによりデジタル画像として記録される。またスポットカメラを使う I.I. 間接撮影では、フィルムに記録される。

1.3.3.2 構造

I.I. の構造を図 1.3.3-1 に示す。図 1.3.3-1 の構造図は 5 極管構造であるが、ほかに 3 極管、4 極管構造のものがある。

入力側は X 線入射窓、入力蛍光面および光電面で構成されている。出力側は出力蛍光面、一体化したガラス基板とガラス窓で構成されている。

入力視野サイズによる分類では 10, 15, 17, 23, 31, 36, 40 形など、各種製品化されている。(数値

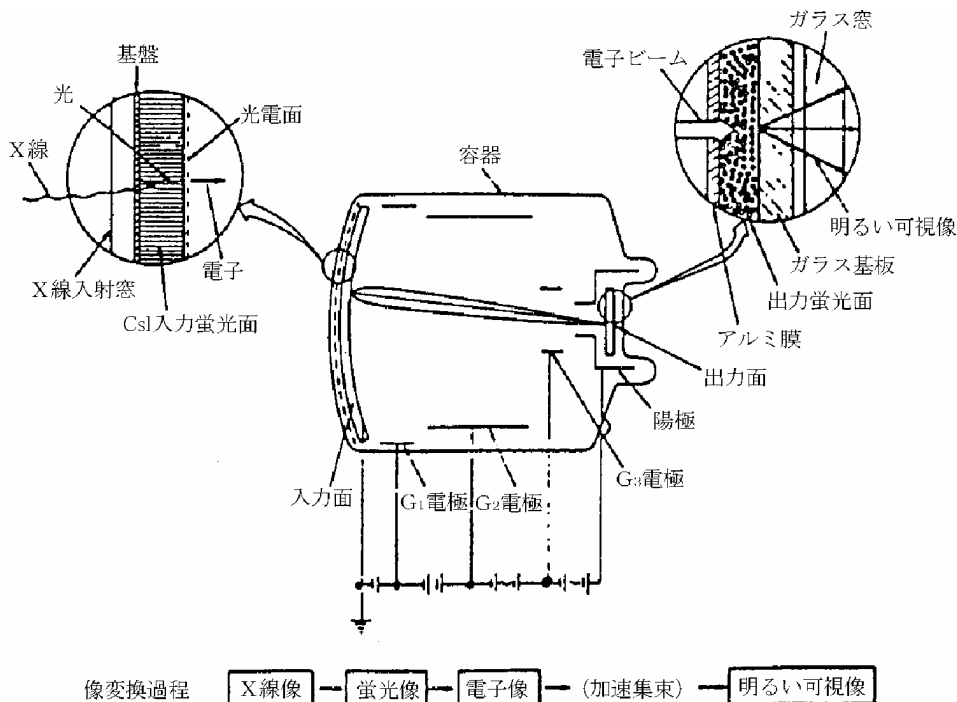


図 1.3.3-1 I.I. の構造

第1編 診断用 X 線システム

は、公称入射面視野寸法をセンチメートル単位で表した無名数) 4極管, 5極管構造の I.I.は電極電圧の組み合わせを替えて視野を2種(Dual mode), 3種(Triple mode)または4種(Quadruple mode)に切替えることができるものが普通であり, 23/17形, 31/23/15形, 31/23/17/10形などがある。

出力像サイズは必ずしも統一されていないため各社まちまちである。φ15～φ30mmが一般的であるが、従来の出力像径の2倍程度の大きさをもつ I.I.もある。I.I.の性能決定に大きく作用する要素は入力面と出力面である。1963年 R.Gwin などによって CsI/Tl の発光機構が解明され、1965年 P. Brinckman によって CsI/Na の方が X 線蛍光面として良い特性をもっていることが報告された。1968～9年にかけて C.W. Bate などが CsI/Na の蒸着膜を入力蛍光面とする15型 I.I.および23型 I.I.を試作発表して以来、CsI 型 I.I.が急速に注目を浴びるようになった。欧米では1972年ころから Varian (米国), Philips (オランダ), Thomson CSF (フランス), Siemens (西ドイツ) など相次いで CsI 型 I.I.を発売し、国内では1974年に東芝、1975年に島津がそれぞれ開発している。現在では、CsI 型 I.I.が主流となっている。

CsI は診断領域 X 線(40～100kV)に対する吸収率が大きく、蒸着膜のため充てん率も従来の30～50%に比べほぼ100%に近いため X 線吸収率が大きい。また、発光エネルギー変換率も大きく、さらに CsI は柱状結晶のため光の散乱が少ない。このため蛍光面の膜厚を厚くしても光の散乱による解像度の劣化を抑えることができる。これにより I.I.としては解像度、変換係数および S/N の改善が可能となった。

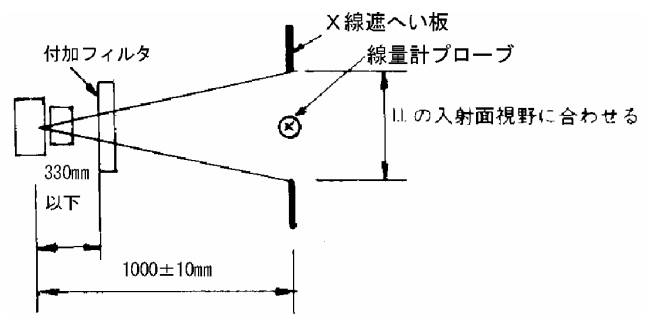
出力蛍光面は微細粒子の蛍光体を使って薄く緻密な膜を形成する。蛍光スペクトルが P-20 (黄緑色) のものが一般的である。出力ガラスに蛍光体を直接蒸着するとともにガラス厚を厚くしてガラス界面での光反射による余分な光を除去することによりコントラストを向上させている。

電極系はコンピュータにより I.I.内の電位分布の計算と電子軌道の計算を行い、出力部における集束面の曲り具合、像の収縮率、像の糸巻きひずみなどをチェックしながら設計される。

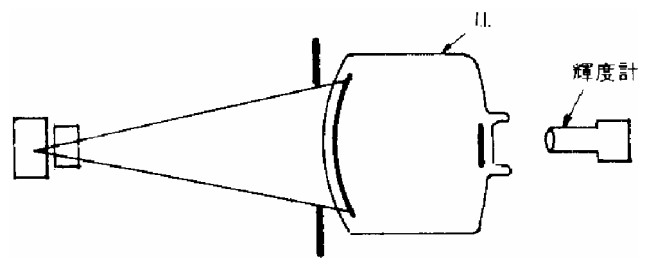
1.3.3.3 特 性

(1) 変換係数

I.I.の特性のうち、最も重要なものの1つが、I.I.の輝度増倍度を意味する変換係数である。変換係数は図1.3.3-2のように、出力蛍光面輝度 $B(\text{cd/m}^2)$ と入射面の位置で I.I.を取り除いて測定した空気カーマ率 $R(\mu\text{Gy/s})$ との比で示される。(1mR/s は空気カー



(a) 線量率の測定



(b) 輝度の測定

図 1.3.3-2 変換係数の測定

マ率 $8.7\mu\text{Gy/s}$ に相当する)

$$\text{変換係数} = \frac{B(\text{cd/m}^2)}{R(\mu\text{Gy/s})}$$

(2) 解像度

解像度は X 線に対して不透明な線をその幅と同じ間隙で並べた解像度チャートを I.I.の入力面に配置し、I.I.の X 線出力像を観察したとき、チャートの1mm当り何組(lp)の黒白縞まで見分け得るかを(lp/mm)で示す。

(3) MTF (Modulation Transfer Function)

空間フィルタ法, LSF 法などにより I.I.出力像の正弦波レスポンスを測定し、空間周波数と変調度の関係を示す尺度を MTF (変調度伝達関数) と呼ぶ。

(4) コントラスト

図1.3.3-3のように、I.I.入力面中心部に置いた円形の X 線遮へい(鉛3mm厚以上)のある部分の出力輝度に対する X 線遮へいを取り除いた場合の最大輝度との比で表わす。X 線条件は、50kV, 付加フィルタなしで測定される。X 線遮へいが入射面有効面積の10%に相当する大きさであるときの値を10%面積コントラスト、直径10mmの円形を用いるときの値を10mm直径コントラストと呼ぶ。

(5) DQE (Detective Quantum Efficiency)

入力像の S/N 比(SNR_{in})の2乗と出力像の S/N 比(SNR_{out})の2乗との比は DQE として定義されている。

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2}$$

入力像のノイズは量子ノイズのみであるが、出力像では量子ノイズ以外に I.I.内部での像変換を伴うノイズが重畳されるため SNR_{out} < SNR_{in} となる。DQE が高いほど、入力像の S/N を損なうことなく忠実な出力像が得られていることを意味する。

(6) 入射面視野寸法

図1.3.3-4に示すように入射面上での X 線像の伝送に寄与することのできる I.I.の視野の直径をいい、次式によって計算する。

$$d_1 = d_2 \times \frac{l}{l+s}$$

- d₁ : 入射面視野寸法(mm)
- d₂ : 入力面寸法(mm)
- l : 線源から入射面までの距離(mm)
- s : 入力面位置

なお、公称入射面視野寸法は、平行な電離放射ビームを用いたとき得られる入射視野寸法をいう。

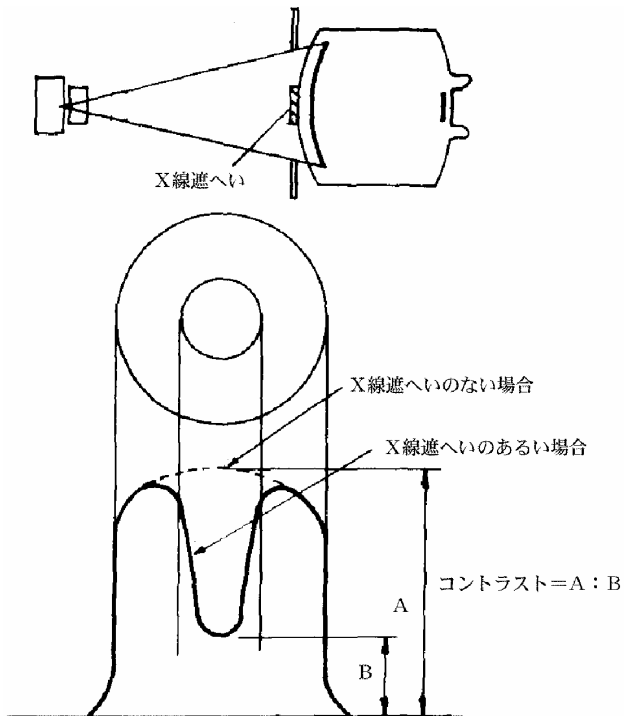


図 1.3.3-3 コントラスト測定法

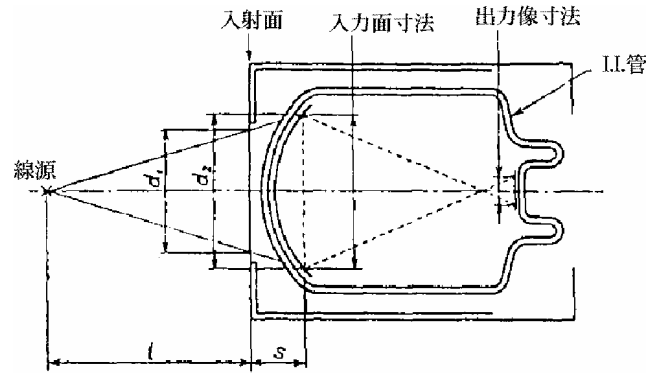


図 1.3.3-4 入力面視野寸法

1.3.3.4 安全と使用上の注意

I.I.は供給電圧が高く、つねに X 線照射のもとで使用されるので十分な専門知識を有する技術者が取り扱うことが重要である。

<参考文献>

- (1) 田部貞夫他：島津イメージアンプリファイア，島津評論，pp.67～80，1967
- (2) 日本放射線技術学会編：X 線テレビジョン特集，pp.3～4，1970
- (3) 恒岡卓二他：イメージインテンシファイア，テレビジョン学会誌，30 [4] pp.260～266，1976
- (4) 南博他：よう化セシウムスクリーン X 線イメージインテンシファイア，東芝レビュー，32 [13]，pp.1005～1008，1975
- (5) 荒牧成光他：デュアルフィールド CsII.高解像度 X 線イメージインテンシファイア，東芝レビュー，32 [7]，pp.1～5，1977
- (6) 津田元久他：島津高性能イメージアンプリファイア，島津評論，pp.59～73，1977
- (7) B. van der Eijk : An X-ray image intensifier with largeninput format, PHILIPS TECHNICAL REVIEW 41 [5] pp.137～148. 1983/84
- (8) 小幡義治他：メタルファイバーイメージインテンシファイア，東芝レビュー，38 [8] pp.682～685，1983
- (9) 佐野哲他：循環器用メタル I.I.，電気通信学会，ED 80～33，pp.15～20，1980
- (10) 森下孝之他：12吋アドバンスト・スーパー・メタル I.I.を用いた胃集検システムの質的向上，日本放射線技術学会第46同窓会1990
- (11) 小倉敏裕他：高解像度 X 線イメージインテンシファイアを用いた上部消化管診断，医用電子と生体工学，Vol.30 No.4 1992
- (12) 上野助義他：高精細デジタル I.I.-TV システムの臨床評価，映像情報(M) Vol.23 No.17 pp.917～923 1991
- (13) 矢仲重信他：12" φ I.I.+100mmカメラによる間接撮影法，日本放射線技術学会抄録集，pp.262～263 1975

- (14) 南園忠宏他:12インチ I.I.間接胃集検車と2.3胃集検方式の臨床的比較検討, 日本放射線技術学会予稿集, pp.362~363, 1976
- (15) 有末太郎他:I.I.間接の評価, 集団検診, 47, pp.8~14, 1980
- (16) 津田元久:最近の循環器 X 線検査システムの動向, 影像情報, pp.36~40, 1973
- (17) 高宮誠他:U アーム形心臓血管 X 線撮影システムとその臨床的有用性, 東芝レビュー, 33[2]pp.1~5, 1978

1.3.4 X 線自動露出制御装置

X 線写真撮影における自動露出制御装置 (ホトタイマ) は, ほとんどの間接撮影, 直接撮影に用いられており広く普及している。

自動露出制御装置は, 撮影時間を自動制御することによりフィルム濃度を一定に保つように作動するものである。被写体を透過した X 線を電気信号に変換し, この電気信号の積分値が一定値に達したときに X 線を遮断し, 希望するフィルム濃度を得ようとするものである。被写体を透過した X 線の検出機構および X 線露出条件の決定方法などの制御機構によって種々のタイプがある。

1.3.4.1 原理

透視速写撮影における自動露出制御の構成の例を図1.3.4-1に示す。

同図において, 被写体を透過した X 線は, I.I. (イメージインテンシファイア) で可視光に変換・増幅される。この I.I.の出力光の一部が分配器を通してホトマル (光電子増倍管) に導かれ電気信号に変換される。この電気信号は, 積分回路で積分され, その積分値は, フィルムの露光の程度に対応しており,

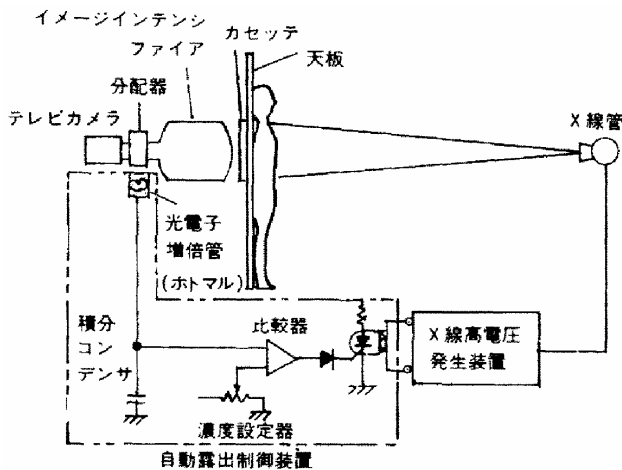


図 1.3.4-1 自動露出制御装置の構成

フィルム濃度設定器で設定された基準値と比較器で比較される。積分値が設定値に到達したときに, X 線遮断信号を発生して X 線の照射を停止するようになっている⁽²⁾。

1.3.4.2 検出器

被写体透過後の X 線の検出手段としては, I.I.採光形, カセット前面蛍光採光形, カセット後面蛍光採光形, 前面電離箱形, 後面電離箱, 半導体検出形がある。透視速写撮影では I.I.採光型が多く, 一般撮影ではその他の方式が多く利用されている。

前面電離箱形, カセット前面蛍光採光形は, いずれも被写体とフィルムの上に検出器を設置するカセット前面採光方式である。

I.I.採光形, 後面電離箱形, カセット後面蛍光採光形はフィルム透過後の X 線を検出するもので後面採光方式である。

カセット前面採光方式は後面採光方式に比べ, 検出器の X 線吸収や散乱線の影響があり, 画質の低下と患者の被ばく線量が多いなどの欠点がある。また, 検出器の厚さが厚くなれば被写体とフィルム間の距離が大きくなり, X 線管焦点がある大きさを持っていることから幾何学的ボケが大きくなり画質が低下する。図1.3.4-2は薄型電離箱形検出器の一例で, 検出器の厚さは約2.5mmで通常の電離箱式(約10mmの厚さ)に比べるとはるかに薄くなっている。この電離箱形の検出機構は, 被写体を透過してきた X 線で電極間の気体が電離され, その電荷が電極を通して検出されるものである。

また, 蛍光採光方式は被写体を透過した X 線で蛍光紙(体)を発光させ, 遮光紙のくりぬかれた部分の蛍光のみがライトガイド板に入射され, 光電子増倍管に到達して光電変換されるようになっている。

後面採光方式の場合にはフィルムを感光させる X 線源と検出器の間の X 線吸収が一般に多く, 管電圧

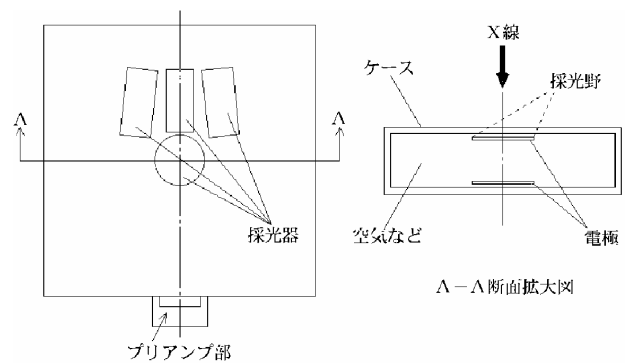


図 1.3.4-2 電離箱型検出器の一例

依存特性が悪くなる。また、管電圧依存特性を少なくするためにカセットの後面吸収を少なくすると、フィルムが後方散乱線の影響を受けやすくなる。

1.3.4.3 制御方式

従来の自動露出制御装置は、時間制御を主体としたものであり、種々の問題点があった。この項ではこれら問題点を解決し、より安定な動作をさせるための制御方式について述べる。

(1) 分割採光方式

人体の構造は複雑で千差万別であり、撮影目的に応じた検出部の位置と形状が X 線写真の仕上がりを左右する。この人体の複雑さに適合させるために1つの検出器に複数の採光野を持った方式がある。図1.3.4-3はその代表例で、4つの独立した採光野からの出力をそれぞれの積分回路・比較器に導き、その比較器からの X 線遮断信号として X 線の遮断を行うものである。

例えば2つの採光野を選択し、その検出信号の積分値のうち、いずれか一方が設定値に達したときに X 線を遮断するか、両方とも設定値に達したときに X 線を遮断するかによって X 線写真の仕上がりが異なる。例えば胸部正面撮影において、一方の肺野が石灰化している場合、前者の手法を用いて撮影された写真は、正常な肺野が適正な濃度になるように制御される。後者の手法を用いれば、石灰化した肺野が適正濃度になるように制御可能である。このように採光野を複数個設けて、その出力に種々の演算処理を施す制御方式が用いられている。

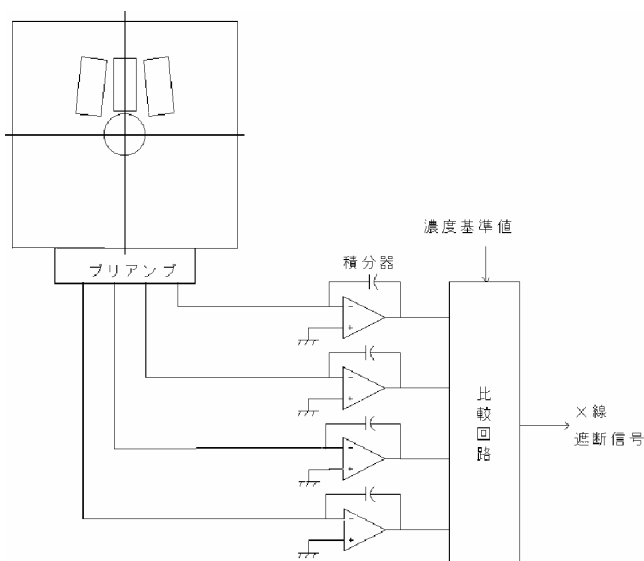


図 1.3.4-3 多分割採光方式

(2) 消化管系自動露出制御装置

造影剤を用いた消化管系撮影の場合、採光野内に造影剤が混入してくる。このとき濃度設定器の基準値が一定であれば、採光野内に占める造影剤の面積によって検出される信号の値が異なり、フィルム濃度が異なってくる。造影剤の占有面積が広がるほど濃度が高くなる。これを自動補正するために透視時の X 線テレビジョンの映像信号などから、造影剤の採光野に対する占有割合を検出し、濃度設定器の基準値を変化させる方式が考えられている。

(3) 撮影管電圧の自動設定

速写撮影の前に行われる透視診断において、透視条件は被写体の厚さや造影剤の量など、次の撮影の条件決定に有用な情報を含んでいる。前述の造影剤の占有面積によって、基準電圧を変化させるのもその1つであるが、写真のコントラストを決定する管電圧を、透視時の管電圧などから自動的に設定できる装置もある。これは単にフィルムの濃度を一定に保つだけの自動露出制御から、撮影条件の自動設定へと進歩した自動露出制御といえる。

(4) その他

自動露出制御によるフィルム濃度は、検出器と感光剤(増感紙、X 線フィルム)の X 線吸収の差などによって、管電圧依存特性や被写体厚特性が現れ一定値が得られない。また、自動露出制御装置から X 線遮断信号が出されてから、実際に X 線露出が停止されるまでの時間遅れなどによっても均一な濃度を得ることが難しくなっている。

これらの諸特性は、さまざまな補正手段を用いて改善されている。管電圧依存性は、比較器の基準値を撮影管電圧に応じて変化させて補正し、時間遅れは一定時間遮断信号を早く出力させることによって補正できる。また、長時間になるほど濃度が低下する(被写体厚特性)傾向を、基準値を時間とともに一定割合で増加させて補正している装置もある。

1.3.4.4 X 線遮断機構

X 線高電圧装置の大容量化、感光材料の高感度化に伴って撮影時間が短縮され、X 線遮断の高速化が進められてきた。以前の大多数の X 線高電圧装置は、SCR (サイリスタ) を用いた高電圧発生器の1次側スイッチング方式であった。SCR を使用した場合の最短制御時間は商用電源周波数の 1/2 周期の約 8~10ms であり、胸部高圧撮影のように 10~20ms 程度の短時間撮影になると、X 線高電圧装置の X 線遮断遅れのために X 線写真の濃度を一定にすることが困

難であった。

従来の SCR 方式の X 線装置でも、SCR を強制転流させることにより高速遮断は可能であり、実際に使用されている。

高電圧発生装置の2次側にスイッチングバルブ(テトロード)を設けるか、3極 X 線管を使用することにより、電源周期に関係なく X 線の高速遮断が可能である。これらの方法によれば数 ms の安定した X 線の制御が可能である。

また現在は、高圧トランスの1次側にインバータを用いた高電圧発生装置が主流を占めている。インバータ装置の自動露出制御時の X 線遮断特性は、インバータの動作周波数に依存している。インバータの動作周波数が数 kHz から数十 kHz と高周波であるため、従来の商用電源を高圧トランスで昇圧する方式に比べて格段に X 線の遮断性能が向上しており、テトロード装置に匹敵する性能を持つに至っている。

インバータ装置、単相2ピーク装置および3相12ピーク装置の自動露出制御の特性を図1.3.4-4に示す。

る。また、当然目的の部位に応じた管電圧で撮影を行わないと、求める部位が適切なコントラストをもって描写されない。

このように自動露出制御装置は、基本的には X 線撮影の時間を制御してフィルム濃度を一定にするものであることを考慮して使用されなければならない。

また、自動露出制御装置が何らかの原因により作動しなかった際には、バックアップ時間まで X 線が出力されてしまう。このとき被検者に過度の X 線被ばくをさせないように、自動露出撮影を行う際には、適切なバックアップタイマの設定が不可欠である。

＜参考文献＞

- (1) 馬場他：直接ホトタイマの性能向上，第28回日本放射線技術学会総会(1972)。
- (2) 松村他：I.I.採光型フォトタイマの研究(第1報) 第35回日本放射線技術学会総会(1979)
- (3) 辻他：インバータ式 X 線高電圧装置 UD シリーズの開発，島津評論，第45巻第4号(1988)

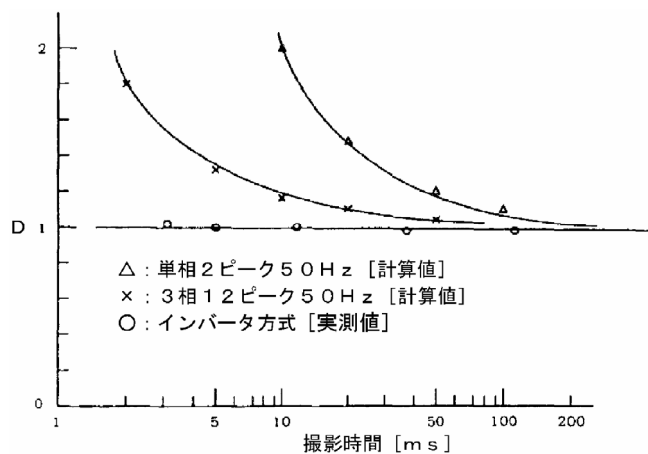


図 1.3.4-4 自動露出撮影における遮断特性

1.3.4.5 安全と使用上の注意

自動露出制御装置を用いた場合でも、被検者への不必要な被ばくを避け、診断能の高い X 線写真を得るためには、X 線条件をあらかじめ適切な値に設定する必要がある。管電圧や管電流の設定値が適切でないと診断能の低い X 線写真しか得られない。

例えば、管電圧・管電流が低すぎると撮影時間が長くなり、濃度が適正であったとしても被写体の動きによるボケが大きくなる。逆に管電圧や管電流が高すぎると撮影時間が極端に短くなり、X 線高電圧装置が十分な速度で応答できず濃度の高い写真とな

1.3.5 X 線管、X 線検出器保持装置

X 線管保持装置、X 線検出器保持装置のほか、X 線管と X 線検出器 (I.I.やフラットパネルディテクタ) を対向させ C 型あるいは U 型アームで結合支持する C アーム保持装置、U アーム保持装置などがある。いずれも使用目的と使い勝手、設置場所の制約などから種類が多い。設置方式で大別すると、壁掛け式・床上式・天井床式・天井式などがある。

X 線管、X 線検出器保持装置は人体の診断部に対して適切な位置決めや、X 線放射方向の設定が容易かつ迅速に行えることが要求される。ポジショニングは手動のものと電動のものがあるが、手動のものでは懸垂平衡バランスにバネバランス機構を用いて小型軽量化し、慣性を減少させて操作力の軽減を図っている。

また、人体上への落下防止に対しては、吊り下げワイヤ類の安全率、保持部の強度、落下防止機構の性能について JIS 規格を充分満足しなければならない。

電動式の場合は、人体と X 線検出器前面の接触について過度の圧迫を防止するため、接触検知自動停止機構を組み込む必要があり、また、電撃防止のための規格もあって十分な安全性を必要とする。

1.3.5.1 種類

(1) X 線管保持装置

(1.1) 壁掛け式

壁取り付けレールとバランス機構により X 線管装置が上下するもので、集団検診車内など極端にスペースの無い場合に設置されることが多い。

(1.2) 床上式

床上に平行に設置した2本のレール上に走行支柱を立てて、支柱に沿って上下にスライドする横腕の先端に X 線管装置を取り付けたものである。支柱の走行・X 線管装置の上下・横腕水平旋回・X 線管装置の回転・首振りが可能である。用途としては透視台と組み合わせて使用するほか、ブッキーテーブルなどと組み合わせて外科撮影などに用いる。

(1.3) 天井床式

前記床式の床スペースを小さくするため、レールを床上1本とし、他の1本は天井に平行に取り付け支柱を支持走行させるものである。動作は床上式と同じであり、用途も床上式と同じであるが、ブッキーテーブルとトモアタッチメントとの結合により断層撮影装置としても使用される場合がある。

(1.4) 天井式 (図1.3.5-1)

天井にレールを設け、これに懸垂した台車から伸縮可能な支柱を下げ、下端に X 線管装置を取り付けたものである。縦横走行・上下移動・X 線管装置の旋回・回転・首振りが可能である。位置の固定は電磁ロック式が多く、床に構造物が無いため床面を有効に利用することができる。天井式は床上式と比べて広い範囲を移動できることや退避位置の自由度が大きい用途も広く多目的に使用でき、前記のほか循環器診断用にも用いられる。

しかし、天井の補強工事などが必要である。

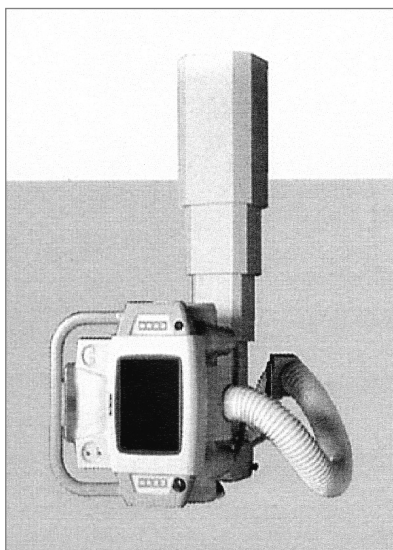


図 1.3.5-1 天井式 X 線管保持装置

(2) X 線検出器保持装置

X 線管保持装置 (天井式) と同じ構造で、支柱先端に X 線検出器を取り付けたものである。

循環器用テーブルとの組み合わせで用いられることが多い。また、X 線管保持装置と同じレールに組み込み、サーボ電動機構によって X 線管やテーブルと連動同期して、頭部から四肢に至るまでポジショニングする装置もある。

(3) 対向型 X 線管, X 線検出器保持装置

対向型 X 線管, X 線検出器保持装置には次の各種がある。

(3.1) 床上式 C アーム

C 形をした支持アームの両端に対向して X 線管装置と X 線検出器を取り付け、C 形アームに沿って X 線束を回転可能とし、かつ、C 形アーム水平支持軸を中心に C 形アームの回転ができるものである。また、X 線検出器の上下動や回転が可能なものもある。循環器用テーブル、あるいは手術台と組み合わせて循環器検査用、外科用などに用いられるものや胸部等の一般撮影に用いられるものがある。

(3.2) 床上式 U アーム (図1.3.5-2)

2本の支持腕を U 形に平行に支持し、その両端に対向して X 線管装置と X 線検出器を取り付け、U アーム水平支持軸を中心に回転可能としたものである。2本の支持腕が伸縮して斜入角透視撮影が可能なものもある。用途は前記 C アームと同じである。



図 1.3.5-2 床上式 X 線管保持装置 (一般撮影用)

(3.3) 天井式 C アーム (図1.3.5-3)

床上式 C アームと同じ構造であるが、床面を有効に使えるよう全体を天井に取り付けたもので、天井にレールを設け、これに懸垂した台車から支柱を下げ、その先端に C アームを支持したものである。支

柱を中心に C アームの旋回が可能である。前記台車部を天井に直接固定し、縦横走行しないものもある。専用のカテーテルテーブルと組み合わせて、循環器の多方向からの透視撮影診断に用いられる。

(3.4) 天井式 U アーム

床式 U アームと同じ構造であるが、前記天井式 C アームと同様 U アームを天井から吊り下げたものである。

C アーム、U アームともに術中の非常事態発生時、容易に装置が退避可能なことも必要な要素であり、

各保持装置ともレール走行、あるいは旋回などの退避機能を備えている。また、バランス機構と電動機構を組み合わせることで、電動・手動兼用形にしたものもある。

対向形 X 線管、X 線検出器保持装置の内、C アーム式保持装置の構造については、IVR (Interventional Radiology) 手技の普及に伴い安全かつ多様なアプローチが可能に変化してきている。例えば、X 線管装置・X 線検出器などをアームのセンタに配置し、アームはアイソセンタ上に配置することで、アームの両サイドからの術者のアプローチを容易にしたものや C アームの基台部が多軸構造で C アームをテーブル向きとそれに対し直角の横方法に平行移動できるものなどが開発されている。



図 1.3.5-3 天井式 C アーム

1.3.5.2 機構原理

各種保持装置に組み合わせた X 線管装置には、絞り装置、高圧ケーブルなどが取り付けられ、I.I.には光学系分配器、TV カメラなどの付属機器を取り付けるため、その質量は数十キログラムになる。手動・電動いずれの場合においても、その移動操作力を小さくするため、平衡機構が採用されていることが多い。平衡機構はバランスウェイト方式・バネバラン

ス方式・ゼンマイバネ (コンストンバネ) 方式・ガスバネ方式などがあるが、代表例としてバネバランス方式の機構原理の一方式について述べる。

図 1.3.5-4 に示す機構においてワイヤドラムの半径 r (一定)、荷重 W 、渦巻滑車半径 R 、スプリングのバネ定数 k 、スプリングの伸びを x とすると、ワイヤドラムと渦巻滑車の軸のモーメントが釣り合うためには、

$$1/2 \cdot kxr = 2WR \tag{1.3.5-1}$$

が成り立たなければならない。次にスプリングに保存されるエネルギー U が、荷重の位置エネルギーの減少量に等しいことから、釣り合い状態におけるスプリングの伸びの最小値を x_0 、荷重の最高位値からの距離を S とすれば、

$$U = \int_{x_0}^x kx dx = 1/2 \cdot k(x^2 - x_0^2) = WS \tag{1.3.5-2}$$

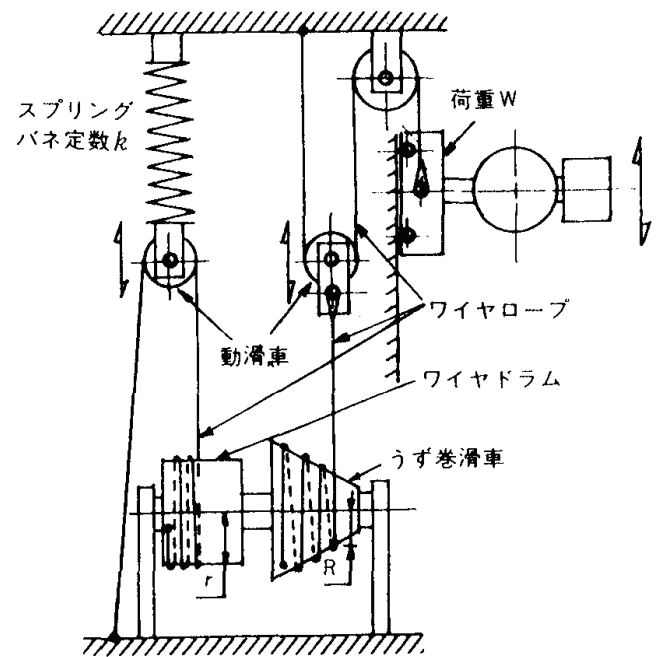


図 1.3.5-4 バネバランス方式の機構

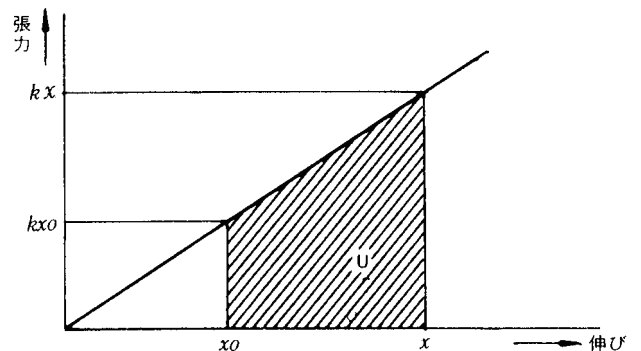


図 1.3.5-5 バネ特性

次にワイヤドラムが巻き取るワイヤロープ長さとその回転角 θ との関係は、

$$r\theta = 2(x - x_0)$$

ただし $x = x_0$ のとき $\theta = 0$

$$x = r\theta / 2 + x_0 \quad (1.3.5-3)$$

1.3.5-1, 3式より、

$$R = kr^2/8W \cdot \theta + kr/4W \cdot x_0 \quad (1.3.5-4)$$

すなわち一定荷重 W と釣り合うバランス機構は1.3.5-2式を満足するスプリングと1.3.5-4式を満足する渦巻滑車の組み合わせにより、あるストロークに対し一定の操作力にて完全バランスをする。

1.3.5.3 安全規格および保守点検

人体上で操作使用される各種懸垂保持装置は、安全性確保のため下記のような設計製作基準が設けられている。例えば

- (a) ワイヤロープは JIS 規格に規定されたもの、またはこれに準ずるものを使用し、使用条件は表1.3.5-1の関係が成立しなければならない
- (b) チェーン、スプロケットは JIS 規格に規定されているもの、またはこれに準ずるものを使用しなければならない。
- (c) 懸垂保持機構についての安全率についても JIS 規格に詳細に規定されている。
- (d) 落下防止機構を備えている場合は、落下開始後停止するまでの距離が30mm以下でなければならない。
- (e) 電撃防止については、接地端子を設け充電部を露出せず、人の触れるおそれのある金属部と接地端子の接地抵抗は0.1Ω以下とする。
- (f) ワイヤロープ、チェーン、その他安全機構、電氣的安全などについては、毎年定期的な点検を必要とする。

また、カテーテル手技を伴う循環器の診断などに使用される保持装置においては、患者・術者が接触する部分に消毒可能なカバーを取り付けるなどの配慮が必要である。

表 1.3.5-1 ワイヤロープ使用条件

$D/d \geq 300$	d : ワイヤロープ素線径
$D/dr \geq 20$	dr : ワイヤロープ直径
	D : 滑車の有効径

1.3.5.4 今後の方向

各種保持装置は、効果的な診断のため術者の手足となる道具であり、さらにそのフレキシビリティの

改善が望まれる。主として、

- (a) 患者に負担がかからぬよう、体位をできるだけ変えず診断に必要なあらゆる方向の位置設定を可能にするほか、システムの一部として術者との関係、テーブル・その他周辺機器との位置関係、形状・寸法の改善が必要であり、より高いフレキシビリティが要求されると思われる。さらに各種保持装置の操作器も、撮影条件が設定可能な液晶ディスプレイなどを使用した、より視認性がよく操作性が良いものが要求される。また、循環器システムにおいては、治療にも使用されることが多くなっており、これを考慮した改良が望まれる。
- (b) 画像のデジタル化の進展に伴い、フィルムレスシステムの普及がさらに進むと考えられる。特にポータブルのデジタルX線検出器に対応した保持装置の改良が進み、よりコンパクトな保持装置にシフトして行くと考えられる。
- (c) 診断部位に対するポジショニングが容易で再現性に優れ、操作力の軽減、動作スピードの最適化、術者の手足の動きに対応した操作器具の改良などにより、検査の省力化が図れるよう配慮が望まれる。また、マイクロエレクトロニクスを応用した高メカトロニクス化による患者・術者に対する安全性の改良や被ばく低減の改善も進むと思われる。

1.3.6 X線テレビジョンおよび関連機器

X線テレビジョンはカメラとモニタを接続した閉回路システムで、X線被ばくの低減とともにX線透視像を診断効果の高いテレビジョン画像に変換することを目的としている。関連機器としてVTRなどを組み合わせる。

X線テレビジョンではCT・MRなど他の画像診断機器に比べて、高速で画像表示できるリアルタイム性に特長がある。

1.3.6.1 構成と各部の構造・機能

X線テレビジョンは用途によって消化器用・循環器用・外科手術用・治療位置決め用などに分類されるが、基本構成はいずれの場合も同じである。

図1.3.6-1はX線テレビジョンの系統図である。

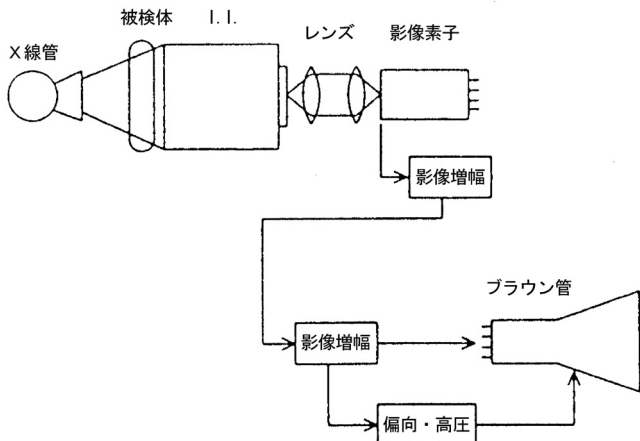


図 1.3.6-1 X 線テレビジョンの系統図

(1) 走査線数と垂直周波数

わが国の従来からのテレビ方式は、走査線数525本/垂直周波数60Hzであるが、X線テレビジョンは閉回路システムであるため任意の方式が可能で、625本/50Hz、1049本/60Hz、1125本/60Hzなども使用されている。

これらは2:1インタレース走査であるが、DSA装置と組み合わせるテレビカメラは、525本/60Hz、1050本/7.5Hz、1050本/30Hzなど順次走査（プログレッシブスキャン）も用いられている。順次走査可能なカメラは通常、走査方式が切り換えられるようになっており、臨床目的に合わせて走査線数が選択される。

走査線数/垂直周波数の画像に及ぼす効果を以下

に述べる。

(1.1) 走査線数

走査線数が増えると画面の縦方向の情報量が増えるため垂直解像度が向上するが、水平解像度に必要な映像周波数帯域が広がるため増幅器の雑音が増えて画像のS/Nが低下する。

(1.2) 垂直周波数

垂直周波数が低いほど映像帯域が狭くなるが、50Hz以下ではフリッカが発生する。なお、上記順次走査では、デジタル的に走査変換し、垂直周波数を上げて表示しているためフリッカはない。

(2) CCD

撮像素子として、撮像管に代わり主流となっている CCD の特長を以下に示す。(表1.3.6-1参照)

(2.1) 高い変調度、均一な画像

円形ビームを走査する撮像管に対し、方形画素を配置した CCD は光量に関係なく、変調度が高く、シャープな画像が得られる。また、中心部と周辺部で解像度が変わらず、図形歪も生じない。

(2.2) 広いダイナミックレンジ

撮像管の信号は微小で、増幅系の熱雑音が支配的であり、雑音は周波数が高くなると増加する。CCD では熱雑音は支配的でなく、素子のショット雑音やリセット雑音があるが、暗電流低減や雑音低減回路で低減される。したがって、CCD はダイナミックレンジを広げやすく、高速・高精細カメラに適している。

表1.3.6-1 CCD の特徴

	CCD	撮像管	X線テレビカメラにおける CCD の利点
変調度	◎	○	シャープな画像
周辺解像度	◎	△	均一な画像
図形ひずみ	◎	△	
ダイナミックレンジ	◎	○	ハレーション少なく辺縁まで見える
S/N	◎	○	
ブルーミング	小	大	パルス透視を行いやすい 画像処理性に優れる
残像	なし	あり	
光電変換特性	リニア	ガンマ特性あり	安定した画像
信号の読み出し	蓄積と独立	蓄積と同一面	
走査方式	電荷転送	電子ビーム偏向	ハイライト特性に優れる
磁界の影響	なし	あり	
耐振性	◎	△	小型化に適する
焼付き	なし	あり	
大きさ、重さ	小	大	メンテナンスが簡単
消費電力	小	大	
寿命、信頼性	◎	△	

◎：非常に優れる ○：優れる △：劣る

(2.3) 耐ブルーミングにすぐれる

過大光入射時、撮像管はブルーミングが生じ、画面に白いにじみがでる。CCD はオーバーフロードレインという余剰電荷を逃がす構造により、ブルーミングが発生しにくい。

(2.4) 残像がない

撮像管は残像により連続光と単発光で画像の諧調が異なり、さらに単発でも、光の強さ・照射時間により諧調が異なる。CCD は残像がなく、このような諧調の変化がない。

(2.5) 光電変換特性がリニア

撮像管の光電特性は、光導電膜の種類で異なるが、CCD はリニアである。

(2.6) 信号の読み出しの自由度が広い

撮像管は、受光中リアルタイムで映像信号を読むため、1枚の画面中の光の変化が、映像の変化として表れてしまう。CCD は、光の蓄積と読み出しが受光部と転送部に独立しているため、1枚の画面内に変化が現れない。このため CCD は、X 線をパルス照射する場合、幅・位置の制限がほとんどない。

(2.7) 安定な読み出しと磁界の影響がない

電荷の転送で映像信号を読み出す CCD は、撮像管のようにビーム偏向電流の雑音を考慮する必要がなく、磁界の影響も受けない。

(2.8) 耐振性にすぐれる

CCD は構造的に振動の影響を受けないため、振動に対する配慮が不要である。

(2.9) その他

焼き付きがない、消費電力が少ない、小型・軽量化が容易、長寿命・高信頼性などの特長がある。

(3) テレビジョン回路

X 線テレビジョンの回路構成には下記のような特徴がある。

(3.1) 同期信号

同期信号形は放送規格が基準となっているが、X 線テレビジョンには特殊な同期信号を用いているものもあるため、ビデオメモリなどの関連機器を組み合わせる場合には同期信号の適合性を確認しておく必要がある。

(3.2) 透視輝度自動調整(ABC)

ABC は X 線透視像を見やすくするために、X 線管電圧あるいは X 線管電流を映像信号で制御する機能で、X 線テレビジョンでは画面の中央部分に重点を置いた観察が多いためこの制御機能には中心部を検出する方式が使用されている。

(3.3) 画像強調

画像強調は、イメージエンハンサあるいはアパーチ

ャー補正と呼ばれ、映像信号の中高域周波数を強調して画像の解像度、鮮鋭度を改善する機能である。ただし、画像強調は増幅器のノイズが増えるため I.I. の出力像が暗いときは改善効果よりノイズの妨害が大きくなって画質が低下する場合がある。

(3.4) 自動ゲインコントロール(AGC)

AGC は X 線透視像を見やすくするために映像信号を一定に保持する機能で、前記 ABC が映像信号で X 線管電圧あるいは X 線管電流を制御するのに対して、AGC は映像増幅器の増幅度を制御する方法である。

AGC と ABC は多くの条件下で良好な画面を保持するよう動作するが、画像の観察部位によってはこれらの機能が妨害となる場合があるため、手動での調整を併用する場合もある。

(3.5) ガンマ補正

ガンマ補正は X 線透視像を見やすくするために、表示する画像の濃度階調を補正する機能である。また、ホワイトクリップは直接 X 線の入射などによって発生する過大な白信号を圧縮して画像を安定にする機能である。

(3.6) 直流分再生とブラウン管の高圧

X 線テレビジョンでは直流再生とブラウン管の高圧を安定にし、特にハレーションと呼ばれる過大な白信号が入射した場合など、画像が損なわれないように構成されている。

(4) システム上の留意事項

(4.1) システム解像度

テレビジョンの解像度は「本」で表現されるが、X 線装置で用いられる「lp/mm」で表現するには次式で換算する。

$$\text{I.I.入射面への換算解像度(lp/mm)} = \frac{\text{TV 解像度}}{2 \times \text{I.I.入射面径(mm)}} \quad (1.3.6-1)$$

ただし、これはテレビジョン単体の解像度であり、X 線テレビジョンとしてブラウン管に現れるシステム全体の解像度はテレビジョンだけでなく、X 線管焦点・幾何学拡大率・I.I.・レンズなどのシステムを構成するすべての品目の MTF を総合したものとなる。そして、一般に X 線管焦点が小さいと仮定するなら、9インチ I.I.入射面でのシステム解像度は、おおよそ(1.3.6-1)式に0.65~0.7をかけた値になる。

しかし、これも解像度チャートだけを透視した場合のシステム解像度であって、実際の透視状態では散乱 X 線・量子ノイズの発生や動きによるボケなどが加わってさらに低下する。

(4.2) 鮮鋭度

微細な部分の検出はシステム解像度の高いものほどすぐれるが、解像度の高いものが鮮鋭であるとは限らない。鮮鋭度にはノイズ・残像・解像度・階調・コントラスト・視距離・ブラウン管色など視覚的要素があり、解像度のような定量的な表現が難しい。ただし、鮮鋭度をよくするにはテレビジョンを含めた各装置と散乱 X 線・バックグラウンド・ブラウン管フレアなどを抑えるシステム構成で、MTF の中低域成分の低下を少なくすることが必要である。

(4.3) 量子ノイズの低減

X 線テレビジョンには忠実度の高い性能が要求されるが、I.I.出力像に内在する X 線量子ノイズだけは、できるだけ検出せず低減すべきとの相反する要求がある。そのため下記低減法があるが、それぞれ反作用を伴うため、その X 線システムで適用できる方法で対応する。

(a) X 線量を増やす

X 線の量子ノイズの基本的な低減になるが被ばく線量が増える。X 線を増すと I.I.出力像の明るさが過大となるためレンズで絞る場合がある。

(b) 映像信号の階調補正

階調補正は量子ノイズのコントラストを低くする効果があるが、補正が X 線透視像全体のコントラストを悪くする場合がある。

(c) デジタル画像処理

画像加算やリカーシブフィルタなどのデジタル画像処理により量子ノイズが低減できるが、同時に被検体の「動き」に対する追従性が悪くなる。そのため適度なフィルタ係数の選択が重要となるが、残像を抑える動き適用形リカーシブフィルタも使用されている。

1.3.6.2 関連機器

X 線テレビジョンに組み合わせる機器は、主に画像記録装置と表示装置である。

(1) 画像記録装置

(1.1) VTR

1.3.6.1(1)項のように X 線テレビジョンにはさまざまな走査方式が採用されているため、VTR もそれに合った製品を選択する必要がある。

(1.2) ビデオメモリ

VTR 以外の記録再生装置には磁気方式と IC メモリ方式がある。

(a) 磁気方式

ハードディスクレコーダの名称で静止画あるいは動画の記録が可能な製品がある。

(b) IC メモリ

映像信号をデジタル変換して IC に記録する方式で、さまざまな画像処理ができる。

(2) 表示装置

(2.1) 映像合成器

循環器の正側両面を1台の受像機に表示、あるいは X 線透視像と他の画像を重畳表示するなどに応用される。

(2.2) キャラクタ表示器

画面に数字や矢印を重畳して透視時間や検査部位を表示するのに応用される。

1.3.6.3 安全と使用上の注意

X 線テレビジョンシステムを常に最良な状態で使用するため、定期的な点検・調整・清掃が必要である。また、I.I.の輝度変換係数(Gx)低下に伴うシステム感度の調整および解像力の確認が必要になる。その項目および調整ポイントを以下に記載する。

(1) 点検項目

- (a) ケーブルなど機器損傷の有無
- (b) 機器の固定状態
- (c) ケーブル（電源・アースケーブル含む）の接続状態
- (d) ごみ・ほこりの除去（フィルタ、ファン、レンズ、プリント基板、モニタ画面）

(2) 調整項目

(2.1) システム感度の調整

X 線条件の変動がある場合はその調整を実施した後、I.I.の Gx の低下を TV アイリスによる絞り調整を行う。

(2.2) 解像力の確認

I.I.レンズの調整、テレビレンズの調整

1.3.7 X 線カメラ

1.3.7.1 X 線間接撮影用カメラ

昭和11年、わが国において世界にさきがけて X 線間接撮影が実施され、昭和14年には間接撮影のための専用カメラが商品化された。それ以来、結核の早期発見を目的として胸部集団検診に広く用いられるようになった。昭和30年代にはミラーカメラが登場し、撮影 X 線量が大幅に低減され、X 線間接撮影カメラは結核の早期発見を目的とした集団検診ばかりでなく、胃がんの早期発見のための集団検診にも広く用いられることとなった。

一方、フィルムサイズも当初は35mm有孔フィルムが

使われたが、医師の読影の容易さ、異常発見率の向上などの要望から35mm孔なしフィルム・60mm・さらには70mm・100mmへと大サイズ化し、現在に至っている。

当初フィルム巻上げは手巻きで行っていたが、その後 X 線撮影と連動して自動的に1コマずつ巻取られる、いわゆる自動カメラが登場することで能率向上に大きく貢献することとなった。

近年になって、従来の硫化物系蛍光板に代わり、希土類蛍光板が開発された。これにより画質が大幅に向上するとともに、高圧になるほど従来の蛍光板に比べて感度が向上することから、さらに被ばく線量の大幅な低減が可能となった。また、近年の肺がんの急増に対処して結核の検診と同時に肺がんの早期発見も同時に行う検診方式が実用段階に入った。このような肺がん検診の要望に対して、肺野と同時に縦隔部も撮影することができるグラデーション蛍光板が開発され、実用に供されている。

(1) X 線間接撮影の原理と光学系の特性

X 線管焦点より放射された X 線は、人体を透過することによって一部吸収・減衰される。この透過 X 線を蛍光板に照射するとエネルギー変換が行われ、蛍光板上に人体組織に対応した蛍光像が得られる。X 線間接撮影法とは、この像をフィルム上に縮小して撮影する方式をいう。図1.3.7-1は X 線間接撮影法の原理図である。

X 線間接撮影の光学系は一般カメラ用と異なり、次のような特殊な条件を満たすものでなければならない。

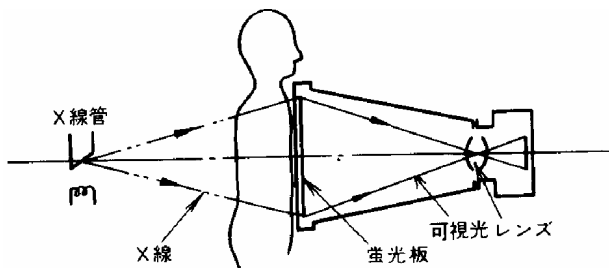


図 1.3.7-1 X 線間接撮影法の原理

- (a) 集団検診は、多人数の中から結核や肺がんなどを早期に発見することを目的とするもので、被検者が受ける X 線量を極力少なくすることが必要である。したがって、光学系はできる限り明るくしなければならない。
- (b) 間接撮影による画像は、よりすぐれているのにこしたことはないが、精密診断が行えるほどすぐれている必要はない。むしろ、システムとしてみたとき、異常の発見率が高いこと、そして被ばく線量が極力少ないことが望まれるわけで

ある。したがって、光学系としては蛍光板のコントラストの再現性がすぐれていること、すなわち蛍光板の MTF を十分にカバーしていることが必要である。言い換えれば、高周波領域よりも低周波の領域での MTF が良好であることが要求される。

- (c) 蛍光板上の蛍光像をフィルム上に結像するため、光学系は蛍光板の発光波長に対して色収差の無いように補正されたものでなければならない。

(2) 光学系のタイプ

従来はレンズ明るさ1:1.5程度の屈折レンズ系が用いられてきたが、これをさらに明るくし、かつ、前述した条件を満たすことは極めて困難であった。新たに開発されたミラー光学系では、凹面反射鏡(ミラー)を撮影光学系の主要部分として用いることにより、高い屈折率の光学ガラスを用いたのと同じ効果があり(屈折率は2.0に相当する)、かつ、光反射によって色分散作用が全く無いという大きな特長をもっている。なので明るく、高性能の光学系を得ることができる。間接撮影用として現在、次の2つの方式のものが実用に供されている。

(2.1) オデルカ方式のミラー光学系

1952年 A.Bouwers の開発によるもので、その構成を図1.3.7-2に示す。収差を補正するために、同心レンズと断面が円錐形のコーンレンズを用い、明るさ1:0.63を得ているのが大きな特長である。結像面は、ほぼこの光学系の焦点距離に等しい曲率でわん曲している。

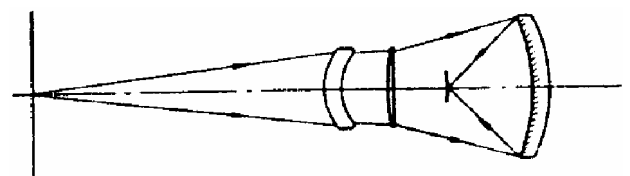


図 1.3.7-2 オデルカ方式のミラー光学系

(2.2) キヤノン方式のミラー光学系

1962年、キヤノンにより図1.3.7-3に示すミラー光学系が開発された。オデルカ方式に比べ、光学系の構成を若干複雑にすることにより、結像面のわん曲度を弛くしたのが大きな特長である。

1970年、従来の表面反射鏡に代り、裏面反射鏡をとり入れた図1.3.7-4に示す新タイプの光学系がキヤノンにより開発された。前述のミラーカメラに比べて、外径および全長の大幅な小形化が実現し、100mmミラーカメラにこの光学系がとり入れられている。

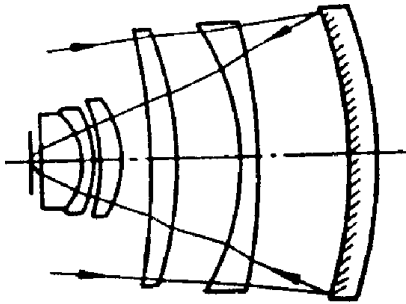


図 1.3.7-3 キヤノン方式のミラー光学系(1)

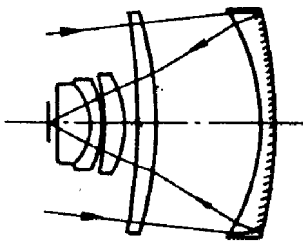


図 1.3.7-4 キヤノン方式のミラー光学系(2)

(3) 種類と構造

(3.1) 種類

胸部用ミラーカメラには直フード形と曲フード形とがあり、一般には車載の場合などのように、設置スペースの関係でコンパクトなものを必要とする場合には曲フード形が用いられている。

また、それぞれのフードの形状に対して、70mmフィルム用カメラと100mmフィルム用カメラとがある。

(3.2) 構造

図1.3.7-5は胸部用直フード形ミラーカメラの構成を示す断面図の一例であり、図1.3.7-6は外観写真である。カメラには架台（電動エレベータとポール）が組み合わされている。図1.3.7-7は胸部用曲フード形ミラーカメラの構成を示す断面図の一例である。蛍光板とミラー光学系との間に、光束を90°曲折させるための平面鏡が設置され、全体がコンパクトになっている。外観を図1.3.7-8に示す。

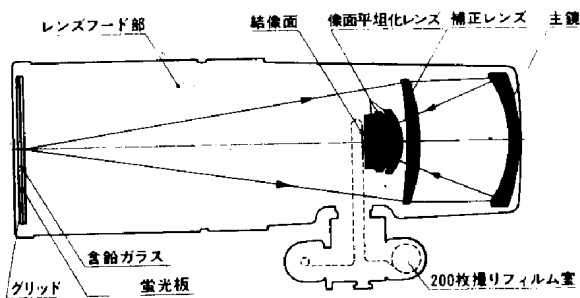


図 1.3.7-5 胸部用ミラーカメラ（直フード形）の構成

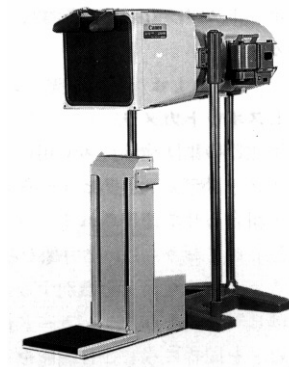


図 1.3.7-5 胸部用ミラーカメラ（直フード形）の構成

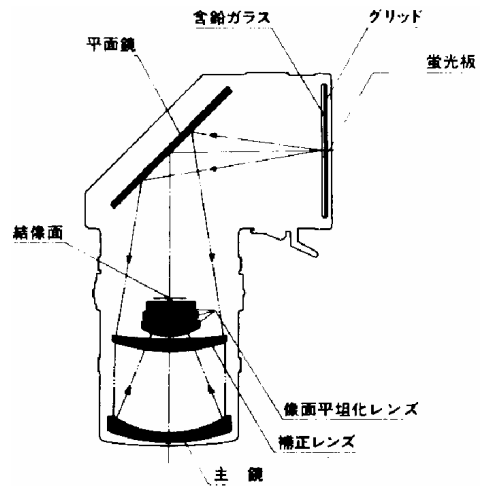


図 1.3.7-7 胸部用ミラーカメラ（直フード形）の構成断面図

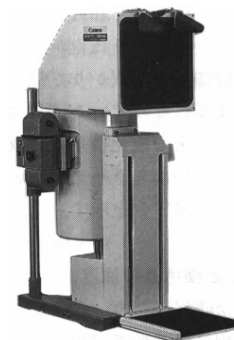


図 1.3.7-8 胸部用ミラーカメラ（曲フード形）の外観

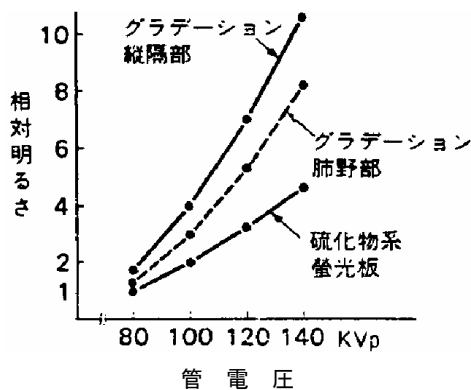
(4) 肺がん検診用ミラーカメラ

前述したように希土類からなるグラデーション蛍光板が開発され、これを組込んだミラーカメラが急増する肺がんの早期発見を目的に商品化されている。

一般に胸部 X 線撮影で得られる写真は、肺野部を適正濃度になるように撮影したとき、気管や気管支分岐

部などは写りにくい。グラデーション蛍光板はこの欠点を無くすことを目的としたもので、蛍光板の感度が全面均一でなく、左右に対し中央部（縦隔撮影部）は山形状に高くなっている。したがって、肺野部を適正濃度になるように撮影したとき、従来写りにくかった縦隔部も同時に写しこまれ、肺野部肺がんばかりでなく肺門部の異常発見にも役立つようになっている。

図1.3.7-9はグラデーション蛍光板と従来の硫化物系蛍光板との明るさ比較を、また図1.3.7-10はミラー光学系と組み合わせたグラデーション蛍光板のMTFを示す。



測定条件：水ファントム 10cm厚
 グリッド：8：1 シングル(AL スペーサー)
 X線装置：3相12パルス整流方式
 撮影：ミラーカメラによる
 フィルム濃度1.0を得るために要するmAsより求めた。

図 1.3.7-9 グラデーション蛍光板と従来蛍光板との明るさの比較

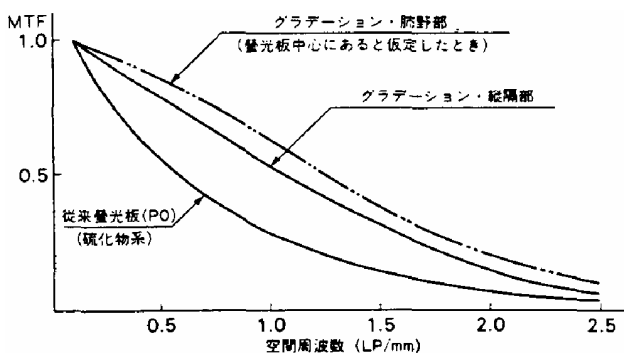


図 1.3.7-10 ミラー光学系と組み合わせたグラデーション蛍光板のMTF

(5) 安全と使用上の注意

(a) 電気的安全確保のため、必ずアースに接続し、接地抵抗値が医用 X 線装置基準で定められている値に入るようにする。

- (b) 故障につながらないようにするため、メーカーが指定する期間内に必ずオーバーホールを実施する。
- (c) 冬期、湿度によりレンズに曇りを生じさせないようにするため、常時シリカゲルによる管理を行う。
- (d) 蛍光板の感度が劣化すると撮影線量の増加につながるため、メーカーがすすめる期間ごとに新品の蛍光板と交換する。
- (e) 被検者の安全確保のため、ミラーカメラ用架台には感知装置および緩衝機構が組み込まれているが、踏板の下降によって被検者の足などが挟まれることがないように十分注意する。

1.3.7.2 I.I.間接撮影用カメラ

イメージインテンシファイア（以下 I.I.と略す）の出力像を拡大してフィルムに結像、記録する方式を I.I.間接撮影方式（一般に I.I.間接）と呼んでいる。I.I.間接撮影は、I.I.の高性能化に伴って消化器や循環器系の診断を主として、その他いろいろな分野で広く用いられるようになってきた。

(1) I.I.間接撮影の光学系

I.I.出力面の画像は、一般に20～30mmφの大きさをもっている。撮影光学系は図1.3.7-11に示すように、1次レンズ(Collimating lens)と2次レンズ(Imaging lens)とにより構成され、これらレンズの焦点距離の組み合わせによってフィルム上に得られる画像の大きさが決まってくる。1次レンズの焦点距離を f_1 、2次レンズの焦点距離を f_2 としたとき、フィルム上に得られる画像の I.I.出力面での大きさに対する拡大率 m は、

$$m = \frac{f_2}{f_1}$$

で表される。例えば、I.I.出力面の大きさが30mmφで、1次レンズの焦点距離を $f_1=100\text{mm}$ 、2次レンズの焦点距離を $f_2=300\text{mm}$ とすれば、フィルム上に得られる画像の大きさは90mmφとなるわけである。

なおこのように、1次レンズと2次レンズとを向い合わせて用いる（タンデムレンズと呼ばれる）と、1次レンズに対して2次レンズを光軸上で近づけたり離したりしても、フィルム上に得られる画像の大きさは変わらないという大きな特長をもっている。一般には、1次レンズと2次レンズの間に回転する平面鏡やプリズムなどを配置し、これにより1次レンズからの光の進行方向を切換え、それぞれの位置にある焦点距離の異なる2次レンズに光を送り込むことによって、テレビ撮像管やフィルム上に、それぞれに適したサイズの

像を結ばせる方法がとられている。これにより、まずテレビ透視を行い、撮影しようとする位置を確認した上、光路を切換えてシネカメラやスポットカメラなどで撮影することが可能となるわけである。

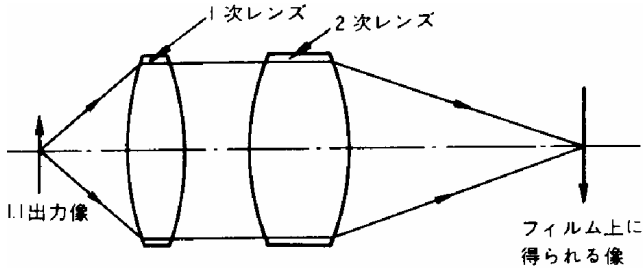


図 1.3.7-11 I.I. 間接撮影の光学系

(2) I.I. スポットカメラ

一般には、消化器の集団検診に多く用いられている。映像分配器（イメージディストリビュータ）に内蔵された1次レンズと組み合わせて使用される。カメラ内には2次レンズが組み込まれており、I.I.出力像を拡大してフィルムに撮影する。また、被検者を識別するために撮影番号がフィルム隅に写し込まれたり、カードに記入された被検者の氏名などを同時に写し込む機能をもったカメラもある。フィルムサイズから分類すると、70mmフィルム用と100mmフィルム用カメラおよび外国には105mmフィルム用カメラなどがある。また、フィルムの形態により分けると、カットフィルム用とロールフィルム用カメラとがある。

図1.3.7-12は100mmロールフィルム用スポットカメラの一例である。

視野切換式 I.I. と組み合わせて使用する場合、広い視野から狭い視野に切換えたとき、光学系の明るさが一定の場合にはフィルム上での濃度低下をきたすことになるので、これを防ぐため視野の大きさに連動させて撮影の X 線量を変化させる必要がある。これを改善する手段として、視野の切換えに連動して2次レンズ側に設けた光学絞りを自動開閉する方式の自動絞り装置を組み込んだカメラもある。

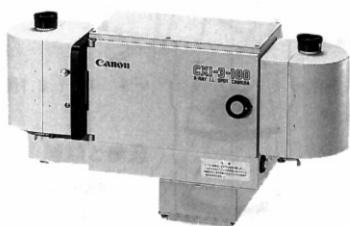


図 1.3.7-12 I.I. スポットカメラの一例

(3) ラピッドシーケンスカメラ

I.I. 間接撮影は、低線量で短時間撮影ができることから、消化器ばかりでなく動きの速い器官の撮影に最適である。また1回の検診に多数枚の撮影を必要とする循環器系の撮影に威力を発揮するものである。この目的のための機器として、ラピッドシーケンスカメラ、I.I. シネカメラなどがある。図1.3.7-13は105mmパフォーレーション付きロールフィルムを用いるラピッドシーケンスカメラの一例で、一般に循環器系や食道の撮影に用いられている。撮影最高速度は毎秒6コマ、8コマ、12コマなどのものがあり、いずれもフィルム的高速給送と連動して X 線が放射され、撮影が行われる。プログラムセクタと組み合わせ、数枚ごとに撮影速度を変更することのできる方式のカメラもある。

フィルムには、撮影番号およびカードに記入された文字が同時に写し込まれる。なお、外国ではラピッドシーケンスカメラとスポットカメラを含め、スポットフィルムカメラと呼んでいるところが多い。



図 1.3.7-13 ラピッドシーケンスカメラの一例

(4) 安全と使用上の注意

- (a) 電気的安全確保のため必ずアースを接続し、接地抵抗値が医用 X 線装置基準で定められている値に入るようにする。
- (b) 故障につながらないようにするため、メーカーが指定する期間内に必ずオーバーホールを実施する。
- (c) 温湿度によりレンズの曇り、フィルムのベタツキおよびスタチック現象を生じさせないようにするため、室内空調の管理を行う。
- (d) 画質に悪影響を及ぼしたり、カメラを破損させたりしないようにするため、カメラを確実にイメージディストリビュータに固定する。また、スポットカメラ本体の回転ロックを確実に行う。

1.3.7.3 X 線シネカメラ

わが国において心臓疾患は、第2の国民病といわれるまで増加しており、診断から治療に至るまで X 線シネアンジオシステムは重要な役割を果たしている。

ここでは、そのシステムの中で心臓機能診断には欠かすことのできない X 線画像の記録機器として、I.I. 間接撮影専用が開発された35mm高速度シネカメラ（以下、X 線シネカメラという。）について記述する。

(1) 原理と方式

心臓は収縮・拡張を繰り返し、数十mm/s もの速度で動いている。このような高速動体を記録および解析するためには、それ相応の速度で捕らえなければ必要な情報が得られない。

高速度写真は、空間（空間分解能）・時間（時間分解能）を拡大・分解して見ることができ、現代においての記録および解析方法として優れた技術である。

また、心臓血管の微細な病変まで読み取れなければならないため、高解像力が必要とされる。それとともに35mmシネフィルムは、映画や写真に用いられているように、規格化された万国共通の記憶媒体の利点もある。

シネフィルム法のほかに種々の撮影方法が研究されてきたが、前述のようなことから X 線シネカメラは、心臓機能診断の画像記録機器として最適である。

高速度カメラのフィルム送り機構には、原理的に数種類の方式がある。X 線シネカメラでは、前述のような心臓血管撮影に適した撮影速度や高解像力の点から、間欠搔き落とし方式が採用されている。この方式は、映画用カメラや映写機のほとんどに採用されていることから、安定した画像を得る最も信頼できる方式

といえる。

フィルムはプルダウンクローによりアパーチャー面上を間欠的に移動する。レジストレーションピンにより1コマごとにフィルムが停止し、円板シャッターが開く。同時にシャッターパルスが X 線装置へ出力される。そのシャッターパルスに同期した X 線がパルスばく射され、I.I.の出力蛍光面の X 線画像を間接的に撮影する。

図1.3.7-14に円板シャッターとフィルム動作を示し、図1.3.7-15はタイミングチャートである。

撮影速度は、8段階の可変式で被写体や撮影部位などにより任意に設定できる。

2台の X 線シネカメラでパイプレン撮影ができる。パイプレン撮影のときは、X 線が互いに干渉しないように180°の位相差で撮影される。

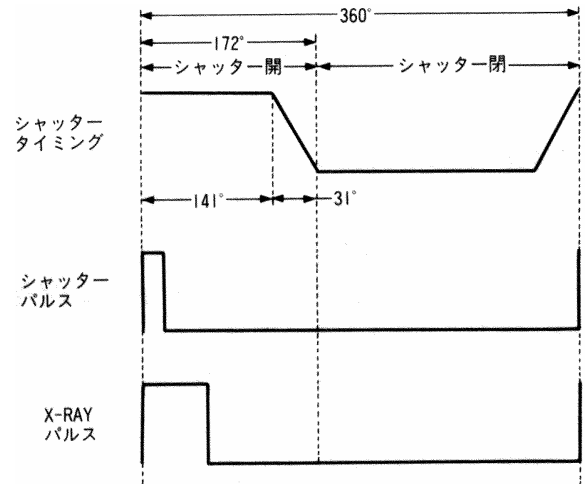


図 1.3.7-15 タイミングチャート

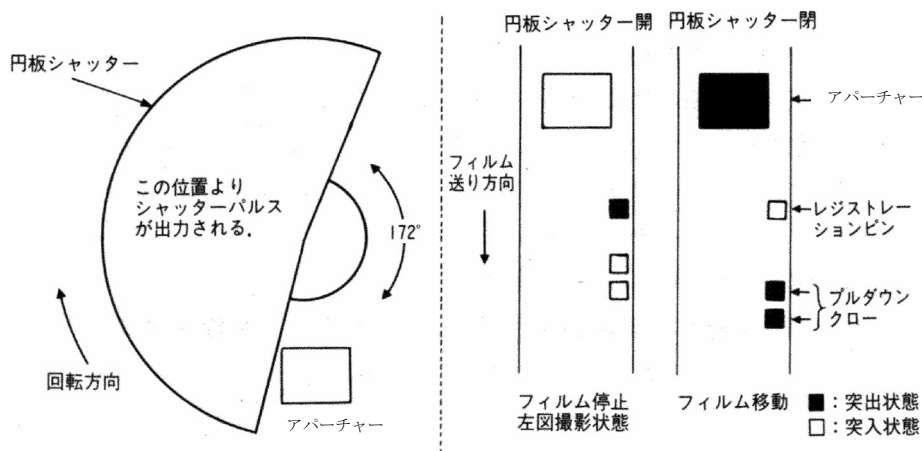


図 1.3.7-14 円板シャッターとフィルム動作

(2) 構成と性能

図 1.3.7-16 に構成図を示す。

最も一般的な X 線シネカメラの性能を示す。

- ・フィルムマガジン 35mm : 500フィート
- ・撮影速度 20~150コマ 8段階可変式
- ・シャッター開角度 172° (有効開角度141°)
- ・大きさ 約156×337×325mm
- ・重量 約6.5kg
- ・アパーチャーサイズ 18×24mm
- ・レンズ F2 : 85, 100, 135mm

(3) 関連機器

(3.1) データ写し込み装置

生体信号波形、フレームナンバ、英数字を撮影と同時にフィルムに写し込む装置や、フレームナンバのみを写し込む装置がある。これらにより、撮影後のフィルム編集や診断に役立つ。

(3.2) 外部同期装置

この装置は、X 線 TV 系の信号に X 線シネカメラを同期させ、透視時と同じようなフリッカのない安定した TV 画像が得られる。また、DSA のパルスモード信号に同期させると、DSA のデータ収集と同時にシネ撮影もできる。これらにより、フィルム量、被ばく線量の軽減や時間短縮につながる。

(4) 安全と使用上の注意

電撃に対する安全性は規格に適合しているが、設置および X 線装置の定期点検のときには、専門技術者により安全性を確認する。それとともに、X 線シネカメラの取り付け接合部分の確実な安全性を確認する。

精度や性能の維持のために、日常点検や専門技術者による定期点検を実施し、事前にトラブル防止を努め

る。また、必要が生じたときにはオーバーホールをすることが望ましい。

フィルムの通過部分にこびりついたフィルムのかすは、フィルム走行を妨げたり、キズがつきやすくなりトラブルの原因になるので、常時清掃をするように心がける。

1.3.8 平面検出器

1.3.8.1 背景

X 線検出器としてフィルム・スクリーン系 (FS 系) と I.I.-TV カメラチェーン系が、従来から幅広く使用されてきた。フィルムは手軽であり、画質のゴールドスタンダードを与えうる一方、現像時間がかかりデジタル化がしにくい欠点がある。I.I.-TV は、即時性がありデジタル画像を得易いが、検出系が大きく、ひずみやベアリンググレアなどの画質劣化要因があった。これらの欠点をすべて補う意図で開発されたのが平面検出器であり、薄い平板形状を有し、画質に優れ、即時にデジタル画像を出力することを目的としている。胸部撮影など、動画を必要とせず比較的線量の大きい撮影に使用するタイプの平面検出器が最初に開発され、1990年代後半から臨床に供され始めた。一方、透視のような低線量で動画対応ができるタイプのものは、低信号の高速検出が必要であり、さらに高い技術開発が求められたため、数年遅れて2000年から臨床に使われ始めた。2006年現在においては、大半の循環器系診断用システムに適用されており、ハイエンドの消化管計診断用システムにも適用が広まっている。

1.3.8.2 構成および信号変換方式

研究機関や開発メーカによって差はあるが、基本的

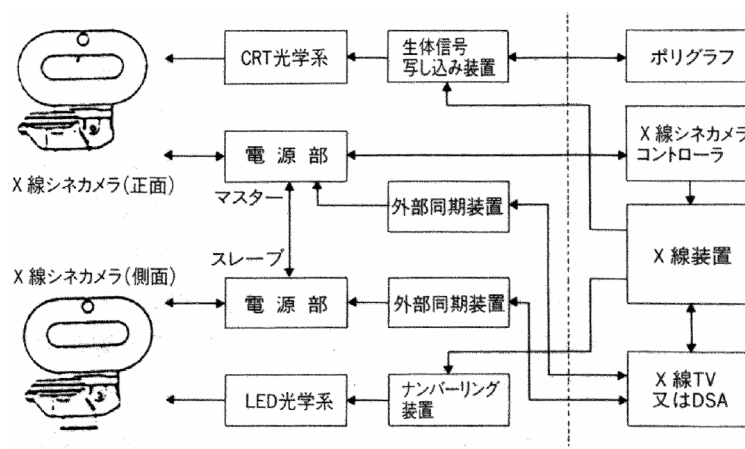


図 1.3.7-16 パイプライン時の構成

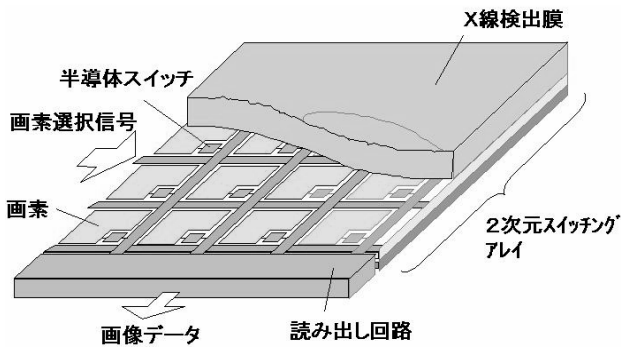


図 1.3.8-1 平面検出器の構成

には図1.3.8-1に示すように、2次元スイッチングアレイの上に X 線検出膜を付加したパネルと、周辺の電気回路から構成されている。X 線検出膜は、受けた X 線のエネルギーに応じて電荷を発生し、その電荷が画素内のコンデンサに蓄積される。電荷を蓄積し終わると、各画素内の電荷を半導体スイッチの開閉により外部に取り出して画像信号とする。この半導体スイッチとして代表的に使用されているのが TFT (Thin Film Transistor) であり、ここには画像表示用の液晶パネルの技術が応用されている。1990年代に入り、2次元 TFT アレイを大面積で作れるようになったことや、このアレイに多くの端子を持つ回路素子 (ASIC 化されたチャージアンプやゲートドライバなど) を装着するための実装技術が大きく進展したことが、平面検出器の開発を加速させたといえよう。このような構成を持つ平面検出器は、X 線検出膜での X 線検出方式に応じて、直接変換方式と間接変換方式に分類されている (図1.3.8-2)。

直接変換方式は、X 線エネルギーを電荷に変換する材質を X 線検出膜として使用する方式であり、現時点では代表的な材質としてアモルファスセレン(a-Se)が使用されている。この方式では、X 線が a-Se 内で相

互作用を起こした結果、発生する正孔/電子ペアのどちらか一方を画素電極に集めて信号とする。発生する正孔/電子ペアの数は、 $(a\text{-Se に吸収された X 線エネルギー}) / (W \text{ 値})$ で与えられ、図示のように画素電極に向かう方向に電界を加えると正孔が、逆方向に加えると電子が画素電極に集められる。図で電界を与えている理由は、W 値を低下させて多くの電荷を発生させる目的と、電子や正孔を散乱させることなく直下の画素電極に導くことである。a-Se の W 値は、 $10\text{V}/\mu\text{m}$ の電界において約 54eV 、電界強度が小さくなるに従って W 値は大きくなり、 $8\text{V}/\mu\text{m}$ では約 66eV であると報告されている¹⁾。膜の厚みを厚くすれば X 線阻止能は向上する。しかし、厚くしすぎると a-Se 内を移動する電荷のトラップや再結合が生じて感度が低減するため、適切な厚みを設定しなければならない。厚みの設計は用途や各開発機関で異なっているが、約 $500 \sim 1000\mu\text{m}$ 程度であり、厚み $1000\mu\text{m}$ における $10\text{V}/\mu\text{m}$ の電界強度のもとでは約 $3500\text{pC}/\text{cm}^2/\text{mR}$ 、 $15\text{V}/\text{cm}$ では $4400\text{pC}/\text{cm}^2/\text{mR}$ (80kVp , 20mm Al フィルタ) の電荷発生が観測されている⁶⁾。なお、a-Se 以外の材質として、CdTe, PbI₂, HgI₂などが候補としてあげられており、将来の可能性が研究されている。

間接変換方式は、X 線を一度光に変換し、その光をフォトダイオードなどの受光素子で電荷信号に変換する方式である。X 線→光子変換にはすでにさまざまな材料が実用になっているが、中でも CsI : Tl がシンチレータとして最も代表的に使用されている。この方式では、光の散乱による MTF 劣化を防止するため、図示のように柱状に結晶成長させたシンチレータ (Columnar Scintillator) としている。シンチレータから発生した光子はフォトダイオードで集光され、光量に応じた電荷信号が発生する。この一連の変換過程には、いくつかの変換効率が介在している。シンチレータでの X 線エネルギー吸収による光エネルギーへの

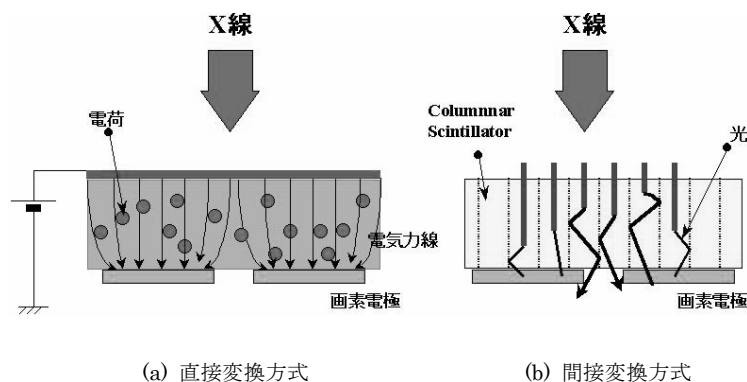


図 1.3.8-2 変換方式による分類

変換効率, シンチレータとフォトダイオードの間の透明な膜(透明電極や透明保護膜など)の光透過率, フォトダイオードの光電変換効率およびフォトダイオードの画素内に占める面積率(fill factor)が基本的な因子である.

シンチレータにおける光子への変換効率は, シンチレータの材質と厚みで決定され, CsI の場合は厚みを I.I.と同じ, もしくは多少厚くして約400~600 μm として設計されている. シンチレータ以降の変換プロセスでは, 透明膜の光透過率とフォトダイオードの光電変換効率を合わせて約80%, fill factor は約75%との報告がある⁽³⁾. X 線に対する最終的な電荷発生量は550 μm のCsIで約5300pC/cm²/mRと報告されているが⁽⁴⁾, 上記の変換は確率過程を含んでおり確率現象によって発生するノイズを増加させるため, 後述するようにDQE(0)としては直接変換, 間接変換ともにほぼ同等との結果が得られている.

1.3.8.3 動作

簡単のために, 3行4列のマトリクスにおける読み出し動作の例を, 図1.3.8-3で説明する.

平面検出器に X 線が照射されると, 各画素に電荷が蓄積される. この段階では, TFT を off 状態にして X 線照射中に画素から電荷が漏れないようにすることが望ましい. X 線照射が終了したタイミング(A)以降で電荷の読み出しが開始されるが, 読み出しに先立ってチャージアンプをリセットして帰還容量の電荷を空にしておく. その後 No.1の行に対してゲート線を(B)から(C)の期間に ON にして, この行全体の読み出しを一斉に行う. 読み出された各列の電荷はチャージ

アンプに導かれ, 画素内の電荷はすべてチャージアンプの帰還容量に移動する. チャージアンプの出力電圧は, 図示のように電荷の移動にともない次第に変化し, すべての電荷移動を終了すると電荷量に応じた一定電位となる. 画素内の電荷を Q として, 帰還容量を C_f とすればこの電位は Q/C_f となる. サンプラのスイッチを on/off することでサンプラ内の容量に同電位を与え保持させて(D), サンプリングを終了した時点で次の No.2の行の読み出しサイクルに移ることができる. 図の例ではサンプルホールドされた各列の電位をマルチプレクサでパラレル/シリアル変換してAD変換器に導き, デジタル信号を後段の回路に信号を送る形態を表わしているが, この部分は, No.2のサンプリングを行うまでの間に AD 変換動作を終えることさえできれば, さまざまな構成のバリエーションが可能であろう. この AD 変換と並行して No.2の読み出しに入ることができ, No.1の読み出し時と同様にチャージアンプのリセット(E)を行うことから開始する. No.3以後も同様の動作を繰り返す.

1.3.8.4 補正

平面検出器にはいくつかの補正が要求される. 最も代表的な補正は, オフセット補正とゲイン補正である.

(1) オフセット補正

ここで言うオフセットとは, X 線を照射せずに読み出し動作を行っても検出される幾分の信号を意味する. 例えばチャージアンプ以降の回路が出す成分, あるいは検出膜や画素構造の素子から常時漏れてくる電荷などである. これを補正するため, あらかじめ X

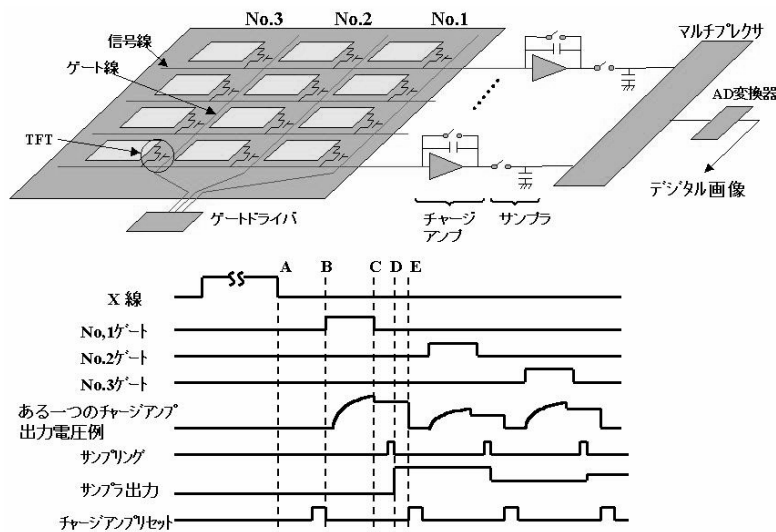


図 1.3.8-3 読み出し動作の例

線を照射しない状態で画像を収集してオフセット画像として保持しておき、X線照射後に得た画像（オフセットを含んでいる）からオフセット画像を減ずることが行われる。

(2) ゲイン補正

仮に空間的に均一な X 線が検出器に照射されたとしても、読み出した画像は必ずしも均一な画像にならない。検出膜の空間的な不均一性、チャージアンプ個々の帰還容量の製造ばらつきなどが原因である。これを補正するために、あらかじめ空間的に均一な X 線を照射して得られた画像をもとにして、均一化させるような画素毎の補正係数を求めておく。収集された X 線画像にはこの補正係数が乗じられて出力される。

このほかにも、2次元アレイ上に高密度配線された多くの電線が形成する相互容量とゲート線上の電圧変化が生み出す電荷量の変化の補正、あるいは TFT アレイの画素欠陥の補正などがある。このような補正の具体的な手法は、各開発機関で多少差はあるが、一般には診断装置とのインタフェース機能に含まれている。

1.3.8.5 特 性

変換方式や各開発機関が採用している仕様によって特性の差があるが、ここでは直接変換方式を中心として濃度・空間・時間の各分解能にかかわる特性について述べ、間接方式の特性については都度補足する。

(1) 濃度分解能（入出力特性と DQE）

信号の入出力特性は、低線量領域から高線量領域に

わたって優れた直線性が観測されている（図1.3.8-4）。この図で出力の飽和点があるのは検出器内部の保護回路を動作させているためであり、TFT アレイ内の画素電位をある一定値以上にさせないようにしている⁽²⁾。この幅広い直線性の良さについては間接変換方式でも同様に観測されている⁽⁵⁾。また、DQE(0)は直接変換方式(a-Se, 1000 μ m)と間接変換方式(CsI:Tl, 550 μ m)では約60%~70%と同程度の値が報告されており、従来の FS 系や I.I.に比較してかなり改善された。つまり X 線の利用効率が向上している。このように、広いダイナミックレンジと直線性、高い DQE のため、平面検出器は従来に比較して本質的な濃度分解能を向上させうるといえる。

(2) 空間分解能(MTF)

直接変換方式では、画素サイズで決まる SINC 関数とほぼ同一の MTF を得る実力を有していることが報告されている（図1.3.8-5）⁽²⁾。MTF が良すぎると X 線グリッドとの相互干渉などが懸念されてくるが、今後さまざまな X 線診断に対して MTF の最適コントロールができれば、マンモグラフィや透視など広範囲の X 線診断に対して画質の大幅向上が期待されよう。

一方、間接変換方式は光の散乱による不鋭を原理的に生ずるが、ナイキスト周波数までの帯域ではレギュラータイプの FS 系以上の MTF を有している。臨床診断で鮮鋭度に重要な影響を与えるとされる 2 lp/cm 近辺の周波数帯域で、このように MTF が FS 系より優れているため、直接/間接変換ともに鮮鋭な臨床画像が期待できる。

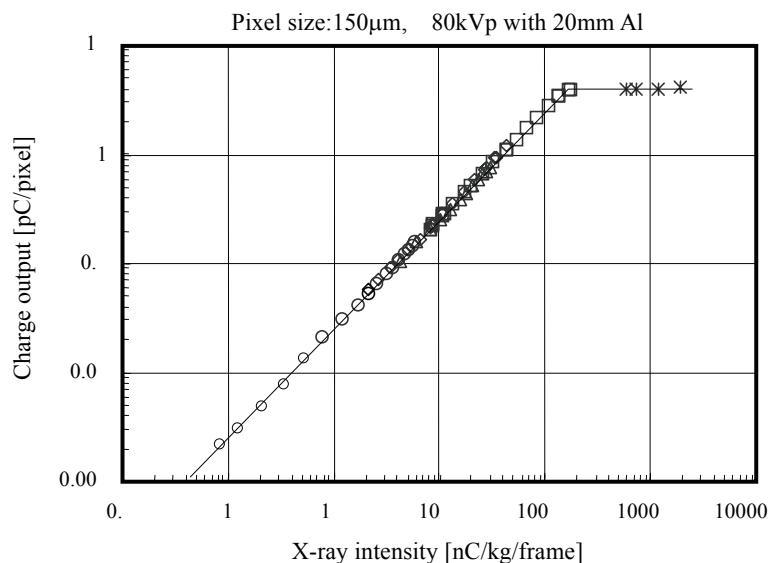


図 1.3.8-4 入出力特性

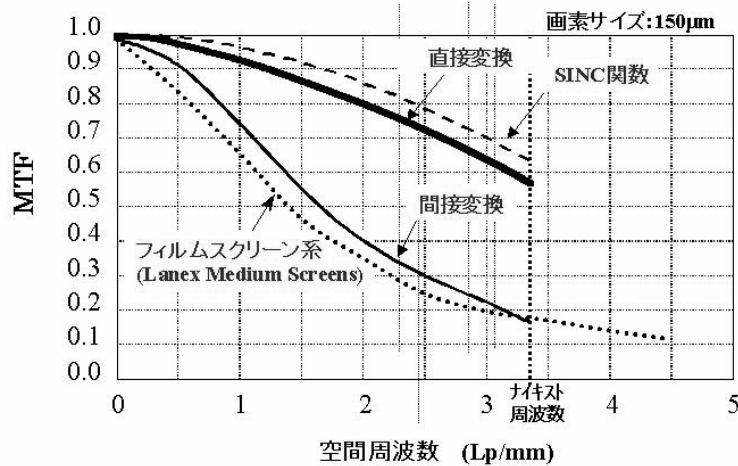


図 1.3.8-5 空間周波数特性(MTF)

(3) 時間分解能 (残像)

1フレーム後の残像は直接/間接変換ともほぼ2%以下の観測値が報告されており^{(2),(5)}, 循環器診断などの動画収集にも十分対応可能である。図1.3.8-6は直接変換方式において30f/sの収集速度で得られた観測結果を示している。撮像管を使用したI.I.-TV系では20%程度の1フレーム残像が観測されている⁽⁵⁾ことから比較して、平面検出器では時間分解能も改善されていることがわかる。

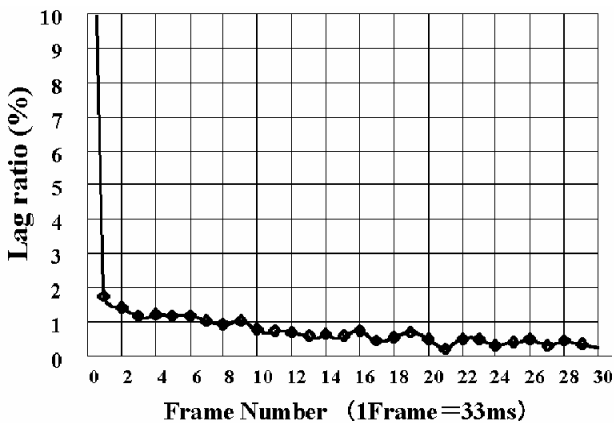


図 1.3.8-6 残像特性

<参考文献>

(1) J. A. Rowlands and G. DeCrescenzo, "X-ray imaging using amorphous selenium: Determination of x-ray sensitivity by pulse height spectroscopy," Med. Phys. 19(4), 1065-1069, (1992).
 (2) A. Tsukamoto, et al, "Development and evaluation of a large-area selenium-based flat panel detector for real-time radiography and fluoroscopy," SPIE 3659,14-23, (1999).

(3) J. H. Siewerdsen, et al, "Theoretical performance of amorphous silicon imagers in diagnostic radiology," SPIE 2708, 484-493, (1996).
 (4) T. J. C. Bruijns, et al, "Technical and clinical results of an experimental Flat Dynamic (digital) X-ray Detector (FDXD) system with real-time corrections," SPIE 3336, 33-44, (1998).
 (5) Paul R. Granfors, "Performance Characteristics of an Amorphous Silicon flat panel X-ray Imaging Detector," SPIE 3659, 480-490, (1999).
 (6) M. Choquette, et al, "Direct selenium x-ray detector for fluoroscopy, R&F, and radiography," SPIE 3977, 128-136, (2000)

1.3.9 X線可動絞り

X線可動絞り(以下、可動絞りという)は、診断に用いる医用X線管装置またはX線発生器に取付け、X線照射野を調整することができるX線ビーム制限器であり、日本工業規格JIS Z 4712が、1976年4月初めて制定された。

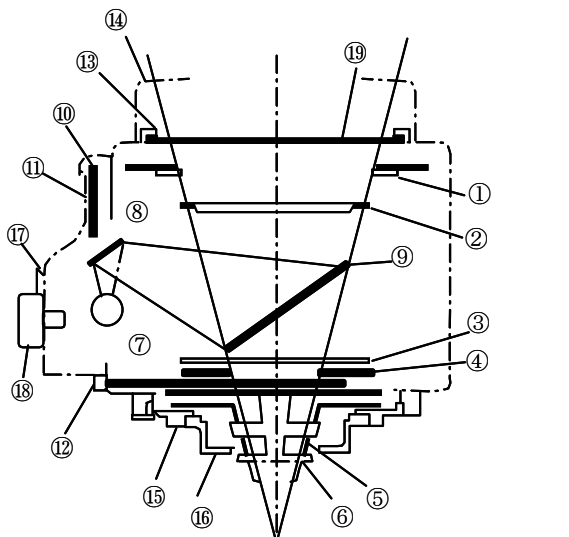
このJIS化以来、重要な役割である被ばく線量低減の目的を果たす性能および構造並びに電気的安全について格段の技術的進歩がはかられ、現在JIS Z 4712 1998 および JIS T0601-1-3 2005 に至っている。

また、可動絞りは被ばく線量低減はもちろんのこと、透視・撮影により得られる画像の画質向上およびシステムの操作性向上などに対し、X線発生源側として重要な役割を果たす機器である。

1.3.9.1 原理

可動絞りの構造の代表的一例を図1.3.9-1に示す。鉛板を主材料とした線すい制限羽根(①, ②, 一般的

に上羽根という.) は、利用線すいを診断上、必要最小限の X 線照射野に設定する最も重要な羽根である。この羽根の駆動方法は、ギヤーとリンク機構による円弧運動、またはワイヤロープとプーリおよび平行に配置したシャフトによる平行運動の2つに大別される。前者は機構が簡素であり、後者は前者と比較し機構が複雑になるが、設定する X 線照射野の精度はよくなる特長がある。この上羽根に連動し、下羽根 (3, 4) および焦点外 X 線低減羽根 (5, 6)、一般的に奥羽根という) が動作する。下羽根は散乱線の減少および可動絞りの漏れ線量低減に大きく寄与し、奥羽根は焦点外 X 線 (公称焦点サイズの部分から発生する X 線以外に、その近傍から多く発生する X 線をいい、回転陽極 X 線管ではとりわけ多い) を効果的に低減させる羽根である。



- | | |
|----------------|-----------------|
| 1. 2 線すい制限羽根 | 13 挿入溝 |
| 3. 4 下羽根 | 14 ガード |
| 5. 6 焦点外X線低減羽根 | 15 リング |
| 7 ランプ | 16 取付リング |
| 8. 9 ミラー | 17 投光照準器点灯用スイッチ |
| 10 指針 | 18 ツマミ |
| 11 目盛板 | 19 十字板 |
| 12 付加フィルタ | |

図 1.3.9-1 可動絞り構造図 (代表的一例)

以上3つの羽根の個々の役割はもちろんのこと、相互の幾何学的関係と組立寸法精度により総合性能が決定される。X 線照射の表示は、投光照準器、つまりランプ (7、一般的にハロゲンランプ使用)、ミラー (8, 9) および上羽根を通過してくる光束によって得られる光照射野 (光学的視野の目視) と、上羽根と連動する指針 (10) と X 線照射野を表わす目盛板 (11)

からなる開度表示機構によって X 線を放射せずに確認できる。ただし、使用用途により投光照準器を具備しない可動絞りもある。

そのほか、着脱可能な付加フィルタ (12)、撮影部位および特殊診断目的によって使用される鉛マスクまたは補償フィルタなどを挿入できる溝 (13)、焦点・皮膚間距離 (略: SSD) を制限するガード (14)、X 線管装置の焦点中心と利用線すい中心を合致させる調整および可動絞りの回転リング (15)、X 線管装置に可動絞りを取付ける取付リング (16)、投光照準器点灯用スイッチ (17) および上羽根動作用ツマミ (18) などが各々具備され可動絞りを構成している。

1.3.9.2 種類

利用線すい上に配列される羽根の枚数、X 線管照射野の設定形状およびその設定操作法の代表的種類は、次のとおりである。

- (1) 利用線すい上に配列される羽根の枚数、1枚羽根、2枚羽根、3枚羽根 (普及形)、4枚羽根以上
- (2) X 線照射野の設定形状
 - (a) 4角形
 - 左右連動/上下連動 (普及形)
 - 左右連動/上下単動 (生殖線防護用)
 - 左右単動/上下連動 (側方カブリ防止用)
 - 左右上下単動 (特殊撮影用)
 - (b) 6角形以上の多角形 (I.I.透視・間接撮影用)
 - (c) 円形 (I.I.透視・間接撮影用)
 - (d) 4角形/円形 (直接撮影および I.I.透視兼用)
- (3) X 線照射野の設定操作法
 - (a) 手動
 - ダイヤル (ツマミ) 式 (普及形)
 - (b) 電動
 - 近接スイッチ式 (普及形)
 - 遠隔スイッチ式
 - 近接/遠隔スイッチ式
 - (c) 電動サーボ (近接/遠隔スイッチ式)
 - 全自動
 - 半自動 (普及形)
 - 全自動/半自動

1.3.9.3 性能

適合する X 線管装置を組み合わせることにより表 1.3.9-1 に示す性能が得られる。また、X 線管装置も含め X 線源の総ろ過は、表 1.3.9-2 に示す値以上で使用しなければならず、これに合致した固有ろ過を具備している。

表 1.3.9-1 主な性能

項目	性能
最大 X 線照射野	SID ^{注)} 65cmにおいて35cm×35cmを超えない
最小 X 線照射野	SID100cmにおいて5cm×5cm以下
平均照度	SID100cmにおいて100lx以上(160lx以上が望ましい)
照度比	移動型装置：3以上，その他：4以上
光照射野の精度	X線照射野と光照射野の誤差はSIDの2%以内
漏れ線量	焦点から100cmの距離において1時間あたり1.0mGy以下
外装漏れ電流	0.1mA以下
保護接地抵抗	保護接地端子と接触可能金属部間は、0.1Ω以下

備考：表1.3.9-1の性能試験は、JIS Z 4712 1998 および Z 4701 1997 参照

注) SID：X線管焦点一受像面間距離

表 1.3.9-2 総ろ過

使用条件	総ろ過(mm Al)
最高使用管電圧70kV 未満の歯科用	1.5以上
上記以外	2.5以上

次に、可動絞りにとって重要な役割である被ばく線量低減と画質向上に関連する次の3点について述べる。

- ・透視時の X 線照射野
- ・焦点外 X 線（散乱線含む）
- ・固有ろ過と付加フィルタ

(1) 透視時の X 線照射野

過去の数々のデータより、診断時患者に照射される部位別皮膚線量は、胃側面撮影、胸椎側面撮影、腰椎正面/側面撮影、心血管側面造影撮影および腹部などの透視が多い。その中で特に多い部位は、腹部などの透視である。透視時の皮膚線量を減少させるため、例えば I.I.の高輝度化など関連機器の技術開発が進められている。今日の透視診断は受像面が円形である I.I.透視が一般的であるため、可動絞りの役割としては、X線照射野をできる限り円形にし、診断上不要な部位に照射される X 線を低減する必要がある。その結果、皮膚線量の減少および被写体の散乱 X 線線量の減少効果を生み、透視画像の画質向上に好影響を与えることになる。

図1.3.9-2は円形受像面積に対する各種 X 線照射野の設定形状における照射面積の比率を表している。

透視を I.I.の受像面に外接する正方形の X 線照射野を設定した場合、不必要な面積は27%に達することに

なる。よって透視用途においては円形に近い多角形の X 線照射野を設定できる可動絞りが有用である。

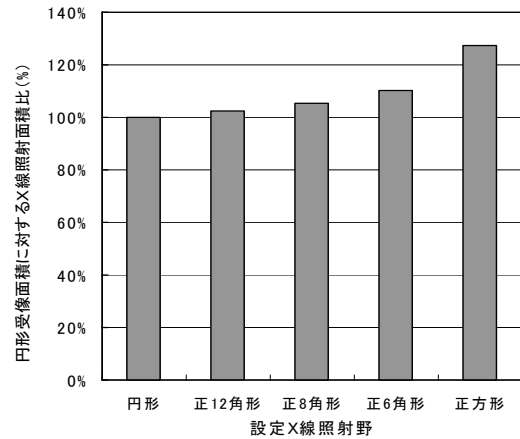


図 1.3.9-2 X 線照射面積比

(2) 焦点外 X 線

比較的軟 X 線である焦点外 X 線は、被検者および操作者への被ばく並びに撮影により得られる画像の画質、特にコントラストに対し最も悪影響を及ぼす因子である。例えば、心臓・脳血管などに見られる X 線吸収差の少ない部位（あるいは臓器）、つまり低コントラストの画像になりがちな部位に対し、焦点外 X 線量低減の効果は大きく、これを低減させる手段として可動絞りの焦点外 X 線低減羽根の役割は大きい。

図1.3.9-3は、可動絞りの羽根の幾何学的寸法に対する焦点外 X 線の広がりをも図表化したものであり、診断上必要な X 線照射野:N に対し $\Delta N/N$ および $\Delta F/N$ の両者の値を小さくすることにより焦点外 X 線の影響を少なくすることができる。つまり、a を小さく、b を大きくすることが必要である。特に X 線照射野内に入り込む焦点外 X 線量は $\Delta F/N$ の値で換算でき、この値を小さくすることにより画質的な向上が図れる。表1.3.9-2に示した総ろ過は、X線管装置、可動絞りおよびある場合には天板を含む各々の固有ろ過の総和であり診断時遵守しなければならない。また、各機器の固有ろ過値は、広範囲の診断用途を考慮し、でき限り少なくすべきであり、付加フィルタで補う方法が被ばくを考えた場合適正である。したがって付加フィルタは線質補正、つまり管電圧の変化に合致する種類を具備すべきである。この付加フィルタは、光照射野を妨げない着脱可能な金属フィルタ、または光束をあまり減弱させない透明プラスチックフィルタを使う2つの方法がある。一方、可動絞りの固有ろ過値の大部分は、ミラーによるフィルタ効果であり、使われる材質および板厚によって決定される。一般的にはホ

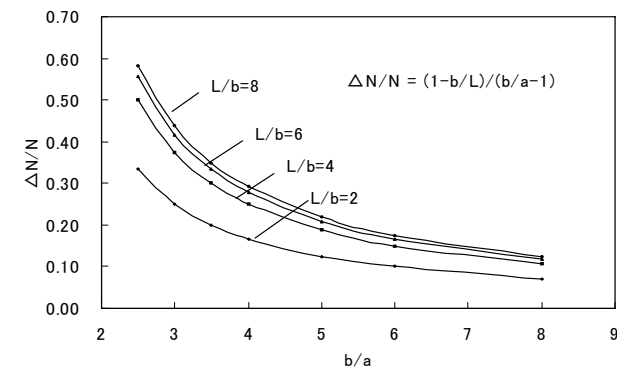
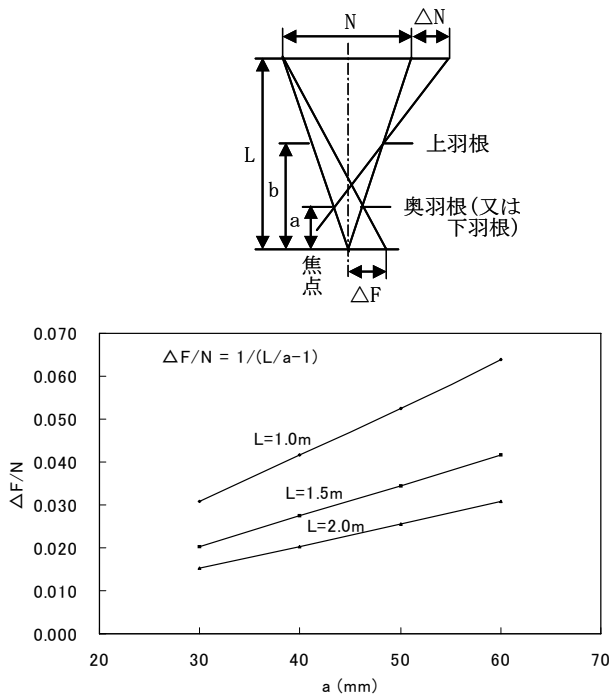


図 1.3.9-3 焦点外 X 線の広がり

ウケイ酸ガラス (1~1.5mm t) に20~50ミクロンの Al または Ag を蒸着したものを30~45° 傾斜させ取付られている。利用線すい中心での固有有過値は約0.8~1.5mm Al 当量になっている。

次に、ミラーの傾斜による画質的影響がどのように評価されるかについて、X線管装置と組み合わせた場合の一評価例を図1.3.9-4~6に示す。

図1.3.9-4は、利用線すい中心の厚みを1とした場合の X, Y, |X-Y| の計算値を示す。

図1.3.9-5, 6は、X線管軸に対しミラーの取付方向を変化させ、利用線すい中心の半値層を1とした場合の相対的半値層を示す。図1.3.9-5は、X線管の線質変化をミラーのフィルタ効果で相殺し、線量の変化を緩和し、かつ線量分布の不均等もある程度解消できることを示している。図1.3.9-6では、線質変化が増強され逆の効果となっていることを示している。このことから、X線管装置との組み合わせにおいては、図

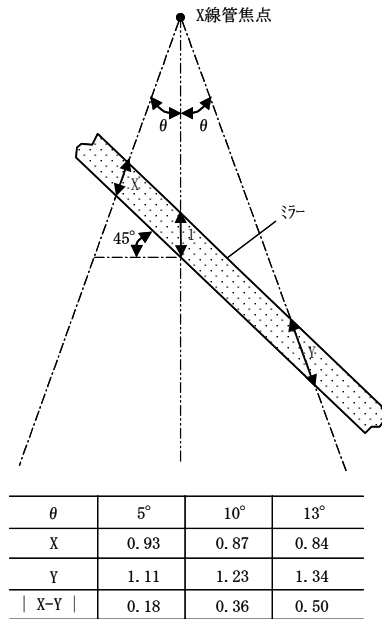


図 1.3.9-4 可動絞りミラーによるフィルタ効果

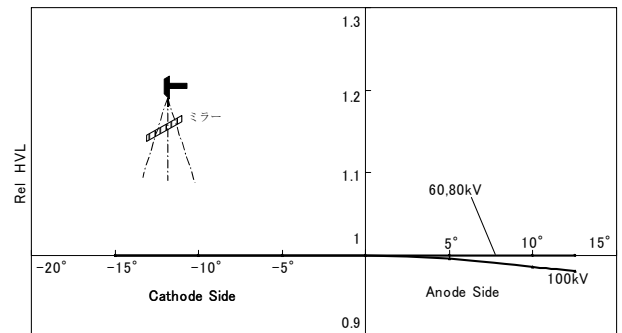


図 1.3.9-5 X線管線質変化と可動絞りミラーの向きによる線質変化

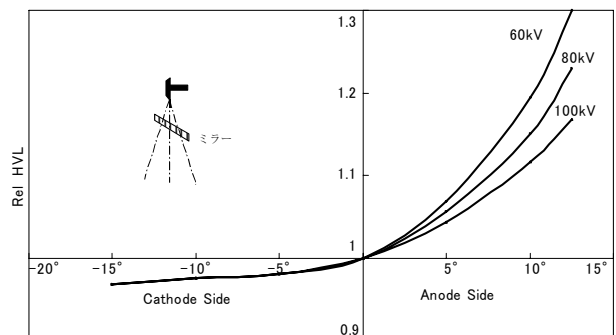


図 1.3.9-6 X線管線質変化と可動絞りミラーの向きによる線質変化

1.3.9-5の取付方向が画質上良好であり、取付姿勢についても一考すべきである。

1.3.9.4 安全と使用上の注意

可動絞りの放射線的、電氣的安全を保つためには、次の事項について注意し取扱うことが必要である。

- (a) 使用者は、診断上必要最小限の X 線照射野に絞り被ばく線量の低減に努める。
- (b) 可動絞りに表示されている最高使用管電圧以内で使用する。
- (c) 取扱説明書に指定してある X 線管装置と組み合わせる。
- (d) 十字板または防じん板の表面は、汚さない。

1.3.10 直接撮影台

近年の医学・医療機器の進歩発展はめざましく、国民医療の拡大とともに X 線の撮影件数は著しく増大し、またその撮影技法も広範囲にわたり複雑かつ高度化してきた。これに対応して直接撮影台も、より多種多様なものが要求されている。

現在、X 線診断用撮影の大半は直接撮影台により行われており、代表的なものとして、立位式にあってはリーダ撮影台、水平式ではブッキー撮影台がある。近年、胸部撮影は高電圧による撮影が行われ、必然的にブッキー装置が使用されている。一般に高圧リーダと称されており、従来使用されていたリーダ撮影台に替わり、立位撮影の主流となってきている。また、撮影件数の増加にともない、省力化・機能化の図られた CR/DR 方式を採用した撮影台も浸透しつつある。

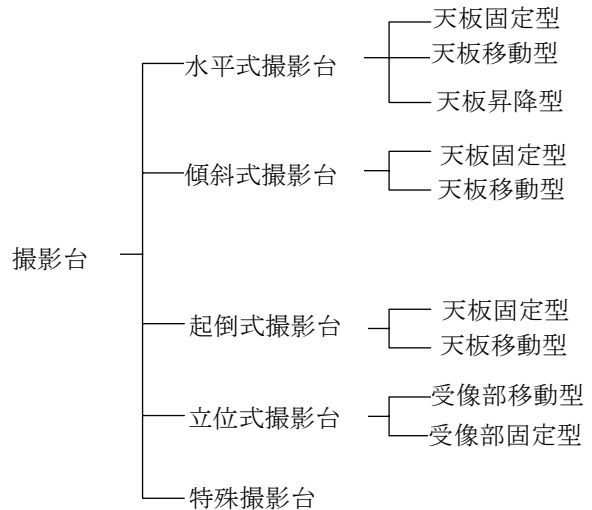
1.3.10.1 規格の概要

医用 X 線装置通則(JIS Z 4701-1997)に X 線撮影台とは「撮影を行うために人体を位置づけする装置」と定義されており、医用 X 線機械装置通則(JIS Z 4703-1995)では、これをさらに「直接撮影台、間接撮影台、断層診察台、X 線 CT 撮影台、特殊撮影台」の 5 種類に分類し、さらに医用 X 線直接撮影台(JIS Z 4904-1999)においては、医用 X 線直接撮影台とは「X 線診断のために人体の位置決めができ、X 線像を直接フィルムなどに記録する撮影台」となっている。通則にあるとおり、人体の位置づけが容易かつ撮影目的に見合う機能を十分発揮できるような構造をもっていなければならない。この医用 X 線直接撮影台として具備する要件に「性能・安全・構造・試験」について詳しく規定されている。

1.3.10.2 分類

(1) 直接撮影台の分類

直接撮影台は次のとおり分類される。



1.3.10.3 構造の概要

(1) 直接撮影台

(1.1) 水平式天板固定型

一般に広く使用されているのがブッキーテーブルである。脚は一般には4本で、その上に天板が固定されている。受像部は天板下面に組み込まれ、長手方向に移動でき撮影部位にて固定される(図1.3.10-1)。



図 1.3.10-1 天板固定型ブッキー撮影台

(1.2) 水平式天板移動型

天板が平面上を長手方向、または幅方向に移動できるもので、患者を動かすことなく撮影部位の位置決めが容易にできる。フローティングタイプと電動式スライドタイプがある。受像部には固定されたものと移動するものがある。一般にはフローティングテーブルが多く、患者優先の面からも広く使用されている(図1.3.10-2)。

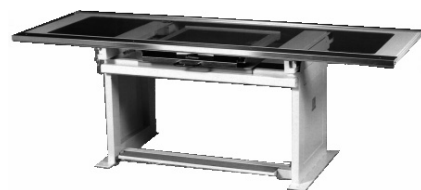


図 1.3.10-2 天板移動型ブッキー撮影台

(1.3) 水平式天板昇降型

患者がテーブルへの乗り降りを容易にできるようにし、またストレッチャーとの高さを合わせたり、フィルムチェンジャなどと組み合わせるなど、テーブル面を上下動させ、床との高さを変えることのできるものである。天板はフローティングのものが多い(図1.3.10-3)。



図 1.3.10-3 昇降型ブッキー撮影台

(1.4) 傾斜式

通常は水平式テーブルとして使用されているが、斜位撮影の要求により天板の片方が上昇し、水平位から 15° 以上 30° 以下まで傾斜するものである。

受像部も天板とともに傾斜する。駆動は手動式、電動式がある。傾斜型には患者用肩当具とフットレストが必要である(図1.3.10-4)。

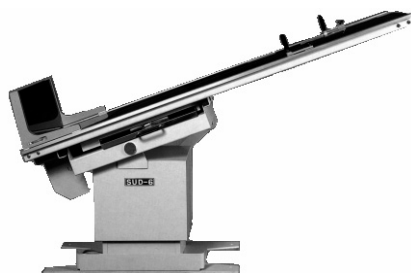


図 1.3.10-4 傾斜式ブッキー撮影台

(1.5) 起倒式

天板部が水平位から立位 90° 起倒および逆傾斜 15° 以上する透視撮影台形のテーブルで、かつ天板は長手方向および幅手方向にスライドできるものである。現在は患者の乗り易さも考慮し、昇降タイプも活躍している。起倒型には患者用肩当て具とフットレストが必要である(図1.3.10-5)。

(1.6) 立位式受像部移動型

胸部撮影が主で、リーダー撮影台、ブッキースタン

ドなどがある。受像部を被写体の撮影部位に合わせ上下動させ位置決めをする。(図1.3.10-6)。

(1.7) 立位式受像部固定型

胸部撮影が主で、受像部装置は架台の上部に固定されている。踏台などで被検者の撮影部位を受像部の位置に合わせ撮影を行う。踏み台は電動久遠に昇降するものもある。オートフィルムチェンジャ装置に多い(図1.3.10-7)。

(1.8) その他

患者運搬車兼用ブッキー撮影台、拡大撮影用撮影台およびX線管装置用スタンド付き撮影台などがある(図1.3.10-8)。

(2) 受像部

受像部を分類するとフィルムカセット・ブッキー装置・オートフィルムチェンジャーであり、いずれもX線像を直接フィルムに記録するものである。

ここで述べるオートフィルムチェンジャーとは、カセットを使用しないで収納されているフィルムを任意に自動的に供給する装置をいう。

(2.1) フィルムカセット (該当項参照)

(2.2) ブッキー装置

被写体より発生する散乱X線とグリッドの縞目を、グリッドを揺動させてX線撮影することで効果的に除去し、画質を向上させるものである(該当項参照)。

ブッキー装置は本体ケース・グリッド・グリッド移動機構およびカセットトレイより構成される。

ブッキー装置にはグリッドを牽引するスプリングと牽引速度(撮影時間)を制御するオイルダンパよりなる片道等速移動型と、小型電動機の回転を直線移動に変え、グリッドを移動往復させるものまたはグリッドの両端を板バネにてケースに組み、板バネの振動によりグリッドを往復運動させるものに大別される。撮影時間に合わせて使用するものであり(図1.3.10-9)。

往復移動型は速度の調節は行われずグリッドの往復移動中にX線撮影が行われるレシプロ型で、現在最も多く使用されているブッキーである(図1.3.10-10)。

近年、グリッドの改良により、より精度の高い超高密度のグリッドが開発され、広く普及してきた。超高密度のためグリッドの移動機構は不要であり、静止グリッドとして固定型で使用する。立位式撮影台はもとより、広く一般撮影台に使用されている。またデジタル方式で画像を処理するCR・DR方式の受像部も登場している。

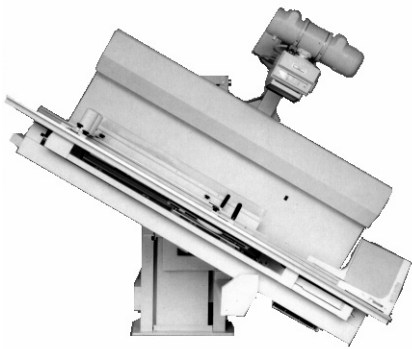


図 1.3.10-5 起倒型ブッキー撮影台

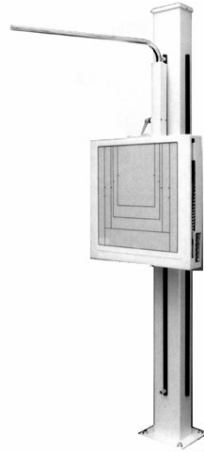


図 1.3.10-6 立体受像部移動型撮



図 1.3.10-7 立位式受像部固定型撮影台

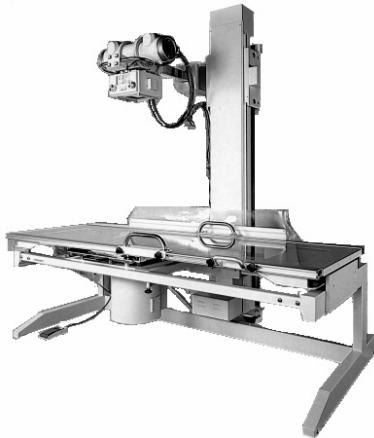


図 1.3.10-8 X 線管装置用スタンド付き撮影台



図 1.3.10-10 ブッキーブレンデレシプロ (バネ型)



図 1.3.10-9 ブッキーブレンデ (片道等速移動型)

(2.3) オートフィルムチェンジャ

本装置はフィルム供給部・搬送部・圧着部および収納部から構成されている。フィルムの供給方式としては吸引方式と巻き上げ方式の2通りがあり、使用されるフィルムは大角・大陸版の2種で(立位式撮影台)各々

50枚ずつセットする装置が多い。圧着部は重要な個所で圧着板と増感紙の密着度は特に精度が要求される。撮影の完了したフィルムは確実に収納部(レシーブマガジン)へ収納されなければならない。患者 ID などのネーム情報も X 線画像とともに写しこまれるが、ネームカードのサイズはまだ規格化されていないので機構は統一されていない。フィルムが供給を始めてからマガジンに収納されるまでの時間は約15~30秒である。

本撮影台はカセットを全く必要とせず、カセットの運搬労力をなくし、また、撮影間隔の短縮などの合理化を行い撮影作業を省力化したものである。装置自体の小型・軽量化を図り、X 線管装置との連動機構、および自動現像機を接続したシステムを構成し、立位撮影台はもとより水平式撮影台にも多く使用されて現在に至っている(図1.3.10-8)。

最近、大病院の放射線科では、各 X 線検査室より自現室(機)へ直接フィルムの搬送が行われている。床面または床下、あるいは天井面にフィルム搬送用の通路

が設備されて、各種オートフィルム撮影台より直接コンベア式搬送システムにより自現室（機）へ集中して送られている。

(2.4) その他

連続撮影用フィルムチェンジャ、（該当項参照）およびカセットチェンジャなどがある。1998年からフラットパネルディテクタ(FPD)を組み込んだ撮影台も出現してきた。

1.3.10.4 撮影台の構成（一例）

(1) フローティングブッキー撮影台

- (a) 架台 テーブルの基台となり床に固定。幅方向移動用ガイドおよびロック機構（中枠）幅方向移動用台車、またはガイド。長手方向移動用台車およびロック機構
- (b) 天板部 天板（ベニヤ合板・透明アクリル板）または、炭素繊維強化樹脂(CFCP)天板枠・付属品装着ガイド
- (c) ブッキー 架台固定・移動式
- (d) 操作器 フリーロック用スイッチ

(2) 立位ブッキー撮影台

- (a) ブッキー 立位姿勢・胸当前面カバー・後面連結部
- (b) スタンド 基台（踏み台）式、または床固定式・スタンド・ガイドレール・上部滑車部
- (c) 上下連動 ブッキー連結・懸垂ワイヤ取付・落下防止機構・上下動ロック用ストッパ（手動または電磁式）
- (d) 平衡機構 カウンタバランス・またはスプリングバランス

1.3.10.5 最近の技術動向

(1) 天板昇降型

お年寄りや身体の不自由な患者優先のため、またさまざまな撮影手法に合わせテーブルの高さが改良された。昇降の最低位では、天板面は床面より35cm前後になっている。当然、天板部の移動はフローティングで、その固定はオフロックタイプである(図1.3.10-3参照)。

(2) 受像部

診断のための画質向上に繋がる X 線散乱線除去においては、グリッド移動型（ブッキー装置）と固定型（高密度グリッド）に分けられ、それぞれの良さを活かして使用されている。最近の動向としてブッキー装

置の長所が改めて見直され、使用が増えている。その一方で画質処理技術の向上にともない CR/DR 方式を採用した受像部（該当項参照）も登場し普及しつつある（図1.3.10-9、10参照）。

(3) オートカセットポジショニング

通常、受像部にフィルムカセットを装着する場合は、カセットトレーを外に引き出し、カセットを任意の位置に配置、前後の押え金具により中央に装着、トレーの受像部への挿入の手順となる。近年、撮影件数の増加にともない、省力化・効率化・機能化の要望に対応し、オートカセットポジショニング装置が登場した。

この装置はカセットトレーを引き出す必要はなく、カセット挿入口に使用するカセット（六ツ～半切）を無造作に投入すれば自動的に移動し、中央（所定の位置）に搬送され固定される。X 線撮影が終了するとカセットは自動的に投入口まで返送される。立位ブッキー撮影台および臥位ブッキー撮影台に組み込まれている(図1.3.10-6参照)。

(4) X 線フィルムオートチェンジャ（真空密着方式）

省力化・効率化を追求したオートチェンジャが登場してはや30年となり、その性能もますます向上し、その使命どおりの活躍をしてきた。しかし、フィルムと増感紙との密着が従来の圧着方式では、その精度や増感紙の交換作業などに諸問題があった。近年、技術の進歩とともにさまざまな圧着方式が登場した。その1つとして真空密着方式がある。この方式は密着効果を短時間で十分に発揮することができ、フィルムの画質向上や増感紙の清掃・交換の容易化に大きく貢献した。立位・臥位オートチェンジャ撮影台（カセットレス撮影台）に使用され、現在に至っている(図1.3.10-7参照)。

1.3.10.6 今後の展望

診断撮影技術の高度化・向上にともない直接撮影台もその目的に適合した専用撮影台として、これからも機種は多種多様化していくであろう。必然的にそれらは、それぞれ X 線システムの1つの重要なユニットとして進化していかなければならず、かつ進化の必要性も認識される必要がある。その機能を十分に発揮できる構造および性能を備え、かつ患者優先の安全対策が充分になされたものでなければならない。

安全対策の1つとして、天板移動型におけるフローティングなどのロックについて述べれば、JIS にもうたわれているとおり、そのロックは確実に作動し、停電時においても支障をきたさないよう、オフロック式ブレーキを採用していかなければならない。さらに臨

床的な問題として、HEW や ICRP の勧告にもあるように、X 線照射野を厳しく制限している現状においては、当然、X 線管装置（可動絞り付）を直結したスタンド付テーブル、X 線管装置と受像部が連動し、その中心が自動的に受像部の中心に合致する機構や自動絞り調整機構を組み込んだ完全な自動直撮影台がより必要となってくる。

今後、画像処理技術の進化にともない、ますますより機能別に専用化が進み、さらなる改良を加えた直接撮影台が開発され X 線撮影システムにおける重要なユニットとしての役割がより明確になるであろう。

しかし、さらなる直接撮影台の進化の原点は患者優先であるという理念もまた、強調されなければならないし、さらに求められていくであろう。

1.3.11 散乱 X 線除去用グリッド

診断用 X 線写真における画質低下の主要原因のひとつに、被写体と X 線との相互作用によって発生する散乱線がある。散乱線は被写体が厚く、照射野が大きいほど、そして管電圧が高いほど増大し、X 線フィルムなどの画像記録媒体に検出され X 線画像のコントラストを低下させる。グリッドの使用によりこの散乱線を効果的に除去、または減少させて診断価値の高い X 線画像を得ることができる。

グリッドの利用は、1912年に Bucky・Blende が考案され、ついで1928年に Lysholm・Blende が出現し1930年にわが国に紹介されて以来、医用画像機器および X 線撮影技術の進歩に伴ない、グリッドもその特性と品質の向上がはかられてきた。近年、X 線画像品質の向上、被ばく線量の低減を目的としてグリッドの性能に対し改良が加えられ、しま目消去機構を要しない高密度グリッドや、カバー部分に炭素繊維樹脂などの X 線低吸収素材を利用したグリッドが実用化され、特に高密度グリッドの普及は世界的な傾向となり、従来の X 線撮影技術の改良と向上に貢献している。また、乳房撮影の分野においても、ブッキー用グリッドに加え超高密度・超薄型の静止用グリッドが開発されている。超高密度グリッドは、CR および DR 撮影の普及に伴ない、利用範囲が拡大されつつある。一方、高齢者医療、救急医療などポータブル装置によるベッドサイド撮影のニーズに対応したグリッドの開発など諸外国と比較し、わが国のグリッドの品質は飛躍的な進歩を遂げているが、今後も画質向上と被ばく低減に、より有効な製品の研究と開発努力が要望されている。

1.3.11.1 原理と構造

グリッドは、X 線吸収の大きいはく片と、X 線吸収

の小さい中間物質のはく片を交互に、かつ正確に配列させた構造で、受像部の前に置いて使用される。図 1.3.11-1 はグリッドの作用原理を示したものである。グリッドは被写体を透過した1次 X 線を比較的通過させるが、被写体から発生した散乱線の入射に対しては比較的通過させない。

グリッドは使用目的、構造によって次のように分類される。グリッドにかかわる主要な用語の定義は次のとおりである。

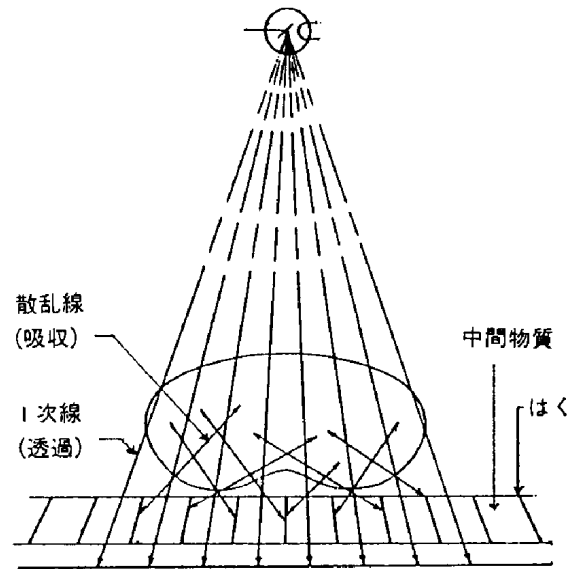


図 1.3.11-1 グリッドの作用原理

(1) 静止グリッド

X 線受像面に対して静止状態で使用するグリッド。

(2) 運動グリッド

X 線照射中、駆動装置により運動状態にさせて使用するグリッド。

(3) 直線グリッド

はく片の方向がグリッドの長さの方向に平行であるグリッド。

(4) 集束グリッド (図1.3.11-2)

はく面の延長が一つの直線に集束するグリッド。

(5) 平行グリッド

はくの面の延長が互いに平行なグリッド。

(図1.3.11-3)

(6) クロスグリッド

2つの直線グリッドのそれぞれのはくの方向がある角度をなして重なり、一体に形成されたグリッド。

(7) 乳房撮影用グリッド

乳房撮影のために中間物質に低吸収材を使用したブッキー用グリッド。

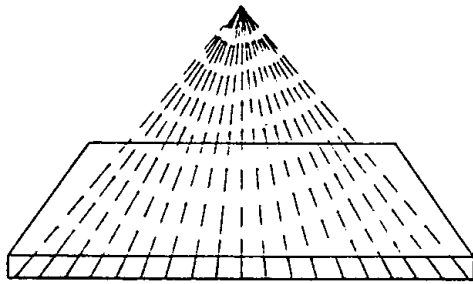


図 1.3.11-2 集束グリッド

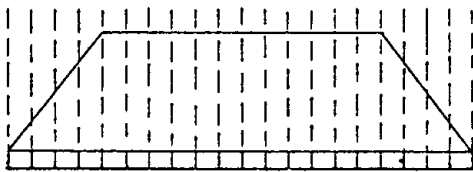


図 1.3.11-3 平行グリッド

(8) はく

はく片の表面にあたった散乱線に対し、より高い X 線吸収係数をもつ物質。一般的には鉛はくが用いられている。タングステン、ウランなどの高原子番号、高比重の物質もはく材としてあげられるが、コスト、加工性などの理由から使用されていない。

(9) 中間物質

グリッドを構成するはく片の間にある X 線透過の容易な物質。不安定な鉛はく片の支持体としての機能も有し、一般的には、木、紙などの有機物質材料、合成樹脂またはアルミニウムが使われている。アルミニウムは、金属中では X 線透過が比較的高く、構造的精度、剛性、耐候性などの点で有機中間物質より安定した性能を有している。

(10) カバー

グリッドは、構造上の剛性補完のため、アルミ板や CFRP 板などの低吸収素材で被覆されている。

1.3.11.2 規格

グリッドについての規格は1962年、JIS Z 4910「X線用グリッド」が制定され、次いで IEC627-1978規準に整合された JIS Z 4910:1983「散乱 X 線除去用グリッド」に改訂されたが、1998年に IEC60627第2版として、一般撮影用および乳房撮影用グリッドの統合案が発行されたのを機会に改訂を行い、従来規格の中で使用上必要な項目を残し、2000年3月に JIS Z 4910:2000「散乱 X 線除去用グリッド」として制定された。グリッドの寸法は、関連規格 JIS 4905:2003「医

用撮影用カセット」を準用している（表1.3.11-1）。

グリッドには次の各事項が表示されている。

- (1) 名称 (例) ANTI-SCATTER GRID
- (2) 種類および外形寸法
(例) 38.3×45.9cm(14×17)
- (3) 製造業者名またはその略号
- (4) 製造番号および製造年月またはその略号
- (5) グリッド密度
(例) STRIPS PER CENTIMETER 40
- (6) グリッド比 (例) GRID RATIO 10/1
- (7) 中心線
- (8) 集束距離
(例) FOCUSSING DISTANCE 100cm
- (9) X線管側 (例) TUBE SIDE
- (10) 中間物質材料名または略号 (例) Al

また、グリッドにはしま目の均一性を保証する X 線写真が添付されているが、その他の使用距離限界、全質量、はくの厚さと高さ、物理的性能値の事項は附属文書として記載される。なお、例示の数字は、一般撮影用グリッドを対象としている。

1.3.11.3 特性

(1) 幾何学的特性

(1.1) グリッド密度 $N=1/D+d$ (図1.3.11-4)

グリッドの横1cm当たりのはくの数で記号は N で表示される。現状で26本から100本のものが製品化されている。

(1.2) グリッド比 $r=h/D$ (図1.3.11-4)

グリッドのはくの高さと間隔の比で、グリッドの散乱線除去能と選択指標として広く用いられており、通常5/1~14/1のものが普及している。記号は r で表示される。

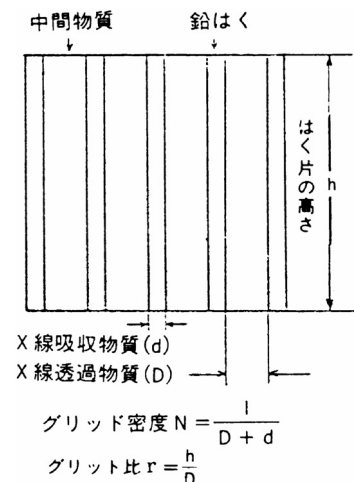


図 1.3.11-4 グリッド断面図とグリッド比

表 1.3.11-1 一般撮影用標準グリッド寸法 (JIS Z 4905:2003「医用撮影用カセット」参考), 単位mm

種類	外径寸法			有効寸法			厚みの許容差	参考	
	グリッドの横	グリッドの縦	許容差	グリッドの横	グリッドの縦	許容差			
14 × 17	383	459	+0	363	439	+0	+0.5	半切判用	
14 × 14	383	383		363	363			大角判用	
11 × 14	307	383		287	363			大陸判用	
10 × 12	281	332		261	312			四切判用	
8 × 10	230	281		210	261		-1.0	-0	六切判用
6½ × 8½	192	243		172	223				八切判用
24 × 30	267	327		247	307				センチサイズ
18 × 24	207	267		187	247				センチサイズ

表 1.3.11-2 一般撮影用グリッドの f₁, f₂ 値の例 単位cm

f ₀ cm	グリッド(r) (グリッド寸法: 38.3×38.3cm)					
	5/1	6/1	8/1	10/1	12/1	14/1
65	50~60	55~80	55~75	60~75	60~70	60~70
80	60~120	65~110	70~100	70~90	70~90	75~90
90	65~140	70~130	75~110	75~110	80~100	80~100
100	70~170	75~150	80~130	90~120	90~120	90~110
120	80~200	90~200	90~170	100~160	100~150	110~140
150	100~200	100~200	110~200	120~200	120~200	130~190
180	110~200	110~200	130~200	130~200	140~200	150~200
200	110~200	120~200	130~200	140~200	150~200	160~200

備考 たとえば r=(6/1+6/1)クロスグリッドは r=12/1に相当する

(1.3) 鉛容積 P=N・d・h

鉛容積はグリッドのコントラスト改善度を容易に比較しうる指標として用いることがあるので参考に示す. グリッド表面1cm²当りのはくの容積でcm³単位で示し, 記号は P で表示される.

(1.4) グリッド集束距離 focm

はく面の延長が集束する線とグリッドの X 線管側との距離で, focm で表示される.

(1.5) 使用距離限界 f₁-f₂cm

X 線管をグリッドの中心線上に置いたとき, 診断に有効な X 線像が得られる X 線管焦点と集束グリッドの入射面間の距離で, その下限値を f₁, 上限値を f₂ で表示される.

この量は人間の視覚に頼らない物理量であって X 線管焦点が f₁, f₂にあるとき, グリッドの周辺における1次 X 線の損失 (カットオフ) が40%以下になるように計算によって定めることが, JIS Z 4910:2000に規定されている. 表1.3.11-2は一般撮影用グリッドの f₁, f₂値の一例である. またこれらの量はグリッド固有の値であって運動グリッドとしてブッキーなどを使用する場合には, X 線管焦点に対してグリッドの横方向偏位が加わるため, グリッドの全面にわたるカットオフが大となり, 周辺の像のコントラストがさらに低下

する. ブッキーは f=f₀の条件で使用すべきである.

(2) 物理的特性

グリッドの特性を評価するために, JIS に規定される試験の測定条件, 測定方法により次の6つの測定値が得られる.

- Ip = グリッドに入射する1次 X 線の強度
- Ip' = グリッドを透過する1次 X 線の強度
- It = グリッドに入射する全 X 線の強度
- It' = グリッドを透過する全 X 線の強度
- Is = グリッドに入射する散乱 X 線の強度
- Is' = グリッドを透過する散乱 X 線の強度

これらの測定値をもとに各種のグリッドについて次の指標が得られる.

- Tp = Ip' / Ip 1次 X 線透過率
- Tt = It' / It 全 X 線透過率
- Ts = Is' / Is 散乱 X 線透過率

これらの値より JIS で要求される3つの物理的特性値を次の計算式で求める.

① 露出倍数(Bucky factor)

入射全 X 線と透過全 X 線の比

$$B = (Ip + Is) / (Ip' + Is') = 1 / Tt$$

② 選択度 (Selectivity)

透過1次 X 線と透過散乱 X 線の比

$$\Sigma = Tp / Ts$$

③ コントラスト改善度 (Contrast improvement factor)

透過1次 X 線と透過全 X 線の比

$$K = Tp / Tt$$

表1.3.11-3に一般に使用されている中間物質がアルミニウムの各種グリッドについて物理的特性値を参考例として示す.

1.3.11.4 使用上の注意

グリッドは撮影目的によって, 撮影距離に応じたグ

表 1.3.11-3 一般撮影用アルミニウムグリッドの特性値参考例

グリッド 密度 N	グリッド比 r	露出倍数 B (1/Tt)		選択度 Σ (Tp/Ts)		コントラスト改善度 K (Tp/Tt)	
		80Kv	120Kv	80Kv	120Kv	80Kv	120Kv
80 本/cm	10/1	3.83	2.98	4.35	2.67	2.48	2.06
	12/1	3.90	3.00	4.50	2.73	2.61	2.13
	14/1	4.37	3.38	5.38	3.13	2.78	2.31
	16/1	4.67	3.61	5.84	3.33	2.82	2.38
60 本/cm	8/1	4.30	3.13	4.03	2.23	2.97	1.94
	10/1	5.05	3.64	4.96	2.69	3.39	2.26
	12/1	5.81	4.18	5.82	3.12	3.71	2.48
40 本/cm	6/1	3.58	2.71	3.48	2.08	2.65	1.96
	8/1	4.30	3.19	4.30	2.55	3.04	2.31
	10/1	5.15	3.75	5.48	3.01	3.55	2.61
	12/1	5.86	4.23	6.35	3.43	3.84	2.82
34 本/cm	5/1	3.27	2.49	3.02	2.10	2.43	1.88
	6/1	3.69	2.75	3.54	2.37	2.74	2.08
	8/1	4.57	3.31	4.55	2.88	3.15	2.40
	10/1	5.38	3.87	5.49	3.39	3.53	2.69

備考：測定方法は JIS Z-4910:2000 に準拠

リッド表示の集束距離および撮影管電圧、被写体厚などに応じたグリッド比を選択する。

さらに X 線管、焦点とグリッド中心線、X 線束に対する水平度、直角度などの幾何学的位置関係（ポジショニング）を確認することによって、はく片の方向ずれによる不要なカットオフ（1次 X 線損失）を避ける。特に、短い集束距離、高いグリッド比ほどこの影響が大きくなるので十分な注意が必要である。

また、使用距離限界を参考にしたり、平行グリッドを使用する場合、グリッド両端部分でのカットオフが避けられないことの認識が必要である。ブッキー用グリッドでは前述1.3.11.3(1)(1.5)の理由から、集束距離＝撮影距離の条件が望ましい。

グリッドはきわめて薄いはく材料の積層構造であるため、各種素材被覆により経時変化、剛性補完といった内部品質保護に対応させているが、落下、表面への局部的加圧、全面への継続的加圧を避けるといった取扱い上の注意が必要である。保管についても、適切な方法により（例えば、専用ボックス、専用収納棚など）グリッドの四辺およびコーナーの損傷を防ぐ配慮が必要である。

<参考文献>

- (1) JIS Z 4910:2000
- (2) 土井邦男, シカゴ大学放射線学科, カートロスマン放射線像研究所: 三間屋製作所資料
- (3) Hondius Boldingh. w. : Grid to reduce scattered x-ray in medical radiography.

- (4) 熊倉賢二・橋本健二郎: 散乱 X 線除去用グリッドの基礎マニュアル研究会 編著
- (5) 菅原努, 中村実: X 線撮影と散乱線 第一編 発行 三間屋製作所
- (6) 飯田 昇, 三間屋製作所: X 線グリッドのやさしい理解 日本放射線技術学会誌 第55巻, 第6号掲載, 別刷 1999.6

1.3.12 医用放射線フィルムカセット

医用放射線画像診断において頻繁に使用される医用放射線フィルムカセット（以下、カセットという。）の役割は非常に重要で、カセットの良否によって X 線診断効果および診断 X 線装置（関連機器）の特性が左右される。カセットは X 線写真フィルム（以下、フィルムという）と医用 X 線増感紙（以下、増感紙という）とを一体化して使用され、その性能効果が発揮される。現在各分野において、より診断効果の高い X 線画像が得られる新しいタイプの製品が研究開発されている。日本の現状ではメーカーが異なっており、JIS 規格によって関連性を維持している、またその品質、性能は世界的にも高水準を示している。

1.3.12.1 構造

カセットの規格制定の経緯は40年に日本レントゲン工業会としてレントゲン装置用写真取枠の寸法が制定された、その後、X 線フィルムの JIS が制定され寸法的にも検討を要する時期となり、当時の日本医科電機技術会によって原案修正を行い、1952年に

JIRES-P2となった。さらに、1960年に検査試験項目を加え JIS の原案を作成し、1962年に JIS Z 4905が制定された。また、1972年に JIS Z 4909 (放射線用軽量フィルムカセット) が制定された。しかしながらこの時点ではすでに SI=unit (国際単位系) が世界的に採用され始め、従来の規格に定めているインチシステムの寸法では国際的に取り残される恐れがあるため、従来の規格 JIS Z 4905と JIS Z 4909を統合して IEC 基準を全面的に採用した規格改正が1976年に行われ、JIS Z 4905 1976として改正された。その後見直し確認作業を行い、2005年に関連国際規格(ISO 4090 : 2001-08-15)および関連 JIS との整合性をはかるため、次のように改正された。

- (1) 軽量で適切な材料を用い、容易に反りが生じない構造で、十分な強度をもっている。
- (2) 表面板は管電圧60kV の X 線に対して、アルミニウム当量が1.8mm Al 以下で、X 線に対して吸収の均等な材料を使用し、また投光照準器による照射野が見やすいように表面処理を施す。
- (3) 裏蓋で後方散乱 X 線を吸収させるために裏蓋に鉛板を張り合せるものにあつては、裏蓋の総合鉛当量は管電圧100kV の X 線に対して0.13mm Pb 以上である。
- (4) フィルムの出し入れに便利のように、裏蓋はちょう(蝶)番による片開き形とし、掛金のはめ込みは容易で、かつ取扱い中に誤って外れることのない構造である。
- (5) カセットは、裏面にちょう番、押さえばねなどが突出せず水平に置ける構造である。
- (6) カセットの中心線は、前面および4側面から容易に分かる方法で明示する。
- (7) フィルムと増感紙の密着を完全にするため、裏蓋には厚みに経時変化の少ないクッション材を張り付けた構造である。
- (8) 面、角および縁は、人を傷つけるおそれのない構造である。
- (9) 外枠の四つの角部は、図1.3.12-1に示すような角取りを施した構造である。

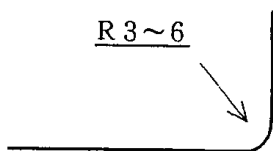


図 1.3.12-1 表面から見た四つの角部

1.3.12.2 規 格

カセットの種類は公称寸法で表し、その寸法、質量

および形状は表1.3.12-1~1.3.12-4と図1.3.12-2のとおりである。

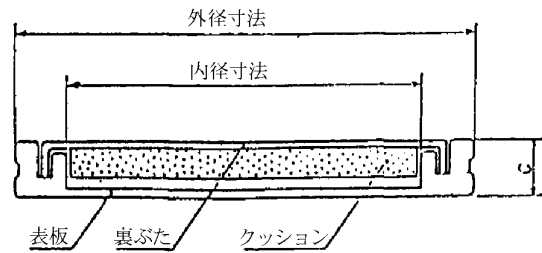


図 1.3.12-2 外枠の断面

1.3.12.3 性 能

カセットの性能は、光漏れ試験を行ったとき、フィルムに光漏れによる感光部分が認められてはならない。および密着試験を行ったとき、フィルム上に濃度むらが見えてはならない。以上の2項目がカセットの性能を決める大事なポイントである。

1.3.12.4 使用上の注意

- (1) 増感紙は使用目的に合ったものを使用する。
- (2) カセットは水等がかからない場所で使用する。
- (3) カセットにフィルムを装填する時、カセットからフィルムがはみ出さないように注意する。
- (4) カセットにフィルムを装填する場合異物が混入しないよう注意する。
- (5) カセットは、落下させたり、折り曲げたり、強い衝撃を与えたりすると変形・破損することがあるので丁寧に扱うこと。

<参考文献>

- (1) JIS Z 4905 200
- (2) JESRA X-76 1993
- (3) IEC 60406 1997

1.3.13 増感紙・蛍光板

蛍光体は、X線発見(1895年)のパイオニアとなったシアン化白金バリウム蛍光板以来、約1世紀にわたり増感紙、蛍光板を中心に、イメージインテンシファイアの1次、2次蛍光面を始め、CRのイメージングプレート、フラットパネルディテクタのシンチレータ、CTの固体センサ、PACSにおけるLCD、CRTなど、X線診断におけるX線センサや画像ディスプレイのキーマテリアルとして、ますます重要になってきている。

表1.3.12-1 一般撮影用カセット標準寸法

公称寸法 cm	内側寸法 (ID) mm			外側寸法 (OD) mm			厚さ mm	最大質量 (増感紙を除く) g
	最小値	標準値	最大値	最小値	標準値	最大値		
13×18	131.5×181.5	132×182	133×183	156.5×206.5	157.5×207.5	158.5×208.5	+1 15 -2	500
18×24	181.5×241.5	182×242	183×243	206.5×266.5	207.5×267.5	208.5×268.5	+1 15 -2	800
18×43	181.5×433.5	182×434	183×435	206.5×456.5	207.5×457.5	208.5×458.5	+1 15 -2	1000
20×40	201.5×401.5	202×402	203×403	226.5×426.5	227.5×427.5	228.5×428.5	+1 15 -2	1000
24×30	241.5×301.5	242×302	243×303	266.5×326.5	267.5×327.5	268.5×328.5	+1 15 -2	1200
30×40	301.5×401.5	302×402	303×403	326.5×426.5	327.5×427.5	328.5×428.5	+1 15 -2	1900
30×90	301.5×901.5	302×902	303×903	326.5×926.5	327.5×927.5	328.5×928.5	+1 16.5 -3.5	-
30×120	301.5×1201.5	302×1202	303×1203	326.5×1226.5	327.5×1227.5	328.5×1228.5	+1 16.5 -3.5	-
歯科撮影用カセット標準寸法 (口外法)								
13×30	131.5×301.5	132×302	133×303	156.5×326.5	157.5×327.5	158.5×328.5	+1 15 -2	800
15×30	151.5×301.5	152×302	153×303	176.5×326.5	177.5×327.5	178.5×328.5	+1 15 -2	800

表1.3.12-2 一般撮影用カセット標準寸法 (インチ系列)

公称寸法 cm	内側寸法 (ID) mm			外側寸法 (OD) mm			厚さ mm	最大質量 (増感紙を除く) g
	最小値	標準値	最大値	最小値	標準値	最大値		
20×25 (8×10)	204.7×255.5	205.2×256	206.2×257	229.7×280.5	230.7×281.5	231.7×282.5	+1 15 -2	1000
35×35 (14×14)	357.5×357.5	358×358	359×359	382.5×382.5	383.5×383.5	384.5×384.5	+1 15 -2	1000
35×43 (14×17)	357.5×433.5	358×434	359×435	382.5×458.5	383.5×459.5	384.5×460.5	+1 15 -2	2100

表1.3.12-3 一般撮影用カセット旧標準寸法

公称寸法 cm	内側寸法 (ID) mm			外側寸法 (OD) mm			厚さ mm	最大質量 (増感紙を除く) g
	最小値	標準値	最大値	最小値	標準値	最大値		
24×24	241.5×241.5	242×242	243×243	266.5×266.5	267.5×267.5	268.5×268.5	+1 15 -2	1000
30×30	301.5×301.5	302×302	303×303	326.5×326.5	327.5×327.5	328.5×328.5	+1 15 -2	1400
40×40	401.5×401.5	402×402	403×403	426.5×426.5	427.5×427.5	428.5×428.5	+1 15 -2	1900
20×96	201.5×961.5	202×962	203×963	226.5×986.5	227.5×987.5	228.5×988.5	+1 16.5 -3.5	-

表1.3.12-4 一般撮影用カセット旧標準寸法 (インチ系列)

公称寸法 cm	内側寸法 (ID) mm			外側寸法 (OD) mm			厚さ mm	最大質量 (増感紙を除く) g
	最小値	標準値	最大値	最小値	標準値	最大値		
25×30 (10×12)	255.5×306.3	256×306.8	257×307.8	280.5×331.3	281.5×332.3	282.5×333.3	+1 15 -2	1200
28×35 (11×14)	280.9×357.1	281.4×357.6	282.4×358.6	305.9×382.1	306.9×383.1	307.9×384.1	+1 15 -2	1900
30×35 (12×14)	301.5×357.5	302×358	303×359	326.5×382.5	327.5×383.5	328.5×384.5	+1 15 -2	1900
30×38 (12×15)	306.3×382.5	306.8×383	307.8×384	331.3×407.5	332.3×408.5	333.3×409.5	+1 15 -2	1900

1.3.13.1 X 線用蛍光体

(1) 蛍光の定義と機能

蛍光 (ルミネッセンス) は熱放射と異なり, 高温を伴わないで発光する現象である. ルミネッセンスは, 物質が紫外線, X 線, 電子線などの刺激を受けて, そのエネルギーを吸収し, 可視光線またはそれに近い波長の光を放出する現象であり, ルミネッセンスを示す物質を蛍光体あるいは蛍光物質という. この現象の多くは物質内でエネルギー変化が起こるが, 最終的には物質的な変化は伴わない.

ルミネッセンス現象には, 物質によって刺激を受けている間だけ発光する場合と, 刺激を取り除いても発光を継続する場合とがあり, 前者を蛍光, 後者を燐光または残光と呼んでいる (図1.3.13-1) が, この残光現象を工学的に利用し, X 線診断用センサとして応用する研究も盛んで, その中には輝尽性を利用した CR 用イメージングプレートがある.

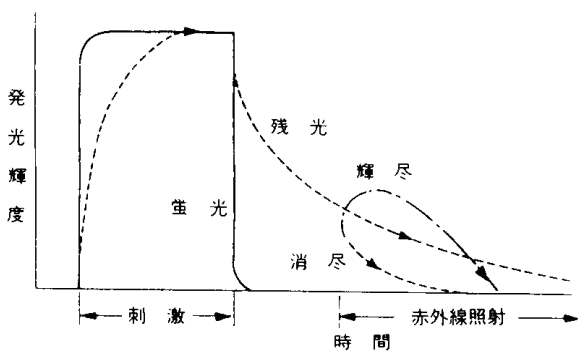


図 1.3.13-1 蛍光体の発光現象

(2) X 線用蛍光体の基本特性

蛍光体が X 線用増感紙, 蛍光板などのセンサとして実用に供されるのは, その工学的利用法の中で最も古いものの1つであり, 被写体透過後の X 線強度分布を可視像に変換する方法として増感紙, 蛍光板は代表的

である.

一般に X 線用蛍光体として必要な条件は以下のとおりである.

- (a) 使用される X 線エネルギー領域で, X 線吸収が大きいこと.
- (b) X 線刺激による発光効率が高いこと.
- (c) X 線刺激による発光スペクトルが受光器の分光感度とよく合致すること.
- (d) 輝尽性を利用する以外は発光の応答が充分早いこと.
- (e) 化学的に安定な組成で, 物理的にも安定な特性を示す物質であること.

(3) 医用画像診断に応用されている蛍光体

現在, 医用画像診断に使用されている蛍光体の応用例と代表的な蛍光体特性を図1.3.13-2および表1.3.13-1に示す. いずれも X 線エネルギーの利用率が高く, それぞれの受光器と合致した特性をもつことがわかる.

1.3.13.2 増感紙

(1) 増感紙の機能

X 線フィルムに使われているハロゲン化銀は, X 線に対して感光作用を持っているが, 透過力の強い60~150kVの医療用 X 線エネルギー領域においては, そのほとんどが吸収されること無く透過してしまう. そこで X 線利用率を高めるため, X 線吸収の大きい蛍光体をシート化したものに X 線をばく射し, 蛍光体から発する光により写真フィルムを感光させる方法により, 患者の被ばくを低減し, 短時間撮影を可能とするのが増感紙 (スクリーン) の機能である.

増感紙の機能を列挙すると以下のとおりである.

- (a) 患者の被ばく線量を大幅に低減する.
- (b) 短時間撮影ができ, 被写体の動きによる不鋭を低減する.
- (c) 小焦点の X 線管が使用でき, 幾何学的な不鋭を低減する.

表1.3.13-1 画像診断機器用蛍光体と特性

蛍光体	発光スペクトル		発光エネルギー効率 (%)	X線吸収		密度 (g/cm ³)	実用例
	発光色	ピーク波長 (nm)		実効原子番号	K吸収端 (keV)		
BaSO ₄ :Eu	紫	380	6*	45.5	37.4	4.7	増感紙
BaFCl:Eu	紫	385	13*	49.3	37.4	4.7	増感紙
BaFBr:Eu	紫	390	16*	48.3	37.4	5.0	CR (IP)
CaWO ₄	青	425	5	61.8	69.5	6.1	増感紙
Gd ₂ O ₂ S:Tb	緑	545	13	59.5	50.2	7.3	増感紙, 蛍光板, フラットパネルセンサ
LaOBr:Tm	青	360, 460	14	49.3	38.9	6.3	増感紙
YTaO ₄ :Nb	青	410	11	59.8	67.4	7.5	増感紙
YTaO ₄	紫外	340	—	59.8	67.4	7.5	増感紙
YTaO ₄ :Tm	青	360, 460	8	59.8	67.4	7.5	増感紙
ZnS:Ag	青	450	17	26.7	9.7	3.9	α線シンチレータ
(Zn, Cd) S:Ag	緑	530	19	38.4	9.7/26.7	4.8	蛍光板, I.I. (出力面)
Bi ₄ Ge ₃ O ₁₂	青	480	—	71.5	90.4	7.1	X-CT, ECT
CdWO ₄	青緑	480	—	61.1	26.7/69.5	7.9	X-CT
Gd ₂ O ₂ S:Pr	緑	515	—	59.5	50.2	7.3	X-CT
CsI:Na	青	420	10	54.0	36.0/33.2	4.5	I.I. (入力面)
CsI:Tl	緑	540	10	54.0	36.0/33.2	4.5	フラットパネルセンサ

* 電子線励起による発光効率

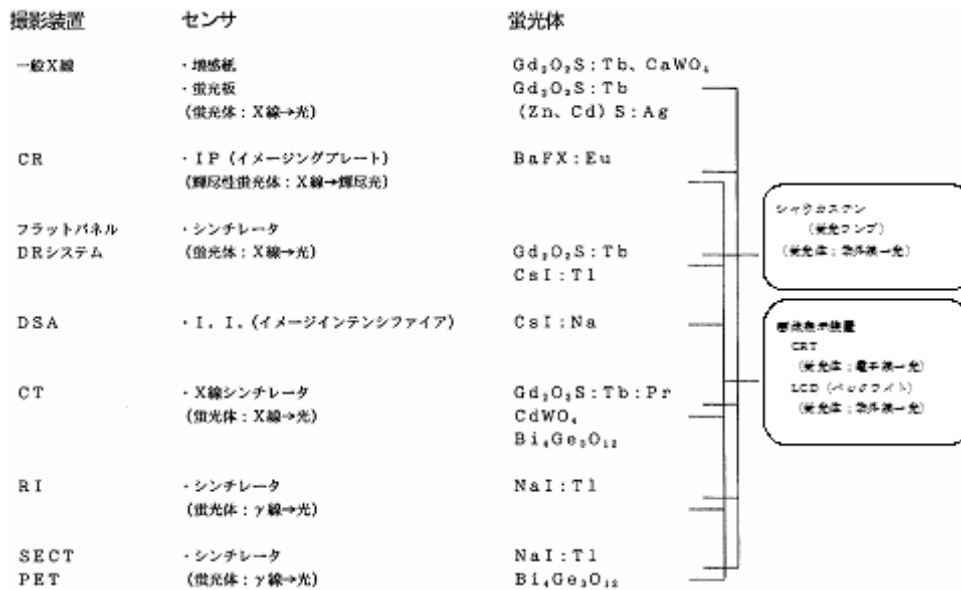


図 1.3.13-2 医用画像診断と蛍光体の応用

- (d) 小容量の X 線装置で撮影でき、また X 線装置の寿命を長くする。
- (e) X 線写真のコントラストを増加する。

一方、増感紙を使用することで増感紙の不鋭が加わり、X 線写真の鮮鋭度が低下するが、その程度は一般に感度と相反する傾向がある。しかし、幾何学的な不鋭や動きによる不鋭の改善などの相対的なバランス

により、被ばくを低下させながら診断に適する X 線写真を提供するためには増感紙は不可欠な撮影用具となっている。

(2) 増感紙の構造

増感紙は一般に、レギュラーあるいはオルソ乳剤の X 線フィルムに感度の高い、近紫外から緑色領域に発

光スペクトルを持った蛍光体を、支持体の上に均一に塗布したもので、通常2枚を1組として X 線フィルムをサンドイッチ式に挟むようにカセット（またはフィルムチェンジャ）の中に貼りつけて使用する（図1.3.13-3）。ここでフィルムの線源側に置かれる増感紙をフロント増感紙、反対側に置かれる増感紙をバック増感紙と呼んでいるが、特殊な例として乳房撮影のような低エネルギー撮影では、片面での撮影（通常バック増感紙のみ）も行われている。

(3) 増感紙の性能

増感紙の性能は、X 線被ばくの低減や短時間撮影に関与する増感に関する因子と、鮮鋭度、コントラスト、粒状性および散乱線による写真画質に関する因子、さらに残光、耐久性、フィルム機械搬送装置におけるフィルム搬送性などが挙げられるが、その中では感度と鮮鋭度が特に重要である。増感紙の特性としては、次の事項が挙げられる。

- (a) 外観
- (b) 寸法
- (c) 発光の均一性
- (d) 写真性能：感度（相対感度）、鮮鋭度（MTF）、コントラスト、粒状性、散乱線除去効果、残光
- (e) 使用性〔システム特性〕
- (f) 耐久性

これら性能の中で、基本特性といわれる写真性能について概説する。

(3.1) 感度に関するもの

一般に増感紙の増感の度合いを表す指標として、同一フィルムによる相対感度が用いられる。相対感度は同一撮影条件下におけるそれぞれの増感紙について、同一濃度を得るに要する線量の逆数比で示される。図1.3.13-4は、感度の異なる各増感紙の管電圧－感度特性を表わしたもので、蛍光体の種類や増感紙の構成により各線質での X 線エネルギー吸収が異なるため、管電圧の変化にともない相対感度も変化する。

(3.2) X 線写真の画質に関するもの

X 線写真の画質は、被写体の透過 X 線像の忠実な再現が要求され、これには鮮鋭度、コントラスト、粒状性が総合して評価される。

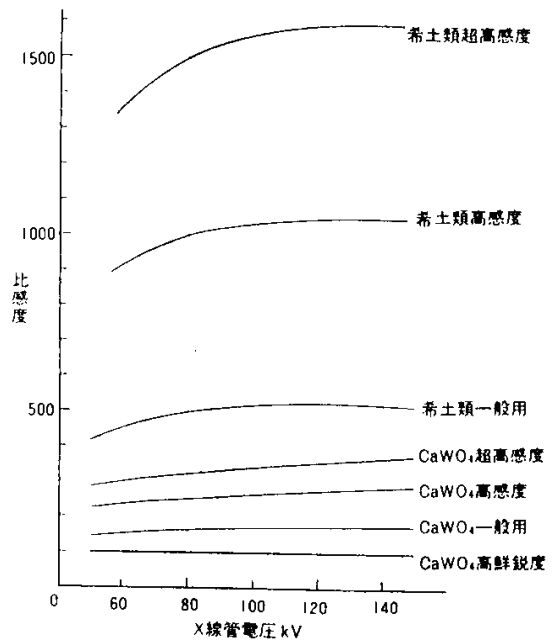


図 1.3.13-4 増感紙の管電圧－感度特性

画質を左右する因子の中で、増感紙の性能の中では鮮鋭度の占める割合が高い。鮮鋭度とは、不鋭・ボケの程度を表すもので、一般に MTF で表される。MTF（変調伝達関数）は、レスポンス関数による増感紙の鮮鋭度評価法で Modulation Transfer Function の頭文字を取ったものである。

図1.3.13-5のように、一般に感度の高い増感紙ほど鮮鋭度は悪く、感度と鮮鋭度の間には相反する関係がある。増感紙の性能は、同一感度特性をもつ増感紙においては鮮鋭度の良し悪しで評価されるが、X 線写真の鮮鋭度は増感紙の鮮鋭度以外に、X 線管焦点による幾何学的な鮮鋭度、被写体の動きによる鮮鋭度にも左右される。

鮮鋭度以外の重要な増感紙特性としてコントラストが挙げられる。一般には使用 X 線フィルムの写真コントラストに包含されているため増感紙単独のコントラストとして取り扱われることは少ないが、増感紙のコントラストとは、図1.3.13-6に示すように蛍光体のエネルギー吸収に係るもので、管電圧や被写体の部

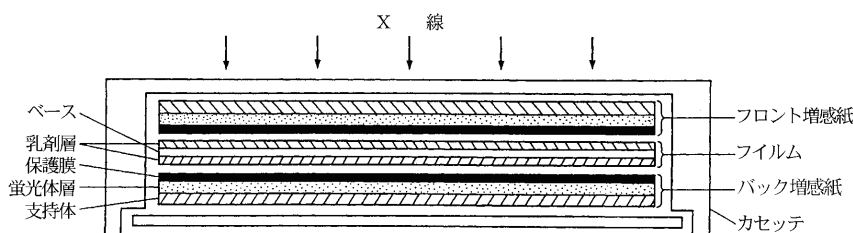


図 1.3.13-3 増感紙の構造

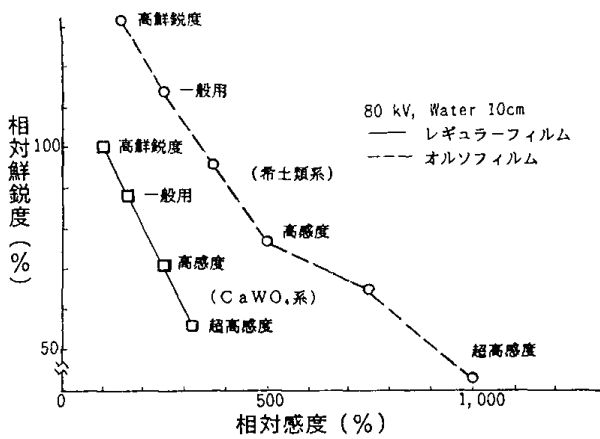


図 1.3.13-5 増感紙の感度と鮮鋭度の関係

位、厚さ、造影剤の使用有無に関する線コントラストをいい、普通、アルミニウム階段などを撮影したときの濃度差で表される。増感紙を構成する蛍光体が変わると、蛍光体の X 線吸収、特に蛍光体を構成している物質の k 吸収端の影響を強く受けてコントラストが変化する (表1.3.13-1参照)。

最近、鮮鋭度とともに写真画質中で重要度が増しているのが粒状性である。粒状性は X 線写真の荒れ具合を表すもので、X 線写真における粒状性の構成要素は、図1.3.13-7に示される。このうち、直接撮影では量子モトルが最も支配的であり、高感度フィルムを使用すると入射線量の減少により粒状性が悪化する。増感紙の量子モトルへの影響は蛍光体の発光効率が高まるにつれ量子モトルが増加する。また増感紙の鮮鋭度が高いほど粒状性も忠実に写真上に現出するため粒状性が悪化する。

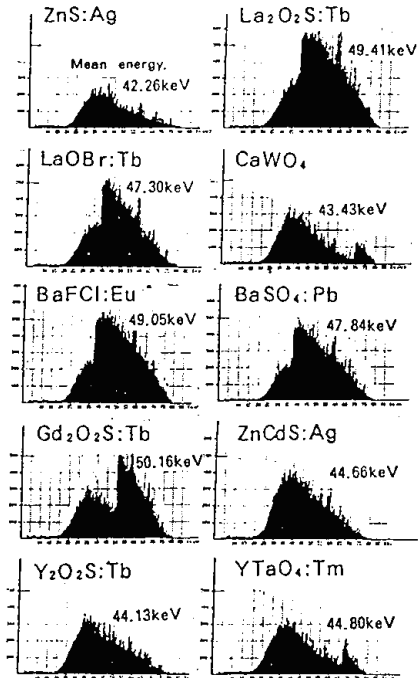


図 1.3.13-6 各種増感紙の X 線吸収スペクトル

(4) 増感紙の種類

(4.1) 増感紙の分類

フィルム、増感紙システムは非常に多様化しており、特に希土類増感紙の出現により、数百種類もの増感紙-フィルムの組み合わせが考えられる。したがって、診断目的と撮影の効率から考えると、最適な組み合わせを選択する必要がある。

増感紙の分類を大別すると以下の3つがある。

- (a) 増感紙の発光色による分類 (レギュラーシステム用かオルソシステム用か) (11.3.1 直接撮影用 X 線フィルム参照)

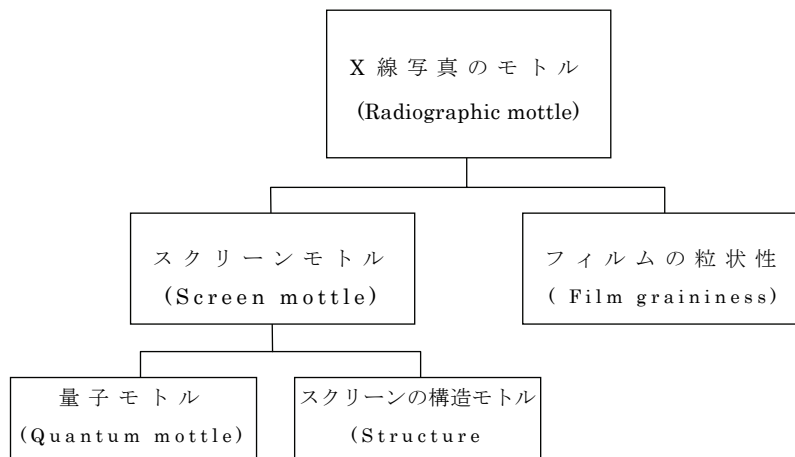


図 1.3.13-7 X 線写真における粒状性の構成要素

表 1.3.13-2 医療用増感紙の分類

増感紙	一般撮影用	高鮮鋭度	胸部、頭部、上・下肢
		一般用	胸部、頭部、胃腸部
		高感度	胃腸部、腰椎、泌尿器
		超高感度	腰椎、泌尿器
	特殊撮影用	乳房撮影(片面)	乳房、軟部組織
		感度補償	下肢、脊柱、腰椎、胸部
		高エネルギー撮影	C o グラフィ、ライナックグラフィ
		同時多層断層撮影	胸部、頭部、腹部
		病室撮影	胸部、腹部

(b) 増感紙の性能による分類

(c) 増感紙の使用目的による分類

機能的な検査や、省力化、自動化を図るための撮影方式により、増感紙の種類も変化するが、一般的には、撮影部位を前提として臨床診断的に必要な情報(画質)を得るために使用者側から便利な(b)の分類が使われている(表1.3.13-2)。

これら一般増感紙以外に、特殊撮影用増感紙として撮影目的に合った専用増感紙が商品化されている。その中で使用頻度の多いものとして片面システムの乳房撮影用増感紙や下肢・脊柱撮影用の感度補償増感紙が挙げられる。

(4.2) 増感紙の性能による分類と種類

患者被ばくの低減と、人体各部の診断に必要な写真画質を得るために、撮影部位の厚さおよび X 線装置容量に対応した、数多くの増感紙が設計されており、その感度は増感紙名に何らかの形で表現されている。性能による分類は、レギュラー、オルソシステムに関係なく、感度レベルによって次の4種類に分けられる。

(a) 鮮鋭度を主とした増感紙

品名に、Detail, Fine, Low などの表現、略号または小さな感度表示数値を用い、運動の少ない被写体や X 線吸収の少ない薄い部位を撮影するとき、また大容量 X 線装置を使用するとき主として用いられる鮮鋭度の高い増感紙。

(b) 感度、鮮鋭度ともに中庸の性能を持つ増感紙

品名に、Medium, Universal, Par などの表現、略号または中間の感度表示数値を用い、広範囲の使用目的に適する万能型の増感紙。

(c) 感度を主とした増感紙

品名に、Regular, High, Rapid などの表現、略号または比較的大きい感度表示数値を用い、運動の激しい被写体や X 線吸収の大きい部位、または小容量の X 線装置を使用するとき主として用いられる増感紙。

(d) 最高感度を有する増感紙

品名に、Super, Fast, Ultra, Special などの表現、略号または最も大きな感度表示数値を用い、高速血管撮影や、X 線被ばくの低減が特に重要な部位の撮影に主として用いられる超高感度型の増感紙。

(4.3) 各社増感紙の種類と性能

放射線被ばくの低減と機能検査に関連した臨床診断技術に対応するため、各種の増感紙が開発されているが、メーカー各社では、増感紙の種類と同一フィルムを使用したとき、同一撮影条件下における相対感度をそれぞれ発表しているので参考にさせていただきたい。

(5) 希土類オルソシステムとその技術動向

1972年に開発された希土類オルソシステムの特長は高感度オルソフィルムを擁し、超高感度特性とそれに伴う患者被ばくの低減にあった。しかし一部の診断目的に使用することを除いて、高効率なるがゆえに発生する X 線量子のコラギによる粒状性の悪化は、X 線写真画質の基本事項であるだけに如何ともし難く、低感度オルソフィルムとの組み合わせの中で希土類増感紙の高感度特性を活かす方向に技術が変化した。

その後、平板状微粒子乳剤オルソフィルムの開発や感光層とフィルムベースとの間に脱色素層を設けたりするなど、クロスオーバーを著しく減少したフィルムが開発され鮮鋭度の大幅向上が図られた。同時に、増感紙側ではフィルムの低感度化を補うため高感度高鮮鋭度を維持しつつ極限まで Radiographic mottle を下げて、視覚的検出能が飛躍的に向上している。

1.3.13.3 蛍光板

蛍光板は、蛍光体をシート状に塗布したスクリーンを総称しており、医療用としては主に次の3つに分類できる。

(a) X 線透視診断として蛍光板上の X 線像を直接肉眼で観察したり、直接撮影のタイミングを決

定するために用いられる透視用蛍光板

- (b) 暗箱内に装填し、蛍光板上の X 線像をカメラで縮小撮影する X 線間接撮影に用いられる間接撮影用蛍光板
- (c) アモルファスシリコンなどの光センサパネルと組み合わせて使用されるデジタルラジオグラフィ用蛍光板

(1.1) 透視用蛍光板

X 線診断の基本であった透視も、X 線テレビジョンの発達により、イメージインテンシファイアに取って代われ、蛍光板透視は国内ではほとんど姿を消している。

(1.2) 間接撮影用蛍光板

間接撮影も消化器などはイメージインテンシファイアで行われ、蛍光板方式としては集団検診におけるミラーカメラによる胸部間接撮影に使用されるだけとなった。間接撮影用 X 線フィルムがオルソ乳剤であることから、蛍光体として $Gd_2O_2S:Tb$ が使われており、基本的には増感紙の希土類オルソシステムと同じ特性、技術レベルが要求される。

また、胸部間接撮影専用蛍光板として、肺野部と縦隔部の両部位の描出を高めるため、縦隔部に相当する部分を高めた感度補償蛍光板（グラデーション蛍光板）も使用されている。

(1.3) デジタルラジオグラフィ用蛍光板

フラットパネルディテクタ（FPD）には、Se などの光伝導体を使用して X 線を直接電気信号に変換する直接変換方式と、シンチレータにより X 線を光に変換した後、アモルファスシリコン（a-Si）光センサで電気信号に変換する間接変換方式とがある。間接変換方式に使用されるシンチレータとしては、CsI:Tl と従来から増感紙や蛍光板に広く応用されている $Gd_2O_2S:Tb$ の2種類がある。CsI:Tl はライトガイド構造により蛍光層を厚くしても光の拡散を防止する効果があり、 $Gd_2O_2S:Tb$ はコストと安定性に優れる。

(2) 蛍光板の構造と性能

蛍光板の構造は、X 線の透過方向から可視像として利用するため、基本的には増感紙のフロントと同一であるが、X 線利用率を高めるため比較的蛍光体層を厚くして、高輝度（高感度）を保持している。

蛍光板の性能には

- (a) 発光強度——輝度（透視）、感度（間接）
 - (b) 蛍光面の画質——鮮鋭度（解像力）、コントラスト
 - (c) その他——残光、耐久性
- などがある。さらに増感紙同等の画質を求めるフラットパネルディテクタ用蛍光板には高い X 線吸収率

と鮮鋭度が必要となる。

1.3.13.4 使用上の注意

増感紙（蛍光板）は、被写体を透過した X 線エネルギー像を光エネルギー像に変換し、そのまま X 線フィルム（受光器）に密着プリントする役目を持っているため、その保守は極めて重要である。

増感紙に使用されている蛍光体や構成材料は非常に安定であり、通常の条件であれば初期の性能から著しく劣化することはない。しかし、化学製品でもあり、性能を高めるために構造も非常にデリケートにできているので、以下の使用上の注意事項を守って使用する必要がある。

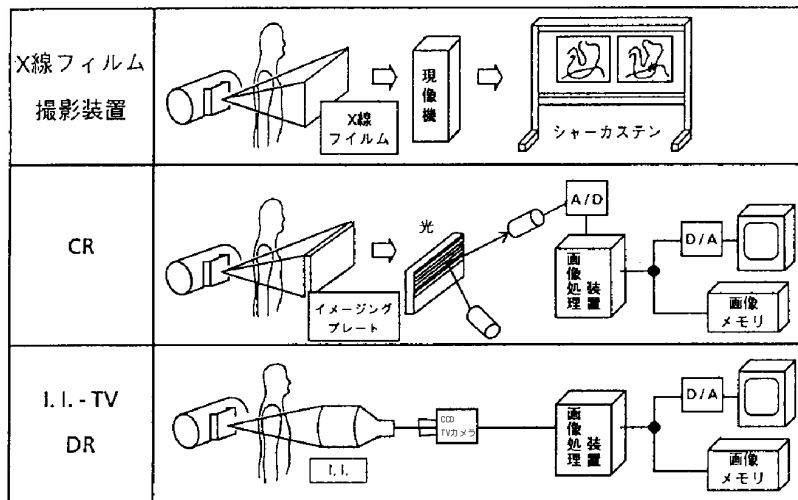
- (a) 高温多湿の条件下での使用、保管を避ける。
- (b) 増感紙と X 線フィルムとの密着を十分に（カセットの選択やフィルムチェンジャの保守管理）。
- (c) 撮影時以外は、増感紙と X 線フィルムはできる限り圧着させない。
- (d) 増感紙表面の汚れ、塵、キズなどは写真にムラを発生させるのですみやかに清掃する。
- (e) 清掃には各増感紙メーカー指定の増感紙クリーナを少量使う。
- (f) 増感紙の保守管理のため、マウントラベルに必ず使用開始年月日を付し、定期点検により異常が見つかった場合は更新する。

1.4 デジタル X 線システム

1.4.1 リアルタイムデジタルラジオグラフィ（リアルタイム DR）

X 線画像診断には従来から広く用いられてきた X 線フィルム撮影法（S/F 撮影法）と、輝尽性蛍光体（イメージングプレート）を用いた CR 撮影法が日常検査に使用されている。一方臨床側からは①撮影画像を即時に表示して診断部位が間違いなく撮影されているかを確認する。②画像処理することによって、より定量的な診断を可能にする。③現像を不要にして検査能率を上げる。④画像を光ディスクや DVD-RAM にデジタル保管して検索の手間を減らす。などが要求されており、これらの要望にこたえるために、X 線蛍光増倍管（I.I.）—TV カメラ方式による DR 装置がフィルム装置に置き換わり、広く普及してきた。

I.I.—TV カメラ方式による DR 装置（図 1.4.1-1）は人体を透過した X 線を I.I.—TV カメラで撮像し、出力されるビデオ信号を A/D 変換して画像処理装置



DR : Digital Radiography
 CR : Computed Radiography
 I.I. : Image Intensifier

図 1.4.1-1 X 線撮影法概念

に取り込み、デジタル画像を撮影する。次に CRT ディスプレイに表示したり、レーザビームプリンタ (LP) でフィルムに出力する。これに対し、近年、I.I.-TV カメラの代わりにフラットパネル検出器 (FPD) を搭載した DR 装置が普及し始めてきた。FPD は I.I.-TV カメラ方式のもついくつかの制約をなくした X 線検出器である(1.3.8項参照)。以下にリアルタイム DR の特長を略記する。

- (a) 高精細画像
 X 線画像をデジタル信号に変換する高精細 I.I. + 高精細 TV カメラまたは FPD と画像処理と高精細モニタによって S/F 撮影法や CR 撮影法に匹敵する高画質画像が得られる。
- (b) 即時表示
 透視像はもちろん、撮影像も即時撮像ができ、表示モニタ用メモリへの転送時間を高速化することによって、リアルタイムで撮影像の観察ができる。
- (c) 高速撮影・動画撮影
 リアルタイム性によって他撮影法ではできない動画撮影が可能である。
- (d) 画像処理
 デジタル画像のため、レベル・ウィンド処理やエッジ強調処理によって診断能を向上できる。
- (e) デジタル保管
 大容量の磁気ディスクや DVD にデジタル保管でき、フィルムレス化や PACS との接続にも対応できる。

以下、I.I.-TV カメラ方式を例にとり DR システムの詳細説明を行う。

1.4.1.1 動作原理

透視撮影台に固定された I.I.、光学系 (ディストリビュータ ; DB)、と CCDTV カメラから出力されるデジタル信号を A/D 変換して画像を表示する。透視像を見ながら撮影に好適な部位とタイミングでばく射スイッチを押すと、X 線管のローターアップを開始し、同時に DB 内の自動光学絞り (オートアイリス) を絞って撮影に適した明るさに設定し、ローターアップが完了すると X 線をばく射する。X 線ばく射直後に画像を取り込み、取り込まれた画像を記憶すると同時に表示メモリへ高速転送して CRT に表示する。この動作によってリアルタイムに撮影像を観察できる。エッジ強調処理などの画像処理はイメ

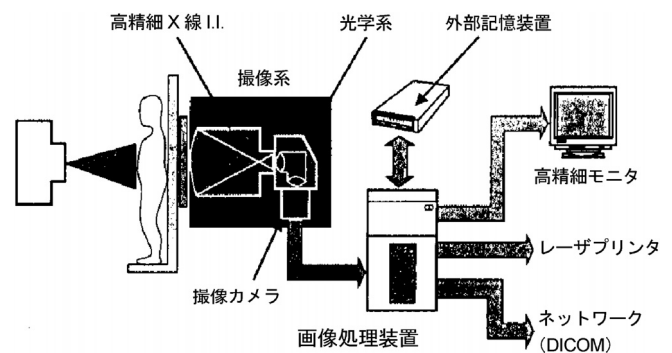


図 1.4.1-2 DR 装置の構成

ージプロセッサを用いて高速処理して表示する。撮影画像は外部記憶装置もしくは、ネットワークに出力できる (図1.4.1-2)。

1.4.1.2 要素技術

リアルタイム DR を実現するための I.I., 光学系, TV カメラおよび画像処理に関する要素技術を列記する (図1.4.1-3)。

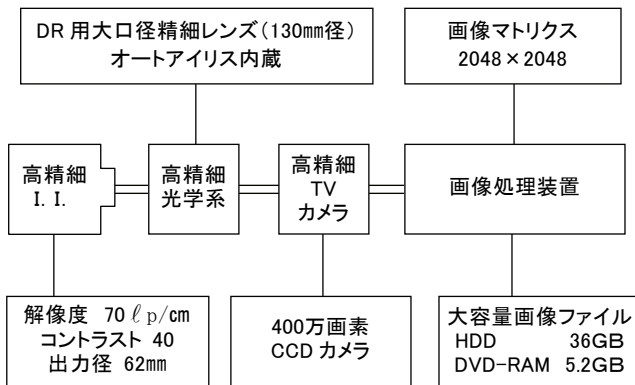


図 1.4.1-3 要素技術

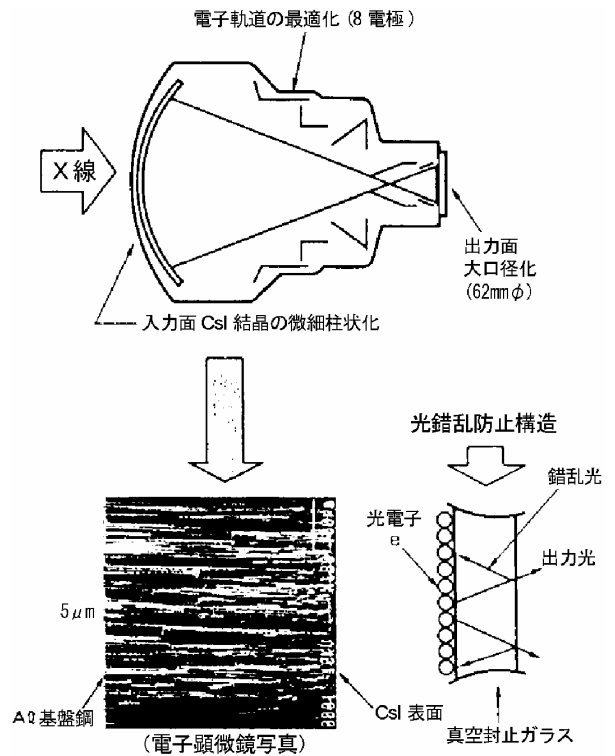


図 1.4.1-4 I.I.の性能改善

(1) 高精細 I.I. (図1.4.1-4)

(1.1) 出力蛍光面：

可変視野型 I.I.では、視野が12", 9", 7"と狭くなるにつれて解像度は良くなる。視野を狭くすることは出力蛍光面の解像度を上げるのと同じ効果があるが、一般の I.I.の出力蛍光面径のままでは視野が狭くなってしまふ。そのため出力蛍光面径を25mm φから62mm φにして、従来 I.I.の7"視野に相当する解像度を12"視野で実現している。

(1.2) 電子レンズ：

電子レンズは電界強度が強いほど MTF が良くなる。50 lp/cmの点で、従来型の電界強度1.5kV/mmのMTF45%から、高精細型の2.5kV/mmのMTFは75%に改善している。また、各視野ごとの電子軌道を最適化するために従来5極だった電極数を8極にしている。

(1.3) 入力蛍光面：

CsI の細い柱状結晶は光ファイバー構造を持ち、入射 X 線によって発光した光はその中を全反射を繰り返して光電面に達する。結晶が太かったり表面に凹凸があると解像度は悪くなる。結晶成長条件の最適化によって太さ5 μm, 厚さ500 μm の高解像度入力蛍光面を作っている。

(1.4) コントラスト比：

コントラスト比を悪くする要因は、出力蛍光面で

表 1.4.1-1 高精細 I.I.と従来 I.I.の性能

	高精細 I.I.		従来 I.I.
入力面寸法	310mm φ		310mm φ
出力面寸法	62mm φ		25mm φ
中心解像度	12"	70 lp/cm	44 lp/cm
	9"	75 lp/cm	48 lp/cm
	7"	83 lp/cm	60 lp/cm
変換係数	300 Cd · m ⁻² /μc · kg ⁻¹ s ⁻¹		650 Cd · m ⁻² /μc · kg ⁻¹ s ⁻¹
コントラスト比	10%	40 : 1	21 : 1
	10mm	21 : 1	12 : 1
DQE	60%		57%

の光の散乱、内部電極による光の散乱、入力窓の X 線散乱、入力面の曲率などである。厚ガラス出力面はコントラスト低下の原因となる角度の大きい反射光を側面に設けた光吸収部で吸収する構造とし、コントラストを上げ、変換係数も向上している。

(2) 高精細光学系 (図1.4.1-5)

前項で述べた高精細 I.I.の出力蛍光面径が大きいいため以下の高精細光学系になっている。

(a) 高精細 I.I.の出力径62mm φに対して130mm φの大口径レンズで、透視条件下での微弱光をロスなく集光するとともに、撮影条件下では高解像

- 度が得られるようにしている。
- (b) 最適露出画像を得るために、X 線自動輝度調整機構(ABR)のセンサとオートアイリスを内蔵している。
- (c) レンズにはマルチコーティングを施してフレア発生を防止し、コントラストを改善している。
- (d) 1次レンズをアングル方式にすることで全長を短くし、既存の透視撮影台にも対応できるようにしている。

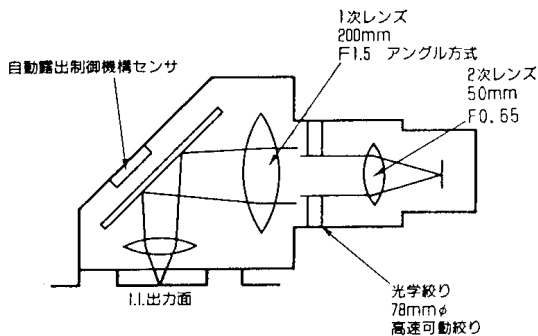


図 1.4.1-5 高精度光学系

(3) 高精細 TV カメラ

高精細 I.I.および高精細光学系に組み合わせて使用する TV カメラは、高画質化への重要なコンポーネントであり、以下の高性能化技術が適用されている。

(3.1) 400万画素高速マルチモード CCD

従来の撮像系はフィルム法と同等の画質を得る400万画素撮影と、100万画素透視を行うのに2つのカメラが必要であったため構成が複雑になり、メンテナンス性、スペースファクタに悪影響を及ぼしていたので、最新の CCD 素子により1カメラ化が可能となった。

1つの CCD センサで、400万画素撮影と每秒30フ

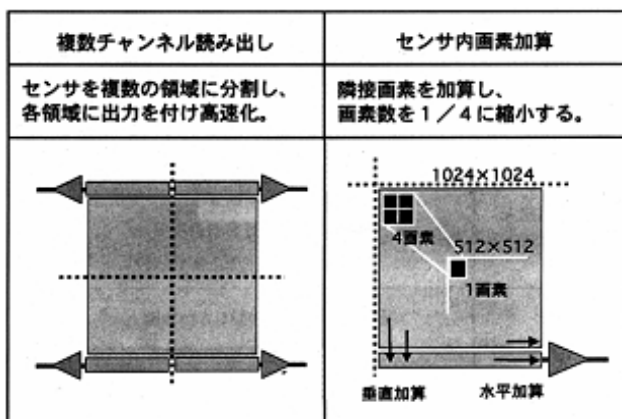


図 1.4.1-6 高速マルチモード CCD の原理

レーム100万画素透視の高速マルチモード出力を得るため、図1.4.1-6に示す技術を用いている。図左の複数チャンネル読み出しは、センサを複数の領域に分割し、各領域に出力をつけて高速化する方法である。図右のセンサ内画素加算は、水平レジスタ上での垂直加算と水平加算により隣接画素を加算し、画素数を1/4に縮小する方法である。

400万画素マルチモード CCD には、図1.4.1-7に示すような FFT (フルフレーム転送) 型と IT (インターライン転送) 型がある。FFT 型は全面感光素子で、それらが垂直 CCD 列を構成し、露光後、信号電荷を1段ずつ下方に送り水平 CCD から1画素ずつ出力する。FFT 型は比較的単純な構造で、早くから大画素数のものが作られてきたが、露光中の画像読出しができず連続透視不可なので、接続する X 線装置が制約される。一方、IT 型は感光素子と垂直 CCD が別で、信号電荷は露光後短時間にすぐ横の遮光された垂直 CCD へ転送されるので、連続透視可能で X 線装置を制約しない。従来比較的小画素数だったが、新たに400万画素が開発され、これを用いた撮像カメラが製品化された。

(4) 画像処理

リアルタイム DR は、デジタル画像のために自動ガンマ補正処理やエッジ強調処理などの各種画像処理が可能であることが重要な特長のひとつである。この画像処理内容によって、撮影された画像の画質やその後の画像を取り扱う上での効率は大きく左右される。

エッジ強調処理は画像全体あるいは局所的に空間フィルタをかけて、辺縁を強調して画像を見やすくする処理である。

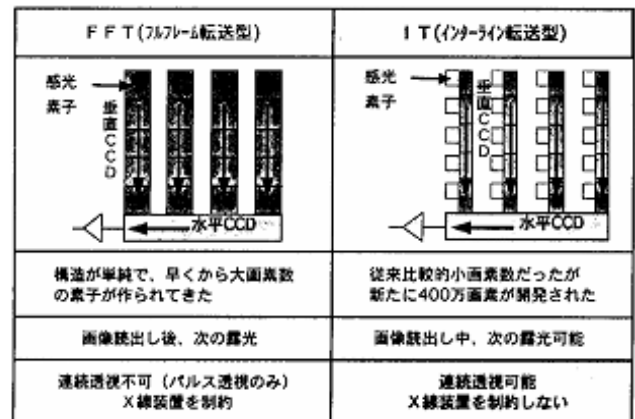


図 1.4.1-7 400万画素高速マルチモード CCD の種類

自動ガンマ補正処理は、安定した画質を維持するためには必要不可欠な機能である。撮影部位によって画像を表示する際の適正なレベル・ウィンドウ・表示ガンマカーブは、画像ごとに大きく異なっており、特に胃部撮影においては撮影体位によって1枚ごとにその適正值は変化する。適正なガンマ補正を行わないでモニタ読影を実施すると、1枚ごとに画像を見ながらレベル・ウィンドウ・表示ガンマカーブを動かす必要があり、読影効率が著しく低下する。撮影後の読影効率を高めるだけでなく、撮影中のリアルタイム表示による病変の抽出のためにも、自動ガ

ンマ処理は最も重要な機能である。

DRではカメラやFPDから出力されたデジタルデータと撮影部位情報、撮影条件を元に1画像ごとに計算して、最も適正なレベル・ウィンドウ・表示ガンマカーブで表示することで、デジタル画像の大きなメリットを活かしている。

さらに、画像データの高濃度部から低濃度部までを表示するためのダイナミックレンジ圧縮処理が有効である。これにより、ハレーションを抑えた診断価値の高い画像を提供することができる。

(図1.4.1-8)

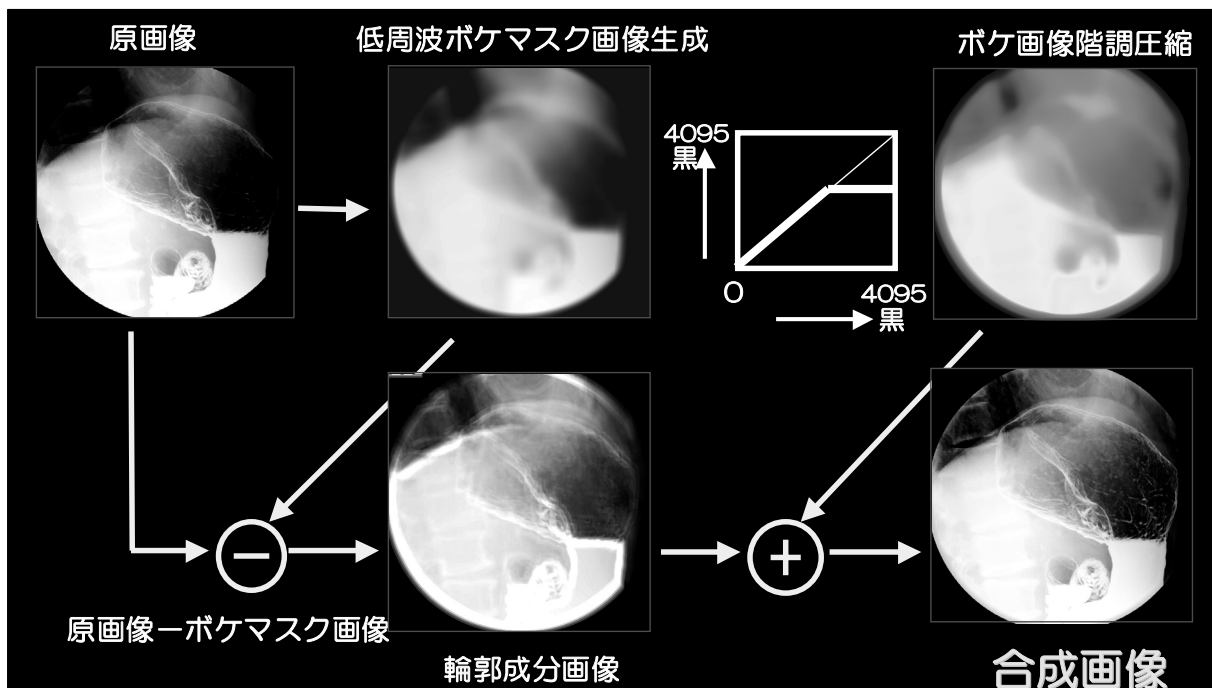


図 1.4.1-8 ダイナミックレンジ圧縮(DRC)処理

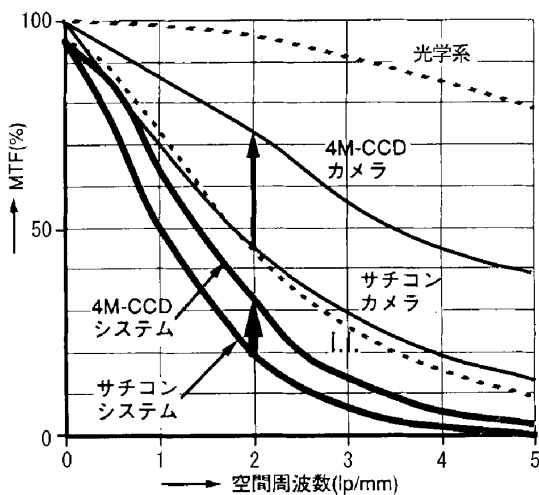


図 1.4.1-9 DRのシステム MTF の比較

1.4.1.3 画質評価

(1) MTF

図1.4.1-9に I.I.-TV カメラ方式による DR のシステム MTF と構成要素の MTF を示す (水平方向, I.I. 視野9インチの場合). グラフの縦軸は%で表した変調度, 横軸は I.I.入力面での空間周波数である. 図中の太い実線がシステム MTF で, 4M-CCD カメラを用いた場合とサチコンカメラを用いた場合である.

システム MTF は細い実線 (4M-CCD カメラとサチコンカメラ) と点線 (光学系と I.I.) で示す構成要素の MTF の積になるので, カメラの MTF 向上 (細い矢印) によりシステム MTF が大幅に向上する (太い矢印).

(2) SN比とラチチュード

ラチチュード(Latitude)は S/F 系の実用的なダイナミックレンジを表し、利用可能濃度領域の上下限を与える線量の比 (90程度) として定義される。DR の実用的なダイナミックレンジを S/F 系と比較するため、ここでは DR のラチチュードを、最大出力を与える線量と総合SN比20dBを与える線量の比と定義する。(総合SN比20dBは10%の線量変動に当り、S/F系では0.1程度の濃度変動となる)。DR のラチチュードはカメラレンズの光学絞り設定に依存する。絞りを絞ると同一レベルの出力信号に含まれるX線ノイズが低下しラチチュードが広がるが、絞りすぎるとショットノイズがX線ノイズを上回り、高線量領域で画質が落ちる。これらを考慮し、4M-CCDカメラの光学絞りを設定している。

図1.4.1-10にDRの総合SN比特性とラチチュードを示す。グラフの縦軸はdB単位で表したSN比、下の横軸は対数スケールのI.I.入射の相対線量である。入射線量の大小は被写体の厚さに対応するので、上の横軸に対応するアクリル板の厚さを示してある。図中の実線が4M-CCDカメラとサチコンカメラを用いた場合の総合SN比特性である。体厚の薄い領域でハレーション限界が拡大するとともに体厚の厚い領域のSN比が大幅に向上した結果、4M-CCDカメラを用いた場合のラチチュードは従来の4倍程度となりFS系を上回っている。

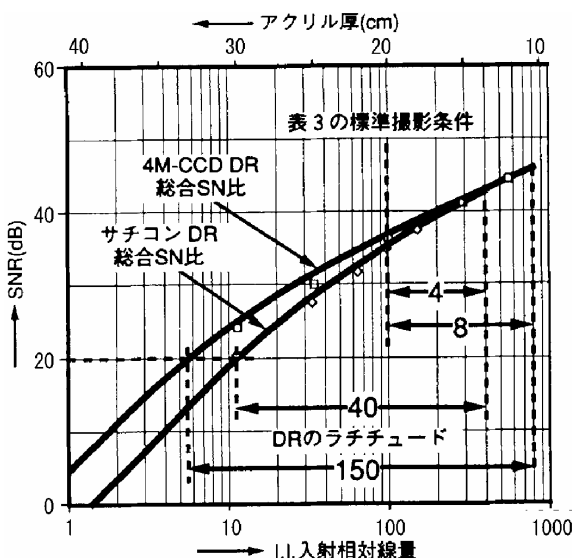


図 1.4.1-10 SN比特性とラチチュードの比較

(3) 臨床条件での限界解像度

透視撮影装置を用い、臨床に近い条件で実用的な限界解像度を測定した結果を示す。図1.4.1-11に測

定系の主要な配置を、表1.4.1-2に撮影条件を示す。アンダーチューブ型透視撮影装置の天板上のアクリル板(10cm×2)の中間に鉛の解像力チャートを置き、I.I.-DRとS/F系(HR-3/HR-4, SUPER HR-A)で撮影して測定したものである。I.I.-DRはS/F系と比較して量子効率が高いので、S/F系の1/2の線量にしている。低線量ではX線管の熱発生が小さくなるので、DRの場合は0.4mmの小焦点を用いている。表1.4.1-3に測定結果を示す。4M-CCDを使ったDRの実用的な限界解像度は従来の1.2倍程度となり、臨床で多用される9インチ視野でS/F系相当の解像度が得られている。

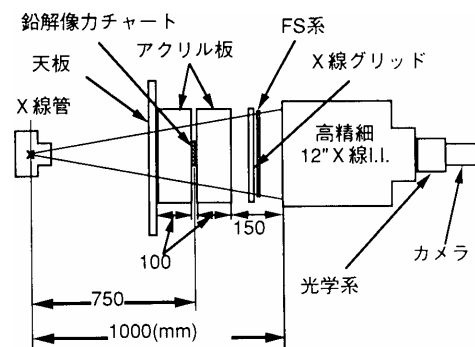


図 1.4.1-11 臨床条件での解像力測定系

表 1.4.1-2 臨床条件での解像力測定の撮影条件

項目	DR	FS系
管電圧	80kVp	
mAs値	6mAs	12mAs
焦点サイズ	0.4×0.4 mm ²	0.65×0.65 mm ²
FID	1000mm	
X線グリッド	60 lines/cm, 13:1, paper	
I.I.視野	7", 9", 12"	

表 1.4.1-3 臨床条件での解像力比較

I.I.視野	4M-CCD DR	サチコン DR	FS系
7"	4.6 lp/mm	3.9 lp/mm	4.0 lp/mm
9"	3.9	3.2	
12"	3.4	2.8	

1.4.1.4 システム応用

(1) 多目的検査

近年、透視撮影システムの用途が多目的化されており、特に非血管系IVRの普及とともにリアルタイ

ム DR システムは、上部・下部消化管検査、ERCP・PTCD などの内視鏡検査、整形外科、泌尿器/婦人科、腹部アンジオ検査などに使用される。

図1.4.1-12と図1.4.1-13にリアルタイム DR の概観を示す。

(2) 人間ドックシステム

図1.4.1-14にリアルタイム DR による人間ドックシステムのブロック図を示す。胃部撮影用の DR と胸部撮影用の CR とから画像を伝送する LAN と、読影室の2モニタ画像ワークステーション(WS)から構成され、WSにはDVD-RAM ライブラリが接続されて画像を保管する。本システムの運用はフィルムを使用せずモニタ読影を原則にしており、胸部と胃部画像を WS の磁気ディスクから表示メモリへ読み出して読影する。フィルムレスで DVD-RAM に記録・保管した場合には、フィルムと現像液の費用がメディアの費用との差額として節約できる。一人の撮影が終了すると直ぐに WS へ伝送して(10秒/人)読影や面接を始めることができるのは、現像が不要なことから出てくるメリットである。また DVD-RAM に画像を記録・保管しておくため(容積1/100)、フィルム保管室が不要になる。また WS での読影はフィルムの掛け換えや保管袋からの出し入れが不要である。また撮影後のフィルムの現像や整理・搬送、保管袋の名前書きや保管室への整理が不要になるメリットもある。

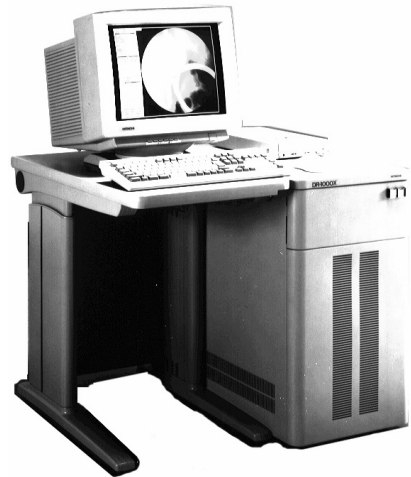


図 1.4.1-12 撮影用画像処理装置



図 1.4.1-13 観察用画像ターミナル

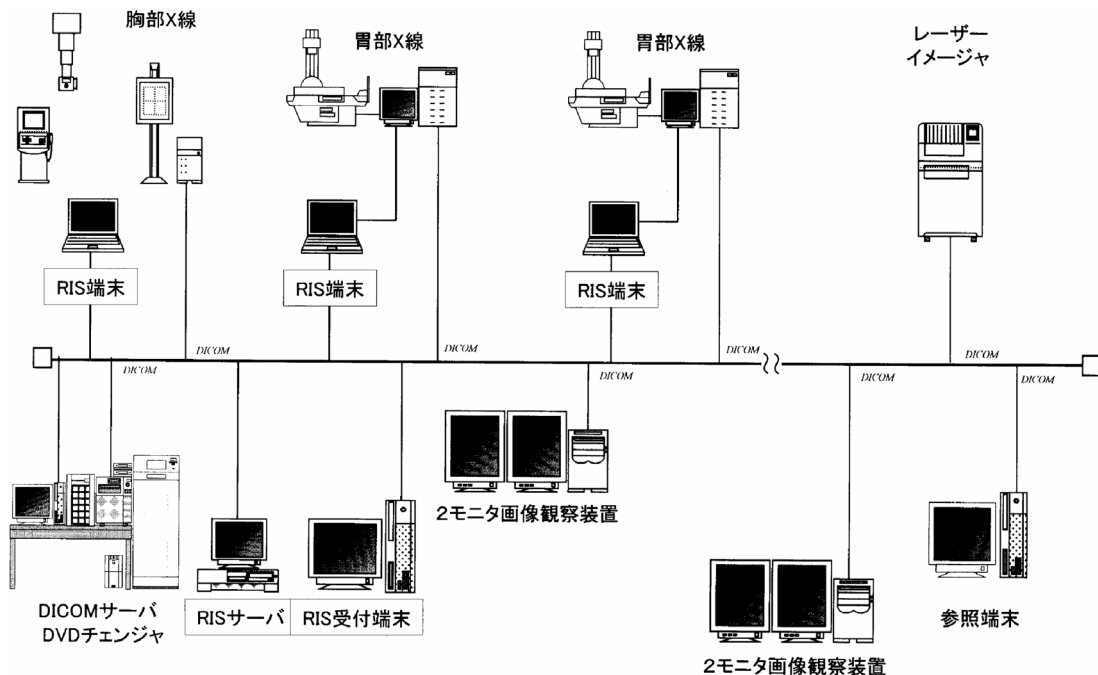


図 1.4.1-14 人間ドックシステムブロック図

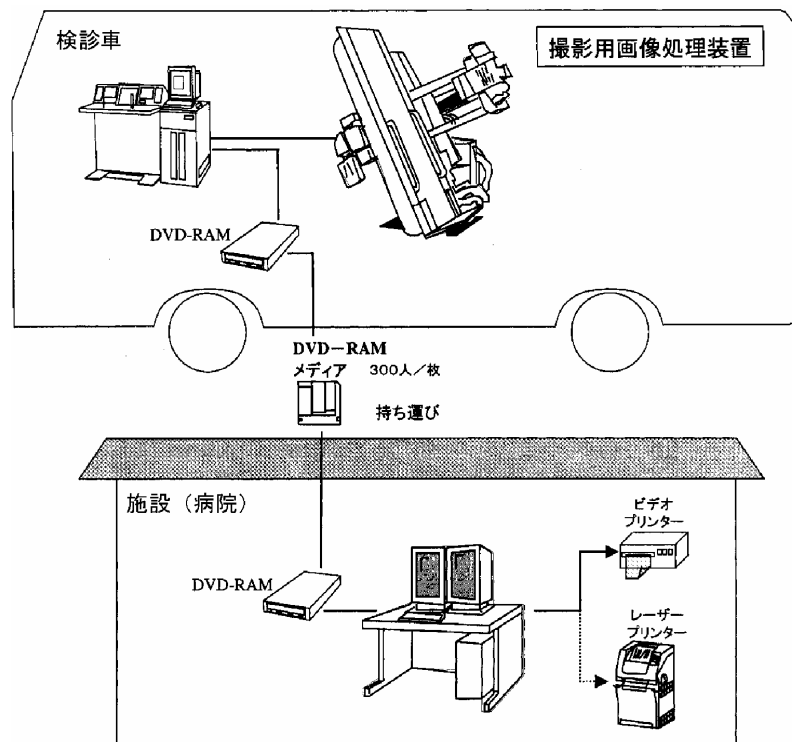


図 1.4.1-15 車載型集団検診システムのブロック図

(3) 車載型集団健診システム

図1.4.1-15にリアルタイム DR による車載型集団検診システムのブロック図を示す。検診車には撮影用画像処理装置が搭載され、施設には観察装置が設置される。検診車上で撮影された画像は撮影用画像処理装置に装着された DVD-RAM に記録され、検診車が施設に戻った時点でその DVD-RAM を検診車から施設へ運搬し、観察装置に装着して高精細モニタ2台で読影する。画像は DVD-RAM に書き込んで保管し、ハードコピーはビデオプリンタで感熱紙にコピーするか、あるいは LP でフィルムにコピーする。読影画面が大きいためロールフィルムに比べて異常を発見しやすいこと、現像が不要なため帰ってきたら直ぐ読影ができること、廃液が出ないこと、フィルムレスのため管理の手間がかからないことなどが、従来システムに対するメリットである。

1.4.1.5 臨床データ

図1.4.1-16に I.I.-TV カメラ方式による DR システムでの胃部正常例の臨床データ、図1.4.1-17に FPD による DR システムでの臨床データを示す。

1.4.1.6 今後の方向

(1) リアルタイム DR システムは IVR にはなくてはならないシステムになった。しかし、ガイドワイ

ヤやカテーテルが被検者保護のためにいっそう細くなり、かつやわらかくなるのにもとない、X 線に対してより見づらくなる。このため、透視像のますますの高画質化が必要とされる。

(2) IVR は透視がメインであるため、スタッフや被検者の被ばくが増大する傾向にある。IVR の普及にもとない、被ばく低減の要求はますます強くなる。

(3) 院内のデジタル化が普及するのにもとない、画像サーバや放射線情報システムが整備されてくる。各社のネットワークと各社のモダリティとの接続性を保証する IHE 対応が必要となる。

(4) 読影の効率化、フィルム保管庫の省スペース化とフィルム検索の省工数化のため、CRT 診断に移行していくと思われる。さらに、デジタル画像のメリットを活かして、各種の撮影画像に対して CAD(Computer-Aided Diagnosis)への道を開かれる。

(5) FPD の普及がさらに広がり、車載型システムにも搭載されるものと思われる。フィルム装置から I.I.-CCD システムへと移行が進んだように、今後は FPD 方式が I.I.-TV にとってかわる時代がくるであろう。

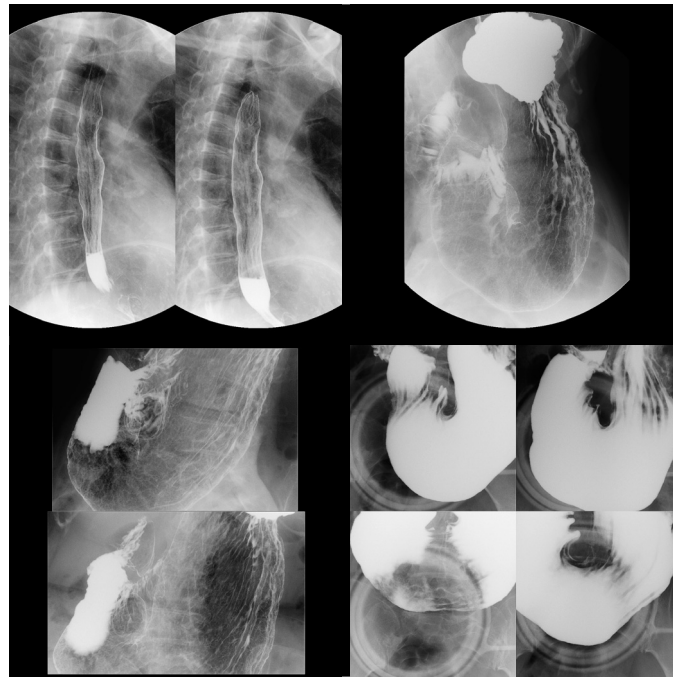


図 1.4.1-16 I.I.-TV 方式 DR システムでの胃部正常例の臨床データ



図 1.4.1-17 FPD 方式 DR システムでの胃部正常例の臨床データ

＜参考文献＞

- (1) リアルタイムデジタルラジオグラフィ装置
—DR2000Hの開発— :小池 功一他, メディックス, 第21巻(1991/9)
- (2) 高解像度リアルタイム DR 対応12吋高精細 X 線イメージインテンシファイア V3733P の開発:
遠藤 哲朗, 映像情報 MEDICAL, VOL 15(1991)
- (3) 400万画素 CCD カメラを用いた DR 装置の画像特性: 石川謙他, MEDIX VOL 28(1997)
- (4) 上部消化管造影検査における400万画素 CCD を用いた Digital Radiography の臨床評価: 飯沼 元他, MEDIX VOL 29(1998)
- (5) 新型400万画素リアルタイムデジタルラジオグラフィ装置: DR-2000X(Clavis) 小池 潔他, MEDIX Vol 32(2000)

1.4.2 デジタル・フルオログラフィ(DA・DSA)

デジタル・フルオログラフィ (以下, DF と記す) は, TV カメラの出力映像信号 (アナログ信号) をデジタル信号に高速変換し, その映像データをリアルタイムにサブトラクション処理などの画像処理を行い, 診断画像として提供するために, デジタル画像処理技術を X 線診断機器に応用した装置である。

DF は, 1980年11月に開催された北米放射線学会 (RSNA)での商品展示および学会発表が行われてから, 米国を中心として大きな話題をよんだ。研究的には, 1970年代後半から米国で Misretta を中心とするウィスコンシン大学グループと, Nudelman を中心とするアリゾナ大学グループそれぞれで, 独立に研究が進められてきた。その後 X 線機器メーカー, および画像処理専用メーカーで急速に製品化が行われ, 今日では X 線循環器診断分野での重要な機器となっている。

一般に DF の基本原理は, 造影剤注入前の画像 (マスク像) と, 注入後の画像 (コントラスト像) との減算処理 (サブトラクション処理) により, 造影剤が満たされた静脈および動脈血管を抽出する手法にある。この血管造影検査がデジタルで処理されることから, デジタル・サブトラクション・アンジオグラフィ (Digital Subtraction Angiography: DSA) と呼称される。検査法としては, 造影剤を注入する部位によって手技的に2種類に大別される。造影剤を静脈から注入して検査を行う経静脈的 DSA (Intra-venous DSA: IV-DSA) と, 動脈血管に直接注入して検査を行う経動脈的 DSA (Intra-arterial DSA: IA-DSA) である。特に, 近年のカテーテル, 造影剤のめざましい発展は, DSA の優れたコントラス

ト分解能と相まって, IA-DSA 検査の比率が年々増加傾向にある。

当初の DSA の臨床は, 大動脈とその主要分岐の血管性病変への適用のみであったが, その後の手技の発展と X 線装置・画像処理技術の急速な進歩により, 腹部臓器や胸部心臓の血管造影検査への適用, そして心機能解析などの機能診断にまで, DSA の適用範囲が拡大してきた。

また, 従来の DF 装置は, DSA 撮影専用の装置であったが, 最近の半導体技術, 高速デジタルデータ処理技術やデータ記録媒体の発展により, リアルタイムに画像記録, 再生が可能になり, スループットが向上し, シネフィルムを使う場合と同等のスピードで検査ができるようになり, 登場したのが DA 撮影 (Digital Angiography: DA) である。DA 撮影ではシネ撮影と同様に, 自動露出機構により撮影中も TV モニタに表示される画像の輝度が一定になり, 広い範囲で動かして撮影することができる。

さらに, 経皮的冠状動脈血管形成術 (Percutaneous Transluminal Coronary Angioplasty: PTCA), 経皮的血管形成術 (Percutaneous Transluminal Angioplasty: PTA), そして血管塞栓術 (エンボリゼーション) などに代表される IVR (Intervention Radiology) での画像提供, 特に透視画像提供と参照画像や透視ロードマップなどのカテーテルを血管に挿入するときの支援のためのデジタル技術の応用が求められている。また, 米国放射線学会と工業会 (ACR/NEMA) が中心となって標準化された DICOM (Digital Imaging and Comunication in Medicine) 規格の普及により, DF が発生する画像データを, ネットワークや CD-R などの媒体により, 簡単に取り扱えるようになっている。

1.4.2.1 基本構成

図1.4.2-1に DF システムの基本構成ブロック図の例を示す。X 線高電圧発生装置に対しては, インバータ方式による安定的な高電圧が要求され, DSA 撮影条件が低管電圧・大電流になるので, 高出力が要求される。X 線ばく射シーケンスは, DF 装置からのタイミングにより制御される。

X 線管装置は, スループットの高い検査であることと, 検査が長時間になるため, 大容量形 X 線管が使用される。

X 線イメージインテンシファイア装置 (I.I.) は, コントラストおよび解像力に優れたメタル入力窓形 I.I. を使用する。I.I. の入力視野は, 診断目的部位に応じてサイズが切り替えられる3モード形, 4モード形が一般的に使用されている。

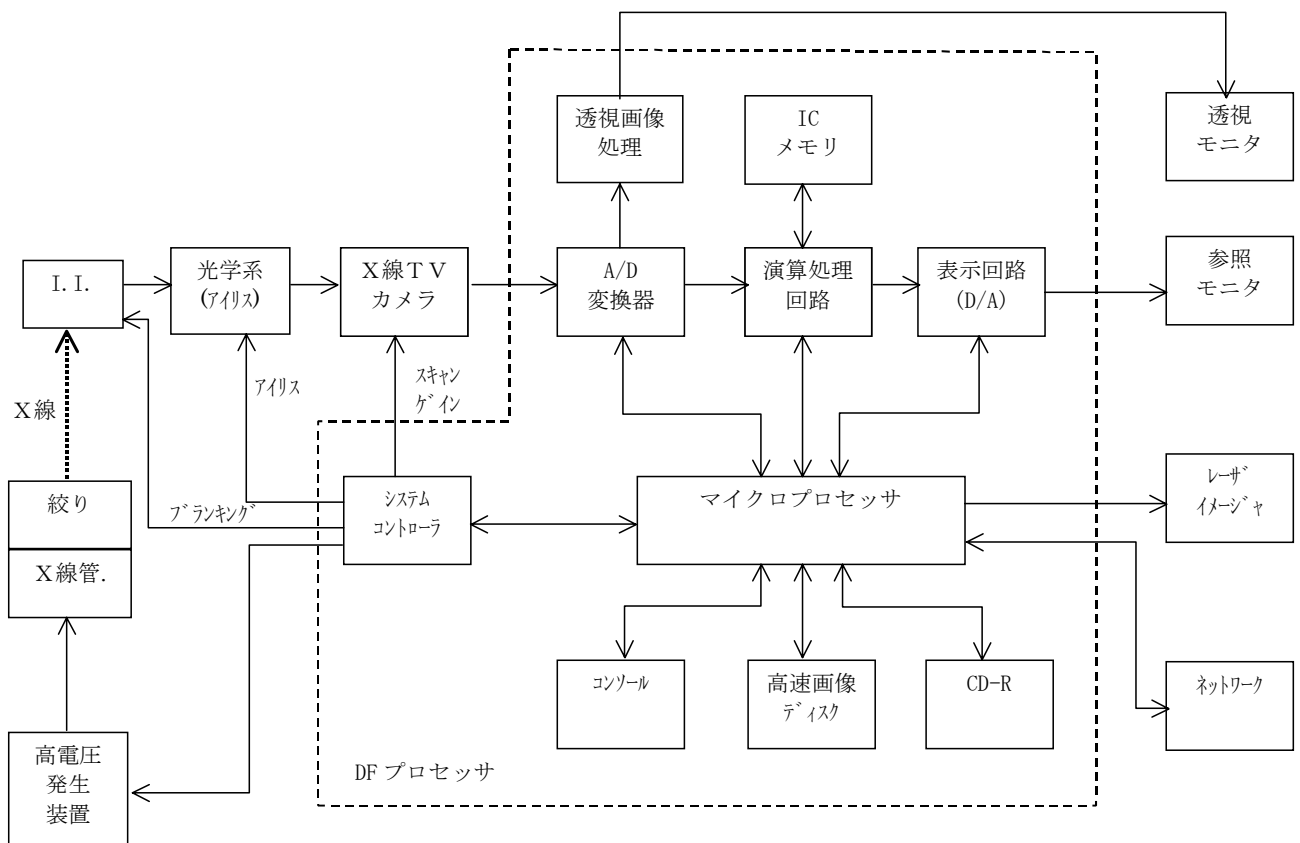


図 1.4.2-1 DF システム基本構成ブロック図

光学系は通常の透視に加えて、DA、DSA の線量の違いに対して、TV カメラへの入力光量を常に適正量に制御する必要性から、ND フィルタおよびアイリスを備える。

X 線 TV カメラは、解像力、S/N比、ダイナミックレンジおよび残像特性の性能に優れた DF 専用の装置である。従来は撮像管が使われていたが、上記特性を追求するため、固体影像素子 (Charged Coupled Device) が使われる。

I.I.、光学系、TV カメラの組み合わせに対して最近では、TFT (Thin Film Transistor) を応用した平面検出器が使われることが多くなった。I.I. のひずみ、シェーディングが無く、かつフィルムと同等またはそれ以上の空間分解能を有しており、さらに小型軽量になることから、今後は I.I. に替わって平面検出器が主に使われる見通しである。本稿では I.I. を使った場合の説明がなされているが、I.I. の部分を平面検出器と読み替えれば平面検出器の場合にも大半が通用する。

DF 装置は一般に、A/D 変換器、画像記録部 (IC メモリあるいは高速磁気ディスク)、演算処理部、画像表示部 (D/A 変換器) から構成されており、すべ

てが DSA シーケンス処理および画像処理アルゴリズムの複雑さから、マイクロプロセッサで管理・制御されている。また DF 装置には、永久ファイルや他施設へのデータ転送としてデジタル画像を保存するファイル装置 (CD-R や DVD-RAM など) やハードコピー装置 (レーザーイメージャなど) が接続される。さらにネットワークにも接続され、患者、検査情報の入出力、および画像データのオンライン転送ができるようになっている。循環器 X 線画像の場合、大容量のデジタルデータが発生するため、画像データは圧縮されることもある。圧縮には、復元したときに完全に元のデータに戻る、JPEG 方式の可逆圧縮が主流である。

1.4.2.2 動作原理

DSA 撮影は、設定された DSA 処理シーケンスに従って X 線が照射され、造影剤注入タイミングも制御される。X 線条件は TV カメラのダイナミックレンジを有効に活用するため、事前に最適条件に自動制御される。このようにして制御された出力 X 線は、被写体を透過した後、イメージインテンシファイア (I.I.) に入力され、可視像に変換される。この後、可

視像は光学系を通して TV カメラで電気信号=映像信号(アナログ量)に変換される。このようにして X 線照射ごとに得られる X 線 TV カメラの出力映像信号を、まず DF 装置入力部の A/D 変換器でデジタル信号に変換した後、対数変換処理 (LOG 変換) を行い、処理シーケンスに従って造影剤の流れ込む前の画像を必要に応じて加算した後、IC メモリにマスク像として保管する。次に造影剤が流れ込んできた画像を必要に応じて加算した後、保管されているマスク像とサブトラクション処理を実行する。このシーケンスを順次連続的に繰り返す。サブトラクション処理像は、血管像が見やすくなるようにウィンドウ処理・階調処理が施され、画像表示部を介して TV モニタにリアルタイムに表示される。一方、コントラスト像はライブ像(未処理像)のまま DF 装置内部の IC メモリあるいは高速磁気ディスクにデジタル信号で記録される。さらに、最近ではデジタルファイル装置(デジタル VTR, CD-R, DVD-RAM など)が接続されているため、収集と同時に永久ファイルとして保管することもできる。

DSA 検査が終了した後、各画像記録媒体から画像を再生し、再度画像モニタ上で動的観察できる。また、必要に応じて診断する上で有効な形態画像にするためのポストプロセス処理が実行できる。

もし、サブトラクション処理後にモーションアーチファクトが生じた場合には、リ・マスキング手法や、マスク像とコントラスト像の相対的なズレを積極的に合わせるピクセルシフト処理 (Re-registration 処理) によってアーチファクトを補正する。ピクセル単位以下の補正が可能である。

さらに必要に応じて、画像強調処理(ウィンドウ処理、白黒反転処理、空間フィルタ処理による特定周波数強調処理、S/N 改善を目的とする時間フィルタ処理)などを、実行することができる。また濃度計測、距離計測そして心機能解析などの自動解析ソフトウェアにより、診断情報の高い形態画像、機能情報の抽出が行える。



図 1.4.2-2 DF 装置のコンソール

収集画像データ、そして処理画像データは、患者情報および検査情報データとともに CD-R や DVD-RAM などに恒久的に保管ファイルされる。

図 1.4.2-2 に DF 装置のコンソールの例を示す。

1.4.2.3 サブトラクション処理方式

DF の基本処理のサブトラクションは、造影剤注入前の画像から造影剤を注入した後の画像を差し引く手法をとるため、時間差分法あるいはテンポラルサブトラクション法といわれる。現在、各社から提案されるルーチンで使用されているサブトラクション法はこの時間差分法を基本としている。本章では診断目的に応じたテンポラルサブトラクション処理方式の応用例を紹介する。

(1) 一般 DSA (テンポラルサブトラクション)

TV カメラの垂直同期信号に短パルス X 線を同期させることにより、525 本プログレッシブ走査で 512 × 512 マトリックス画像を最大 60 フレーム/sec、1050 本プログレッシブ走査で 1024 × 1024 マトリックス画像を最大 30 フレーム/sec の高速収集を行う。短パルス X 線(数 msec)で画像を形成するため時間分解能に優れた画像となる。したがって、肺動脈、左心室、さらに冠状動脈およびそのバイパスグラフトの開存性診断などを対象とする動きの速い臓器に対して適用効果がある。

造影剤注入前のマスク像を収集するときには、ノイズを低減するため、マスク加算と呼ばれる処理により複数フレームの X 線照射画像を加算平均したものをマスク像として扱うこともある。また、造影剤注入後のコントラスト画像を収集するときにも、加算を行うこともある。

造影剤の流れを抽出するため、コントラスト像は複数フレーム収集する。さらに流れの速い動脈層と、その後の流れの遅い静脈層を、1 回の造影剤注入により画像化するために、収集レイトを変えた複数のコントラスト収集ステージをプログラミングすることができる。さらに各ステージの間の待ち時間や、造影剤を自動注入するときのタイミングも、プログラミングできる。

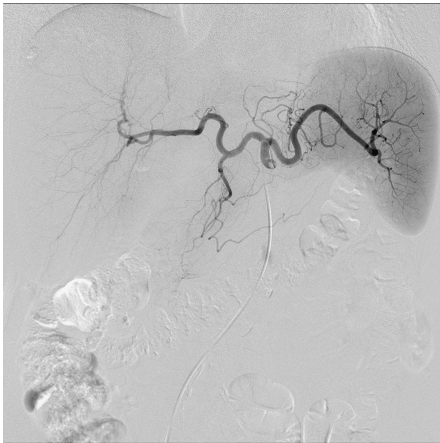
画像収集中は、リアルタイムにサブトラクション処理が行われ、サブトラクション画像が TV モニタに表示される。

また画像収集後、患者の体動による位置ずれのアーチファクトを除くために、ピクセルシフトやリマスク処理が行われる。

図 1.4.2-3 に DSA 画像の例を示す。



▲頭部 DSA 画像



▲腹部 DSA 画像

図 1.4.2-3 DSA 画像

(2) ステレオ DSA

テンポラルサブトラクションの応用として、サブトラクション処理像を立体視するステレオ DSA 処理がある。

ステレオ DSA の撮影方法は、従来のステレオアンジオ撮影方法と非常によく類似している。2焦点ステレオ X 線管を用いて左焦点(L)と右焦点(R)を交互に電氣的に切り替えながら X 線を照射する。まず造影剤注入前の画像を、左焦点および右焦点からの X 線照射により独立にマスク像として収集する。引き続き左焦点、右焦点から交互に X 線照射を繰り返しながら、同じ焦点で収集したマスク像とのサブトラクションを独立に、しかも交互に処理を行う。

収集したステレオ DSA 像の観察方法には2種類ある。そのうちの1つが静止画像によるステレオ視であり、もうひとつが動画的なステレオ視である。静止画像のステレオ視は、2台の TV モニタ上に左焦

点/右焦点による DSA 像をそれぞれ独立に再生し、ステレオビューあるいは裸眼により立体視する。また従来のステレオアンジオ撮影時の X 線フィルムによる立体視と同様に、レーザイメージャでハードコピーされたフィルム上の左焦点/右焦点の DSA 像も立体視することができる。

動画でのステレオ視の場合には、1台の TV モニタに左焦点/右焦点の DSA 像をフィールドあるいはフレームごとに交互に表示させ、電子シャッターメガネの左右を変互に電氣的に遮へいする。このようにして、電子シャッターメガネを通して左眼で左焦点 DSA 像を、右眼で右焦点 DSA 像を見ることができ、ステレオ視が可能となる。さらに TV モニタの表示像を連続再生すると動画ステレオ像として観察することができる。

テンポラルサブトラクションによる DSA 処理では、血管の重複が問題となることがあるが、ステレオ DSA の場合には立体的に血管走行の同定が容易となるため、より多くの診断情報が得られる。

(3) 回転 DSA

ステレオ DSA と同様に、血管を立体視するための応用として回転 DSA がある。

回転 DSA の撮影方法は、X 線保持装置が被写体の周囲を回転しながら X 線を照射し、多方向からの画像を収集する。サブトラクションするために、最初に回転しながらマスク像を収集し、造影剤を注入後に同様に回転しながらコントラスト像を収集する。そして、同一の角度から X 線照射されたマスク像とコントラスト像を、サブトラクション処理してサブトラクション像を得る。

動脈層と静脈層を1回の造影剤注入で画像化するため、コントラスト像の収集では、X 線保持装置を1往復回転し、2回のコントラスト収集ステージをプログラミングすることもできる。

収集した回転 DSA 画像はリアルタイムにサブトラクションされ、TV モニタに動画像にて表示される。被写体を回転しながら観察できるので、血管走行を立体的に把握できる。

また、異なる角度にて収集した画像を並べて表示することで、ステレオ DSA と同じステレオ視も可能である。

(4) ステッピング DSA

下肢血管の臨床応用としてステッピング DSA がある。

カテーテル寝台の天板を下肢の方向にステップしながら X 線を照射し、画像を収集する。図1.4.2-4

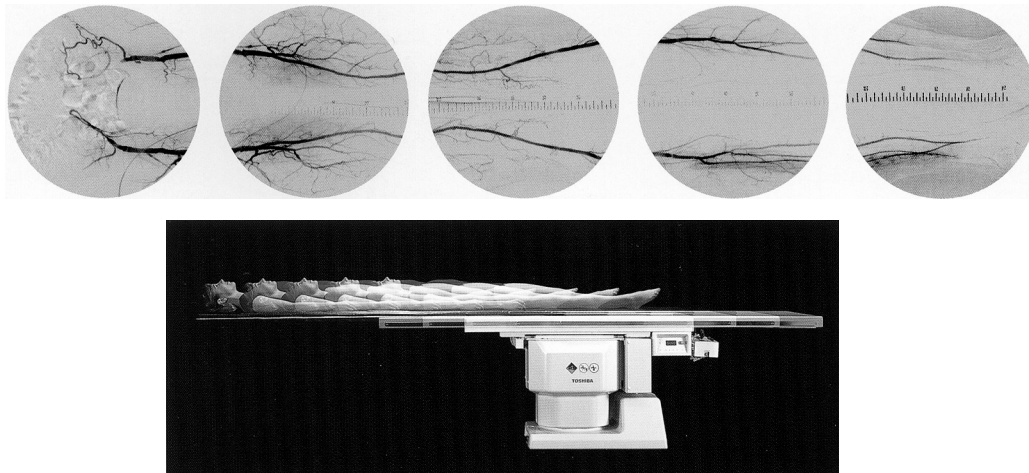


図 1.4.2-4 ステッピング DSA のカテーテル寝台の動作例と画像

にステッピング DSA 施術時のカテーテル寝台の動きの例を示す。

まずマスク像を収集し、造影剤注入後に同じ位置にてコントラスト像を収集する。腹部から足先までをカバーできるように、最大8ステージのステッピングが可能である。また、造影剤の流れを観察するために、コントラスト像は各ステージにて複数フレーム収集する。

(5) 3D-Angio

回転 DSA の応用として、回転 DSA 撮影した画像をサブトラクション処理して血管像得、CT (Computer Tomography) に類似の方法により再構成し、3次元画像データ (3D 画像データ) を作成する 3D-Angio がある。

3次元再構成された画像は、CT や MR 画像と同様の方法にて 3D ワークステーションにて観察することができる。頭部の複雑な血管走行の把握、動脈瘤のネックの形態把握などに効果がある。正確に3次元画像を再構成するためには、少なくとも回転範囲は 200° 必要である。また、3次元再構成するときのマトリックスは、画質優先の 512×512 と処理速度優先の 256×256 の2種類が選択できる。

ステレオ DSA, 回転 DSA での立体視は、観察者の頭の中で行われていたが、3D-Angio の場合は、デジタルデータ処理によって3次元の画像データを作成し、任意の方向から観察できるため、より簡単かつ正確に、立体的な血管走行や動脈瘤の形状を把握できる。

図1.4.2-5に3D-Angio の画像の例を示す。



図 1.4.2-5 3D-Angio 画像

分解能を構成する要素に分類される。主な影響因子を表1.4.2-1に示す。

表 1.4.2-1 DSA 画像の影響因子

1. 濃度分解能
X線量
X線管電圧
グリッド：散乱線除去率
TVカメラのS/N比, ダイナミックレンジ
A/D変換器のビット数
2. 空間分解能
X線管焦点サイズ
幾何学的条件
被写体の動き (撮影時間)
I.I.-TVカメラ系のMTF
マトリックスサイズ

1.4.2.4 画 質

画質への影響因子は、大別して濃度分解能と空間

濃度分解能は DSA 像における造影剤が満たされた血管のコントラスト識別能力を示す。

コントラスト, 血管径, そして X 線量の関係は, 一般に次式に示す ROSE モデルで与えられる。

$$(X \text{ 線量}) \propto \frac{1}{(\text{コントラスト})^2 \times (\text{血管径})^2}$$

DSA 処理におけるコントラストは, 造影剤のヨウ素濃度 (g/cm^3), 造影剤注入量, そして希釈率により求まる。ROSE モデルに基づき, 同一 X 線量のもとの IA-DSA と IV-DSA を比較すると, IV-DSA による画像は, 造影剤ヨウ素濃度の希釈率が大きい分だけ, 比例して血管径の識別能が低下する。また, 同一 X 線量で, しかも同じ造影剤濃度, かつ造影剤注入量に対し異なった管電圧で IA-DSA を施行した場合には, 低管電圧による画像のほうが, 高管電圧による画像よりも血管径の識別能が向上することは明白である。一般に, ヨウ素系造影剤を使用する DA あるいは DSA 撮影の場合, コントラストの高い画像を得るには低管電圧・大電流撮影が好ましい。

さらに X 線量を増大させると, 線量の平方根に比例してコントラストあるいは血管径の識別能が改善されることが, ROSE モデルの式から容易に推測できる。しかし, X 線量を増大させることでカンタムノイズを改善させても, TV カメラ系のノイズのために, コントラストあるいは血管径の識別能の向上には限界がある。このような事実を考慮し, 診断目的に合わせて DF システムの感度を設定し, 線量 (撮影条件 = 被ばく線量) と画質 (診断目的) の関係を最適に制御することが大切なことである。

一方, 空間分解能を大きく左右する因子は, X 線管焦点サイズと幾何学的拡大率を一定とすると, I.I., 光学系および TV カメラの総合 MTF (Modulation Transfer Function) とマトリックスサイズである。

デジタル化による解像度は, I.I. 入力視野サイズに対するマトリックスサイズによって制限される。一般にカットオフ周波数がピクセルの繰り返し周波数の半分に等しいとみなせることから, マトリックスサイズによる空間分解能は次式で求められる。

$$\text{空間分解能 (lp/mm)} = \frac{\text{マトリックスサイズ}}{2 \times \text{I.I. 入力視野サイズ (mm)}}$$

例えば, 9 インチ I.I. (入力視野サイズ: 230mm) に対する 512 ピクセルでの空間解像力は 1.1 (lp/mm), 1024 ピクセルでは倍の 2.2 (lp/mm) となる。4.5 インチ I.I. の場合は, 512 ピクセル = 2.2 (lp/mm), 1024 ピク

セル = 4.5 (lp/mm) となる。現状, DA・DSA 検査に一時的に使用されている I.I.-TV カメラによる 512 マトリックスサイズでは, システム限界解像力はマトリックスサイズによって制限されており, 1024 マトリックスにおいては, I.I. 入力視野サイズが小さくなるに従いマトリックスよりも I.I. 系の MTF により制限を受けていると考えられる。

1.4.2.5 今後の動向

X 線循環器分野では従来, X 線画像を用いた診断が主目的であったが, 現在では CT, MR, 超音波で行い, X 線では血管疾病の治療 (IVR) を行うことが主流になっている。IVR 対応のロードマップ機能の高速処理, より良い透視画質が重要になっている。

さらに情報機器技術, ネットワーク技術の発展により, 患者情報, 検査情報がオンライン化されるとともに, 循環器 X 線画像, すなわち大容量の動画画像がデジタルで扱える環境が整いつつある。動画画像を扱える画像サーバ, ワークステーションと, 高速ネットワークインフラが完備して, 真のフィルム (シネ, フィルムチェンジャ) レスが実現できる。

臨床での使われ方 (ワークフロー) を考慮したユーザインタフェースやワークフローを支援する機能が, 今後の DF 装置にはますます重要になってくる。

また, X 線画像だけにとどまらず, 循環器診断, 治療を行う目的のポリグラフ, インジェクタ, 血管内超音波 (IVUS) などの機器もインテグレーションされ, オンラインで接続された循環器診断・治療ルーム (IVR ルーム) に発展していくと考えられる。

<参考文献>

- (1) 秋貞 雅祥: デジタルラジオグラフィ, ライフ・サイエンス・センター
- (2) 安原 弘: X 線血管造影撮影装置, 東芝レビュー, 37(12)1095~1062(1982)
- (3) 安原 弘: デジタルフルオログラフィ, 診断画像学, 152~222, マグプロ出版
- (4) 松浦 ほか: Digital Subtraction Angiography の適用, 画像診断, 3 [1] 14~51(1983)
- (5) 谷口 好夫: 循環器診断用デジタルフルオログラフィシステム, 東芝レビュー 49(2)71~73(1994)
- (6) Brody, W.R.: Digital Radiography, New York Raven Press, 1984.
- (7) Kruger, R.A., et al.: Basic concept of digital subtraction angiography, G.K. Hall Medical Publishers, 1984
- (8) 藤井 千蔵: 循環器画像のデジタル化, 全国シネ撮影技術研究会誌 No.9 別冊 19~24(1997)

1.4.3 コンピューテッド・ラジオグラフィ(CR)

1895年にレントゲン博士が、陰極線管から発せられた X 線を用いて写真乾板上に X 線写真を実現して以来、一世紀以上が経過した。この間、X 線写真法は各種の改良が加えられ、今日、蛍光スクリーンと直接撮影用 X 線フィルムを組み合わせた方式 (S/F 法) が主流となっている。一方、近年のエレクトロニクスおよびコンピュータ技術の急速な進歩により、X 線 CT、超音波、MRI に代表されるデジタル画像診断装置が実用化された。しかし X 線写真法は、その撮影感度の高さとけた違いに大きい画像情報量から、医用画像のデジタル化の流れに大きく遅れていた。周知のように、医用画像診断分野において診断件数の大部分は現在でも X 線写真法が占めており、このデジタル化が達成されなければ病院内における PACS の構築はありえない。このような背景のもと、Digital Radiography(DR)と総称されるデジタル X 線画像法が各種提案されている。例えば、X 線検出の方式が面検出器である高感度 I.I. と TV カメラの組み合わせによる DF(Digital Fluorography)、イメージング・プレート(Imaging Plate,IP)と呼ばれる輝尽性蛍光体をレーザー光により走査する CR(Computed Radiography)^{(1),(2)}、CsI などの蛍光体と TFT を組み合わせた間接型 FPD(Flat Panel Detector)、a-Se と TFT を用いる直接型 FPD などがある。

1.4.3.1 CR システムの基本コンセプト

X 線写真法では、X 線フィルムが「検出」と「表示」(さらには、長期的「保存」)の機能を兼ねており、最適設計がきわめて難しい。そこで、これらの機能を別々の媒体・デバイスに分離し、それぞれの

機能の最適化を実現するために、コンピュータ技術および画像処理技術の活用を図ることが CR 技術実現の鍵である。

図1.4.3-1に CR システムの基本構成を示す。輝尽性蛍光体よりなる「イメージング・プレート」が X 線画像の検出機能を果たし、検出された X 線画像は画像読取装置を用いてデジタル信号に変換され、フィルムあるいはディスプレイが表示の機能を果たす。このとき、デジタル信号は必要に応じた適切な画像処理が施されて画像記録装置によりフィルムに記録されたり、LCD などの表示装置に表示される。

1.4.3.2 検出機能

CR システムに用いられる X 線検出器、すなわちイメージング・プレート(IP)の基本技術は被写体を透過してくる X 線の2次元位置情報のデジタル化である。通常の短い露光時間と高い画質を両立させるためには、検出器が一時メモリ機能を持ち、X 線撮影後に各画素ごとのデジタル化を行って X 線画像情報を時系列の電気信号として取り出す必要がある。

この機能を実現するため、IP に輝尽性蛍光体を用いている。この蛍光体のもつ輝尽現象は、学問的に19世紀から知られていたもので、励起を中断して発光が消えた後に、発光波長よりも長波長の光を照射することにより発光が一時的に強くなる現象である。すなわち、最初の励起によるエネルギーが蓄積され、後にそのエネルギーが読み出されることに対応する。

IP を用いた X 線像の記録と画像信号の読み取り(デジタル化)の原理を図1.4.3-2に示す。読取装置では IP を一方向に移動させながら、その直角方向に微小サイズのレーザー光スポットを走査させることにより、IP 面全面を順次走査し、各点で発光した光をライトガイドで集め、光電子増倍管で電気信号に変換することにより、デジタル画像信号が得られる。IP 読み取り時の残留エネルギーは光を一様に照射することで消去できるので、IP は繰り返し使用できる。

なお、新しい読取技術として、図1.4.3-3に示すようなライン読取方式もここ数年で急速な普及を見せしており、CCD を採用してライン単位に読み取ることにより、装置の小型化と高速化の観点で大幅に進歩している。

検出器としての IP の特性は、S/F 法と比べてかなり異なっており、X 線照射線量域が広く(4桁以上)、かつ照射域全域にわたって応答が直線的である。この広い X 線照射線量域を有効に利用して、X 線撮影時の X 線量や X 線エネルギーが変化しても常に安定した濃度/コントラストの画像を得るために、デジタ

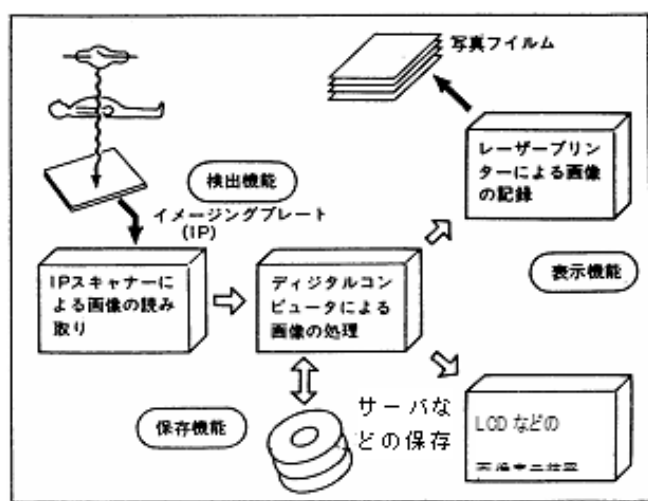


図 1.4.3-1 CR システムの基本構成と各部の機能

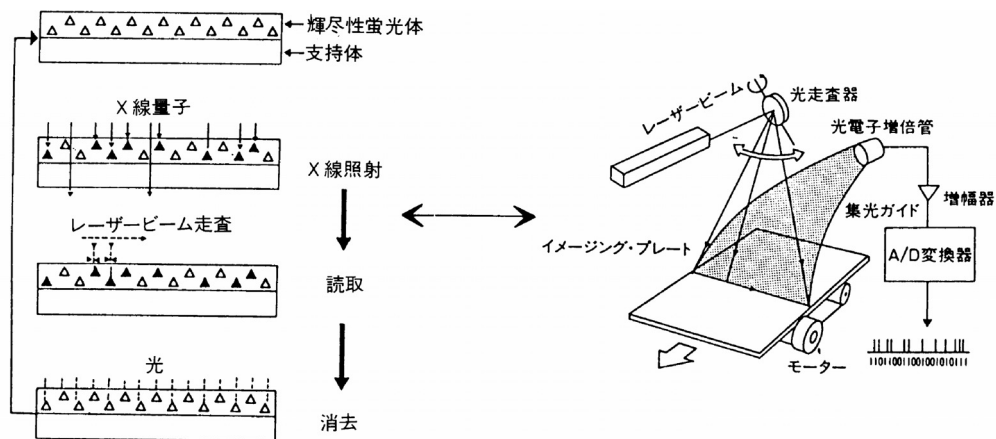


図 1.4.3-2 IP を用いた X 線画像のデジタル化原理

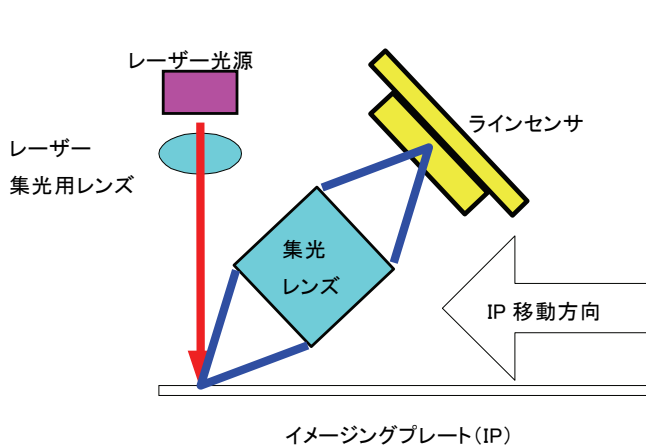


図 1.4.3-3 IP のライン読取方式

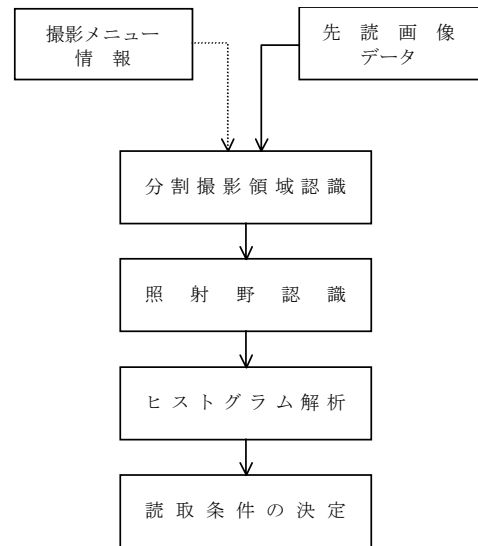


図 1.4.3-4 EDR の基本処理フロー

ル化する範囲（感度/画像レンジ）を自動的に設定する処理が行われている。

本処理は、EDR(Exposure Data Recognizer)と呼ばれる。EDRの基本処理フローを図1.4.3-4に示す。EDRの基本原理は、「X線画像のヒストグラムは、撮影メニュー（撮影部位や撮影方法）ごとに特有なパターンを持っている」ことを利用したものである。患者のIDをCRシステムに登録する際に、入力された撮影メニュー情報と粗くサンプリングして得られたEDR画像データから、まず分割撮影のパターンとX線照射野絞りの形状を自動認識する⁽³⁾。次に認識されたX線照射野内の画像ヒストグラムを解析して、有効な画像データの最大値S1と最小値S2を検出し、撮影メニューごとにあらかじめ設定された値Q1、Q2に変換する正規化条件、すなわちX線照射量に対する感度および画像レンジを決定する。このようにEDRが機能することで、X線照射量の変動、および画像レンジの大小に応じてCRシステムの特性が任意に変化し、常に安定した画像濃度とコ

ントラストを得ることができる（図1.4.3-5）。

しかし、X線画像のヒストグラムが撮影メニューごとに特有なパターンを持つという大前提が成り立たない撮影メニューが存在する。すなわち、同一メニューであってもポジションの違いにより、ヒストグラムのパターンが異なったり、パターンはほぼ同じでも最も診断に重要なヒストグラム上の領域が異なるような場合がある。このような問題を解決するために、ニューラル・ネットワーク(Neural Network, NN)技術を利用したEDR方式のCRシステムが開発されている⁽⁴⁾。NNの構成は、3層構造のバックプロパゲーションモデルである。前者の例である小児胸部メニューでは、入力層（ニューロン数は64個）に画像ヒストグラムが入力され、後者の例である肩関節メニューでは入力層にEDR画像データが入力される。NN方式により、これらの撮影メ

ニューの画像濃度とコントラストの安定性は大幅に改善された。

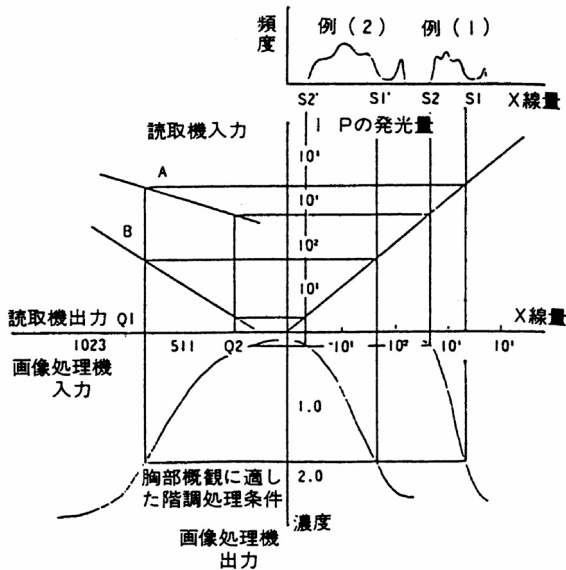


図 1.4.3-5 CR システムの動作原理

1.4.3.3 表示機能

前述の EDR 機構により、X 線量や X 線エネルギーが変化しても一定の感度およびレンジ内に画像信号がデジタル化される。したがって、従来の S/F 系における X 線フィルムとは異なり、CR システムでは画像信号をどのように再現するか、すなわち表示特性を独立にコントロールすることができる。X 線画像には各種の撮影部位や撮影技法があり、1種類の表示特性ですべての画像を再現することは好ましくない。したがって、CR システムでは各種の撮影メニュー、すなわち診断目的に合わせて、おのおの適切な画像処理が行われるように設定されている。CR システムの主要な画像処理は、画像強調処理と画像間演算処理とに大別される。前者には S/F システムにおける特性曲線を任意にコントロールすることに対応する階調処理、S/F システムの空間周波数応答をほぼ任意にコントロールすることに対応する周波数処理、および1画像表示において広い診断可視域を実現するダイナミックレンジ(DR)圧縮処理がある。さらにより自由度の高い周波数処理を行うことのできるマルチ周波数処理(MFP)がある。画像間演算処理には、テンポラル・サブトラクション処理、エネルギー・サブトラクション処理がある。

デジタル画像処理された X 線画像信号は、ウェット方式のレーザープリンタやドライ方式のイメージャで直接フィルムに表示されるか、高精細の LCD モニ

タに表示されて読影に供せられる。表示装置としての画像品質は、もちろんレーザープリンタの方が優れているが、近年における LCD の品質向上から限定された範囲条件下では十分診断に使用できるレベルにある。

(1) 階調処理

階調特性の処理はテーブル・ルッキング・アルゴリズムを用いて、非線形な階調処理を実現するものである。通常の S/F 法において写真フィルムの階調特性を変化させることと等価であるが、デジタル処理であるため通常のフィルムでは実現できないような特性がテーブルを書き換えるだけで自由に実現できる。

(2) 周波数処理

空間周波数応答特性の処理は、次式および図1.4.3-6で表される非鮮鋭マスク(unsharp mask)処理を用いて実現される。

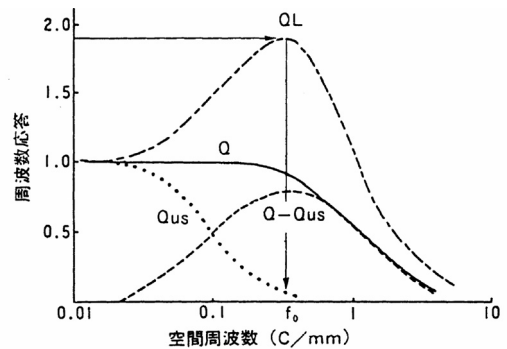


図 1.4.3-6 非鮮鋭マスク処理の原理

$$D_p = D_o + K \cdot (D_o - D_{us}) \quad (1.4-1)$$

D_o , D_{us} , D_p は、それぞれ原画像、非鮮鋭画像、処理画像を表している。 K は強調の度合いを決める重み係数である。大きいサイズのマスクを用いれば低周波数が、小さいマスクでは高周波数がそれぞれ強調される。強い処理を施すと偽画像が発生したり、画像の低濃度部(本来 X 線検出器で吸収される X 線量子数が少なく、量子雑音が多い部分)で雑音を増幅し、診断の妨げとなる場合がある。このような欠点を除くために、“非線形”な非鮮鋭マスク処理が導入された⁽⁵⁾。

$$D_p = D_o + K_n(D_o) \cdot (D_o - D_{us}) \quad (1.4-2)$$

(1.4-2)式では、強調の重み係数 K が原画像の濃度の関数である。非線形に強調された画像の周波数応答は、低濃度域で小さく、高濃度域で大きくなる。

(3) ダイナミックレンジ(DR)圧縮処理

DR 圧縮の原理を、図1.4.3-7を例にして説明する。(a)の横軸は位置座標を示し、縦軸は各座標点の画素値を表している。階段状の信号は肺野、心臓、縦隔部などの大きな構造物を模し、各階段上の細かい信号変化は肺血管や縦隔部における骨稜を模している。(b)に示されるように、平滑化処理

$$S_{us} = \frac{\Sigma S_{org}}{M^2} \quad (1.4-3)$$

を行うと、細かい信号変化は平滑化されて消失する。この信号 S_{us} を(c)に示す関数で変換し、原画像信号 S_{org} に加える処理

$$S_D = S_{org} + f(S_{us}) \quad (1.4-4)$$

を実行して(e)に示す信号が得られる。低濃度域の信号は濃度が高くなり、画像のダイナミックレンジは狭くなっている。一方、階段上に存在する細かな信号変化は全濃度域にわたって原画像信号のまま保存され、本手法により信号コントラストが低下することはない。この点が従来の階調処理と大きく異なる点である。

関数 $f(S_{us})$ の形状は自由に設定でき、(d)に示す関数を用いれば高濃度域を主体に圧縮できる。そのときの処理結果は(f)である。もちろん(c)と(d)を組み合わせた関数を設定すれば、低濃度域と高濃度域の両方でダイナミックレンジを圧縮することも可能である。

(4) マルチ周波数処理(MFP)

従来の周波数を発展させ、さらなる診断画質の向上と最適な強調特性の実現のために開発されたのが、以下に述べるマルチ周波数処理(MFP)である。マルチ周波数処理を数式で表すと式(1.4-5、-6)となる。

$$S_{proc} = S_{org} + \beta (S_{org}) \times S_{high} \quad (1.4-5)$$

$$S_{high} = \sum_{m=1}^M f_m(S_{us_{m-1}} - S_{us_m}), S_{us_0} = S_{org} \quad (1.4-6)$$

ここで、 S_{high} として式(1.4-6)でなく、 $S_{high} = S_{org} - S_{us}$ とすると従来の周波数処理と同じ非鮮鋭マスク処理になる。つまり、マルチ周波数処理は複数の非鮮鋭画像を用い、原画像や各非鮮鋭画像の差成分を求めることにより、さまざまな周波数成分の情報(バンドパス信号)抽出することを意味している(図1.4.3-8参照)。

さらに、入力されるバンドパス信号のコントラストが大きい場合、強度度合を抑制する非線形関数変換をすることにより、図1.4.3-9の周波数特性をもつ。

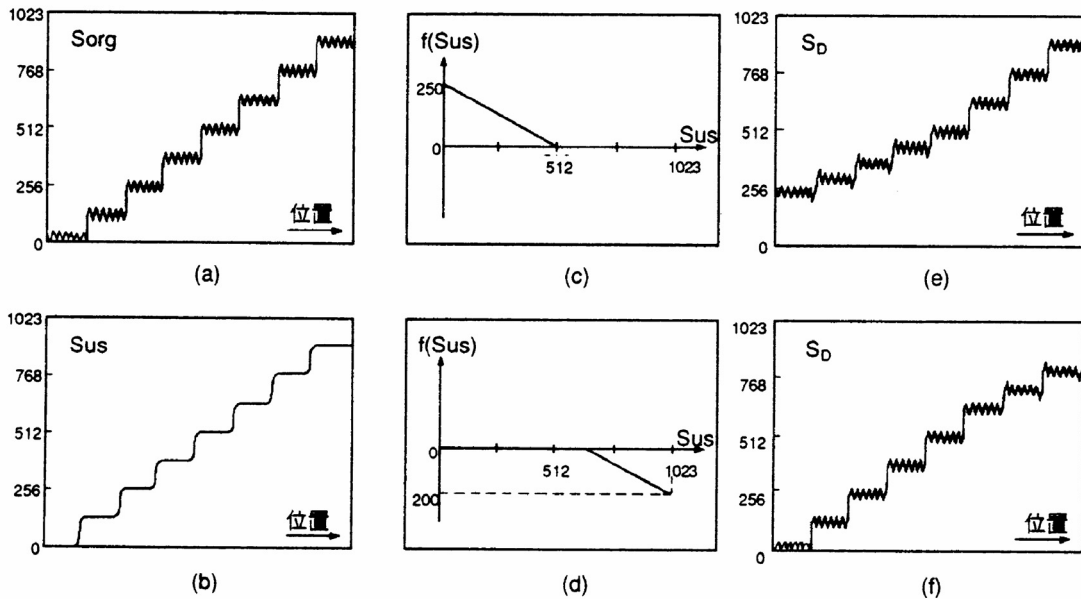


図 1.4.3-7 DR 圧縮処理の原理

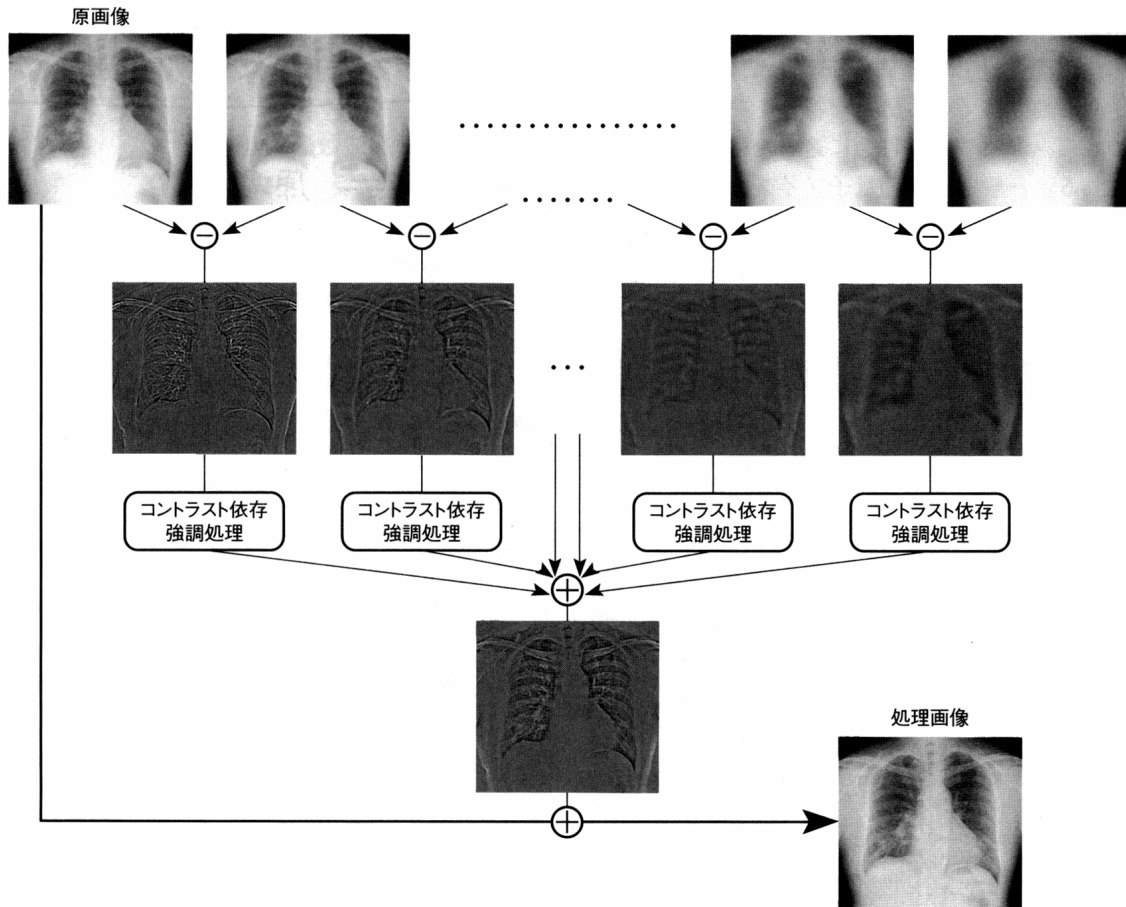


図 1.4.3-8 マルチ周波数処理の処理手順概要

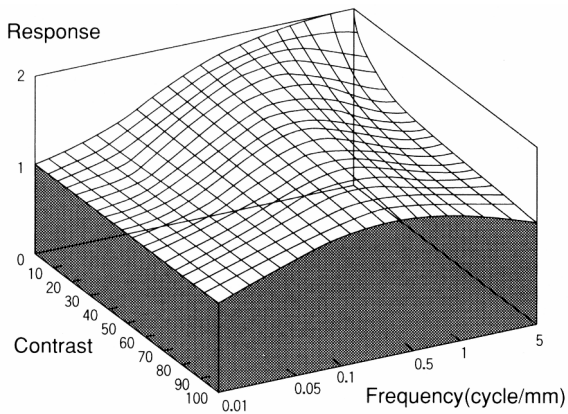


図 1.4.3-9 入力信号コントラストに依存した周波数特性

(5) エネルギー・サブトラクション処理

CR を用いたエネルギー・サブトラクションの撮影技法には、2つの異なる X 線エネルギーを照射する 2-shot 法と、1回の X 線照射ではあるが2枚の IP 間に金属フィルタを挿入することによって X 線エネルギーを分離する 1-shot 法とがある。1-shot 法は撮影が簡単で、体動によるアーチファクトがない点で優

れているが、通常の X 線量の撮影では粒状性が必ずしも良くないという問題が指摘されている。粒状を改良するための新しいアルゴリズムの原理を図1.4.3-10に示す⁷⁾。軟部抽出画像と骨部抽出画像を交互に求める繰り返し処理を行い、骨または軟部の信号を劣化させることなくノイズのみを低減させる方法である。

1.4.3.4 保存機能

CR 画像データは当初、光ディスクなどの当時における大容量メモリにローカル保管されるケースが多かった。しかし、CR 画像は当時でも典型的に5メガバイトの情報量を持っているため、光ディスクには600枚程度の X 線画像しか収納できず、保存画像が増えると光ディスクの保管スペースや必要な CR 画像取り出しの簡便性に関する問題が発生する。現在では、IT 関連技術の進歩と DICOM 規格が標準として採用されたことにより PACS 化が急速に進み、CR 画像はサーバ装置に保管されるのが標準的な運用となっている。

このことにより、50 μ 読取り画像、43cm \times 43cm サイズ画像など大容量化した CR 画像の保管や過去

画像の検索・表示にも対応できている。一方で、CRは病院層だけでなく診療所層にも普及が広がっており、DVDメディアなどに保存する装置、施設も増加している。また、最近では病診連携などを目的にデータセンタを活用する施設も増えてきており、今後、さらに増加すると予測される。

1.4.3.5 CRのシステム構成と特徴

CRの原理、および後述する各種の臨床例から、通常のX線撮影の対象は、すべて原則的にはCRの撮影対象となり得る。したがって、臨床診断性の観点から、CRシステムの最大の特徴は、その汎用性にあるといえる。この汎用性の高さを実際の病院内における日常業務の中で有効に活用するためには、各種の撮影方法に対応した画像読取装置が、各X線撮影室内部または近傍の廊下などに分散的に配置される必要がある。現在までに読取装置として、マルチスロットカセットタイプ、少量使用先向けのシングルスロットカセットタイプ、IPおよび画像読取部が撮影台内部に組み込まれIPの運搬が不要な立位撮影専用ビルトインタイプ、臥位撮影専用ビルトインタイプなどがラインアップされており、ほぼ全X線撮影をCRシステムで実現することが可能である。

医用画像情報の大部分を占めるX線写真のデジタル化が、CR方式により可能となったことにより、すでにデジタル化されているX線CT、MRI、DSAなどの画像情報と合わせて一元管理し、利用するPACS(Picture Archiving and Communication System)へ向けてその第一歩が踏み出された。一方、世の中がデジタル化へ急激に傾斜する中、医療用画像システム分野でも多くのベンダがデジタルシステムを提供するようになり、共通接続化や新技術導入などの要求が出てきた。また、デジタル技術の急激な進歩によりハードウェアの高速化や大容量化

が容易となり、高画質画像の標準的提供が可能となった。これらCRシステムを中心とした構成例を図1.4.3-11(富士フィルム/富士フィルムメディカルADネットワーク)に示す。その特徴は、

- ① DICOMインタフェースの標準的採用
- ② 放射線科情報システム(RIS)の導入とデータベース技術
- ③ 高画質を支えるシステム構築である。

1.4.3.6 臨床データ

CRシステムにおけるフィルム上への画像表示形態には2種類あり、2つの異なった画像処理を施した画像を並置する2画像表示を基本とし、できるだけ実寸に近いサイズで読影したい場合に用いる1画像表示も可能となっている。2画像表示の場合には、S/Fシステムに近い濃淡陰影を表示することを基本とした画像(左画像と呼ぶ)とIPの広いダイナミックレンジを活かし、かつ点状や線状の陰影を見やすくするように強調した画像(右画像と呼ぶ)とを並置するのが一般的である。左画像では濃淡陰影を強調するため非線形階調処理を主体とし、周波数処理は弱く設定されている。したがって、診断はS/Fシステムと同様の仕方で行うことができる。一方、右画像ではダイナミックレンジが広くかつコントラストの高い画像とするために、線形の階調タイプを用い、かつ強い周波数処理を施す。他の2画像表示法には、胸部、胃二重造影、乳房撮影などにおいて右画像を白黒反転階調で表示する場合や、テンポラル・サブトラクションにおいて左画像にはライブ像、右画像にはサブトラクション像を表示するなどがある。いずれの場合にも、CRシステムでは各メニューごとに左、右画像それぞれに診断目的に合わせて階調処理、周波数処理のパラメータが設定できる。

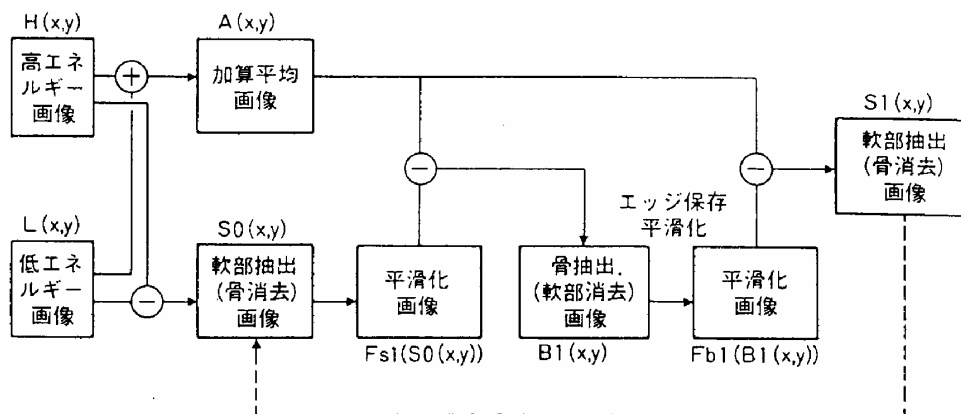


図 1.4.3-10 粒状を改良するエネルギー・サブストラクション処理の原理

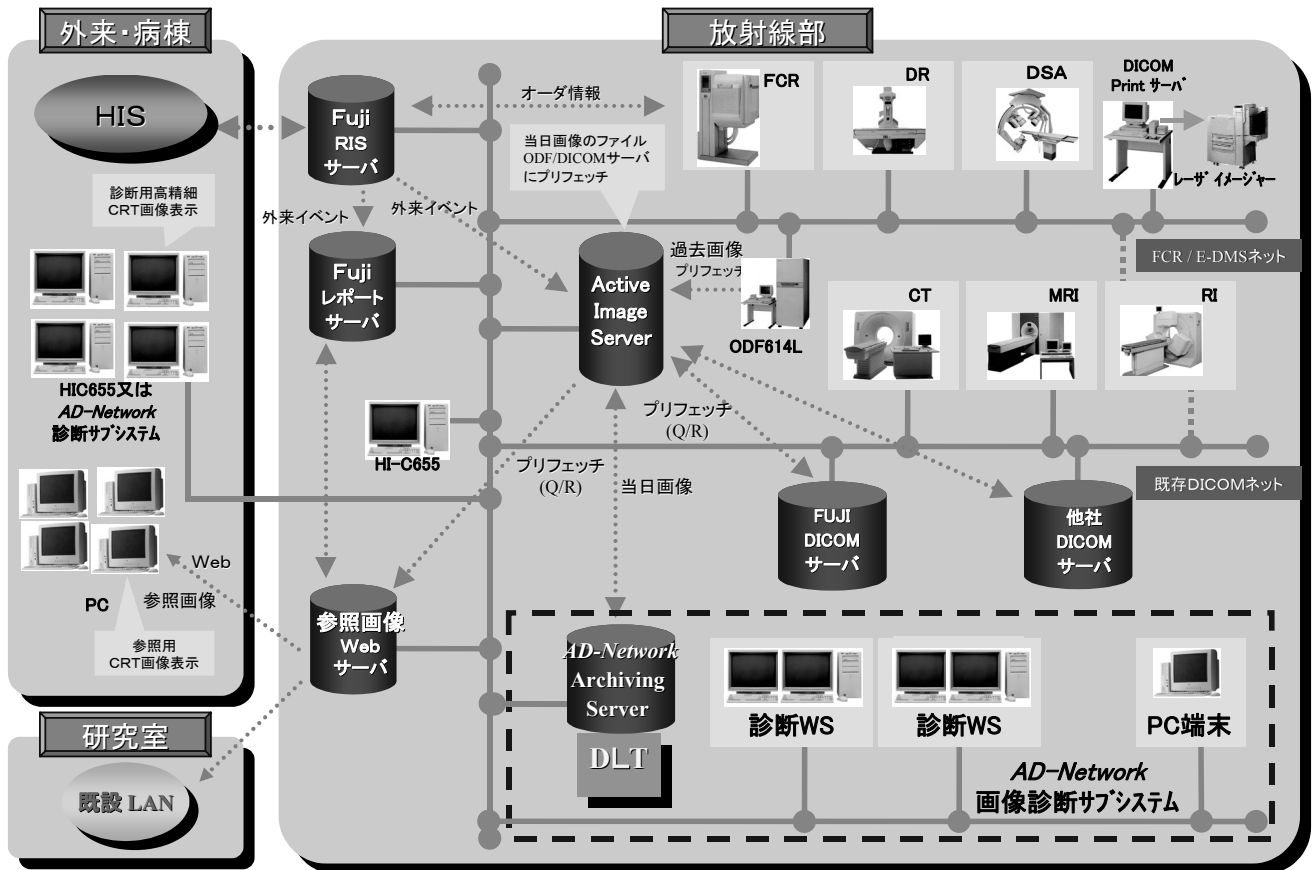


図 1.4.3-11 CRシステムを中心とした構成例 (ADネットワーク)

CRシステム導入以来、各種の施設で臨床利用された結果、画像処理条件は経験的にある範囲内に最適化されつつある。臨床利用の実態を表したものに日本放射線技術学会専門委員会の“CRの画像処理検討班”が170施設、CRシステム別では、198システムより得た各部位の画像処理パラメータ使用実態調査データがある⁹⁾。したがって、今後各施設において各診断目的別にCR画像の最適化を実施する場合には、文献(9)のデータを参考にしつつ、各施設の特長を加味し、医師とのコミュニケーションを密にして、最適なCR画像を作り上げることが重要と考える。1画像表示の場合には、前述のDR圧縮処理を用いることにより、1画像表示でも広い診断可視域を実現することが可能である。図1.4.3-12には低濃度部のDR圧縮画像を示す。DR圧縮処理画像では縦隔部の微細構造が明瞭に描写され、かつ階調処理と同等に肺野のコントラストは充分得られている。一方、高濃度部のDR圧縮処理は、胃二重造影画像において空気が多量に充満している領域の構造や、乳房画像における皮膚辺縁部の構造を明瞭に描写するのに有効である。図1.4.3-13に肺がんの(a)単純像、および粒状性を改

良したエネルギー・サブトラクション処理による(b)軟部像、(c)骨部像を示す。軟部像では骨部が完全に除去され、単純像では見落としがちな肋骨と重なった右肺の肺がんが一目瞭然である。一方、骨部像では血管や心臓などの軟部組織がほぼ完全に除去され、胸椎や肋骨の描写が単純像に比べて大幅に改善されている。

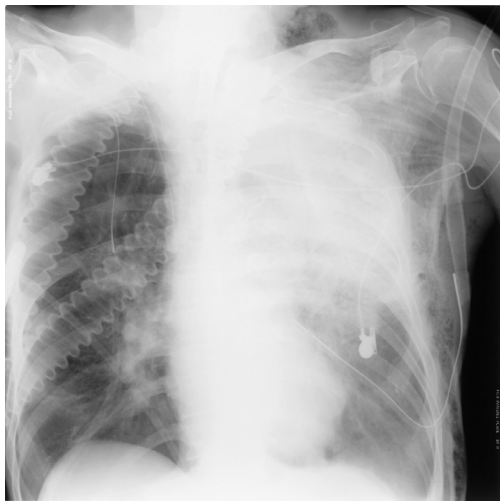
1.4.3.7 今後の動向

CRシステムをより発展させるためには、世の中の先端技術を取った技術開発が今後とも必要である。その中で、特に次の3点が重要と考えられる。

- (a) 画質の向上
- (b) 人工知能(AD)技術を活用したコンピュータ診断支援(Computer Aided Diagnosis, CAD)システムの構築
- (c) 画像情報の伝送・通信技術を活用した効率的な画像のネットワークシステムの構築

(1) 画質の向上

前述のように、CRシステムは検出機能、表示機能、保存機能が完全に分離されており、それぞれを最適



(a) 階調処理



(b) ダイナミックレンジ圧縮処理

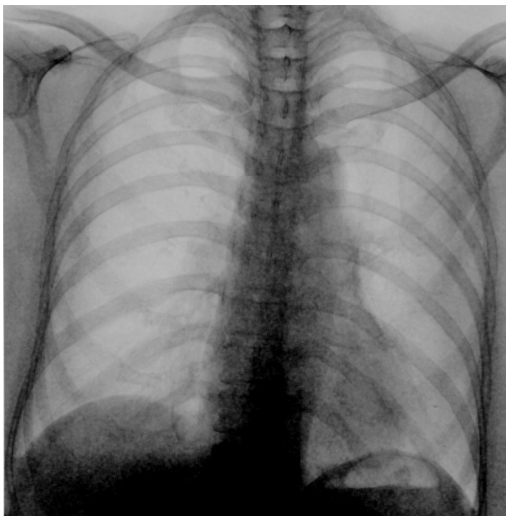
図 1.4.3-12 DR 圧縮処理の臨床例



(a) 単純像



(b) 軟部像



(c) 骨部像

図 1.4.3-13 エネルギーサブトラクション処理の臨床例

化することができる。したがって、CR の画質を考える場合も診断能向上という視点で多面的にみる必要がある。すなわち、検出時における高い信号対雑音比 (S/N) を実現すること、および画像処理により検出された診断情報を可能な限り抽出し、この情報を有効に可視化して視覚に伝達することである。

CR システムの検出時の S/N は、MTF とノイズで決まり、ノイズは X 線量子ノイズ、光量子ノイズ、および固定ノイズ (IP の構造ノイズが支配的) から構成されている。これらの要因からなる S/N を改善するために、IP の構造ノイズの低減や、保護層の薄膜化、蛍光体の高充填化が図られている。また、X 線量子ノイズを改善するために IP の支持体を透明化し、その両側から発光を検出できるような両面集光システムも提案されている⁽¹⁰⁾。このシステムでは、従来システムより IP からの情報を効率的に取り出せるため、大

幅な画質の向上がえられている。低線量領域では、この X 線量子ノイズが支配的であり、この X 線量子ノイズをいかに極限まで低減していくかが高画質化の最大ポイントといえる。

画像処理による画質向上は、物理的にみれば網膜からの視覚情報処理系の S/N をいかに向上させるかと言いかえられる。1.4.3.3項で述べた階調処理、周波数処理、および DR 圧縮処理などは、視覚系のノイズを含むシステムのノイズに対して、検出したい信号を相対的に強調することにより、視覚情報処理系での S/N を向上させたものと考えられる。また、エネルギー・サブトラクションやテンポラル・サブトラクションは、被写体に含まれる診断には有効でない構造物の陰影（広い意味のノイズ）を除去することにより検出したい陰影（信号）を見やすくしたものであり、これも視覚上の S/N を向上させたいものと考えられる。検出時の S/N 向上は各種の診断目的に対しほぼ共通に有効であるが、画像処理の場合には汎用的に有効なものから、今後は各種診断目的別に視覚情報処理系での S/N 向上に実現させる手法の開発が重要なポイントと考える。

(2) コンピュータ診断支援(CAD)

この分野の研究は多くの大学や研究機関で行なわれており、一部はすでに商品化されている。特に、米国においては、マンモグラフィの読影に標準的に用いられるツールになりつつある。しかしながら、まだまだ医師の期待するレベルには至っておらず、次の研究レベルに発展するには、1,000例オーダーの確定診断付きデータベースの構築が鍵を握っているが、この点 CR システムでは各種の施設間においてほぼ均一の画質の画像が得られることは大きな強みと考えられる。

また、最近の動きとして CAD の研究で培われた画像認識技術を医師の業務支援に応用する動き(例えば、胸郭認識技術を応用した心胸郭比自動計測など)もあり、さらなる応用が期待できる。

(3) 画像伝送とネットワークシステム

現状、IT 関連技術の急速な進展、診断効率化や医療コスト削減を視野に入れた医療行政を背景に PACS の導入が拡大されている。それにともない CR 画像は単なるデジタル画像としての位置づけから、オープンネットワーク化への移行の中で、多様な目的で使用されている。

具体的には

- ・ DICOM を「医用画像と通信の標準規格」として採用

- ・ 電子カルテの普及
 - ・ ウェブレットなど符号化技術の登場
 - ・ 高解像モニタの登場、低価格化
- などがネットワーク化への移行、利用に拍車をかけている。

今後ともフィルム診断は少なからず継続されると予想されるが、今後はさらに小規模医療施設も含めたネットワーク化が進行し、「モニタ診断」、「病診連携」、「遠隔医療」などの分野における CR 画像の利用が促進すると推測される。

<参考文献>

- (1) Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H : Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence, Radiology, 148 [3], 833~838(1983)
- (2) Tateno Y, Iinuma T, Takano M, (Eds) : Computed Radiography, Springer-Verlag, (1987)
- (3) 志村一男, 武尾英哉, 舟橋毅, 石田正光, 加藤久豊 : FCR システムの自動濃度/コントラスト調整法, 日本放技会誌, 48 [8], 1110(1989)
- (4) 武尾英哉, 原昌司, 中島延淑, 石田正光, 加藤久豊 : ニューラルネットを用いた FCR システムの新しい自動濃度/コントラスト調整機構, 日本放技会誌, 49 [8], 1454(1993)
- (5) Ishida M, Kato H, Doi K, Frandk P : Development of a new digital radiographic image processing system, Proceedings of SPIE, 374, 42~48(1982)
- (6) 大谷匡史, 関交易, 関口雅幸, 阿南充洋 他 : CR による自己補償デジタルフィルタの開発, 日本放技会誌, 45 [8], 1030(1989)
- (7) Ito W, Shimura K, Nakajima N, Ishida M, Kato H : Improvement of detection in computed radiography by new single-exposure dual-energy subtraction, Proceedings of SPIE, 1652, 386~396(1992)
- (8) 志村一男, 石田正光, 加藤久豊 : CR 画像の高効率なデータ圧縮方式の検討, 日本放技会誌, 46 [8], 988(1990)
- (9) 日本放射線技術学会専門委員会 “CR の画像処理検討班” 編 : CR の実用画像処理, 日本放射線技術学会出版委員会, (1993)
- (10) Arakawa, W.Itoh, K. Kohda, T. Suzuki “Novel Coputed Radiography System with Improved Image Quality by Detection of Emission from Both Side of an Imaging Plate.”, SPIE, Vol. 3650, 572-591, 1999

1.5 診断目的別システム

1.5.1 消化器系診断用システム

わが国における消化器系の疾病率は諸外国と比較して非常に高く、特に胃がんの早期発見と治療は社会

的命題にもなっている。これらの背景のもと、消化器系診断技術の研究は世界の先端を進み、その大きな成果である二重造影法の普及と相まって、消化器系診断用システムを構成する各機器も日進月歩の発展を続け、診断目的に対応する種々のシステムが開発されてきた。

消化器系診断用システムの基本構成は図1.5.1-1に示すように X 線映像装置とそれらを装着する X 線透視撮影台からなっている。

また、診断目的に対応する形態と機能を有する透視撮影台の性質によって図1.5.1-2のように分類できる。

システムの性能向上の第1目標は、診断精度の向上に直結する映像情報量の豊富な X 線画像が得られるようにすることであり、第2の目標は、被検者と操作者に対する X 線被ばくの低減を図ることである。第3の目標は、自動化と省力化の推進を図ることである。

これらに対応する技術革新と並行して、特に医療システムにおける安全性と信頼性の向上は欠かすことのできない重要な課題であり、世界的な取り組みが各種の規格統一化の中で推進されている。

1.5.1.1 要求される機能と性能

消化器系診断の対象となる器管は、咽喉部から食道、胃、十二指腸、小腸、大腸、肛門までである。この中で小腸を除く諸器官が特に診断対象となることが多い。これらの器管を他の臓器と識別して X 線像として抽出するため、硫酸バリウム系の造影剤を用いて検査が行われる。さらに器管内で造影効果を高めるために、空気あるいは炭酸ガスを送り込み「陰」、「陽」のコン

トラストを与える二重造影手法が活用されている。この造影手法を効果的に遂行できるように、被検者の体位の変換、位置決めが容易に行えること、タイミングの良い鮮鋭な X 線画像が得られることは、各システムの中で共通する重要な機能である。

近年では、このシステムを活かして内視鏡検査や各種造影検査をはじめとする非血管系 IVR にも広く使用されるようになってきている。これらの諸検査は、通常透視確認のもとに一連の検査・手技が近接で行われるため、高品質な画像とともにこれらに必要な機能と操作性を十分意識したシステムが要求される。

最近の医療システムの総括的な傾向として、①診断精度の向上、②X 線防護を含む安全性の向上、③省力化があげられる。ここでは消化器系診断システム全般に共通するこれらの性能向上の取り組みの一端を紹介する。

(1) 診断精度の向上

消化器系診断用システムの性能として、その持つ診断機能が最も重要な役割をはたしていることはいうまでもなく、特にシステムの究極の目標である X 線画質の向上は診断精度の向上に直結する再重点項目である。

一般に像の解像度を高めるには、①焦点の幾何学的不鋭と感光系のボケを小さくすること、②撮影時間を短縮して被写体の運動によるボケを小さくすることにつきていわれている。そのため X 線出力系では、高速回転陽極形 X 線管の発達などによる X 線管装置の小焦点大容量化、インバータ方式 X 線高電圧装置の普

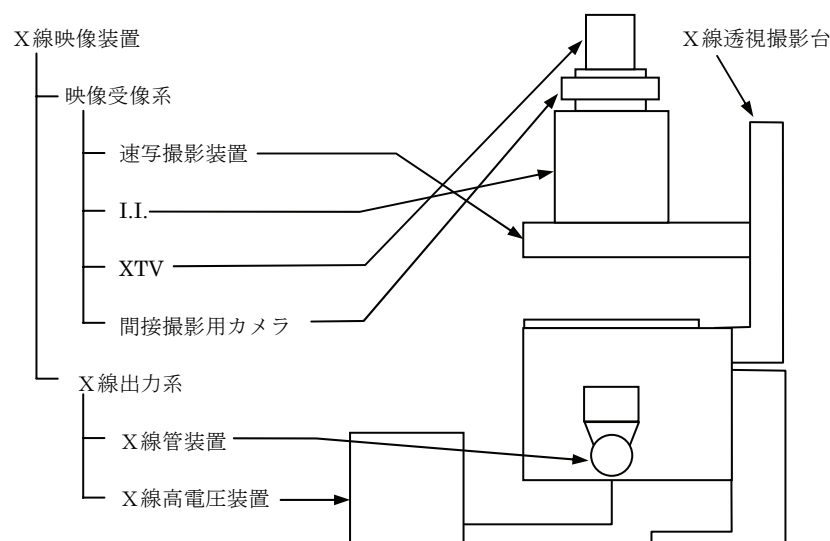


図 1.5.1-1 消化器系診断用システムの基本構成

及、映像受像系では感光系の高鮮鋭度高感度化、I.I.の解像度および感度の向上、高精細 CCDTV カメラなど構成要素の諸性能の向上が図られているとともに、デジタル画像処理による画像の視認性の向上が図られている。

(2) X 線防護および安全性

医療機器の安全性などという誤解を招きやすいが、健康を守る上での使用効率を高めるため危険率はできる限り低減しなければならない。消化器系診断用システムにおいては、電気・機械的安全はもとより、操作者および被検者の X 線防護が重要なテーマとなっており、可動絞りの改善などによる積極的な照射野規制、利用線すい中の総ろ過規定などによる線質規制、映像情報減弱物体（速写撮影装置のフロント板など）のアルミニウム当量の低減、感光系の高感度化、照射時間の制限などが図られている。

(3) 省力化

診断業務の多様化や人手不足にともなって省力化が急務となっている。画像のデジタル化による画像保管、検索の容易化や、操作者が本来の診断に専念できる自動輝度調整、自動露出機構などの開発と改良は省力化のための手法として挙げられる。

1.5.1.2 基本構成

消化器系診断用システムは、図1.5.1-1に示すように、X 線出力系と映像受像系とからなる X 線映像システムと、これらの構造機器を保持し、被検者の体位変換を行う X 線機械装置すなわち透視撮影台、および X 線画像処理装置により構成される。ここではこのシステムの構成要素について概略説明する。

(1) X 線出力系 (X 線管装置, X 線高電圧装置)

X 線出力系は、高電圧発生器より発生した高電圧を X 線管に印加し、可動絞りにて任意の大きさに照射範囲を制限するものである。消化器系診断の X 線管焦点は、透視用0.3~1mm, 撮影用0.8~1.5mmのものが一般的であり、X 線高電圧装置は、最高管電圧150kV, 最大管電流500mA 程度の単相式のものから大電流の発生できる3相 X 線高電圧装置に移行し、さらにスイッチング特性の優れたインバータ方式への普及が著しい。

(2) I.I.および XTV (I.I., 光学系, TV カメラ TV モニタなど)

透視用の映像系としては、蛍光板式と I.I.+XTV 式とがある。ここでは現代の主流である I.I.+XTV 式

について説明し、蛍光板式については省略する。

I.I.+XTV 系は、I.I.によって可視光に変換増倍された X 線像を TV カメラで撮像し、TV モニタ上に映像として写し出すものである。I.I.は映像受像面口径によって分類される。また光の方向を2~3方向に切り換えられる光学的分配器を利用して、I.I.の出力像を間接撮影用100mmフィルム上に撮影する間接撮影が併用されることもある。

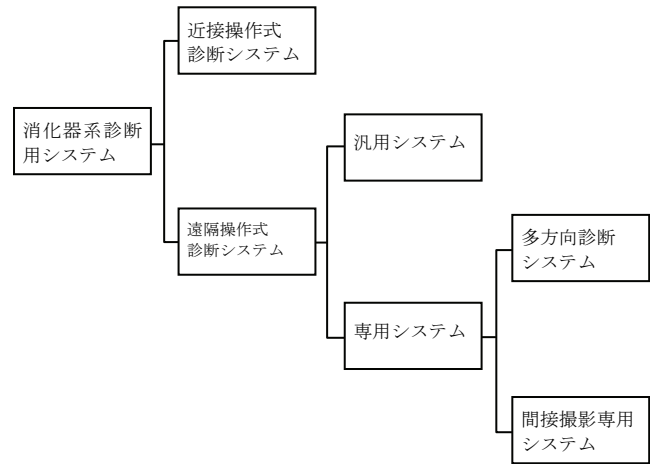


図 1.5.1-2 消化器系診断用システムの分類

(3) 速写撮影装置

速写撮影装置は、XTV モニタ上の透視像を観察して撮影すべき部位、体位を選定した瞬間、文字通りタイミングを逃すことなく、直接撮影用 X 線フィルムを撮影位置に搬送して X 線写真を得るための装置である。特に消化器系診断用システムにおいては、微細病片の抽出と疾患の早期発見の決め手となるこの直接撮影機構とその性能に重点が置かれている。

1枚カセット方式、多数枚カセット方式、ロールフィルム方式へと発展し、省力化や診断能率の面で、シートフィルムを用いたカセットレス方式の写撮影装置が普及している。

消化器系診断に用いられるフィルムサイズは、10"×12", 11"×14", 14"×14"およびそれらの分割サイズで、10"×12"フィルムが主流となっている。

(4) X 線透視撮影台

X 線透視撮影台は、消化器系 X 線像のコントラストを得るために用いる造影剤の流れをコントロールしながら体位変換と位置決めを行うために、被検者を載せて起倒、スライドなどの動作を行う。

X 線管装置をテーブルの上方に配したオーバーチューブタイプと、下方に配したアンダーチューブタイプ

とがあり、前者は被検者の周囲が広く解放されていて体位変換などが容易に行え、診断能率がよく、多目的診断にも適し、後者は被検者と速写撮影装置との密着度がよいなど、それぞれ特長を持っている。また架台形状の違いにより、リングスタンドタイプとアイランドタイプとに分けられる。

(5) X線画像処理装置

X線TVカメラからの映像信号をデジタル化して診断目的に応じて様々な処理を加えることによってより見やすく診断能に優れた画像を提供することができる。

1.5.1.3 遠隔操作式診断システム

このシステムは、別室の操作室から鉛ガラス窓を通して被検者を観察し、インタフォンで被検者と対話しながらXTVモニターを見て、体位変換・透視・照射野の選択・圧迫操作・速写撮影のほか、透視撮影条件の選択・フィルム交換・フィルムマークなどが遠隔操作できるものである。

I.I.およびXTVの開発以来、消化器系疾患の多いわが国では、このシステムが高度に発達普及している。

操作者にとって、X線を完全に遮へいた操作室でX線透視像が観察できるので、近接操作式に比べ、X線被ばくはほぼ完全に防護できると、防護具の着用や近接の手動操作から解放され、比較的楽な姿勢で検査や操作ができること、すなわち疲労軽減はこのシステムの大きな特長である。

図1.5.1-3に遠隔操作式診断システムの概略を示す。システムに必要な機能と構造的な特長は、透視撮影台、速写撮影装置および遠隔操作機器に集約されているといえる。

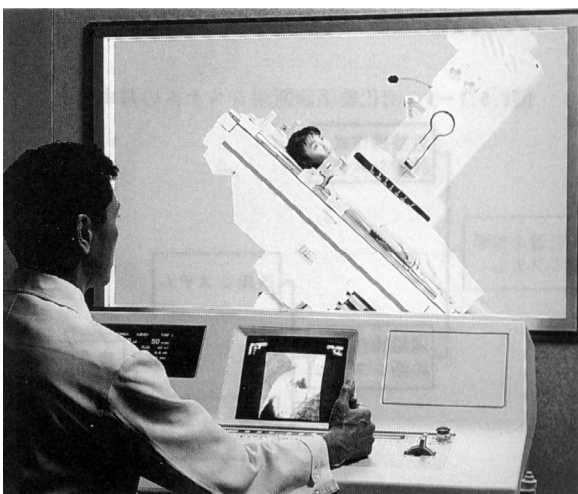


図 1.5.1-3 遠隔操作式診断システム

手動操作から開放された速写撮影装置は、重量的規約が緩和されてもつばら高性能化・自動化が進み、多数枚のシートフィルムをマガジンにて装着し、順次使用するカセットレス方式の速写撮影装置も、遠隔操作式診断システムと相まって発達してきたといえる。

透視撮影台についても、操作性・能率が追求され、遠隔から被検者の姿勢が観察容易である。映像受像系を位置決めのためごとに動かす必要がないなどの理由で、オーバチューブタイプも数多く普及している。

遠隔操作機器は遠隔操作が主眼となるので、操作者が楽な姿勢で能率よく操作できることを考慮したデスク形の操作卓が採用されており、これらの操作卓には人間工学的な配慮のもとに、各制御機器が簡易化あるいは自動化されて機能的に配列されている。

1.5.1.4 近接操作式診断システム

従来、消化器系診断は、暗室内において操作者が被検者の近くで装置を操作して行われていた。これはX線像を可視の透視像に変換する手段が蛍光板に限られていたことによる。蛍光板による透視像は像の明るさが非常に低く、操作者は暗室内で被検者前面に保持された蛍光板を直接観察することが必要であった。

I.I.およびXTVの出現がこれらの診断システムの形態を大きく変化させた。その端的な例は、前項に述べる遠隔操作式診断システムであるが、近接操作式診断システムにおいても蛍光板と異なり、コントラストに優れた明るい透視像を明室にて比較的楽な姿勢で観察可能となり、診断の精度・能率が向上した。

図1.5.1-4に近接操作式診断システムの概要を示す。

このシステムは、被検者に近接して操作者の意志通りに微妙な体位変換・位置決め・圧迫などが行えること、操作者と被検者のコミュニケーションがよく、被

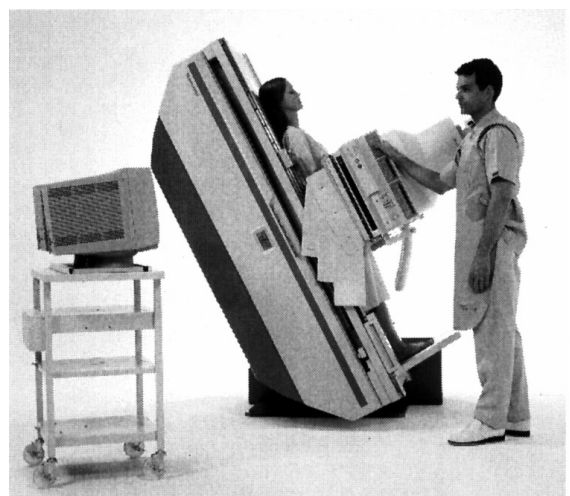


図 1.5.1-4 近接操作式診断システム概略図

検者に与える不安感が少ないなどの特長がある。このため精密検査に用いられたり、老人・重病者の検査に使用されることが多い。一方、被検者に近接して診断が行われるため、操作者の X 線防護については十分な配慮が必要で、防護エプロン・防護手袋の着用など X 線被ばくの現象を図る必要がある。

次に、システムに必要な機能と構造的特長を挙げる。前述の体位変換機能のほかに、X 線映像装置が手動操作で前後・左右・上下に軽快に移動できること、目的に応じ全面/分割などの速写撮影ができることなどである。I.I.・TV カメラなどが装備されて重量の増した速写撮影装置を軽快に移動させ、操作者の疲労を軽減するため、軽量化やモータアシストなどの補助機構の採用がなされている。速写撮影装置のカセットの着脱は、従来の蛍光板式では速写撮影装置の右側で行われていたが、I.I.がじゃまになるので左側側面から行えるフロントローディング方式が採用されている。また、図1.5.1-4に示すとおり、被検者のそばに位置して操作者が TV モニタ上の透視像を観察しながらこれらの操作を容易に行えるように、近接操作機器は集約して X 線映像装置端に配列されている。操作者の X 線被ばく低減のため、近接操作式透視台の形態はアンダチューブタイプとなっており、被検者からの散乱線を除くためのプロテクタの装備や、散乱線防護を施した操作機器類の配列は必須条件である。

遠隔操作式にも共通する内容であるが、画質改善のため、近接操作に不可欠な低いテーブル高さを保ちながら FFD (焦点-フィルム間距離) を延長して、拡大率の改善と低アングル X 線管に対する画角の確保を果たすため、透視台の起倒機構に工夫がこらされたものも出現している。この FFD の延長はアンダーチューブタイプでは短くなりがちな FSD (焦点-皮膚間距離) の延長にもつながり、被検者の X 線被ばく低減にも通じる改善である。

1.5.1.5 多方向診断システム

胃、大腸などの消化器系 X 線診断では、微細な病変をも見逃すことなく抽出しなければならない。このため四大撮影法とも言うべき、充盈法・粘膜法・圧迫法・二重造影法などの診断技術が確立され、巧みに臨床に応用されている。しかし、これらの検査法によっても、現在広く利用されている X 線透視撮影台を用いる限り、十分な情報を提供できない部位があると報告されている。これは一般の X 線透視撮影台の X 線入射方向が常にテーブルに垂直であり、被検者がどのように体位変換を行っても、診断の対象となる部位が造影剤の陰にかくれたり、像が重なって分離できなかつたりするためである。

これを解決するためには、あらゆる方向から消化器を観察するのが最も効果的で、X 線入射方向と被検者の体位を自由に変換できるいわゆる多方向診断システムが開発された。

図1.5.1-5に多方向透視撮影台の一例と機能を示す。

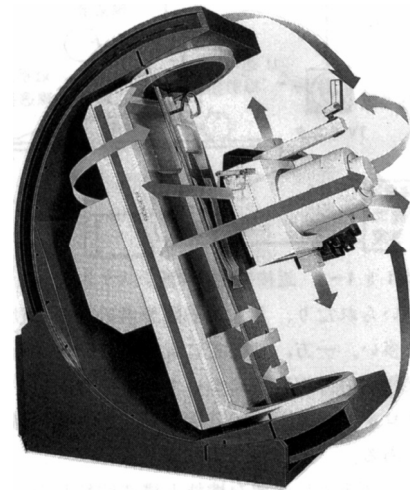


図 1.5.1-5 多方向透視撮影台と機能

このシステムの必要機能と特徴は、多方向透視撮影台に集約されているといっても過言ではない。この多方向透視撮影台には上述の一般の透視撮影台の持つ機能のほかに、X 線映像装置が被検者の体軸回りに回転するいわゆるビームローテーション機能、被検者とその体軸回りに回転させる天板ローリング機能などを備えている。これらにより、胃の X 線検査における臥位水平 X 線束による診断、大腸の X 線検査における造影剤・空気のコントロールと位置決め容易化、側臥位水平 X 線束による診断など、診断機能の向上に寄与している。なお、X 線束を被検者の体軸方向に傾斜させる機能を合わせ持つものもある。

これらのシステムは、多機能ゆえに多方向透視撮影台が大型化する傾向がある、操作が繁雑で能率が悪い、側方向透視撮影時の被写体厚さ増加にともなう線量不足、被検者に近づき難いなどの弱点を持っている。これらを補うものとして、被検者の確実な固定、自動運転コントローラ、大腸検査用の自動注腸装置などが開発・工夫されている。

1.5.1.6 間接撮影専用システム

X 線診断における撮影法は、直接撮影法と間接撮影法に大別できる。1.5.1.3~5項に示した各システムは直接撮影法を主体としたシステムであるが、ここでは映像受動系として直接撮影機構を持たない間接撮影

専用のシステムを取りあげる。

このシステムは撮影処理の迅速性、経済性などの利点でもっぱら集団検診において重要な役割を果たしており、映像受動系の種類により、ミラーカメラ間接撮影システムとI.I.間接撮影システムに分類される。

従来、間接撮影においては、蛍光板を使用したミラーカメラ間接撮影法が主であったが、X線被ばくは直接撮影を上回る場合が多く、早くからI.I.間接撮影法の適用が叫ばれてきた。しかしI.I.間接撮影法が消化器系特に胃の集団検診に導入された時点では、鮮明度の点でミラーカメラ間接撮影の方がすぐれていた。その後I.I.の著しい性能向上、特にCsI化による大口径高性能I.I.の出現とともに解像度が同等もしくはそれ以上となったため、I.I.間接撮影法が普及している。I.I.間接撮影法は、直接撮影法と比較しても格段に照射線量が少なくすむのでX線管の負荷が軽減できるという特長を持ち、このため撮影時間の短縮により運動のボケを少なくできる、小焦点撮影ができ拡大撮影に適するなどの間接撮影の改善要素を持っている。

消化器系診断に用いられるこれらのシステムの映像受像器は、直接撮影法における10"×12"フィルムに対応して受像面積の大きいものが用いられる。

胃部集団検診に関連するシステムの必要機能、ミラーカメラについては別項を参照されたい。

1.5.1.7 システム構成上の留意事項

消化器系診断用システムの特徴は、

- (a) システムが多数の構成要素からなり、技術的にも多岐に及ぶものであること。
- (b) 高鮮鋭度化と高感度化、小焦点化と大容量化、X線被ばくの低減とS/Nの向上など相反する改善目標を内蔵していること。
- (c) X線像の最終評価が、目視観察によること。

などが挙げられる。このため、システムがしばしば必要以上の機器構成を有しながら、それらの性能を充分に引き出せないような事態が生じるおそれもある。したがって、システムを構成する際には、目的に沿うように構成機器を取捨選択し、システムとしての効率的なトータルパフォーマンスを達成するように常に心がけることが必要であろう。

1.5.1.8 今後の動向

近年、さまざまなモダリティの医用機器は、データをデジタル画像として取り出す形で登場してきた。消化器系診断用システムにおいてもデジタル化の方向に進み、最近ではI.I.-TV系によるデジタルラジオグラフィ(DR)システムが普及している。さらに最近ではI.I.とフィルムの特長を兼ね備え、シャープで歪のない

即時画像を得られる動画対応の平面検出器が開発され、透視撮影台に搭載されてきている。今後、平面検出器の特長を活かした新しい形態・性能を備えたシステムの出現も期待される。

装置全体としては、ペイシエントケア、インフォームドコンセントといった患者を大切にする考え方の高まり、また高齢者患者の増大に対して、被検者の快適性と安全性の観点から見て、検査や治療がよりスムーズで安全に行える装置、被検者の立場に立った優しさ・安心感のある装置へとより質的向上が図られていくであろう。

1.5.2 循環器系診断用システム

循環器X線診断法とは血管に挿入したカテーテルより造影剤を注入して、血管内部をX線撮影するものである。循環器系疾患の画像診断法としては、超音波法・CT・MRI、および核医学法などがあるが、X線診断法は末梢までの血管の走行や血管内壁の状態を直接的に詳細観察できるので最終確定診断として施行されている。

また血管撮影による診断だけではなく、さまざまな種類のカテーテルを用い、バルーン(風船)により狭窄している血管を拡張したり、ステント(金属チューブ)を狭窄している血管に挿入したり、塞栓剤を注入して血管を閉塞させるなどの血管内治療をする手技(IVR: Interventional Radiology)が一般的に行われている。

1.5.2.1 心臓血管撮影システム

循環器系では最も動きが激しい心臓の心室、心房および冠動脈の造影を目的とするシステムである。

(1) 原 理

カテーテルを左心室または冠動脈口まで進め、造影剤を注入して30~60f/s程度で収集する撮影(以下DA撮影)を行う。

主に左心室造影により収縮運動を動画観察すること、および冠動脈造影により狭窄や閉塞などを観察することを目的とする。

(2) 構成と機能

基本構成およびその機能に関して記述する。

(2.1) X線管装置—X線検出器保持装置

図1.5.2-2に床置き式Cアーム形保持装置の一例を示す。この装置の場合、患者の頭側、左側および右側に位置させることが可能である。保持装置を頭側に位置させた場合、左右方向に±120°および頭足方向に

50°/90° までの深い角度付けが可能である。保持装置は電動で主に術者が操作し、特に心臓では速い動作が要求される。

(2.2) バイプレーンシステム

図1.5.2-3に床置き式 C アームに天井走行式 Ω アームを組み合わせたバイプレーンシステムの一例を示す。

バイプレーン撮影時は交互に X 線を照射し、1回の造影剤の注入で2方向からの画像が得られるため、検査時間の短縮と造影剤量の低減が図れる。また C アームと Ω アームはそれぞれ単独で使用することもできる。バイプレーンでも安全に操作できるようにコンピュータで両アームの干渉チェックや、自動操作できる機能を備えている。

(2.3) カテーテルテーブル

カテーテルを挿入する鼠けい部から心臓までの透視ができる寝台で、天板は低 X 線吸収の CFRP (炭素繊維強化プラスチック) が使用されている。また腰より上は金属フレームがなく、狭い構造になっている。

(2.4) 診断用 X 線高電圧装置

X 線の DA 撮影では、安定した高速繰り返しパルス X 線が必要であるため、80kW 以上の大出力装置が必要となる。また自動露出のため、管電圧の高速制御が

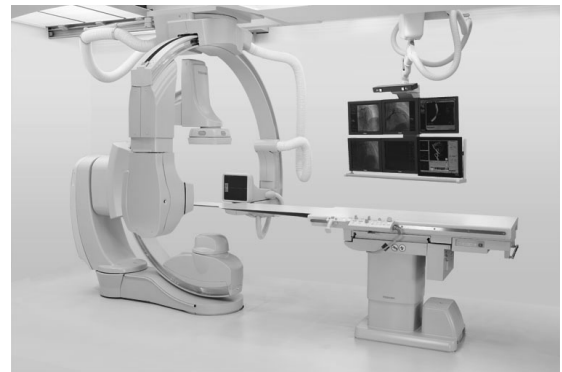


図 1.5.2-3 心臓血管撮影バイプレーンシステム例

要求される。半導体技術と相まってインバータ方式の装置が一般的に使用されている。

また X 線の透視では、パルス透視を備えることによる低線量化および軟 X 線除去フィルタによる被ばく低減を図ることができる。

(2.5) DSA 装置 (または DF 装置)

DA 撮影中の X 線検出器の画像をデジタル画像として収集し、造影後すぐに繰り返し再生することにより検査中に診断することができる。連続画像をハードディスク・CD-R・DVD-RAM などに録画したり、ネットワークを通じて動画画像サーバに転送する。また収集した血管像を透視のライブ像と並べて表示してカテーテルを進める際の参照画像として表示したりすることができる。

(2.6) X 線管

DA 撮影用の X 線管装置は大電流・大出力で、かつ次々と角度を変えて撮影するのでターゲットの熱容量が大きく、冷却率の高い X 線管装置が必要である。また PCI などで鮮明な透視画像を要求され、透視用に微小焦点を備えた X 線管装置もある。

(2.7) X 線検出器

X 線検出器としては、イメージインテンシファイア (I.I.) または X 線平面検出器 (FPD) が使用される。

心臓血管撮影用には通常 8~9 インチの検出器が使用される。何種類かの拡大モードを備え、左心室は 7 インチ、冠動脈は 7~9 インチ、小児の場合 5 インチ等、視野サイズを切換えて撮影する。

(2.8) 光学系 / TV カメラ

X 線検出器として I.I. を使用した場合に構成される。光学系は、I.I. の出力画像をタンデムレンズ系により平行光線にして TV カメラに出力する。

TV カメラは、透視や撮影中の画像を検出する。以前は撮像管によるカメラであったが、現在は CCD カメラが使用されている。

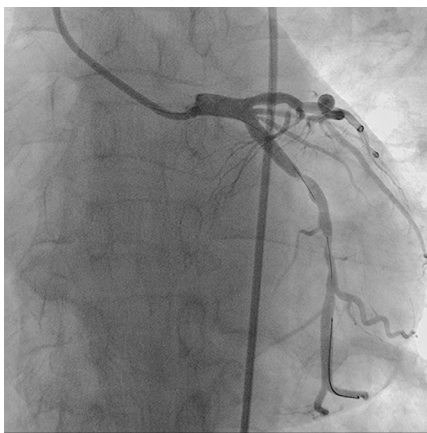


図 1.5.2-1 左冠動脈造影像



図 1.5.2-2 床置き式 C アーム形保持装置例

(2.9) インジェクタ（造影剤注入器）

左心室造影では造影剤をインジェクタで注入する。造影剤はシリンジで37℃に保たれ、撮影開始で自動的に注入される。

(2.10) ポリグラフ

心電図や圧波形を表示するもので、造影する前に心臓の各部分の圧波形や血流量を測定する。（心臓カテーテル検査）

(2.11) 除細動器

心室細動を起こした場合使用するもので、使用頻度はあまり高いものではないが常備する必要がある。

1.5.2.2 頭部・腹部・下肢血管撮影システム

心臓を除く全身の血管を撮影するシステムである。

(1) 原理

カテーテルを頭部・腹部・下肢などの目的部位まで進め、選択的に造影してDA撮影，DSA撮影を行う。

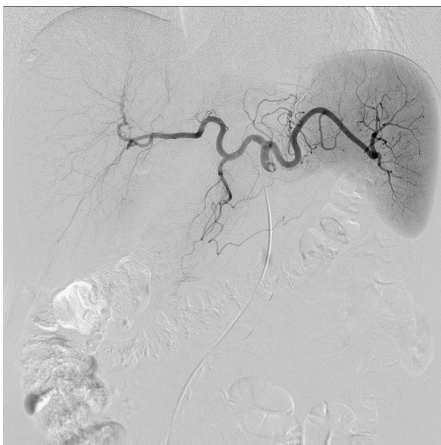


図 1.5.2-4 腹部血管造影像（DSA）

(2) 構成と機能

血管撮影で必要とされる基本的な構成と機能は心臓血管撮影システムと同等である。ここでは心臓血管撮影システムとの違いについて述べる。

(2.1) X線管装置—X線検出器保持装置

心臓血管程深い角度は要求されないが、全身が透視できる必要がある。図1.5.2-5に天井走行式Cアーム形保持装置の一例を示す。この装置の場合天井の支柱を回転することにより、患者の頭側、左側および右側からCアームを入れることができる。IVRではさまざまな部位にカテーテルを挿入することがある。このような場合、支柱やCアーム部を邪魔にならない方向に退避することができる。

(2.2) バイプレーンシステム

特に頭部撮影の場合1度に2方向の撮影することにより造影剤量の低減を図ることができる。



図 1.5.2-5 天井走行式Cアーム形保持装置例



図 1.5.2-6 頭部・腹部・下肢血管撮影
バイプレーンシステム例

(2.3) カテーテルテーブル

全身の透視ができること。特に下肢撮影の場合、造影剤の流れに従って撮影位置を移動する機能（下肢ステップ撮影等）が必要である。

(2.4) DSA装置

DSA装置ではリアルタイムに画像診断できるため、IVR手技には不可欠の装置である。1024×1024マトリクスの高精細の画像が得られる。

(2.5) X線検出器

12～16インチ程度の大視野のI.I.またはFPDが使用される。

1.5.2.3 アプリケーション・装置の組み合わせ応用**(1) アプリケーション****(1.1) 3D-Angio**

主に脳動脈の複雑な血管走行の把握、特に脳動脈瘤の位置形状把握のために、血管の3次元(3D)像を表示する機能である。IVRのサポートとして、有用である。

(1.2) 3D QCA

2または3方向からの冠動脈画像を用い、冠動脈を

3D 像として表示し計測する機能である。

(2) IVR-CT/ANGIO システム

IVR-CT/ANGIO システムは、CT システムと循環器系診断用システム(ANGIO システム)を同一検査室にて組み合わせ、CT 検査と ANGIO 検査を繰り返して、主に腹部 IVR を行うもので、その有用性が認められている。またこれらの装置は CT あるいは ANGIO 単独検査時のシステムとしても使用される。



図 1.5.2-7 IVR-CT/ANGIO システム例

(3) 複合システム

使用用途のバリエーションとして、心臓血管撮影システムと頭部・腹部・下肢血管撮影システムを融合させ、1つの部屋で多目的検査のできる複合システムが製品化されている。

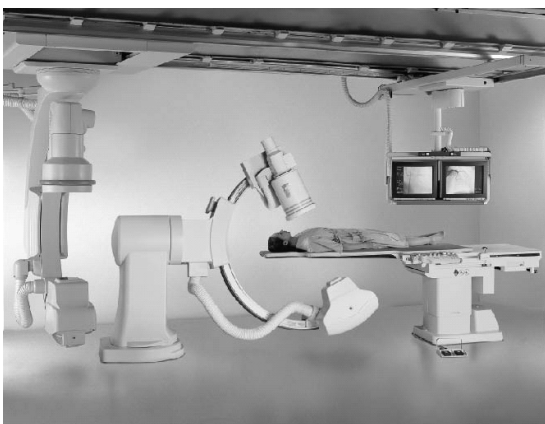


図 1.5.2-8 複合システム例

1.5.2.4 今後の課題と方向

IVR 手技の多用化により循環器 X 線診断用システムはますます重要となり、つぎつぎと新しい機能が要求されている。例えば保持装置は、造影検査部位、検

査機器の配置等により、その支柱部やアームが医療従事者や検査機器の邪魔にならない方向に退避できる自由性の高い機能が要求されている。

また DSA 装置は IVR ではますます重要で、特にカテーテルをより細い血管まで進めるため、ロードマップなどの IVR 支援機能の進歩が要求される。

また、IVR-CT/ANGIO システムを一例とするような、マルチモダリティ装置も今後ますます開発されていくであろう。

1.5.3 頭部診断用システム

頭部の診断には、骨格系の一部としての頭部の撮影のほかに、視覚器、平衡聴覚器などの精密撮影や、神経放射線領域および歯科領域における特殊な検査が含まれる。

1.5.3.1 要求される機能

頭部撮影においては、概観的な撮影はもちろんのこと、頭蓋骨の特定の管や孔の精密撮影にはプロジェクションなど高度な正確さが要求される。主に要求される機能は次のとおりである。

- (a) 被検者が無理な体位をとらずにすむこと。仰臥位を基本体位とすることが望ましい。
- (b) 管焦点とフィルム中心が常に一致し、球面的に移動できること。(図1.5.3-1) 球面移動により、あらゆる方向からのプロジェクションが可能となる。

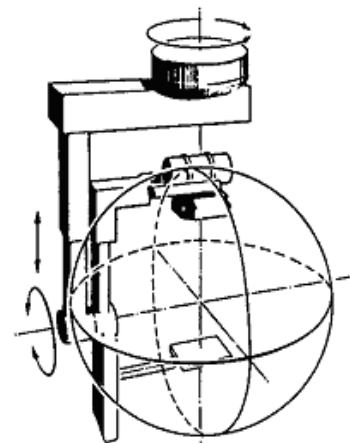


図 1.5.3-1 X 線管の球面移動の例

- (c) 精密な角度で X 線を入射できること。頭蓋3基準面で構成される3次元空間内の座標において、X 線入射角度を表示する機構が望ましい。
- (d) 再現性のある撮影ができること。

撮影部位ごとに上記座標における位置および X 線入射角度を数値化し、それらをプログラム化することで可能となる。

- (e) 微細部をよく抽出するために、微小焦点の X 線管を使用すること。
0.3mm以下の焦点寸法が望ましい。
- (f) 対称的な部位を1枚のフィルムに分割撮影できること。左右の対称性を必要とする部位の効率的な読影が可能となる。

1.5.3.2 撮影法と種類の概略

(1) 撮影法の種類

(1.1) 単純撮影法

(1.2) 造影撮影法

① 血管造影撮影法 (デジタル・サブトラクション・アンギオグラフィを含む)

- ② 脳室造影撮影法
- ③ 唾液腺造影撮影法

(1.3) その他の撮影法

- ① 多軌道断層撮影法
- ② 拡大撮影法
- ③ 立体撮影法
- ④ パノラマ撮影法
- ⑤ 頭部規格撮影法

(2) 各撮影法の概略

(2.1) 単純撮影法

骨格系の一部としての頭部撮影対象は、次のとおりである。

脳頭蓋、聴器、顔面頭蓋、眼窩、視神経孔、副鼻腔、鼻骨、下顎、頬骨、上顎骨。

これらの撮影にあたっては、被写体 X 線入射点、X 線方向に厳密さが要求され、通常の X 線装置では被検者に無理な体位を要求して撮影に困難をきたし、かつ診断上重要な再現性が期待できないため、特殊な装置が頭部精密撮影装置として考案されている。

(2.2) 造影撮影法

① 血管造影法 (1.5.2.2項参照)

脳血管造影法は脳血管に造影剤を注入し、血管自体の病変および頭蓋内腫瘍の診断を行うものであり、重要な検査法である。

デジタル・サブトラクション・アンギオグラフィについては1.4.2項を参照。

② 脳室造影法

脳室内または周囲の腫瘍その他の病変を調べるため、脳室内に造影剤を入れて脳室の変位、変形を知る方法であるが、被検者にかなりの苦痛を与える検査であり、X 線 CT 装置と MR 装置の普及により、現在は

ほとんど行われなくなった。

③ 唾液腺造影法

主として耳下線、顎下線に造影剤を注入し、腫瘍、唾石、腺管の病変などの診断を行うものである。

(2.3) その他の撮影法

① 多軌道断層撮影法

聴器など微細構造の精密断層には多軌道断層撮影が行われる (1.5.11項参照)

② 拡大撮影法

普通の X 線撮影では抽出されないような微細部を、微小焦点 X 線管を使用して、対象を拡大して撮影する方法である。特に脳血管造影撮影において併用される場合が多い。(1.5.12.1項参照)

③ 立体撮影法 (拡大ステレオ撮影を含む)

通常の X 線写真は立体構造をもつ被検者を平面に投影した像である。そのため立体的な解析、診断を行う必要性からステレオ撮影が行われている。特に脳血管造影において活用されている。

また、拡大撮影とステレオ撮影を組み合わせた拡大ステレオ撮影も、脳血管造影において多く行われている。(1.5.12.1項参照)

④ パノラマ撮影法

主に歯科領域において行われる撮影法であるが、トラウマトロジーなどにおける顔面骨の展開された X 線写真は有用である。(1.5.14項参照)

⑤ 頭部規格撮影法

頭部とくに歯科領域で、歯列矯正のように、長期間にわたって繰り返して撮影する場合、再現性を守るために頭部の固定と撮影条件を一定化して行う。(1.5.14項参照)

1.5.3.3 基本構成

頭部診断システムの基本構成をなすものは、頭部専

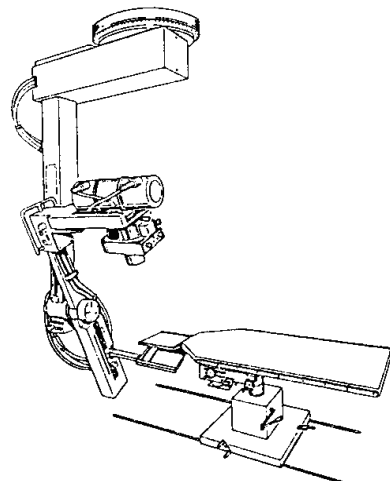


図 1.5.3-2 頭部専用撮影装置および被検者テーブルの例

用撮影装置、被検者テーブル、微小焦点 X 線管および X 線高電圧装置である。図1.5.3-2に頭部専用撮影装置および被検者テーブルの一例を示す。

この装置の場合、本体は天井懸垂式であり、あらゆる方向からのプロジェクションを可能にするためにセンターアーム、垂直アームおよび X 線アームによって構成されている。

X 線管と、中心 X 線軸に直角に対抗するカセットが、撮影目的部位をアイソセンタとして完全な球面軌道上を移動できる。

ポジショニングの手順は、仰臥位の被検者の頭蓋3基準面（ドイツ水平面、耳垂直面、正中矢状面）の交点と装置のアイソセンタを一致させることから始められる。このために、装置には2方向から同時に投光されるクロスライトが備えられている。

このあと撮影条件表によって、数値化されている撮影目的部位の立体座標にアイソセンタを合わせる。被検者テーブルの長手・横手移動はハンドル操作によってミリ単位で正確に調整できる。上下方向の移動は装置の電動により同じく精密に行われる。

次に撮影条件表によって垂直軸周りの回転、水平軸周りの回転を調整することによって X 線入射方向が設定される。

1.5.3.4 システム構成上の留意事項

現在国内で販売されている頭部専用撮影装置の種類は多くはなく、いずれにも共通している点は以下のとおりである。

- (a) 多方向からのプロジェクションが可能である。
- (b) 専用の被検者テーブルを使用する。
- (c) 撮影法がプログラム（またはマニュアル）化されている。
- (d) 専用の X 線管装置を使用する。（焦点寸法および重量により限定される）

また、X 線写真の再現性をさらに高める目的で、自動露出制御装置を使用する場合もある。

X 線高電圧装置については特に同一メーカーに限定されないが、自動露出制御装置を用いる場合、装置側の X 線検出器と X 線高電圧装置との接続上の検討が必要となる。

1.5.3.5 今後の動向

以上に述べたような頭部専用の診断システムが無い場合、頭部撮影は汎用的な一般撮影装置で行うことになるが、その場合ポジショニングに際しては被検者の体や頭に無理な姿勢をとらせることになり、X 線入射方向も常に正確なものとはならず、再現性のある撮影は困難である。頭部専用撮影装置の使用により、こ

の問題は解決される。目的部位に対する X 線入射方向と角度を規格化することによって、すべての頭部撮影がされるため、再現性のある撮影が可能となる。

今後市場から求められる頭部診断用システムは、さらにプログラムに添ってポジショニングの自動化が計られたものになると思われる。

<参考文献>

- (1) 立入弘監修：診療放射線技術 上巻（改訂第5版）南江堂発行

1.5.4 呼吸器系診断用システム

呼吸器系診断の中にあつて、X 線検査の代表的なものは胸部 X 線撮影である。そしてその対象臓器である肺は身体の他の部分に比べて X 線が透過しやすい臓器であることから、骨折や身体内の異物の検査について早くから X 線検査の対象として取り上げられた。現在も X 線撮影の中で最も一般的な対象であり、その撮影頻度も高い。肺のほかには呼吸器系診断の対象として喉頭・気管・胸膜・縦隔・横隔膜などがあげられる。

呼吸器系診断のための X 線検査を原理、手法の面から分類すると次のようなものがある。

- (1) 透視法；胸部透視、気管支造影との併用
- (2) 撮影法
 - (2.1) 単純撮影法；胸部正面、側面、斜位、肺尖（低圧および高圧撮影）
 - (2.2) 造影撮影法；気管支造影
 - (2.3) 特殊撮影法
 - (a) 拡大撮影
 - (b) 立体撮影
 - (c) 断層撮影；円弧移動式、水平移動式など
 - (d) 回転横断撮影；立位式、臥位式
 - (e) 動態撮影；X 線キモグラフィ
 - (f) 間接撮影；胸部集団検診

上記分類において、特殊撮影法の区分を設けているが明確な定義はない。ここではある撮影目的のために特に専用装置またはシステムとして考案されたものを使用するという意味で、この表現を採用した。

これら X 線検査の中で、単純撮影法が他に優先して実施されているのが実状であり、その撮影時の X 線管電圧は、70kV 程度の場合（低圧）と、120～140kV の場合（高圧）とが一般的に使用されている。特に後者の場合を高圧撮影と呼び、撮影手法として採用された当初は、特殊撮影の分野として応用されていたが、骨陰影の妨害が減少するなど診断域が拡大すること、肺癌検査に活用できることなどから、現在は単純撮影

法として一般化している。

近年、CT・MRなどの画像診断装置の発展は目覚しく、胸部の画像診断法も大きく変ってきた。しかし、胸部単純撮影法は、その簡便性と胸部全体を概観できるという点で、今後も胸部疾患の最初の検査として、またスクリーニング、経過観察などに欠かせない検査として有用であろう。以下、胸部 X 線撮影を中心に解説する。

1.5.4.1 要求される機能

X 線像の画質を左右する要因として、X 線管電圧や X 線エネルギースペクトル、X 線管焦点の大きさ、X 線管焦点と X 線フィルム間の距離あるいは被写体と X 線フィルム間の距離、X 線放射時間、散乱線の除去などが挙げられる。

(1) X 線管電圧

肺野の微細変化を検出する立場からは、病巣がコントラストよく抽出されることが重要であり、この意味では低圧（70kV 程度）撮影が有利である。しかし肋骨や縦隔、横隔膜の重なった部分の抽出については、濃度不足で読影困難となる。高圧撮影（120～140kV）を行うと、肺や縦隔部分を透過した X 線の強度差は低圧撮影より狭まるため、胸部全般を画像として示しやすくなる。また高圧撮影は短時間撮影が可能なることにより、被写体の動きによる鮮影度の低下を防ぐことができ、患者の皮膚被ばく線量の低減も行える。

(2) 撮影時間、X 線管焦点の大きさ、撮影距離

一般に、胸部単純撮影はできるだけ短い時間で撮影することが望ましい。実用上は、撮影時間は5～50msの範囲、分けても10～20ms程度がよいとされている。

X 線管焦点の大きさについては、小さいほど幾何学的なぼけが少なく、解像力の良い X 線像を作れるが、焦点が小さくなれば許容できる管電流が少なくなり撮影時間が長く動きによるぼけが増える。通常、焦点の大きさは前記撮影時間を考慮の上、1.0mm前後の X 線管が使用される。撮影距離は像の拡大率や歪に関係する。半影を少なくし、心臓陰影の拡大を小さくするには、撮影時間を考慮して180～200cm程度、またはそれ以上が必要である。

(3) 散乱 X 線の除去

散乱線の除去方法にはグリッドの使用が一般的である。高圧撮影には12：1から15：1程度の格子比を持つ移動式グリッドの使用が必要と考えられる。固定式グリッドを用いる場合は、60本/cm程度の微細構造のもの（マイクロファイナグリッド）を使用するのがよい。

X 線撮影台の使用については、X 線がグリッドの中心に直角に入射するよう、またグリッドが傾いたりしないよう注意が必要である。傾きが1.5°～2°を境に大きく影響し、この影響は格子比が高いほど大きい。

1.5.4.2 基本構造

日本工業規格(JIS)では、医用 X 線装置を次のように分類している。X 線装置は X 線発生装置、X 線機械装置、X 線映像装置、および関連機器により構成される。以下、これらの分類に基づいて胸部を主体とする呼吸器系 X 線診断システムの基本構成機器について概説する。ただし関連機器については、他のシステムと共通でありここでは省略する。

(1) X 線発生装置

JIS に規定している種類によれば、最高定格管電圧により、100kV、125kV、150kV の3種類がある。さらに、最大定格管電流またはコンデンサ式装置においてはコンデンサ容量により区分している。

X 線高電圧装置は、現在ではインバータ式が主流である。安価な大電力・高速半導体素子の開発と高速スイッチング技術の向上により、小型で安価なインバータ式の装置が開発されているためである。コンデンサ式もかつては多くの線量を要求しない胸部撮影に対して、管電圧脈動もなく短時間制御が可能であることから非常に有効であり、かつ小容量の電源で使用可能であるというメリットを活かして集団検診車に使用されてきたが、現在はコンデンサエネルギー蓄積形のインバータ式 X 線高電圧装置に代わっている。

(2) X 線機械装置

X 線管装置およびその附属装置を保持するものと、後述する医用 X 線映像装置および患者を保持または位置決めする X 線撮影台、X 線透視撮影台などに分類される。

(2.1) X 線管装置保持装置

- ① 天井走行式保持装置
- ② 天井床面支持モノレール式保持装置
- ③ 床面走行式保持装置
- ④ 壁掛式保持装置

ここに挙げた4種の保持装置は、いずれも単純撮影を主体に考えた場合に必要なものであり、その他の X 線検査を実施する場合は後に述べる透視撮影台、断層撮影台など、その検査手法に応じた機械装置に組み合わせなければならない。

(2.2) X 線撮影台

- ① 立位撮影台
- ② 断層撮影台

円弧移動式，平行移動式，多軌道式

③ 特殊撮影台

拡大撮影，立体撮影，回転横断撮影など

立位撮影台が単純撮影に使用される。カセットを1枚1枚装着するタイプと，カセットレス方式のフィルムチェンジャタイプがある。断層撮影台は胸部の場合，円弧移動式もしくは平行移動式で満足されると考えるが，他部位の検査と併用することもあるので多軌道式も挙げた。しかし，CTの普及により断層撮影はほとんど撮影されなくなっている。拡大撮影，立体撮影などは，一般的でないので特殊撮影台として一括した。

(2.3) X 線透視撮影台

逆傾斜30度以上できることが気管支造影撮影の必須条件となる。

(3) X 線映像装置

カセット，増感紙，フィルムが単純撮影に使用される映像機器である。また，胸部集団検診に応用される X 線映像装置として胸部 X 線間接撮影用ミラーカメラがあるが，間もなく生産中止となる。最近では，CR，FPD（フラットパネルディテクタ）がこれらに置き換わり，デジタル化が進行しつつある。透視用としては，イメージインテンシファイアおよび X 線テレビカメラが使用される。

1.5.4.3 システムとしての留意事項

ここでは胸部単純撮影を中心に記述する。

前節で述べた構成機器を基とし，単純撮影のシステムを図1.5.4-1に示す。図1.5.4-1では成人用立位撮影台および乳幼児用立位撮影台を組み合わせているが，使用目的に合わせ構成を考えるべきである。

(1) 配置を正確に

機器の据付時の問題であるが，X 線がフィルム面に垂直に入射し，かつ X 線管焦点とフィルム中心が合致するよう正確に配置することが基本である。

(2) 撮影時間（X 線放射時間）

心臓の拍動や，呼吸による動きの影響を最も受ける部位であるため撮影時間を極力短縮しなければならない。WHO の提案にもあるように50ms 以内で撮影できる組み合わせを検討すべきである。

(3) 自動露出

胸部は疾患の種類が多く，形態的な変化に加えて，フィルム黒化度の濃淡による質的な変化が判定の基礎になるため，適正な濃度範囲におさめる必要がある。したがって，自動露出の精度が重要な課題となる。この場合，応答時間特性，管電圧特性，被写体厚特性な

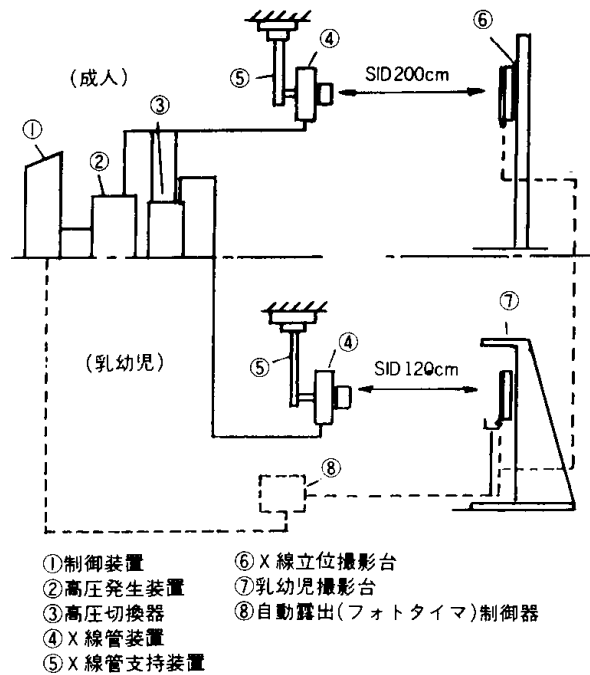


図 1.5.4-1 胸部単純撮影システム

ど自動露出機構の基本特性を十分理解して，使用することが肝要である。

また，次のような機能を備えたものもあり，省力化および操作ミスの防止に役立つ。

(3.1) X 線管—映像装置の連動

被写体の身長に応じて映像装置の高さを調整する必要があるが，これに X 線管装置が自動的に追従して，位置決めされる。

(b) (3.2) 照射野—映像装置の連動

フィルムサイズを切り替えると可動絞りの開度も自動的に調整される。

1.5.4.4 今後の動向

デジタル化の流れからしばらく取り残されていた一般単純撮影の分野にも，FPD（フラットパネルディテクタ）が採用されるようになり，CRとともにデジタル化，ネットワーク化を加速させていくと思われる。画像不良による再撮影の減少，被ばく線量の低減，画像処理による診断能の向上，フィルムレスでの画像保管・読み出しなど，デジタル化のメリットは大きい。

<参考文献>

(1) 古賀，入江ほか：放射線診断学，6巻，南山堂(1967)
 (2) 高橋：X 線撮影と検査の手引き，南山堂(1961)
 (3) 立入ほか：診療放射線技術，上巻，南山堂(1961)
 (4) 青柳：診断用 X 線装置，コロナ社(1979)
 (5) 馬場，榊原，高橋ほか：新生児放射線診断学，金原出版(1975)

- (6) 齊藤：自動露出機構の基本特性について，日放技学会予稿集 578(1980)
- (7) (社)日放機工会：X線診断装置の保守管理データブック(1988)
- (8) 酒井，曾根ほか：画像診断，Vol.10，No8(1990)

1.5.5 小児科診断用システム

わが国の医療産業の発展については著しいものがあるが，国産の小児専用X線撮影装置はほとんど見ることはできない。

かつて，米国および欧州から小児専用の透視撮影や断層撮影の可能な装置が輸入され，小児専門病院や一部大学病院などが導入し，注目されたこともあった。

しかしメーカー側の事情により製造中止され，昨今は見ることができなくなったのが現状である。

小児とは，15才未満が対象となるが，体格の上では500g位の極少低体重未熟児から成人並体格の学童まで，その年齢幅は広く体格が多様である。

一般的に区分としては，未熟児，新生児，乳児，幼児，学童などに分類されている。

1.5.5.1 要求される機能と性能

小児撮影の特異性として，文献によれば，

(1) 体格並びに臓器が小さい。

小さい被写体のため，識別能が成人より低下するので，高解像力が必要である。

(2) 生理的動態を異にする。

体動のほか，臓器の運動速度が速いので短時間撮影が必要であり，また体力的な面から体温の保持など迅速な撮影が要求されるとともに，感染防止などにも留意しなければならない。

(3) 小児は撮影に協力的ではない。

撮影体位をとることは容易でも，撮影中にその体位を保持することは困難なため，補助的手段として固定具は有効性がある。

(4) 放射線被ばく

成長期の小児に対し，放射線による影響は好ましくないことはもちろんであるが，他の診断では情報量が不十分でありその必要性は高い。しかし，高感度の感光材料の導入，再撮影の防止など，極力放射線被ばくの低減に努める必要がある。

これらのことから，小児科診断用システムとしては，次のような機能と性能を備えていなければならない。

- (a) 恐怖心を与えず，苦痛のない固定具であること
- (b) 迅速な作業で確実に固定できること
- (c) 低い被ばく線量で撮影できること

(d) 術者，介助者への防護が整備してあること

(e) 短時間撮影ができること

(f) 機械的，電的安全性の確保が十分になされていること

(g) 写真の再現性まで考慮されていること

などであり，目的にあったものを整備することが望ましい。

1.5.5.2 基本構成

小児科診断用システムで最も頻繁に行われる頭部，胸部，腹部，体幹部，四肢のX線撮影は，次のような装置で構成される。

(1) X線制御装置

新生児および乳幼児のX線撮影が可能な，3ms程度の短時間撮影が可能なもの。

(2) 高圧発生装置

管電圧の設定が100kVまでできるもの。

(3) X線管球

X線管球は焦点0.6mm/1.0mm程度で，出力の大きいものが望ましい。

(4) 天井懸垂式X線管保持装置

作業性の向上とX線管球の位置決めフレキシビリティを持たせられることから，天井懸垂式X線管保持装置が用いられる。この装置は水平式撮影テーブル(一般撮影台)，立位撮影台，その他の装置の配置とX線管球の軌跡を考慮し，天井レールを設置しなければならない。

(5) 水平式撮影テーブル(一般撮影台)

小児のうちでも乳幼児以上の患者が対象になる。普通の撮影テーブルで兼用できるが，できれば小児専用設計され，上下に昇降が可能ならばなおよい。

附属品として，着脱可能なグリッド，固定ベルト，のほか，天板の材質はカーボンファイバ製が線量低減をはかる上では必要と考える。

(6) 立位撮影台

小児の胸部撮影は立位で行うのが適切である。自立可能な幼児，学童ではリーダ撮影台を使用するが，介助が必要な幼児では専用の立位撮影台が必要である。図1.5.5-1は乳児から学童までに使用できる立位撮影台である。介助者の被ばく防護に配慮してあり，母親と対面して撮影できる利点がある。

(7) その他、乳幼児撮影台

乳幼児撮影台の分類としては、X線装置と組み合わせた製品と別途単一になった製品が存在する。

X線装置と組み合わせた製品は、そのほとんどがユーザの希望により別注された製品であり、規格化された製品は市販されていない。

乳幼児撮影台は診断目的により、特に困難とされている胸部撮影を目的にした製品が多い。

乳児、幼児にあつては体動が激しく、介助者の被ばく防止からも固定具の必要性が高く、各社さまざまな製品が専門家の指導の下に販売されている。

図1.5.5-2 は患者の固定にネットを使用し、その柔軟性を利用して身体全体を固定する製品である。これは立位のA-P、P-A、側面、斜位その他、仰臥位でも使用できる撮影台である。そのほか、撮影目的別に頭部、股関節など、固定を備えた撮影台がある。

そのほか一般的な固定具として、砂嚢(鉛入り)、L字型固定具(図1.5.5-3)などがあり、マジックテープ、弾力包帯、ゴムチューブ、発泡スチロールなどさまざまな素材を利用し、それなりに効果を上げている。

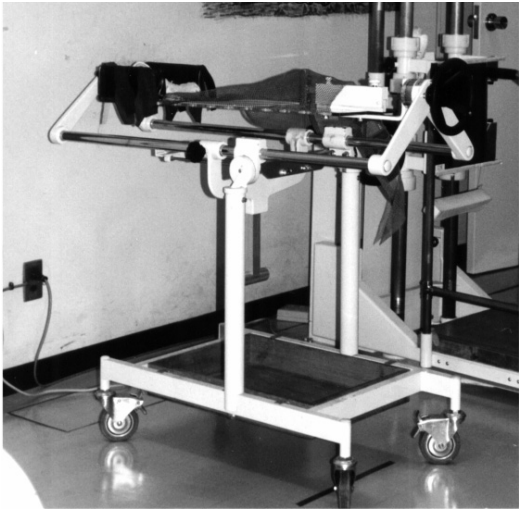


図 1.5.5-2 乳幼児撮影台

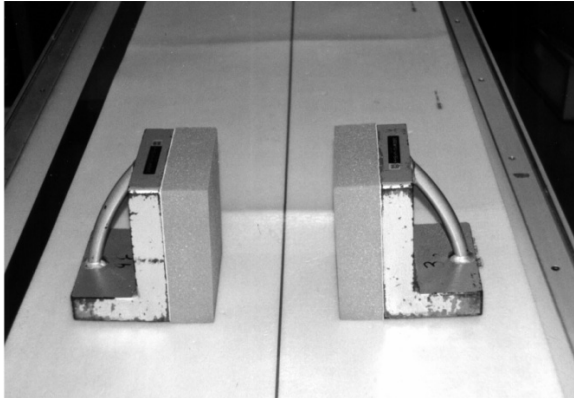


図 1.5.5-3 L字型固定具



図 1.5.5-1 立位撮影台



図 1.5.5-4 撮影室入口

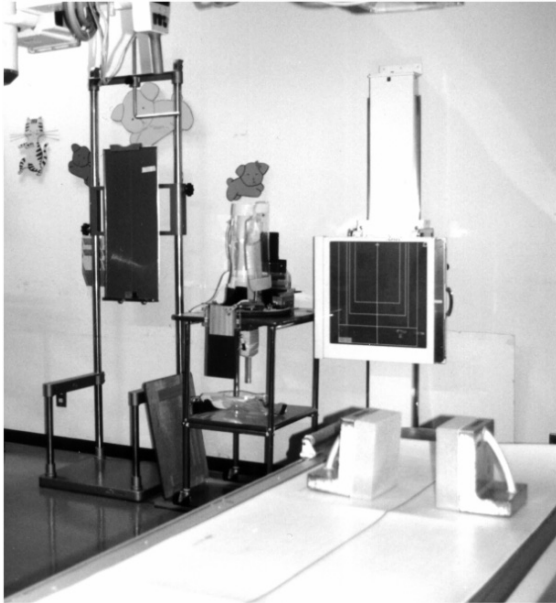


図 1.5.5-5 小児科撮影室

1.5.5.3 構成上の留意事項

小児患者は精神的に非常に不安定である。特に治療にとまなう苦痛が作用して非協力になっている。

これらの緊張感や恐怖心を少しでも和らげるため、X線室入口のデザイン、室内の色彩、キャラクターモデルの壁画、人形の吊り下げ、人気アニメのビデオや音楽をBGMに使用するなどの工夫が必要である。

防護については最も注意する必要がある。コリメータなどを使用して、照射野を必要最小限に絞るべきである。また、小児の撮影には介助者は必要不可欠であるが、術者を含めて十分な設備と備品を備える必要がある。

1.5.5.4 今後の課題

近年のめざましい画像診断法の進歩と多様化にもなっており、小児領域においてもそれらを取り入れた新しい診断法が生まれている。各診断装置の発展も著しいものがあり、MRI・CTにおいては高速化は成されているものの、まだ固定具に頼るところは大であり、専門技術者に頼るところが大きい。今後、少子化傾向の中にあっても、研究と開発は進められるべきと考える。

<参考文献>

- (1) 医用機器ハンドブック (1997本誌)
- (2) 小児放射線技術研究会誌 第6号～17号
- (3) 相原：画像診断「小児の固定」(1993)

1.5.6 泌尿器・産婦人科診断用システム

わが国における診断用 X 線システムは、

- (1) 正確な診断のための豊富な映像情報を持つ X 線写真を提供すること
- (2) 医師・技術と被検者の X 線被ばくを低減すること
- (3) 自動化による省力化・迅速化を図ること
- (4) 安全性と信頼性を高めること

を目標に日進月歩の発展を続け、これらのシステムを構成する出力系・受像系各機器の性能向上は著しいものがある。

イメージインテンシファイヤとテレビカメラを組み合わせた、いわゆる X 線テレビジョンシステムは、診断用 X 線システムにとって欠くことのできない構成要素となっているが、泌尿器・産婦人科診断用システムの分野においても、このシステムの搭載が普及している。

一方、肉眼による観察だけであった内視鏡検査は、内視鏡とスチールカメラ、あるいはテレビカメラとの組み合わせによるシステム化が進み、カラー写真やモニタ像を使った診断が普及している。

泌尿器・産婦人科診断用システムの主要構成要素である検査テーブルは、これらのシステムの搭載が一般化し、さらに傾斜撮影機構や断層撮影機構を備えることにより、一層診断領域の拡大を図った装置が出現している。ここでは、泌尿器・産婦人科診断用システムの概要について述べる。

1.5.6.1 要求される機能

一般にこのシステムは、泌尿器・生殖器系の疾患に対し、内視鏡検査などの一般検査と X 線写真による診断が単独または併用して用いられ、必要な場合、経尿道的切除術(TUR)など外科的手術のための治療台として使用される。

このような検査、診断に便利に使えるよう、被検者の体位、位置決めが容易にでき、検査を助ける各種付属品、関連機器が操作性よく扱えることが重要である。さらに防水性、排水性への配慮が要求される。

1.5.6.2 臨床的手法の概要

X 線診断対象となる器官は、腎臓・尿管・膀胱・尿道などの全尿路系と生殖器における精囊・子宮・卵管などである。これらの器官を他の器官と識別して X 線像として抽出させる造影剤としては、主にヨウ化ナトリウムの水溶液などが使用される。造影法には、全尿路系の造影が可能で静注法、造影不良の強化手段として用いられる点滴法、さらにこれらでも造影不良を起こした場合のカーテル法などがある。また特殊な造影

法としては、膀胱結石などの診断に用いる気体法、膀胱腫瘍を抽出させるための二重造影法などが考案され、数多くの臨床に応用されている。

前肘静脈より注入された造影剤は、上大静脈→右心→肺循環→左心→大静脈→腎動脈の進入経路を経て、腎臓→尿管→膀胱へと進む。これらの各器官の造影状態は、従来、医師の経験的な経過時間による判断により行われていたが、X線テレビジョンシステムの普及により、透視像による診断が可能となった。

1.5.6.3 基本構成

基本的な泌尿器・産婦人科診断用システムは、図 1.5.6-1 に示すとおり、X線高電圧装置、X線管装置、可動絞り、イメージインテンシファイア、X線テレビジョン装置とそれらを装着する検査テーブルおよび内視鏡などの関連機器で構成される。

以下、このシステムを構成する各機器の概略について説明する。

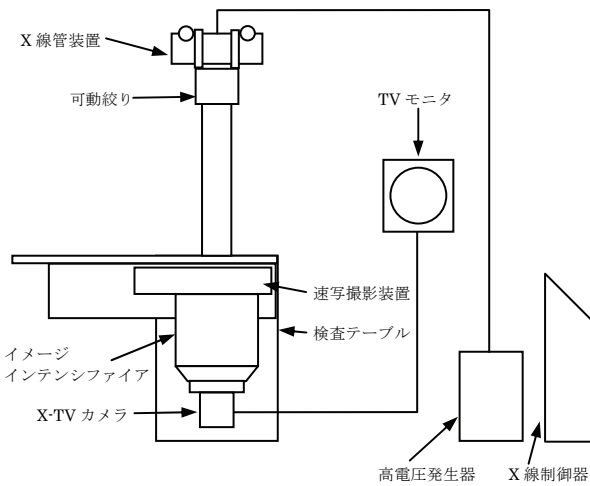


図 1.5.6-1 泌尿器・産婦人科診断用システム概略図

(1) 検査テーブル

検査テーブルの一例を図 1.5.6-2 に示す。

このテーブルが消化器系の透視撮影台と大きく異なる点は、低部位に位置づけした被検者に対し、医師が内視鏡検査やカテーテル操作を容易に行えるようにするため、X線束軸中心とテーブル下端間距離が、極端に短くなっていることである。この距離は、半切(14"×17")フィルムによる腎盂造影撮影に対応して、普通25cm前後となっている。

このテーブルは、X線管装置、イメージインテンシファイアなどの機器を装着し、被検者の体位変換を容易に行うため、①内視鏡検査、TUR手術時における医師の姿勢に対応したテーブルの上下動(エレベーシ

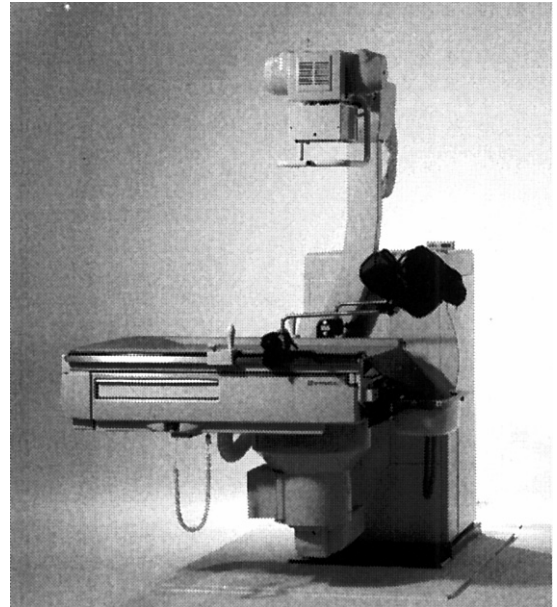


図 1.5.6-2 検査テーブル

ョン)、②造影剤の流れをコントロールするためのテーブルの起倒、③泌尿器・生殖器系各器官を迅速に位置決めするためのテーブルスライドなどの動作を行う。

またこのテーブルには、内視鏡診断やカテーテル操作時において、被検者を底部位に位置づけるための支脚器、底部位から前後位へ定位変換させるための補助天板、前後位のまま水平位から立位へ体位変換を行うための踏台、前肘静注のための腕受け、尿、便など排泄物のための汚物受け、左右の尿管下部に綿球などを乗せて押さえつけることにより、静注後の造影剤の流れを止め腎盂と尿管に濃い陰影を得るための圧迫帯、被検に軸性位の体位を与え、安定させるための背当て、さらに排尿時膀胱尿道撮影架台、肘当て、背当て、内視鏡支持器、テーブルマットレス、シフトスコープシート、アルコック・ブーツ、小児用支脚器、カーテン支持器およびこれらの付属品収納架台など数多くの付属品を必要とする。これら付属品の操作性の良否は、検査テーブル自体の性能を左右する要素となるため、ワンタッチ動作、簡便な着脱、耐錆性、重量の軽減化などの工夫が施されている。

操作器は用途により、デスク形遠隔操作器、移動式近接操作器、手持式操作器のほか、内視鏡操作時、医師が両手を自由にするための足踏みペダル式操作器など各種用意されている。

さらに、傾斜撮影機構や断層撮影機構を備えたものがある。傾斜撮影機構は、膀胱結石のX線診断の場合など、その陰影が仙骨や尾骨と重ならないよう、入射X線を傾斜させることにより、骨盤腔を広く抽出させることができる。また断層撮影機構は、腎臓などにお

ける病巣の形状、奥行きなどの診断を可能とする。診断領域の拡大を図るこれらの機構は、被検者の別の診断用 X 線システムに移動する手間を省き、その苦痛をやわらげることができる。

(2) X 線出力系

診断用 X 線システムにおける出力系は、一般に X 線高電圧装置、X 線管装置および可動絞りで構成される。

泌尿器・生殖器系の各器官は、他の臓器と比べ動きが少ないが、造影剤に比較的コントラストがつきにくいヨード系のものが使用されているため、低電圧撮影を行うことが多い。一般には、管電圧55～90kV、管電流100～500mA程度の撮影条件となる。

最近、一般的に用いられているインバータ方式高電圧装置は、高電圧波形による X 線管装置の短時間定格の増加、単相形 X 線高電圧装置と同一コントラストとなる管電圧の大幅な低減および管電流の増大が図れるなど、泌尿器・産婦人科診断用システムにおける画質改善にとって欠くことのできない構成要素となっている。

(3) イメージインテンシファイア・X 線テレビジョン装置

イメージインテンシファイアと X 線テレビジョン装置と組み合わせた、いわゆる X 線テレビジョンシステムは、イメージインテンシファイアによって可視光に変換、増倍された X 線像をテレビカメラで撮像し、テレビモニタ像として写し出すものである。

従来、静注法、点滴法およびカテーテル法などの造影法における造影剤注入後の造影状態は、経過時間による医師の推定によって行っていたが、このシステムの導入により、明るい透視像による観察が可能となり、病巣の正確な診断、被検者の正確な位置決めが容易となった。

イメージインテンシファイアは、映像入力方面の口径により分類されるが、左右一対の腎臓を同時に観察するために、一般に9"以上の大視野のものが使用される。

最近では、I.I.-TV系によるデジタルラジオグラフィ(DR)システムが普及している。即時性を特長とする I.I.-TV系による DR は、従来の透視・フィルム速写に替わる方法として期待される。

(4) 速写撮影装置・ブッキー装置

泌尿器・産婦人科診断用システムにおける直接撮影装置には、造影剤注入後の撮影サイクルが、3～10分/1枚と比較的長いいため、速写撮影装置だけでなくブ

ッキー装置も使用される。直接用 X 線写真による診断は、微細像の抽出に優れ、疾患の発見の決め手となるとともに、実物大の像の記録が可能となるため、重要な機能の1つとなっている。

泌尿器・産婦人科診断に用いられるフィルムサイズは、8"×10"、10"×12"、11"×14"、14"×14"、14"×17"およびこれらの分割サイズで、特に14"×17"は腎盂造影に欠くことのできないものとなっている。

1.5.6.4 システム構成上の留意事項

最近、X 線透視撮影系システムにおける各構成機器の諸性能の向上は著しいものがあり、これらを有効利用するため、透視撮影系の最適ディメンジョンの再検討がなされている。

X 線管装置の小焦点・大容量化、インバータ方式 X 線高電圧装置の普及、感光系の高感度・高鮮鋭度化などの諸性能を活かした各装置の適切な選択により、画質改善を図り、診断精度の向上を達成するよう心がけることが大切である。

1.5.6.5 周辺機器

泌尿器・産婦人科診断用システムの設置室には、主に次の周辺機器が並設されることが多い。以下その概要について述べる。

(1) 内視鏡とその光源装置およびスチールカメラ

泌尿器・産婦人科検査には、内視鏡検査が不可欠であるが、胃カメラなどと同様、光源をスコープの外に設け、光をオプティカル・ファイバ・スコープなどの導光体で誘導し、膀胱などの内部を明るく照して肉眼で病巣を観察して診断を行うものである。

これらの内視鏡には、膀胱鏡、尿道鏡などの部位別のほか、膀胱鏡だけでも、検査用、洗浄用、異物用、採石用および写真用などの用途別に各種用意されている。

最近ではこれらの内視鏡とスチールカメラを組み合わせ、肉眼による観察像を記録・保存するとともに、引き伸ばし写真による精密診断や TV カメラ、シネカメラによる診断も可能となっている。

(2) 洗浄水供給装置

膀胱検査後の膀胱の洗浄、TUR 手術後の洗浄には滅菌水を多量に必要とするが、この装置は、この滅菌水を水道水から能率よく作成し、かつ安全に供給するものである。

1.5.6.6 安全性

泌尿器・産婦人科診断用システムにおける安全性は、

診断用 X 線システムとして、電氣的・機械的安全および医師・被検者に対する X 線被ばくの低減を図ることはもとより、内視鏡検査、TUR 手術に対する安全性を必要とする。特にアース対策は、電気メスなどの使用に対し、導電性テーブルマットレスを用意するなど附属品の一つ一つまで細かい配慮が図られている。

1.5.7 乳房診断用システム

乳房の検査に用いるマンモグラフィ（乳房 X 線撮影）は、乳房など軟部組織で高い減弱を示す低いエネルギー（20 keV 前後）の X 線を用い、乳房内部の情報を受像器（フィルムなど）に描写する。この乳房の検査では、微小石灰化（大きさ0.1 mm 前後）および腫瘤など微細病変の描出が乳がん所見上不可欠であり、しかも、微細病変と乳腺組織の X 線吸収差が小さいので、高い解像力と高いコントラストで病変を描出することが要求される。

診断情報を多く含んだ良好な乳房 X 線画像を安定して作り出すには、撮影機器（X 線発生系、画像収集系および画像表示系；表1.5.7-1）の機能、ポジショニングなどの撮影技術力および画像診断力が総合的に充分発揮でき、かつ良好な状態を維持続けること（精度管理の構築と運用）が重要である。機器の性能を維持するには、精度管理の一環として要求される品質管理を行う必要がある。

ここでは、乳房用 X 線装置（以下、X 線装置という）の X 線発生系の特長などを述べる。

表 1.5.7-1 アナログとデジタルのマンモグラフィシステムにおける主な構成

	アナログシステム	デジタルシステム
X 線発生系	・ X 線装置	・ X 線装置
画像収集系	・ 乳房撮影用フィルムカセットおよびスクリーン/フィルム組み合わせ ・ フィルム現像機	・ 乳房撮影用 CR カセットおよび乳房撮影用 CR 受像機 ・ CR 読取装置 ・ DR 受像機
画像表示系	・ シャーカステン	・ プリンタ ・ 画像表示装置 ・ シャーカステン

1.5.7.1 構成

X 線装置の主な構成は、以下の通りである。

(1) 乳房用撮影台

(a) X 線源装置（X 線管装置 [以下、X 線管という] および照射野限定器からなる）

(b) 乳房圧迫器

(c) 乳房支持台

(d) AEC 検出器^(注1)

(注1) DR 受像器を備えた多くの X 線装置は、AEC 検出器を備えていない。

(2) X 線高電圧装置

(a) 高圧発生器

(b) X 線制御器

(3) 附属品

(a) 乳房圧迫板

(b) カセットホルダ（密着ブッキー用および拡大撮影用）

(4) 組み合わせ装置

(a) 乳房撮影定位装置^(注2)

(注2) 用語“乳房撮影定位装置”は、IEC（国際電気標準化会議；International Electrotechnical Commission）規格の用語“Sterotactic device”に対応する。

(b) ID プリンタ（フィルム用）

1.5.7.2 X 線の性質（線質）

X 線管から発生する X 線は、連続スペクトルを持つ制動 X 線と陽極物質特有の線スペクトルを持つ制動 X 線と陽極物質特有の線スペクトルを持つ特性 X 線から成り立っているが、マンモグラフィでは乳房の微細病変の検出に特性 X 線を利用している。微細病変の検出能は X 線スペクトルと線質、すなわち X 線管の陽極物質および付加フィルタの材質に大きく依存する。

スクリーン/フィルム組み合わせの場合、24-32 kV の低い管電圧が用いられ、その管電圧領域で特性 X 線を発生するモリブデン(Mo)陽極とモリブデン(Mo)フィルタの組み合わせが基本である。また、大きな乳房に対しては、Mo 陽極/Mo フィルタ組み合わせより少し高いエネルギー（X 線の透過力が少し高い）を持つ Mo 陽極/ロジウム(Rh)フィルタ、Rh 陽極/Rh フィルタまたはタングステン(W)陽極/Rh フィルタの組み合わせが用いられる（表1.5.7-2）。

表 1.5.7-2 X 線管の陽極物質とフィルタ物質の組み合わせ（例）

X 線管の陽極物質	フィルタ物質（厚さ）	備考
Mo	Mo(0.03mm)	基本的な組み合わせ
Mo	Rh(0.025mm または0.02mm)	大きな乳房に用いられる
Rh	Rh(0.025mm)	
W	Rh(0.05mm)	

図1.5.7-1は、Mo 陽極および W 陽極から放射される X 線スペクトルの一例である。Mo 陽極 X 線管に20 keV 以上の加速電圧を印加すると特性 X 線が励起され、

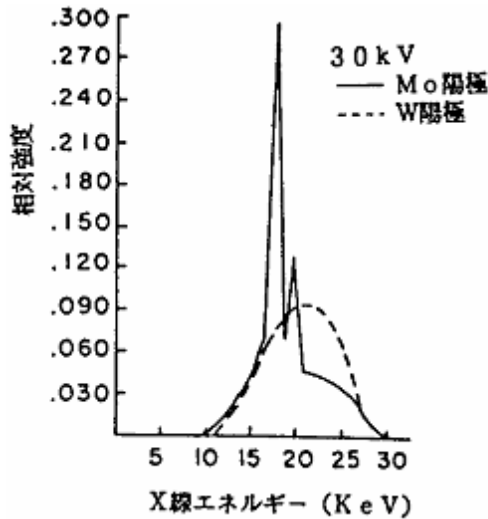


図 1.5.7-1 X 線エネルギー・スペクトル(1)

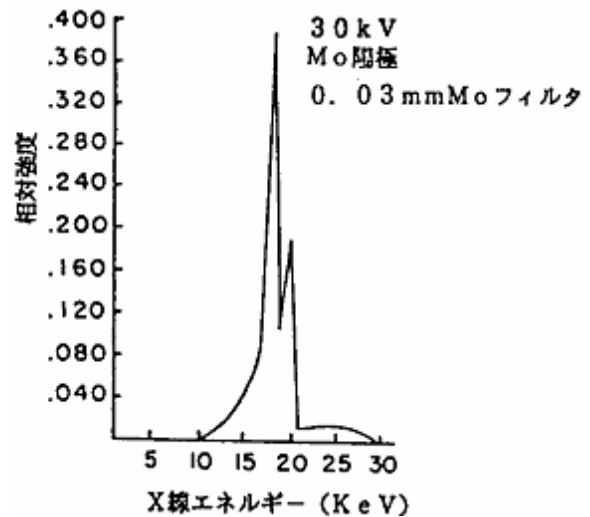
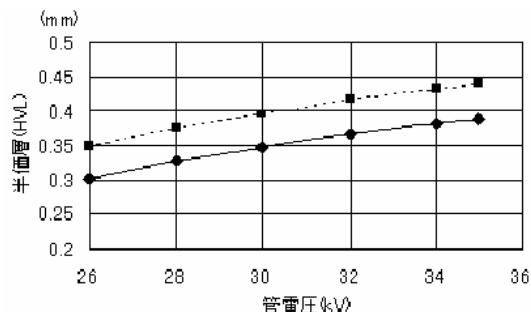


図 1.5.7-2 X 線エネルギー・スペクトル(2)

図のように W 陽極 X 線管に比べて低いエネルギー成分の特性 X 線 (17.4 keV 前後に $K_{\alpha 1}$ と $K_{\alpha 2}$ および 19.8 keV 前後に $K_{\beta 1}$ と $K_{\beta 2}$) の特性 X 線を強く発生する。

図 1.5.7-2 は、Mo 陽極から放射された X 線が Mo フィルタで X 線ろ過された後の X 線スペクトルである。Mo フィルタは 20 keV の K 吸収端作用 (すなわち、強い X 線吸収) を持つため、Mo 陽極からの特性 X 線を有効に取り出すことができる。これは、画像の形成に寄与せずに被写体で吸収される低いエネルギー成分 (被検者の被ばく) と、画像コントラストの低下となる 20 keV 以上の高いエネルギー成分が強く減弱される。また、このフィルタは K 吸収端作用を用いた X 線ろ過の性質として管電圧が上昇しても線質の硬化が少なく、線量を増加させる特性がある。

図 1.5.7-3 は、Mo 陽極に Mo および Rh フィルタを付加した場合の線質 (第一半価層) の一例を示す。



(注 3) ◆—◆ : Mo 陽極 / 0.03 mm 厚 Mo

■---■ : Mo 陽極 / 0.025 mm 厚 Rh

(注 4) 測定条件は圧迫板なし、アルミニウム純度 99.9% 以上のアルミニウム使用である。

図 1.5.7-3 第一半価層 (線質)

1.5.7.3 X 線装置の主な機能

X 線装置はマンモグラフィ用に設計されたものを使用する必要がある。以下、X 線装置が備えている主な機能について述べる。

(1) 乳房用撮影台

図 1.5.7-4 は乳房用撮影台の構造の一例を示す。この構造は、X 線管保持部と乳房支持部を対向して配置し、その状態を維持して回転および上下動などの位置決め操作ができる。焦点と受像器の距離 (SID) は、65 cm のものが多い。

図 1.5.7-5 は、焦点と受像器の胸壁端の位置関係を示す。乳房の胸壁部分におけるフィルムへの写し込み欠損を少なくするため、焦点を受像器の胸壁端の真上近く (図 1.5.7-5 の F1) に配置する。焦点が図 1.5.7-5 の F2 の位置で図のように頭尾方向撮影すると、胸壁近くの乳房の上部において、フィルムに写し込まれない領域が大きくなる。

以下に乳房撮影台が備えている主な機能について述べる。

(1.1) X 線管

前述したように、X 線管には低い管電圧で X 線を安定に発生し、かつ軟 X 線を有効に取り出す固有ろ過を備えることが要求される。このため X 線吸収の非常に小さいベリリウム (Be) を放射窓に取り付け、低い管電圧でも陰極の熱電子を効率よく取り出すことができる Mo、Rh、W 陽極の特殊な X 線管が使用される。

また、乳房圧迫は被検者の胸壁側に乳頭側に比べて厚くなる傾向があるので、X 線管が持つヒール効果、すなわち焦点の真下付近に照射される量がいちばん多く、陽極側に向かって減少する特性が利用される。この場合、X 線管の陰極側を被検者に向けて配置する

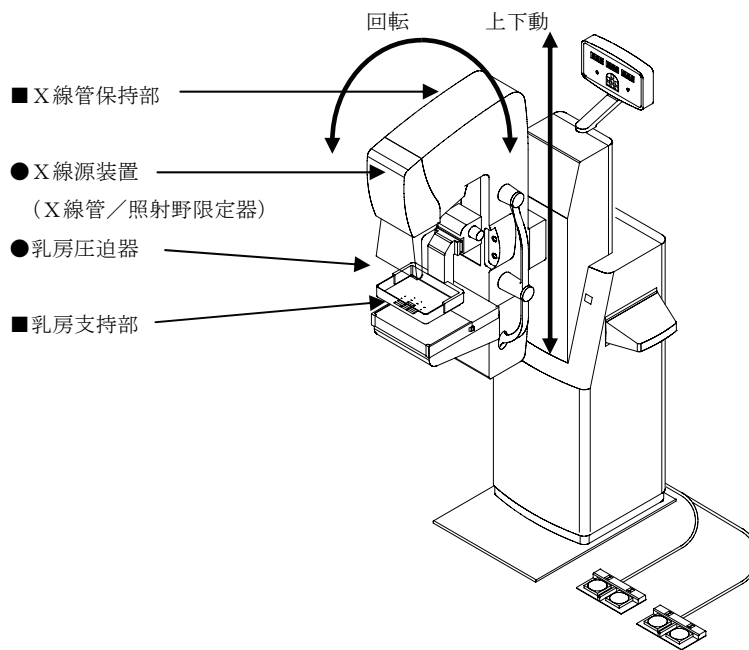


図 1.5.7-4 乳房用撮影台の構造 (例)

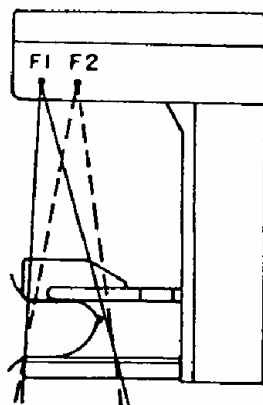


図 1.5.7-5 X 線管の焦点位置

必要があり、標準的な撮影法の1つである頭尾方向撮影のときに被検者の頭部が X 線管装着部に位置するので、この X 線管装着部をできる限りコンパクトにする構造が要求される。

現在、微小な焦点寸法（公称0.3mm）で単時間当りの照射線量を高めるために X 線管の陽極を高速回転するものが多いが、陽極回転の高速化は騒音が増大し、これは乳房が圧迫状態の被検者に不快感を与えて体動を誘発させるなど撮影の支障をきたすので、回転騒音はできる限り小さくする。

(1.2) 照射野限定器

照射野限定器は、受像器の大きさおよび撮影法に応じて X 線照射野を絞り込む機能、透明な圧迫板を通して乳房の圧迫状態を直視できる投光照準器、および付

加フィルタを備える。X 線照射野領域内に介在する投光照準器のミラーは、X 線吸収の少ない材質である。最近、X 線照射の間だけミラーを X 線照射野領域の外に退避させ、線質の硬化を低減するものもある。

(1.3) 乳房圧迫器

乳房圧迫で乳房を薄く均一にすることにより、被写体からの散乱 X 線と乳房内部の線組織の重なりなどが少なくなる。これは被写体コントラストの改善に寄与し、その結果として画像コントラストが改善する。また、照射線量の減少による被ばくの低減および被検者の体動防止にも有効である。最近の装置はすべてフットスイッチによる乳房圧迫操作ができる。これは操作者の両手が自由になり、被写体のポジショニングを確実にを行うのに有効である。

また、照射終了後は速やかに圧迫板を退避するなど乳房圧迫による被検者の苦痛をできる限り軽減する構造および手段を備えること、停電時などの緊急時、容易に乳房圧迫が解除できることも重要である。

圧迫板は X 線吸収の少ない、破損しにくい材質で、撮影法に応じて各種の形状のものが用意され、交換して用いる。乳房全体撮影に用いる圧迫板には、AEC（Automatic Exposure Control：自動露出制御）検出器の位置表示を備えている。

(1.4) 乳房支持部

スクリーン/フィルム組み合わせおよび CR 受像器に用いる乳房支持部はカセットを着脱できる構造である。また、支持部には散乱 X 線除去用グリッド（以

下、グリッドという) 移動および AEC 検出器の位置移動させる機構が組み込まれている。

グリッドの使用は被写体からの散乱X線を除去し、画像コントラストを改善できるが、グリッドを使用しない場合に比べ照射線量が約2倍となり、長時間露光によるフィルムの相反則不軌^(注5) および体動によるボケが発生する。この長時間露光を管電圧で調整する場合、3 kV 程度の上昇が必要で、逆にコントラストを低下させる。これらの問題を低減できるものとして高感度、高コントラストのスクリーン/フィルム組み合わせの使用が要求される。

DR 受像器を内蔵した多くの乳房支持器もグリッド移動機構を備えている。

(注5) フィルムには相反則不軌の特性があり、低い管電圧で行うマンモグラフィでは照射条件が適切でないと長時間露光(1秒以上)となり、露光量に比例してフィルム濃度が高くなる現象が発生する。

(2) X線高電圧装置

現在の装置は、インバータ式X線高電圧装置およびAEC機能を必ず備えている。

インバータ式は、装置許容範囲内の瞬時の電源変動に対するX線出力の変動がないため、X線出力の再現性がよい。この安定なX線出力は高感度、高コントラストのスクリーン/フィルム組み合わせの使用を可能にした。

スクリーン/フィルムおよびCR受像器に用いられるAECは、照射時間またはmAs(管電流時間積)を自動的に制御する機能である。乳房形態(大きさおよび密度など)に応じて手動または自動で適切な線質(管電圧設定など)を選択した後にX線照射を行い、乳房透過後のX線を平均値化して検出し、適正な露光量(濃度)が得られた時点でX線照射を停止させる。

マンモグラフィは低い管電圧で行うため、一般X線撮影システムのようにAEC検出器をスクリーン/フィルムまたはCR受像器の前面に配置すると、検出器によるアーチファクトが画像上に発生するので、カセットの背後に配置する。この配置はカセットの構造が大きく影響するので、JIS Z 4905に適合するものを使用する。

AECの機能としては、線質および乳房形態に対する照射線量の補正、AEC検出器の検出部の位置および大きさなどが適切であることが要求され、以下にそのいくつかの要因について述べる。ただし、以下の(2.3)はスクリーン/フィルムの場合である。

(2.1) AEC検出器は、スクリーン、フィルム、およびカセットの裏カバーなどを透過したX線を検出するので、検出するX線の量が少ない。また、異なった

型式のスクリーンおよびカセットを併用すると検出する線量などが変化する可能性がある。CR受像器およびCRカセットもAEC検出器に同じような影響を与える。

(2.2) AEC検出部の大きさが平均的な圧迫乳房厚の全面積の10~15%程度であるため、乳腺分布が一様でないと適切な濃度が得られない場合がある。また小さい乳房の場合、AEC検出部が直接X線を検知し、受像器の露光不足が発生する場合がある。

(2.3) 低いエネルギーのX線照射のために管電圧設定および乳房の吸収によっては長時間のX線照射となり、長時間露光による

DR受像器を備えたX線装置はDR受像器を用いたAEC機能であるため、前述したAEC検出器が組み込みフィルムの相反則不軌が発生する場合がある。まれていない。

1.5.7.4 X線装置の安全と品質管理

マンモグラフィでは、乳房組織間のわずかなX線吸収差を描出する必要から低管電圧、高mAsのX線照射となり、一般X線撮影に比べ被ばくが多くなる。このため、ICRP(国際放射線防護委員会; International Commission on Radiological Protection)の勧告ではマンモグラフィの常設総線量は0.5mm Alまたは0.03mm Mo 当量未満にすべきでないとしている。また、現在の被ばく線量の評価基準は腺組織が発がんのX線感受性が高いという点で腺組織に対する平均吸収線量で算定する方法で、これは国際的な合意を得ている。

IAEA(国際原子力機関; International Atomic Energy Agency)はICRP勧告に基づいた国際基本安全基準として、乳腺と脂肪の比率が50%・50%の乳房を42mmに圧迫してグリッド撮影した場合、1照射当たりの平均乳腺線量を3mGy以下と規定している。

このX線装置の安全、性能、および品質管理の国際的な標準化の取り扱いみとして国際規格の整備がIEC(国際電気標準化会議; International Electrotechnical Commission)で進められており、現行のIEC規格(表1.5.7-3)に対する装置の基本性能に関する規定の追加とデジタル事項の追加に取り組んでいる。

表1.5.7-3 乳房用X線装置のIEC規格(2006年6月現在)

分類	IEC規格(制定年)
安全	IEC 60601-2-45 (2001)
品質管理	IEC 61223-2-10 (1999)
	IEC 61223-3-2 (1999)

一方、国内ではマンモグラフィが乳がん検診に平成

12年4月から正式に導入され、IEC 規格を基礎とした日本工業規格(JIS)の整備および学会を中心としたマンモグラフィによる乳房検査の精度管理の普及、定着などが進められている。

1.5.7.5 今後の課題

マンモグラフィによる乳房検査の最も重要な使命は、被検者の被ばく線量を最小限に止め、臨床的に意義のある最適な画像を安定して作り出し、かつ正確な画像診断を行って、被検者に対する質の高い検査を保証することである。この質の高い検査を保証するためには、少ない照射線量で画像を常に高い水準に保つための総合的な品質管理システムの構築およびこのシステムが計画的に実行されることが重要である(図1.5.7-6)。

また、現在積極的な取り組みが行われているデジタル技術の応用(トモシンセシス [Tomosynthesis] および CAD [コンピュータ検出支援; computer-aided detection] の製品化など)については、フィルムを用いた画像診断精度を卓越する早期乳がんの検出(特に、乳腺組織の中にある微細病変の描出)および診断精度を確保できなければならない。

1.5.8 外科診断用システム

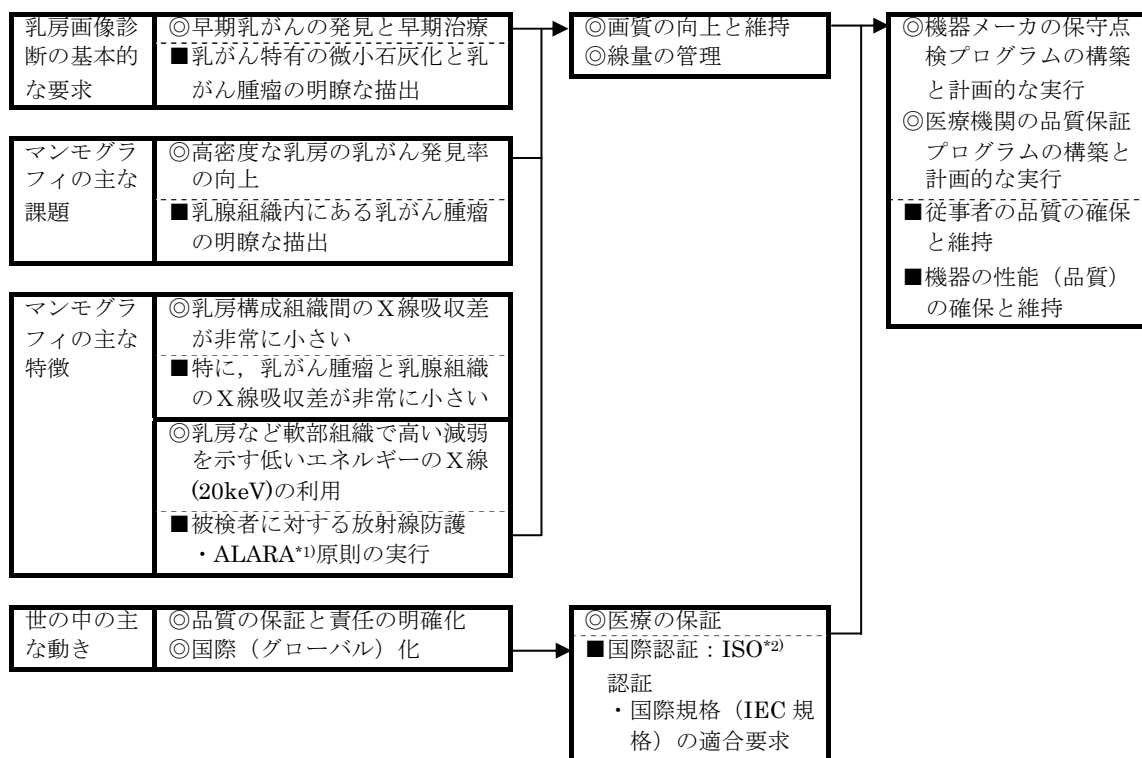
外科手術、救急室などで使用され、動かすことのできない患者に対して、装置各部の自在な動きによって必要なポジショニングができるよう設計されている X 線透視撮影システムである。一般に C アームと呼ばれる弓状のアームの両端に X 線管装置と I.I.-TV 映像装置が取り付けられ、それらの重量バランスがとられたもので、移動型システムと天井懸垂型システムがある。後者は大形化すると循環器検査用の C アームの分野に入る。

ここ数年のトレンドとしては外科手術の範囲を超えて本格的な循環器検査にも対応できるシステムも現れてきているが、ここでは従来の外科診断用システムを中心に解説する。

1.5.8.1 要求される機能と性能

(1) 清潔で軽快な C アーム

手術室での使用を目的とする外科用診断システムは患者および術者周囲の清潔を損なわないことが望まれる。また手術は長時間に及ぶ場合が多いため、C アームの位置決めは迅速に行えなければならない。



*1)ALARA は “As Low As Reasonably Achievable” の略語である。

*2)ISO : International Organization for Standardization (国際標準化機構)

図 1.5.7-6 マンモグラフィ技術の課題と医療に対する世の中の要求(例)



図 1.5.8-1 装置外観

手術室には種々の検査機器が置かれ手術台にもさまざまなアクセサリが取り付くので外科用診断システムは小型・軽量であることも重要である。

(2) 被ばく低減

長時間にわたる手術中の透視は患者や術者の被ばく線量の増大をもたらす。被ばく線量を低減する方法として、画像メモリを利用し、X線を間欠的に放射するパルス透視が有効であり、従来より用いられている。

(3) 良好な画質

IVR(Interventional Radiology)の普及に伴って細かいガイドワイヤも識別できる良好な透視画質が求められている。移動型である外科診断用システムには屋内コンセントから電源が供給されるが、この場合、電源容量は2~3kWであり一般的に大出力は期待できない。したがって画像処理装置と組み合わせることによりノイズ成分の除去や周波数処理による画像の改善を行うことが必須である。

1.5.8.2 構成要素

(1) X線発生装置

現在はインバータ方式が常識となり、周波数が高く低騒音な装置が一般的である。また装置全体を小形・軽量にまとめるため、X線管と高圧トランスを一体化したモノタンク方式のX線発生器が主流となっている。モノタンクに内蔵するX線管は、前述の小容量の電源のもとでの使用ということを考え合せると、固定陽極タイプが最適な選択と考えられる。

(2) X線管装置

X線管は固定陽極方式で二重焦点(例えば、0.5/1mm)を持つタイプが一般的で小焦点で透視、大焦点で撮影が行われる。通常焦点の大きさは小さいほどボケのな

い鮮鋭な画像が得られるが、焦点を小さくすればX線出力も制限されるため、組み合わせられる画像処理装置の画素サイズなどに応じて最適な焦点サイズが設定される。

近年はカテーテルを用いた手技が増え、それに伴って透視時間も増える傾向にある。透視時間が増えればX線管に蓄積される熱量も増大するため、放熱の問題は避けて通れない。モノタンクの構造としては熱を伝えやすいアルミ材を利用したり、陽極の熱を効率よく外装に伝える絶縁油の流路を確保することが重要になる。

(3) I.I.-TV システム

組み合わせられるI.I.サイズとしては6インチ~9インチの物が使用される。9インチについては電子ズームが効くタイプを使用するのが一般的で、四肢から頭腹部まで広く適用できる。しかし、整形を中心とする施設の場合には、周辺機器や手術台に取り付けられた多くのアクセサリをかいくぐって使用されるため、コンパクトな小口径のI.I.が好まれる場合もある。

TVカメラはもともと撮像管を用いていたが、最近ではCCDカメラを搭載した装置が主流となっている。CCDカメラはハレーションに伴う画像の焼き付きに強い。また、I.I.の後側にコンパクトに取り付け可能なため、I.I.をベッドの下側に潜り込ませて使用するケースでは、床や周辺機器との衝突の可能性が少なくなり大きなメリットがある。

(4) Cアーム台車

Cアームと呼ばれる弓状のアームの両端に、X線管装置とI.I.-TV映像装置を支持する。迅速な位置決めを可能にするためCアームの回転は手動で行われるが、そのためにはCアームが完全にバランスしていなければならない。Cアーム、X線管装置、I.I.-TV装置はそれらすべての重心が、Cアームの円弧中心に一致するように配置されている。

また、従来電動であったCアームの上下動についても、スプリングバランスを用いた手動操作が可能な製品も出てきており、すばやい位置決めが可能になっている。

X線管装置とI.I.-TV装置のケーブルは台車本体に導入されるが、これらのケーブルがCアームから垂れ下がり、Cアームが回転した時にケーブルが患者や周辺の清潔領域に触れることは非常に嫌われる。これを解決するために、ケーブルをCアームに内蔵した装置もある。ケーブルをCアームに内蔵するためには、外に高圧ケーブルが出ないモノタンク方式であることが有利に働く。

台車を軽快に移動させるためには足回りの構造にも配慮が必要である。回診用X線撮影装置とは異なり、移動範囲も手術室に限定されるため、軽さを最優先した樹脂キャストを用いるのが一般的である。台車の移動で透視エリアを追いかける場合に対応して、ステアリング機能により本体の平行移動を可能としている製品が多い。

(5) コリメータ

モノタンク式X線管装置の内部には、X線照射野を制限するコリメータが内蔵されている。一般的にコリメータは、手足の骨に沿って照射野を平行に絞り込むリーフを持つ。外科用診断システムはさまざまな方向から患部にアクセスするため、平行リーフは回転機能を持っており、骨の方向とリーフの方向を一致させることができる。また腕や脚など厚みが急に变化する被写体を対象にするため、平行リーフの前縁に半透過フィルタ部を有するものもある。

(6) 画像処理装置

外科用診断システムは大別して整形外科分野と脳神経外科を中心としたIVR分野で用いられ、要求される機能および仕様は各分野で異なっている。両分野に共通して言えることは、時間制限の厳しい術中での使用に対応する操作性の良さと、画像のリアルタイム性が要求されるということである。

(6.1) 整形外科を中心とするアプリケーション

整形外科では透視画像観察が主となり、撮影に関しても静止画像が大半を占める。透視画像改善のための

処理には下記のようなものがある。

- リカーシブフィルタ
画像を積分することでスムーズな画像を得る。最近では動いている部分の像がボケない動き検出タイプのものもある。
- アクティブウィンドウコントロール
表示系のダイナミックレンジをフルに活かして、透視像を最適なコントラストで観察するための機能。
- エッジエンハンス機能
輪郭を強調し画像観察を容易にする機能

(6.2) IVR(Interventional Radiology)を中心とするアプリケーション

例えば脳神経外科の分野では、脳動脈瘤に対するクリッピング後の効果確認など、血管造影撮影機能が要求され、画像処理には下記のようなものがある。この場合モニタは2台設置され、役割としては通常の透視画像を表示するモニタと処理された画像を表示するモニタからなる。

- DSA機能
造影剤が注入される前後の画像を引き算し、造影剤の画像のみを抽出する機能。
- マップ機能
透視上に白黒反転させたDSA像を重ね合わせ、血管地図を表示するIVR支援機能。

(7) 画像表示部

透視画像はTVモニタ上に表示される。透視をオフにすると直前の最終画像を表示するラストイメーজホールド機能を持っているものが一般的である。

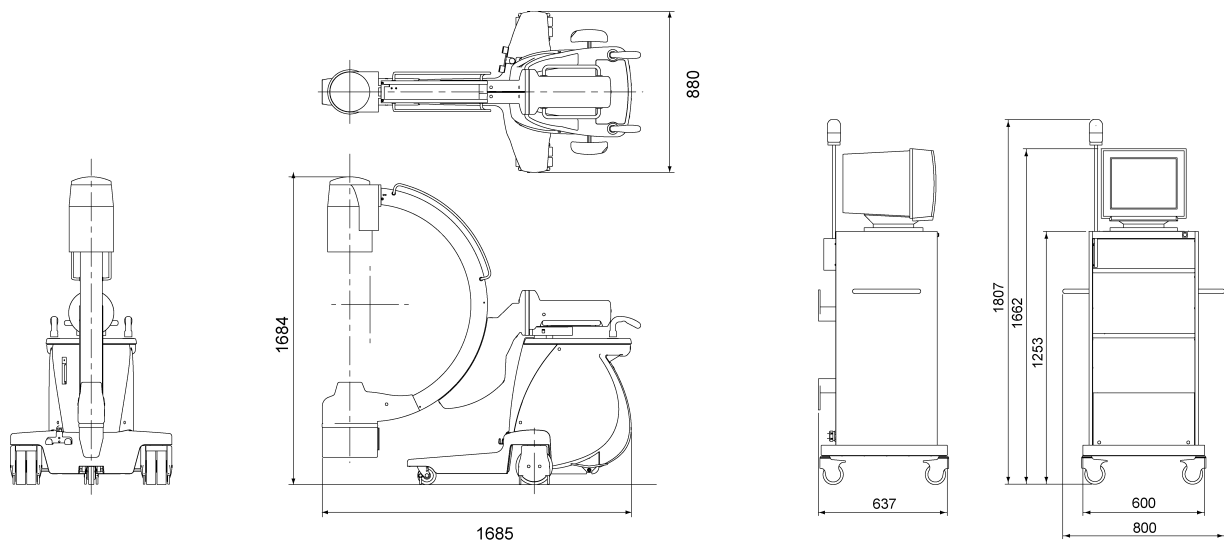


図 1.5.8-2 装置図

外科用診断システムはさまざまな方向から患部にアクセスするため、その方向によってはモニタ上に表示される画像も傾いてしまう。また I.I. が患者の上にくるか患者の下にくるかで画像の左右方向が入れ替ってしまう。それらを解決するため画像の回転機能、上下反転機能、左右反転機能がある。画像回転については I.I. の内部でカメラ自身を回転させるタイプや、モニタの内部で偏向コイルにより電氣的に画像を回転されるタイプがある。上下反転、左右反転についてはカメラコントロール部にて電氣的に反転させる。

1.5.8.3 安全および保守

(1) X線防護

このシステムは総ろ過3mm Al 以上であるが、一般的な透視装置に比べると一部規制緩和されている部分もある（例えば、最小 SSD は20cm以上、I.I.有効面積300平方ミリ以下の場合には可動絞りを取り付けなくてもよい）。したがって、術者はその特性を十分知ったうえでX線防護衣を着用するなどの、適切な対策を講じて安全を確保しなければならない。

(2) 非防ばく型

特別に防ばく型(AP 機器)と表示してある装置を除いて、一般的には防ばく型には設計されておらず、可燃性ガスの雰囲気中では使用できない。

(3) 接地

本システムは多くの場合クラス I 装置に分類され、接地工事は D 種接地工事が要求される。電撃防止のため使用時には必ず所定の3P コンセントに接続しなければならない。

(4) 機械的安全

(4.1) 安定性

転倒に対しては下記の規制が設けられている。

- ・最も不安定な姿勢にして、5度の傾斜で転倒しないこと。

- ・指定された搬送姿勢では10度の傾斜で転倒しないこと。

- ・最も不安定な姿勢にして、床から150cmを越えない個所に220N(23kgf)の力を加えても転倒しないこと。

(4.2) 衝撃

- ・2cmの段を手押しで乗り越えても各部の機能に支障のないこと。

- ・手持ちハンドスイッチは1mの自然落下に耐えること。

(5) 保守

装置の使用に当たってはメーカーが指定した項目について点検を行い、問題がある場合には修理のうえ安

全を確保しなければならない。修理は製造メーカーまたは認定を受けた修理業者によらなければならない。

1.5.8.4 今後の動向

(1) IVR(Interventional Radiology)システム

ここ数年、これまでの外科用診断装置の範囲を超えて本格的な循環器検査装置に匹敵する大出力X線管と高速大容量デジタル画像処理装置を搭載したシステムが現れてきている。今後は透視重視の整形外科システムと、DSAなどの循環器検査に対応するIVRシステムに2極化するものと思われる。

従来の整形システムに無いIVRシステムの主な特徴は下記のとおり。

- (a) 回転陽極タイプのX線管装置を搭載し大線量での動画撮影を行う。

- (b) 高速な画像処理装置と大容量の画像記憶装置を持ち、循環器検査における画像処理および保存が行える。

- (c) 大口径(12インチ)I.I.を搭載し、腹部臓器や頭部の視野をカバーできる。近い将来にはX線平面検出器(FPD)を搭載したシステムも製品化されるものと思われる。

- (d) コリメータには心臓カテーテルにも対応できる補償フィルタを内蔵している。

(2) 今後の課題

上記のように外科用診断システムは2極化の傾向があるものの、手術室またはそれに準ずる環境下で使用される以上、清潔であること・軽快で迅速な取扱いができること・安定したX線出力で見やすい画像が得られることなどの本質は変わらない。今後ともその本質を外すことなく医療現場の要望を取り入れつつ改善していく必要がある。

1.5.9 集団検診用システム

集団検診は、救命効果・疾病予防のための集団医学・集団診断学の考え方から、早期受診（普通と思われる人々の中から潜在性・進行性の無自覚症を拾いあげ、疾病の早期発見をめざし、早期治療へつなげる早期受診とその啓蒙）および健康管理（健康保持としての管理の手段に役立たせる事）を目的としている。

そして、この集団検診の成果は、その後も図1.5.9-1に示すように公衆衛生および臨床医学の両面にいろいろの形に現れており、集団の医学、診断の発展をうながしている。

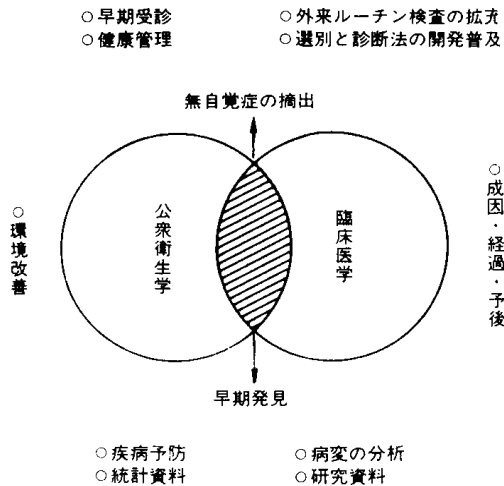


図 1.5.9-1 集団検診の性格と内容

1.5.9.1 集団検診システムの種類

(1) 集団検診の種類

集団検診システムとしての分類を列記する前に、集団検診の種類がどうあるのかを挙げる必要がある。それには、年令別、臓器別、疾患別と分類することができる。

[年令別]

- ・乳幼児検診 ・学童検診（循環器他） ・がん検診
- ・高血圧検診（循環器検診） ・老人（病）検診
- ・成人（病）検診（循環器，消化器，呼吸器他）

[臓器別]

- ・消化器検診（食道，胃，腸，肝，胆道疾患など）
- ・循環器検診（高血圧動脈硬化，心，腎疾患など）
- ・呼吸器検診（肺がん，喘息，肺気管支疾患など）
- ・婦人（病）検診（子宮がん，乳がんなど）

[疾患別]

- ・結核検診（呼吸器検診）
- ・糖尿病検診（成人病検診）

(2) 集団検診システムの種類

(1)項で掲げた集団検診を行うシステムは下記のように分類される。

[集団検診システム]

- ・胃集団検診システム ・子宮集団検診システム
- ・胃部集団検診システム ・超音波集団検診システム
- ・循環器集団検診システム
- ・学童心臓病集団検診システム
- ・乳房集団検診システム

これらの集団検診システムは、健康な人々の集団を対象としているため、診断能の向上、X線被ばく低減などをはかり、その診断部位に合わせて最も効果的な

システムに構成するのが重要な基本理念である。

これらシステムの中で、超音波集団検診システムおよび学童心臓病集団検診システムについては、放射線機器の立場から別個と考えられるので除外し、現在集団検診システムの主流である胃集団検診システムを中心に記述する。

1.5.9.2 胃集団検診システム

(1) 概要

わが国の胃がん死亡率は、年々減少しつつあるとはいえ、依然として国際的には最高位にあり、この胃がんおよびその他の慢性胃疾患の早期発見を主目的として、全国的に胃集団検診が行われており、毎年約600万人以上の人を受診し、年々増加の傾向にある。

胃集団検診者数の推移を図1.5.9-2に示す。

また、現在胃がんの早期発見という検診目的から食道がん、大腸がんを対象を拡げる傾向にあり、すでに食道と胃の同時検診が行われている。

(1.1) 集検方式

胃集団検診システムとして必要なことは、

- (a) 大多数の検診対象者は、健康人の大集団であり撮影線量をできるだけ少なくし、無用なX線被ばくを避ける。
- (b) 診断情報量の豊富な写真が常に得られ、診断精度が高い。
- (c) 多人数を対象とするため、検査に従事する医師、放射線技師の疲労が最小になるよう、装置の操作が簡単で、検診能率が高い。
- (d) システムとして検診車への搭載に適していることである。

(1.2) 検診方式の推移

胃集団検診は現在、I.I.間接撮影法を用いたシステムが主流であるが、その道程を追ってみると昭和35~36年ころまで屈折レンズカメラ方式であったが、約4倍の明るさを持つミラーカメラX線間接撮影法と線量の低減、診断精度の高い写真が進んできて、大集団の検査に重要な役割を果たしてきた。

図1.5.9-3にその推移について示す。

胃集団検診の方法としての間接撮影法について図1.5.9-3をもとに詳細に説明する。

屈折レンズカメラについては、古くから論じ尽くされており、ミラーカメラ間接撮影法以後について述べる。

間接写真の画質は、直接撮影写真に比べて劣っており、この差を少なくする努力が行われ、70mmミラーカメラ方式が出現したが、診断能の精度向上をはかる努力がさらに行われ、その結果100mmミラーカメラが開発された。

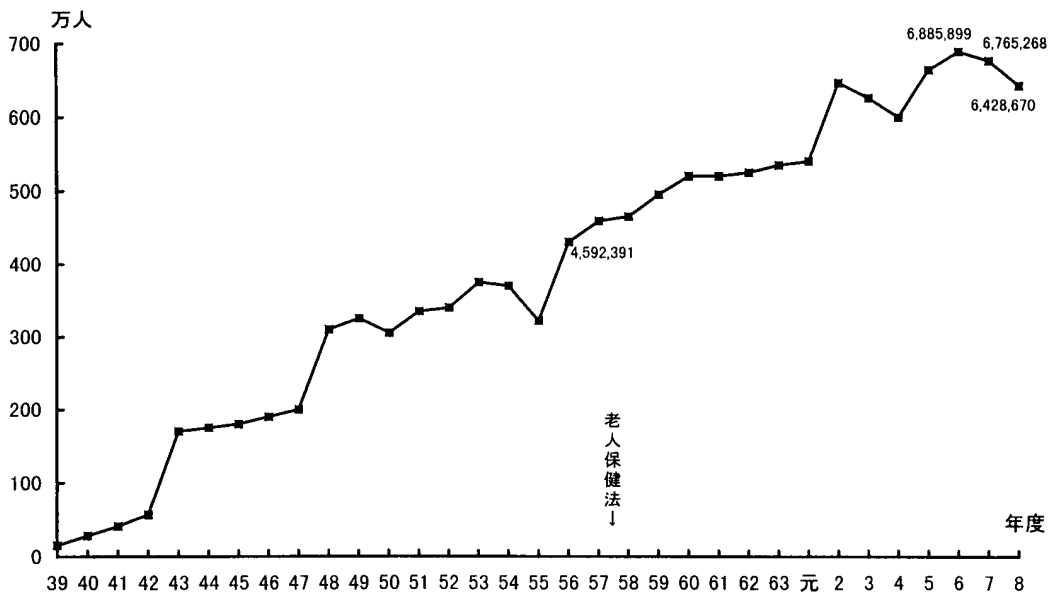
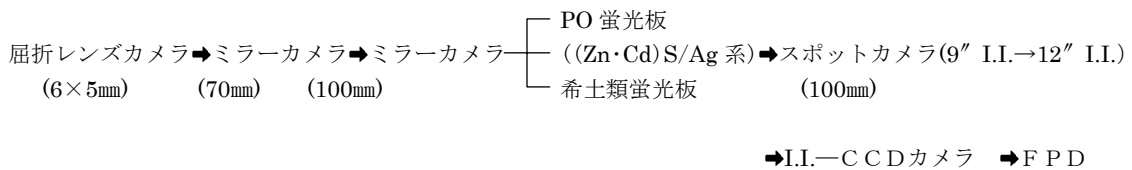


図 1.5.9-2 胃集団検診者の推移

〔胃集団検診装置〕



〔撮影法〕

立臥位充盈撮影法(4枚) → 立臥位充盈+薄層又は二重造影法(5~6枚) → 撮影術式および撮影体位8方法
 10種類, 充盈, 薄層または粘膜, 二重造影法(6枚) → (腹臥位粘膜, 腹臥位二重造影, いずれかの前壁像を含む
 6枚) + (立位充盈第一斜位像, 半臥位二重造影第二斜位像)の7枚(普及しつつある)

図 1.5.9-3 間接撮影法の推移

100mmミラーカメラは読影が容易となり、診断精度が上がったものの、直接撮影方式に比べ数倍の被ばく線量があり、問題視されはじめた。

ところが、昭和42年ころから、X線イメージインテンシファイヤ（以下、I.I.という）を使用し、その出力像をI.I.スポットカメラにより70mmあるいは100mmのフィルムに拡大して撮影するI.I.間接撮影方法が研究され、被ばく線量低減の有効な手段として脚光をあびてきた。

しかし、このI.I.間接像は、ミラーカメラ方式の間接像に比較し、画質的に劣り診断精度向上をめざしてきた診断医の意向に逆行するため、より微細な病変の描写ができるI.I.チューブの開発が期待された。そし

て昭和46年ころよりI.I.チューブが根本的に改良され、CsI（ヨウ化セシウム）の入力蛍光面を用いた高解像度I.I.が集検に採用されるようになった。

この高解像力I.I.の画質は、従来I.I.に比べ解像力、コントラスト、輝度の全般にわたり診断精度も向上し、読影も容易になった。そしてミラーカメラによるX線間接撮影法に比べて、写真の解像力は同等またはそれ以上となり、また撮影線量が格段に少ないため、診断能、被ばく線量低減の両面で使用され始めた。

しかし、間接写真として視野の大きさに問題が残った。この時点ではI.I.の入力蛍光面の大きさが9インチであり、胃全形が1枚のフィルムに撮影されることは少ない。そのため撮影枚数を増やさなければならず、

また撮影のための位置決め透視時間も長くなり、決して被ばく線量の点で有利であるとはいえない。そこで出現したのが、フィルムの四ツ切にほぼ相当した入力蛍光面の大きさをもつ12インチ I.I.であり、1つの胃集団検診システムとしての方向づけができたのである。

このように撮影用カメラや撮影方法が急速に進歩すると同時に、透視についても改良がなされてきた。

蛍光板像を観察する方式が踏襲されてきたが、X線テレビ装置の発達につれ、2インチイメージオルシコンを使用してテレビ透視を行う方式、さらには I.I.間接撮影方式に1インチのビジコン系 X線テレビ装置を組み合わせ、透視像を明るいテレビ像として観察でき、検診能率の向上、被検者の X線被ばく線量を減少させることが可能になり、現在、X線テレビ付の胃集団検診装置が主流となっている。

また、近年では I.I.より入力した画像を間接フィルムでなく、CCD カメラを用いたデジタル画像処理を行い、リアルタイムにスポットフィルムカメラ相当の画質で TV モニタに表示可能とする DR 装置が定着している。さらに最近では前述の I.I.-CCD カメラ方式によるデジタル化とともに固体平面検出器を用いた FPD 方式によるデジタル化も実用化されている。

撮影フィルムを現像する手間がなく、またデジタル情報であるため、保管スペースも少なく後日の検索も容易なことから、今後の主流となっていくものと考えられる。

(2) 原理

胃集団検診としての間接撮影法の画質向上、被ばく線量低減の歴史について記述した、これら各方式の透視、写真撮影法の原理を説明する。

屈折レンズカメラ方式、蛍光板観察透視併用のミラ

ー間接撮影方式は、現在実用的でないので省く。

(2.1) ミラー間接撮影方式

このシステムは、図1.5.9-4に示したようにミラーカメラとテレビ系を結合したものである。

まず透視時には回転ミラー（反射鏡）と高感度のイメージオルシコンを用い、蛍光板上の像を直接撮像して明るいテレビ像として透視を行い、写真撮影時は回転ミラーを退避させてミラーカメラを使用するものである。

(2.2) I.I.間接撮影方式

このシステムは、図1.5.9-5に示すように I.I.を使用した X線テレビジョンシステムにおいて I.I.の出力蛍光画像をテレビ像として透視し、写真撮影時は光分配器の回転ミラーを180°回転させて70mmあるいは100mm スポットフィルムカメラを用いて撮影する方式である。

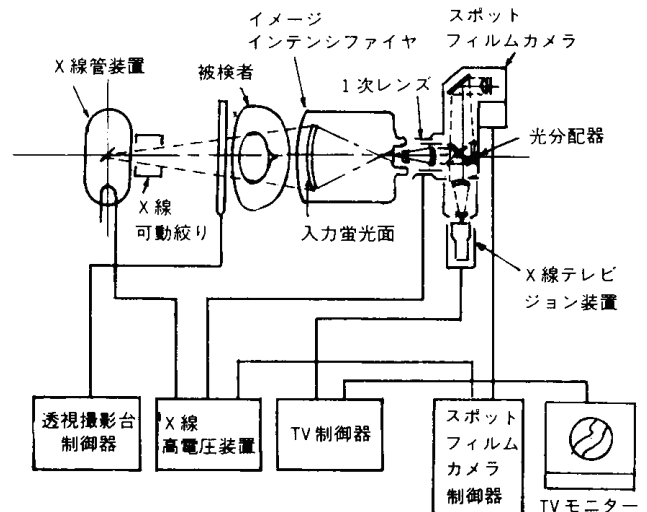


図 1.5.9-5 I.I.間接撮影方式

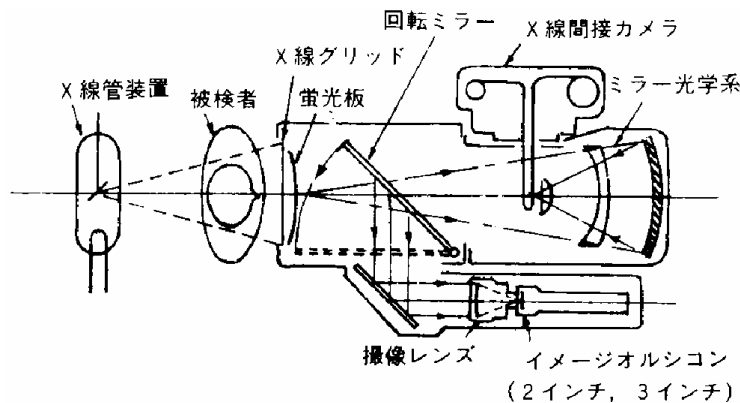


図 1.5.9-4 X線テレビ付きミラー間接撮影方式

(2.3) モニタ面間接撮影方式

本方式は、テレビ系の最終出力であるモニタ画像を撮影する方式で、前記2方式に比べて写真解像力の点で劣るが、撮影時の被ばく線量も少なく、透視中の任意のタイミングで撮影可能という点で、一次的な胃集団検診としては捨て難い。

(2.4) DR (デジタルラジオグラフィ) 撮影方式

本方式は、近年高解像度の CCD カメラが開発されて

きたことにより CCD を使用したテレビ系の出力を画像処理して撮影する方式で、写真解像力でもほぼ直接撮影に匹敵し、撮影時の被ばく線量も少ない方式である。撮影後のフィルム処理が不要で、画像も DVD など大容量記録メディアに保管でき、過去画像の検索表示も容易にできることから、今後の主流になっていくものと思われる。図1.5.9-6にシステム構成の概要を示す。

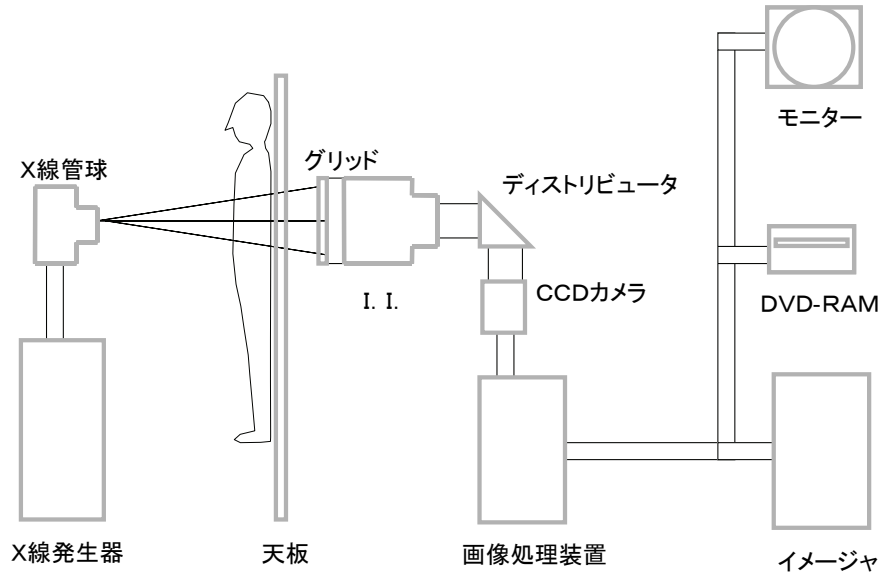


図1.5.9-6 I.I.を用いた DR 撮影方式

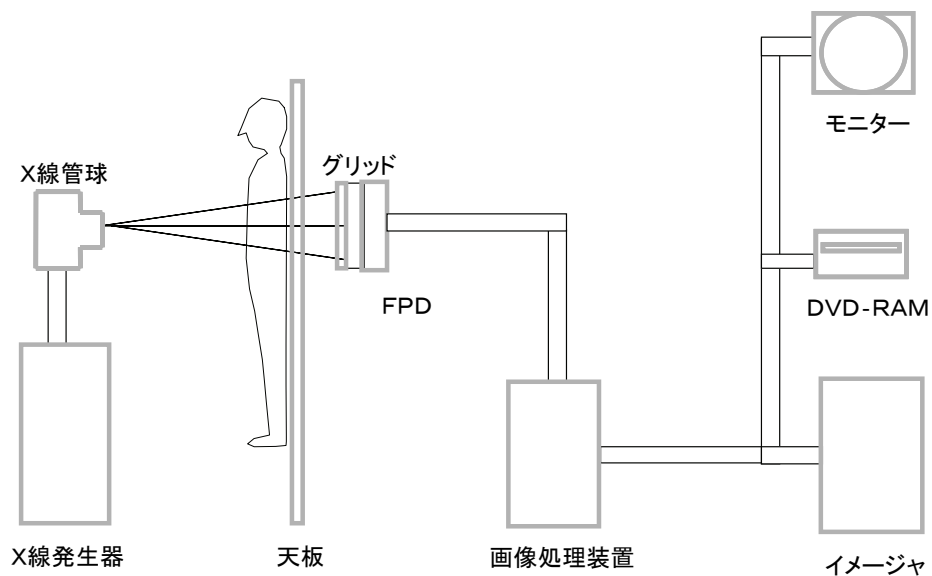


図1.5.9-7 FPDを用いた DR 撮影方式

(2.5) FPD を用いた DR 撮影方式

このシステム例を、図1.5.9-7に示す。近年大視野の固体平面検出器(FPD)が開発されてきたことにより、X線をFPDで検出して電気信号に変換し、画像処理を行って撮影する方式で、(2.4)と同様に写真解像力でもほぼ直接撮影に匹敵し、撮影時の被ばく線量も少ない方式である。撮影後のフィルム処理も不要であり、画像もDVDなど大容量記録メディアに保管可能で、過去画像の検索表示も容易にできる。視野サイズがI.I.の円形サイズより大視野の四角形となり、構造的に周辺の歪みもないため今後の主流になっていくものと思われる。

(3) 構成

各方式の基本的構成は、(2)項の原理の中で述べたが、図1.5.9-5のI.I.間接撮影方式を使用した胃集団検診車システムについて説明する。

構成として下記の装置に分類できる。

- (a) 透視撮影台
- (b) X線高電圧装置
- (c) X線管装置
- (d) X線可動絞り
- (e) イメージインテンファイヤ
- (f) 光分配器 (光学系)
- (g) X線テレビジョン装置
- (h) スポットフィルムカメラ

個々の装置の説明は、1.3章にゆずることとする。

(4) 性能

胃集団検診システムに要求される性能については(I.I.)集検方式の項で説明した。また診断能の精度向上、被ばく線量の低減の手法についても述べたが、ここでは、精密検診としての直接撮影法とミラー間接・I.I.間接撮影法の比較をM.T.F.について図1.5.9-8、被ばく線量について表1.5.9-1に示す。

(4.1) M.T.F. 特性

図1.5.9-8から、直接撮影方式と比較にならないが、高解像度I.I.を使用し小焦点X線管を使用したI.I.間接撮影方式は、ミラー間接撮影方式より良いことがわかる。なお、9インチサイズの方が解像力は良いために12インチサイズよりM.T.F.特性は良い。

(4.2) 被ばく線量

表1.5.9-1から、I.I.間接撮影方式やDR撮影方式を採用することにより、被ばく線量はミラー間接撮影に比べ約1/7、直接撮影に比べ約1/4となり、圧倒的に有効であることがわかる。なお、I.I.を用いた撮影方式ではI.I.の入力蛍光面の視野が狭くなるにつれ、輝度(変換係数)の差による撮影時の被ばく線量の増大、

臓器の位置合わせの難易差による透視時の被ばく線量の増大がみられる。

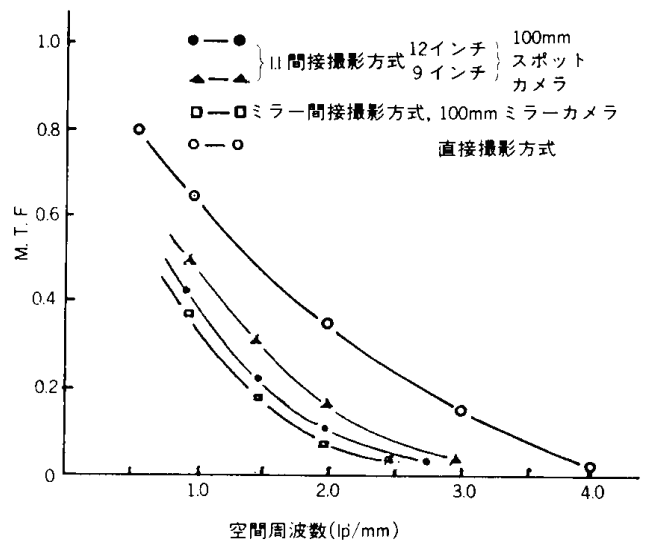


図 1.5.9-8 M.T.F. 特性

(4.3) 粒状性

I.I.間接撮影方式とDR撮影方式は、前述の撮影条件からもわかるように極めて微量のX線で撮影ができる。しかしX線量が極端に減少してくると、X線量子のゆらぎによる雑音が画面上に現われてくるが、この系では入力蛍光体の吸収過程におけるX線量子数が系の雑音に対して支配的である。

そのため一般的に、I.I.間接撮影方式とDR撮影方式は、直接撮影・ミラー間接撮影に比し粒状性に劣る。

(4.4) その他

撮影条件から間接撮影方式は、短時間撮影が可能であり、動的臓器など運動によるボケのない画像が得られることも大きな特徴である。

また、現状の一般的な直接撮影方式は、200mA以上のX線管電流を必要とするので、X線管焦点は0.8mm以上のものを使用している。しかし、I.I.間接撮影とDR撮影では、0.3または0.6mm程度の小焦点での撮影が可能である。

1.5.9.3 胸部集団検診システム

(1) 概要

結核対策として、昭和22年の保健新法の制定、さらには昭和26年の結核予防法が公布されるに至り、全国民が健康診断の対象となった。この結果、第1位であった結核による死亡率は減少しはじめ、昭和40年代に入り、減少速度も加速した。

この結核も予防法が徹底し、ほとんどなくなってきたが、肺がんがクローズアップされてきた。以来、結核検診に便乗した形ではあるが、早期肺がんを目的と

表1.5.9-1 各システム別被ばく線量の比較

項目		システム	I. I. 間接撮影		ミラー間接撮影	直接撮影	DR 撮影 (I.I.-CCD)	DR 撮影 (FPD)
			12" I.I.	9" I.I.	100mmミラーカメラ			
撮 影	診断能	解像力 p/mm 画質 像の歪	2.5~2.8 粒状性有 糸巻き型	2.5~3.2 粒状性有 糸巻き型	2.5 良 ほとんど無し	4.0 優 ほとんど無し	3.0~4.0 優 ほとんど無し	2.7~3.3 優 なし
	撮影条件	管電圧 kV	80	80	100~110	70~90	80	80
		mAs	1	2	20	10~20	1	1
		皮膚線量 mR/回 線量比	100 1/10	200 1/5	1000 1	300~400 1/3	100~130 1/9	90~120 1/10
透 視	診断能	解像力 mmφ 画質	0.45 良	0.45 良	0.7 やや劣る	0.45 良	良	良
	透視条件	管電圧 kV	80	80	100~110	80~90	80	80
		管電流 mA	1以下	1以下	1以下	1以下	1以下	1以下
		皮膚線量 R/m 線量率比	1以下 1/4	1以下 1/4	3以下 1	約1.5 1/2	1以下 1/4	1/4~1/2
1人当り 総線量	R	1以下	1以下	6~8	3.9	1以上	1以上	

透視1分, 撮影6枚, ただし9インチは8枚

した集団検診に有意義性が見い出されてきた。

(2) 集検方法

胃集団検診と同じように、X線間接撮影による方法が肺がん集検の主軸である。そのほとんどが70mm~100mmミラーカメラによる間接撮影方式である。原理、構成などについては、透視台の違い、透視の有無の違いはあるが撮影方法の内容は同じであるので、ここでは省く。

1.5.9.4 安全

胃集団検診システムは、主に I.I.間接撮影装置を搭載した胃部集団検診車である。ここでその検診車としてのシステムを組込む上での安全について述べる。

検診車は、比較的広範囲にわたり機動性を発揮するとともに、短時間に多人数の被検者を扱うため、その機能の完備が要求される。反面、人家の近く公衆の中で検診を行う場合が多いこと、普通の健康人を扱うことで安全性に特に留意しなければならない。

その危険防止として下記に列記する。

(1) 機械的事故防止

透視撮影台に関する内容であり、主に、

- (a) 受診者の出入が容易なようにコンパクトであること
- (b) 肩当てや踏台に配慮されていること

(c) 透視撮影台の立位での速度ダウンや立位から倒動時の水平位一時停止などの配慮がされていること

(d) 非常時の停止ボタンが備えられていることなどがある。

(2) 電撃防止

X線装置の絶縁抵抗はもちろんのこと、検診車全体の総合絶縁抵抗を決め、接地回路には特に留意する必要がある。

(3) X線被ばくの防護

X線の利用線錐の配慮された可動絞りの利用や、車体壁外へのX線漏えい防止の配慮が必要である。

1.5.9.5 保守点検

被検者の安全を確保しダウンタイムを少なくするためにも下記の点検をする。特に装置によって特有の注意事項のある場合があるので、各装置の取扱説明書を参照する。

(1) 始業点検および日常の点検

装置周囲の点検、ネジのゆるみ、ケーブル類の異常、動作時の障害物、付属品(踏台,にぎり,肩当など)の固定点検,汚損点検,車載の場合固定装置などの解除.装置のウォームアップをし,異音・振動などが無いこ

とを確認する。(内容は装置によって異なることもあるので、取扱説明書を参照する.)

(2) 定期点検

各装置によって定められた定期点検があるので、装置の性能を維持し安全を確保するため、点検を実施する必要がある。

1.5.9.6 今後の動向

集団検診は集団の医学、集団の診断学の考え方から日本消化器集団検診学会を中心に種々の集検に関する研究がなされている。今回記述しなかった乳がん、子宮がん、さらには最近増加傾向にある大腸がんを含め「がん検診」として総合的に集団検診が必要になってくるものと考えられる。また、最近の電子、コンピュータ機器の発達により現在のスポットフィルム撮影診断から、デジタル画像処理診断へと進んでいくものと考えられる。

1.5.10 一般撮影用システム

本章で述べる一般撮影用システムは、患者に造影剤を注入するといった特別な処理をすることなく、また特殊な装置を用いることなく行う単純撮影を中心とした診断システムである。診断部位としては特に限定を設けるものではないが、消化器系や循環器系などの診断がそれぞれ専用の装置で行われるのに対し、胸腹部・頭部・頸部・四肢などの骨格系の診断が中心となっている。

比較的簡単な撮影で豊富な診断情報が得られることや、検査に苦痛を伴わないこと、胸腹部や骨格系の異常を訴える患者が多いことなどにより、検査件数が非常に多いことがこの分野の特徴である。また、得られた撮影像から直接診断を下す以外に、他の画像診断や検査を計画するための情報を得る役目も併せ持っている。

1.5.10.1 要求される機能

造影剤を用いない単純撮影が主で、造影剤を体内の必要な部位に導いたり造影剤の流れを追ったりするような機能が必要でないため、一般には透視機能は備えていない。このため、患者を所定の状態に位置決めする、X線の照射範囲を決める、X線を照射して撮影像を得る、といったX線装置にとって最も基本的な機能があればほぼ用を足す。しかし、上述したように検査件数が非常に多いことから、検査を短時間にかつ的確に行う必要があるため、次のような要素がシステム全体の評価を左右する

- (a) 良好な画像を再現性よく撮れる
- (b) 特別の技量を必要としない
- (c) 検査を受ける側、行う側の負担にならない
- (d) 耐久性があり、故障が少ない
- (e) フィルムなどのランニングコストの低減

1.5.10.2 基本構成

一般撮影用システムは、用途に応じて次のような基本ユニットを組み合わせて構築される。

- (a) 立位式撮影台、水平式撮影台などの患者を支えて位置決めする機器
- (b) X線管保持装置、可動絞りなどのX線照射位置を決める機器
- (c) X線高電圧装置、X線管などX線発生系の機器
- (d) 透過したX線像を映像化するブッキー装置

ブッキー装置は、散乱線を除去するグリッド、最適な曝射量を制御する自動露出装置、およびX線像を映像化する検出器より構成される。検出器としてフィルムカセット、CR、FPDなどがある。

図1.5.10-1に床式保持装置／立位式撮影台／昇降式撮影台にFPDを搭載したシステムの例を示す。

各ユニットの詳細な説明は1.3章にゆずり、システムを構築する観点から見た主要ユニットの特徴や機能を以下に説明する。

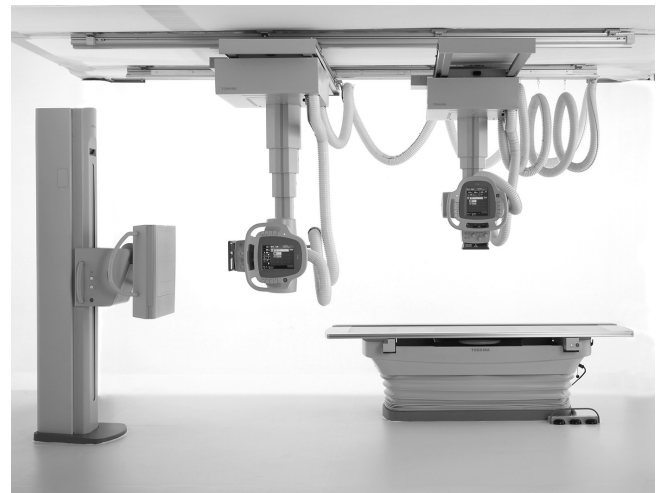


図 1.5.10-1 デジタル一般撮影システムの例

(1) X線高電圧装置

一般撮影用システムで最も多く行われる胸部単純撮影では、脊椎や気管支、大動脈などが重なる縦隔部とX線透過率の大きい肺野を一枚のフィルム上に描出しなければならない。さらに、胸隔全体が肋骨に覆われていることや心臓の拍動もあることから、診断に有用な情報に富む撮影像を得るには高電圧・短時間で撮影を行うことが多く、そのような条件で安定したX線

を発生できることが必要である。このため、比較的小容量の電源でも短時間特性に優れ大容量のX線を発生できるインバータ方式が、単相・3相全波整流方式に代わってX線高電圧装置の主流になっている。

また、専用の診断システムと異なり診断部位が多岐にわたることから、撮影条件の設定もそれぞれの部位に合わせて適切に設定する必要がある。そのような労力をできるだけ減らし、経験の浅い術者でも容易に適正条件の設定ができるように、撮影部位と撮影条件を登録して簡単に呼び出せるような工夫を行っている装置が多い。

(2) 水平式撮影台

骨格系や腹部の撮影で患者を載置する通称ブッキーテーブルとよばれる水平式の寝台であり、天板下に検出器（カセット、CR、FPD）を装着するブッキー装置が取付けられている。

天板には固定式とフローティング式があるが、診断部位の位置決めは後者が勝る。

また患者の乗り降りを容易にしたり、天板上に患者を立たせて撮影する手技の安全を考慮して、最近では天板の高さが昇降可能な撮影台の普及が著しい。また省力化の観点からフィルムを使用した場合は、カセットレスのフィルムチェンジャを組み込んだタイプ、さらには自動現像機にフィルムを自動搬送するタイプもある。

(3) 立位式撮影台

立位式撮影台は主に胸腹部の撮影に用いられる。

通称ブッキースタンドとよばれ、カセットを1枚1枚装着するタイプと、カセットレス方式のフィルムチェンジャタイプ、近年では、デジタル化可能なCR・FPDなど搭載したものが増えている。撮影サイズとして胸部など広範囲にわたり撮影するため、半切フィルムを使用できるタイプが主流である。また、ブッキースタンドには、頭部や四肢の撮影にも使えるようにブッキー装置を前後に角度付けしたり、水平位に位置を変えられる、いわゆるチルト機能を持ったものもある。

フィルムチェンジャタイプは検査件数が多いほど省力化の効果は大きいですが、カセットタイプと同等の画質を得るには、フィルムと増感紙の密着とメンテナンスが重要となる。立位式撮影台としてより省力化を進める観点から、次のような機能を備えるものも多い。

- (a) 患者の体格に合わせて検出器の上下位置を調整すると、X線管保持装置側のX線管位置が自動的に追従する機能
- (b) 撮影サイズを切り替えると可動絞りの開度も自動的に設定される機能

- (c) フィルムを使用する場合、フィルムチェンジャと自動現像機をフィルム搬送ユニットで直結する機能

(4) X線管保持装置

X線管を支持・位置決めするためのユニットであり、大別すると天井式と床式がある。どちらでシステムを構築するかは使用目的によるが、天井式は天井に設置したレールに沿って縦横の広い範囲を移動できるため、複数の撮影台を1つのX線管でカバーできるほか、ストレッチャや車椅子の患者を撮影台に移すことなく撮影できるなどの利点がある。また、使用しない時には邪魔にならない天井位置に退避させることができるため、検査室を多目的に使用するのに適する。ただし、天井の補強工事が必要なため、初期投資は床式よりも多くかかる。一方、床式保持装置は、床上一方向にしか移動できないためにX線管の位置決め範囲が制限される。したがって、検査室の用途も自ずから限定されるが、天井の補強工事が不要で比較的簡便に設置できるメリットがある。いずれの方式の保持装置にも、次のような機能は共通に必要である。

- (a) 軽い力で容易に位置決めできる
- (b) SIDの設定が簡単かつ精度よくできる
- (c) 多用する垂直方向や水平方向へのX線管の位置決めが簡便にかつ精度よくできる
- (d) 位置決め動作時の振動が迅速に収まり、かつX線管の陽極回転で振動したりしない

なお保持装置は、X線管を被検者の真上で懸垂することから、その安全性については他の機器以上にきびしいものが求められることはいうまでもない。

(5) X線可動絞り

X線可動絞りは、X線の照射野を絞り込んで不要なX線をカットし、不要な被ばくを防ぐとともにX線写真の画質を高めることが主用途である。また、X線照射位置を決めるための機能を持つ。すなわち、可動絞りには通常ハロゲンランプが備えられており、X線の照射範囲を光で操作者に示す。操作者はその光の範囲を見ながらX線照射範囲を調整するだけでなく、被検者の体位を変え、保持装置の位置を調整し、ブッキー装置の位置を合わせる。このように一連の撮影準備作業が可動絞りの光照射野を頼りに行われるため、十分な照度と照射範囲を明瞭に示すための周辺部のコントラストが重要になる。X線の照射範囲と光照射野が一致していることは当然必要であるが、ハロゲンランプやX線管には寿命があり、それらを交換するとランプのフィラメント位置やX線の焦点位置が変わってその一致がずれる。したがって、X線照射野と光照射

野を一致させるための調整機構は、可動絞りに必須である。

(6) 透視撮影台

上述したように一般撮影用システムには透視機能は必ずしも必要ないが、整形外科領域での整復術やポジショニング困難部位の確認などに、図1.5.10-2のような、撮影台にイメージインテンシファイアを取り付け、透視可能にしたものもある。また、1つの検査室でできるだけ多用な診断に対応できるように、透視撮影台を中心にして一般撮影システムを構築する例も見られる。例えば欧米では、天板下にブッキー装置を組み込んだアンダチューブタイプの近接式透視撮影台を中心に、保持装置で支持した第2管球とブッキースタンドを組み合わせ、広範囲の用途に対応しているシステムが多く見られる。



図 1.5.10-2 透視機能を備えた一般撮影システム例

1.5.10.3 今後の動向

近年、17×17"サイズおよび可搬型のデジタル X 線検出器(FPD)が開発・製品化されるようになり、今後、CR とともに一般撮影システムのデジタル化、ネットワーク化を推進することは間違いない。

デジタル化により画像処理による診断能の向上や被ばく線量の低減などに加え、PACS・RIS などのシステムと連携して、ワークフローの向上、フィルムレスでのデータ保存、モニタ診断など、検査件数の多い一般撮影用システムのデジタル化するメリットは大きい。また長尺撮影・断層・エネルギーサブトラクションなどのアプリケーションが充実する方向にあり、新たな診断価値を提供するであろう。

さらにデジタル化の波は、従来、フィルムシステムが中心であった小病院や診療所にも拡大方向にあり、遠隔診断、病診連携などが一般的になるものと思わ

れる。

1.5.11 断層撮影システム

従来、断層撮影とは CT のような演算処理を伴う方法とは異なり、X 線焦点とフィルムと被検者の特定断面がつねに直線上に並び、フィルムと断面は平行となるようにし、X 線フィルムに多方向から X 線を照射して画像を蓄積することで、断層面の上下に位置する組織、器官の像をぼかし、見ようとする断層面を相対的に強調した X 線像として得るのが基本的な原理である。これにより病巣の立体的な状態（位置、大きさ、形状）を知ることができる。しかし、最近 CT 等では立体像を得られ、任意断面像の取得が可能になったため、断層撮影装置の需要は漸減方向にある。ただし、立位での体重のかかった状態での断層像等、他の機器に対する利点はなお存在する。そのため、近年の FPD の普及にとめない、FPD を組み合わせて画像処理を行なうなど機能向上を図った断層撮影システムが登場している。

1.5.11.1 原理

(1) 基本原理

X 線管装置とフィルムもしくは FPD(以下、"受像部"とする)が幾何学的に一定の条件を保った状態で、一点を中心に移動しながら X 線を照射することで断層像を得ることができる。図1.5.11-1において、X 線管装置(焦点)と受像部は点 O を中心に互いに平行な直線上をそれぞれ反対方向に移動する。このとき O の投影像は焦点が F₁の位置では O₁に、焦点が F₂の位置では O₂に写し出される。つまり焦点が F₁から F₂に移動すると、点 O の投影像も O₁から O₂に移動する。しかし、このとき受像部も同時に O₁から O₂まで移動するため、結果として点 O の投影像は受像部上に点として写し出される。

次に、点 O を含む受像部に平行な平面上の点 P の投影像について見ると、点 O の場合と同様に焦点の移動に伴ってその投影像は P₁から P₂に移動する。ここで点 O と焦点との距離を D、点 O と受像部との距離を d とすると、

$$\frac{\overline{F_1F_2}}{\overline{O_1O_2}} = \frac{D}{d} \quad \frac{\overline{F_1F_2}}{\overline{P_1P_2}} = \frac{D}{d} \quad \therefore \overline{O_1O_2} = \overline{P_1P_2}$$

となり、P₁P₂も受像部の移動距離 O₁O₂と等しくなるため点 P の投影像も受像部上に点として写し出される。ここで点 O を含む受像部に平行な平面を断層面と呼ぶ。

次に、断層面から上に h だけ離れた点 Q についてみると点 Q の投影像は Q_1 から Q_2 に移動するが、ここで

$$\frac{\overline{F_1F_2}}{\overline{O_1O_2}} = \frac{D}{d} \quad \frac{\overline{F_1F_2}}{\overline{Q_1Q_2}} = \frac{D-h}{d+h} \therefore \overline{O_1O_2} < \overline{Q_1Q_2}$$

となり、 Q_1Q_2 と受像部の移動距離 O_1O_2 が異なるため点 Q の投影は受像部上には点としては投影されず、 $Q_1Q_2 - O_1O_2$ の長さの直線像として写し出される。つまり、断層面の上下にある物体の像は受像部上では直線状のぼけ像となり断層面から離れるほど、ぼけ量が大きくなりかつ濃度も薄くなる。

このように断層撮影では、断層面以外の情報もぼけ像として受像部に写し込まれるため、CT のような断面の断層像（スライス像）を得ることはできないが、縦断面像を得ることができる。また、前述のように受像部の移動と投影像の移動が一致すれば断層像を得ることができるため、焦点と受像部は点 O を中心とした円弧上を移動（円弧運動方式）してもよい。さらに、単純な直線軌道だけでなく円や渦巻軌道（多軌道方式）であっても断層写真を得ることができる。複雑な軌道により断層面以外の像がさらにぼかされて断層面の像との濃度差が大きくなるため、より鮮明な断層像を得る撮影方法として用いられている。

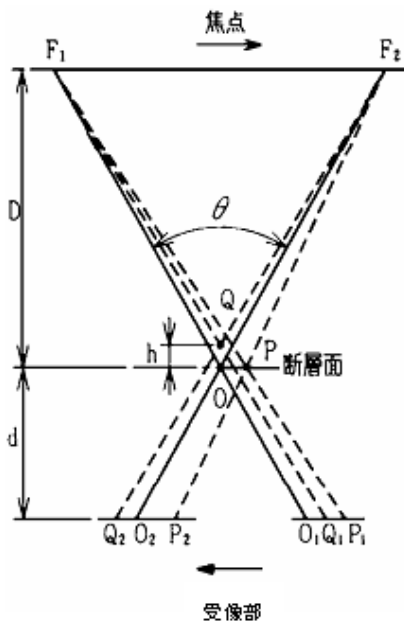


図 1.5.11-1 断層撮影装置の原理

(2) FPD による断層撮影

原理は(1)と共通だが、受像部を FPD とした場合には画像読み出しが充分早ければ画像は一枚ではなく、X

線入射角度が異なる多数の画像として得ることができる。これらの画像を単純に重ね合わせると、従来どおりの断層像を得られる。ただし点 Q を映し出した点を一致させて重ね合わせると装置の動作中心である断層面から h だけ離れた面の断層像を得ることができる。これをシフト加算法という。それぞれの画像は下記の式で表される量だけずらす(シフトする)ことになる。

$$\text{画像のシフト量} = (D+d)\tan(\theta/2)(h/(D-h))$$

$D=900\text{mm}, d=100\text{mm}, h=50\text{mm}, \theta=40^\circ$ の場合にはシフト量は 21.41mm となる。図の場合では、左端と右端がそれぞれ 21.41mm ずつシフトして重ね合わせるため、すべての画像が重なる画像の幅は撮影された画像に対して 42.82mm 狭まることになる。

このように一回の撮影から多数の断層画像を得ることが可能であり、撮影回数の低減を図ることが出来る。また、断層画像はそれぞれの画像の和で表されるため、ボケるように動いている部分を取り除くなどの画像処理を行うことも可能である。また、CT で使用されるフィルタ逆投影法(Filtered Back Projection法)を用いた画像再構成法もある。

1.5.11.2 方式

断層撮影装置は次のように分類することができる。

- X線管装置と受像部の移動方式による分類
 - ┌ 平行平面運動方式
 - └ 円弧運動方式
- X線管装置（焦点）の軌道による分類
 - ┌ 直線軌道方式
 - └ 多軌道方式

(1) 平行平面運動方式と円弧運動方式

これらの方式の一般的な比較を表1.5.11-1に示す。

(2) 直線軌道方式と多軌道方式

X線管装置（焦点）を天板面から見たとき、焦点が被検者の長手方向にのみ直線移動する直線軌道方式と図1.5.11-2に示すようなさまざまな軌道で移動する多軌道方式とがある。



図 1.5.11-2 多軌道方式の軌道例

表1.5.11-1 平行平面運動方式と円弧運動方式の比較

	平行平面運動方式	円弧運動方式
装置の概要	<p>焦点と受像部は断層面に対して互いに平行に移動する</p>	<p>焦点と受像部は断層面に対して互いに円弧に移動する</p>
断層面調整	支点を上下動させて行う 天板（被検者）は固定	天板（被検者）を上下動させて行う 支点は固定
拡大率	支点が上下動するため断層面の位置により変化する	支点が固定のため断層面を変えても一定
X線焦点～受像部間距離	支柱が傾斜するに従い大きくなる	支柱の傾斜に関係なく一定
天板面～受像部間距離	天板が上下動しないため小さくできる	天板が上下動するため大きくなる
装置の構造	X線管装置、受像部ケースを平行平面にガイドする機構を要するため、全体が枠によって囲まれている	X線管装置と受像部ケースが支柱の両端に支持されガイド機構が不要なため、支柱が外部に現れている

一般的に直線軌道は短時間撮影が可能であり、肋骨を消す方向にぼけ像が出るため無呼吸で行う胸部に多用される。多軌道は直線軌道に比べると撮影時間は長くなるが、ぼかし効果が大きくコントラストの良い断層像を得ることができるため頭部（耳鼻科領域も含む）、関節、胆のう撮影などに用いられる。

1.5.11.3 機能

一般的な断層撮影装置の機能を下記に示す。

(1) X線の照射角度 (図1.5.11-1のθ)

直線軌道の場合 $5^{\circ} \sim 60^{\circ}$ 、多軌道の場合 $5^{\circ} \sim 48^{\circ}$ の範囲内で選択された軌道（直線、円、楕円、渦巻、ハイポサイクロイド）を移動する。照射角度が大きいくほど薄い断層像を得られる。 5° 程度の小さい角度の撮影はゾノグラフィ(zonography)と呼ばれ、コントラストを重視するとき用いられる。

(2) 撮影時間

断層の場合の撮影時間は断層装置側で設定される。直線軌道方式は、X線照射角度ごとに高速から低速まで2~4段階で撮影時間を設定でき、それに応じてX線管装置の移動速度が調整される。多軌道方式は、軌道ごとにX線管装置の移動速度が固定されているため軌道の選択により撮影時間が設定される。

(3) X線焦点～受像部間距離(F.F.D)

120cm~160cmが一般的である。X線焦点～受像部間距離が大きく、かつ、受像部と断層面の距離が小さいほど拡大率 (図1.5.11-1の場合 $1 + d/D$ の値) が小さくなり鮮鋭度の良い写真が得られる。

(4) 断層面移動範囲

断層面の位置は天板面からの高さで表され、0~250mmの範囲内で設定できる。位置決めなどのための連続移動と、1回撮影するごとに1~20mmの範囲内のあらか

じめ設定された間隔で自動的に移動する機能とを備えている。

(5) 画像サイズ

カセット方式では8"×10"（六切）～14"×17"（半切）までのフィルム、カセットレス方式では10"×12"（四切）、11"×14"（大四切）、14"×14"（大角）の3種のフィルムを使用できる装置が一般的である。撮影部位に応じてこれらのフィルムの全面撮影および分割撮影（2～9分割）を選択する機能を備えている。FPDは、各社大きさが異なる。

(6) 多層撮影

装置によってはフィルムを数枚重ねて装着できる特殊なカセット（多層カセット）を装着することができる。これを用いると被検者の呼吸、体位などが同一状態での、異なる断面の写真を一度の撮影で得ることができる。また、1枚ずつの撮影より被ばく線量を抑えることができる。FPDでは画像処理により類似の機能を実現できる。

(7) テーブル

天板が縦方向、横方向へスライドして位置決めができる。さらに、円弧運動方式の装置では断面調整のためにテーブル部が上下動（被検者の体厚方向）する。また、多軌道断面装置では立位～水平～逆傾斜まで起倒するものもあるが、近年ではほとんどの装置が水平式である。

(8) 附属品

肩当・握り・踏台・、固定用具（圧迫帯、頭部固定具）、座位撮影用椅子・位置決め用投光器などがあり被検者の保持や確実な固定、正確な位置決めに使われる。

1.5.11.4 安全に使用するための注意事項

断面装置として特に注意すべき点としては

- (1) X線管装置と受像部ケースが広い範囲を高速で移動するため頭をぶついたり、手足を挟み込まれないよう注意する。
- (2) 被検者の体位によっては天板から手足を出しやすくなるため、天板の移動などで挟み込まれないよう注意する。
- (3) 可動部分が多く構造上露出している個所もあるため、そこに頭髪や衣服が絡まないよう注意する。
- (3) 可動部分が多く構造上露出している個所もあるため、そこに頭髪や衣服が絡まないよう注意する。
- (4) 起倒型の装置では踏台、握り、肩当の装着を確

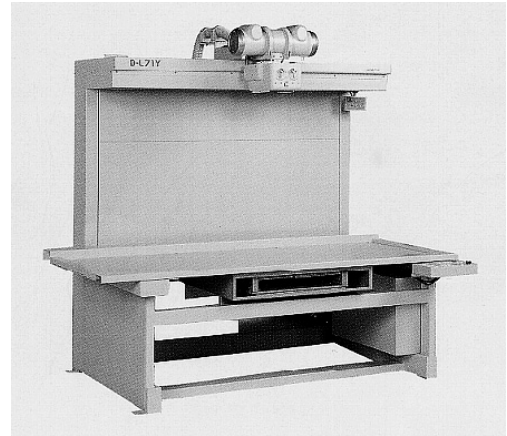


図 1.5.11-3 平行平面方式の直線断面装置

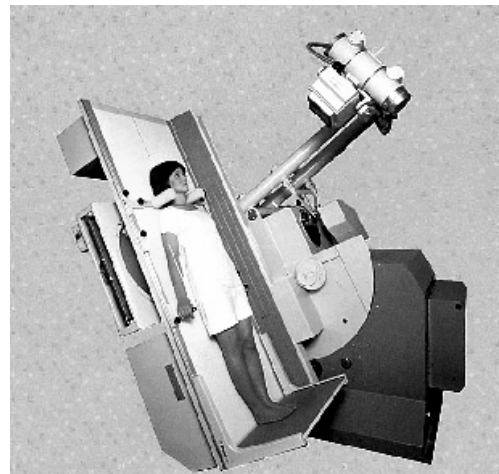


図 1.5.11-4 円弧方式の多軌道断面装置

実にいき、起倒動を行う際は装置の下に物を挟まないよう注意する。

- (5) X線管装置が移動しながら撮影することをあらかじめ被検者に理解させ、不要な体動を防止する。

1.5.11.5 保守管理

装置は使用していくうちに摩耗や劣化をきたす部品もあり、これらは定期点検を実施し異状が発生する前に調整、交換をする必要がある。また、日常は下記の点に留意する必要がある。

- (1) 取扱説明書などに記された日常点検を実施する。
- (2) 異常音、異常振動、異臭、可動部のオーバーランやガタ、誤動作、誤表示、写真のぼけや位置ずれなど異状が認められたときは、速やかに装置の使用を中止しメーカーに連絡をする。

1.5.12 特殊撮影用システム

一般撮影に対して特別な原理・機構を用いて撮影する場合を特殊撮影と呼び、この中には拡大撮影、立体撮影などが含まれる。特殊撮影は診断目的に応じて他の診断システムの一部を利用して行われる場合がほとんどであり、特殊撮影システムとして個々に販売されるケースはまれである。すなわち、特殊撮影システムが装置として独立しているのではなく、診断目的別の他のシステムの中で特殊撮影が行われていると言える。この事情により、ここではそれぞれの撮影法の原理について解説することとし、装置としての解説は他の診断システムの項を参照していただきたい。

また、特殊撮影法のうち特に立体撮影に関しては、その主たる応用の場であった循環器分野において回転 DSA や 3D-Angio といった新たな撮影法が急速に普及してきた。これらの技術によって、特殊な X 線管や読影技術を用いずとも簡便かつ容易に立体的な形状把握が可能となり、その意味で、ここで述べる立体撮影法自体はすでに一般的なものではなくなっている。しかし、実際の医療現場ではまだ活用されている技術でもあり、撮影法の歴史の一つとして以下に示す。

1.5.12.1 各種撮影法

(1) 拡大撮影法

(1.1) 原 理

一般撮影では充分に見えない場合に X 線像を実際の大きさより拡大して微細な構造を見ようとするのが拡大撮影である。拡大撮影には X 線により幾何学的に拡大する (X 線) 直接拡大撮影法と、その他の方法たとえば光学的方法、X 線イメージインテンシファイ

ア (I.I.)、X 線テレビジョンシステムなどを用いた間接拡大撮影法、デジタル画像処理装置での拡大処理 (デジタルズーム) などがある。ここでは直接拡大撮影法について述べる。

図 1.5.12-1 のように、ある大きさを持った焦点で被写体を撮影すると X 線像は A-D に投影される。A-D のうち A-B と C-D は半影である。拡大率は式 1.5.12-1 で表され、半影の大きさ A-B, C-D は焦点の大きさを f とすると式 1.5.12-2 で表される。

$$\text{拡大率} = b/a \tag{1.5.12-1}$$

$$\text{半影の大きさ} = f \cdot (b/a - 1) \tag{1.5.12-2}$$

半影の大きさは 0.2mm 以下であれば肉眼でボケとは感じられないと言われている。

拡大率をいくつにすればよいかは焦点の大きさ、必要とする X 線量、X 線管の単位時間出力、撮影時間、それに被写体の運動状態を考慮して決められるべきである。一般に動きの激しい被写体の場合には拡大率を小さくし短時間撮影をした方が有利であり、逆に骨のように動きのない被写体の場合には拡大率を大きくし、小焦点を用いた長時間撮影が有利となる。

(1.2) 臨床上の応用

拡大撮影は肺胞気管枝、リンパ節、唾液線などの造影検査や骨の撮影に用いられ、このための専用台も市販されている。その他、循環器システムを用いた血管撮影や、断層法との組み合わせにより耳鼻咽喉科領域にも応用されている。また、乳房診断では主要な撮影法となっている。

(2) 立体撮影法

(2.1) 原 理

物を立体的に見ることは日常普通に行っているが、これは視差によるものである。X 線立体撮影法も視差を利用している。ある物体を見るときには図 1.5.12-2 のように眼の網膜上に像が結ばれている。そして立体撮影では図 1.5.12-3 のように図 1.5.12-2 で眼のあった位置に X 線焦点を置いて左右両眼用の X 線写真を撮影する。

図 1.5.12-4 のように X 線焦点の合った位置に目を置き、右眼用写真は右眼で左眼用写真は左眼で見れば、網膜上には実際に物を見たときと同じ像が得られており、2枚の平面的 X 線写真より物の前後関係がわかる立体視ができる。左右の眼が別々の写真を見ることは慣れれば裸眼で可能であるが、それが困難である場合には、光学的な立体観察鏡やカラーフィルタ法、偏光法を用いる。

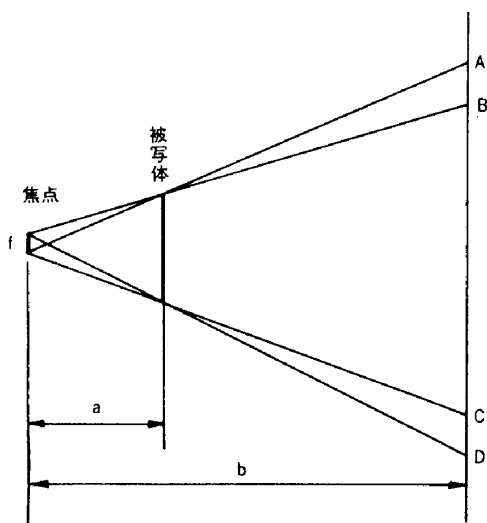


図 1.5.12-1 半影の説明図

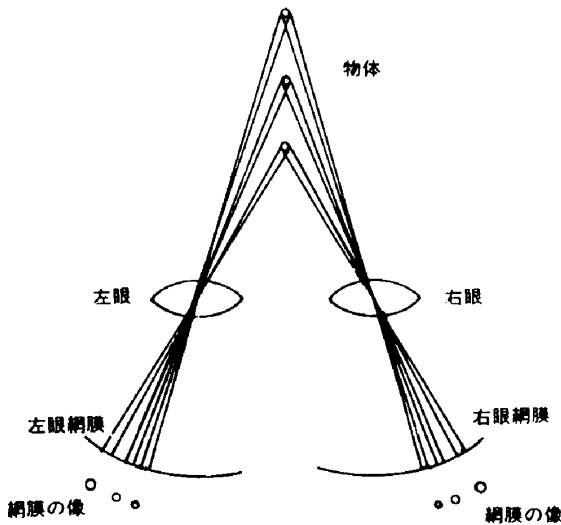


図 1.5.12-2 視差の説明図

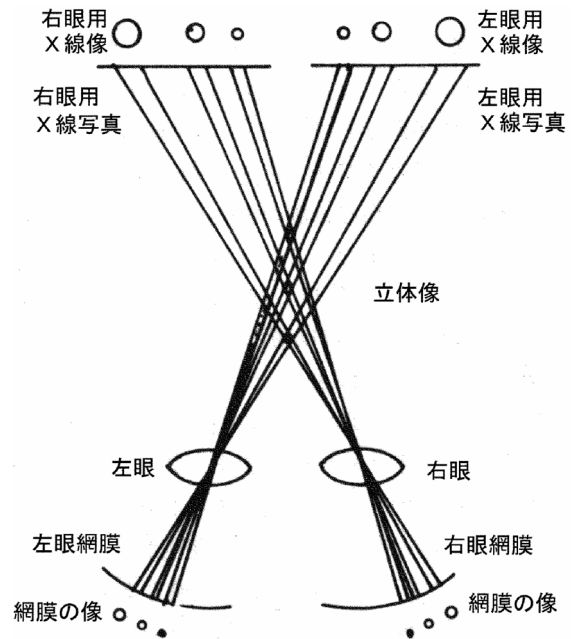


図 1.5.12-4 立体視説明図

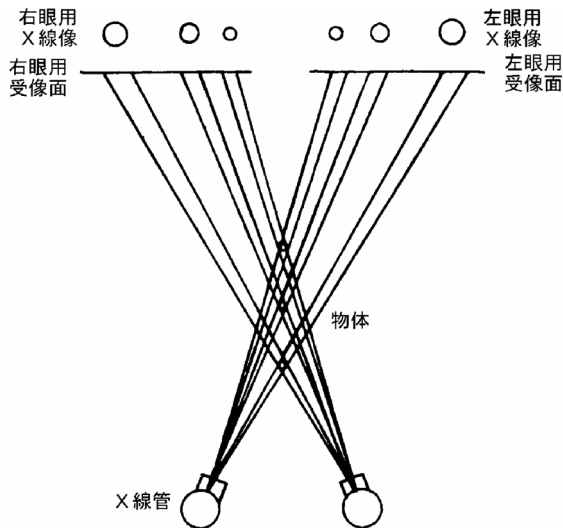


図 1.5.12-3 立体撮法説明図

(2.2) 臨床上的応用

診断において深さ方向の情報は重要であり、従来から立体視のための努力が払われてきたが、循環器システムにおける頭部血管造影や乳房診断における穿刺時の撮影の一部に応用されており、地道ではあるが診断の一翼を担っている。

(3) 拡大ステレオ撮影法

(3.1) 原理

本来、拡大撮影法と立体撮影法（以後、ステレオ撮影法という）は、それぞれ異なる撮影法として臨床に応用されてきたが、拡大撮影法の長所を利用したステレオ撮影法も用いられるようになってきている。

拡大撮影法とステレオ撮影法の組み合わせは、これ

までも試みられている。この中でシカゴ大学教授、土井邦雄氏などによって提唱された拡大ステレオ撮影法が理論的に明確であるので紹介する。

一般ステレオ撮影法の場合、図1.5.12-5に示すように被写体の奥行 Z は観察者に Z_v として認識させる。この Z_v と Z との間には式1.5.12-3に示す関係が成立する。ただし、 $S_v \gg X$ と仮定する。

$$Z_v \cong \frac{D_v \cdot X}{S_v} = \frac{S \cdot D_v \cdot Z}{S_v (D - Z)} \quad (1.5.12-3)$$

ここで、 D_v は観察時における観察面と画像面間距離、 S_v は観察者の両眼の間隔、 D は撮影時における X 線焦点面と受像面間距離、 S は2方向撮影時における2つの X 線焦点距離である。

拡大ステレオ撮影法の場合、図1.5.12-6に示すように、被写体の奥行 Z は観察者に Z_{VM} として認識される。この Z_{VM} と Z との間には式1.5.12-4に示す関係が成立する。ただし $S_v > X_M$ と仮定する。

$$Z_{VM} \cong \frac{D_v \cdot X_M}{S_v} \quad (1.5.12-4)$$

被写体の横方向の拡大率を m とすれば拡大撮影時には、一般撮影時に対して横方向は m^2 倍される。すなわち、

$$X_M = m^2 \cdot X \quad (1.5.12-5)$$

1.5.12-4に代入し、式1.5.12-3を用いて変形すれば

$$Z_{VM} \cong \frac{D_v \cdot m^2 \cdot X}{S_v} = \frac{m^2 \cdot S \cdot Z \cdot D_v}{S_v (D - Z)} \quad (1.5.12-6)$$

$$Z_{VM} \cong \frac{S \cdot Z \cdot Dv}{Sv(D-Z)} \cong Zv \quad (1.5.12-7)$$

すなわち、拡大ステレオ撮影の場合の2つの X 線焦点間距離を一般ステレオ撮影の場合の $1/m^2$ とすれば、それぞれの場合の観察される奥行は等しくなる。言い換えれば、同じ奥行を持たせるための2つの X 線焦点間距離は拡大ステレオの場合、一般ステレオ撮影の場合より $1/m^2$ に小さくできる。このことは、2つの焦点を持った1本の X 線管でのステレオ撮影が可能であることを意味する。

土井氏などによる拡大システム撮影法には、いくつかの仮定が導入されているため、縦方向に長い被写体はひずみを持つようになる。システム鮮鋭度は、拡大率、X 線管焦点サイズ、受像器などによって大きく変化する。特に X 線管焦点サイズと拡大率との関係は重要であり、十分に吟味して適切な条件を選ぶ必要がある。すなわち、X 線焦点サイズが小さいときは拡大によって鮮鋭度は向上するが、ある大きさ以上になると拡大すればするほど、鮮鋭度が劣化する。

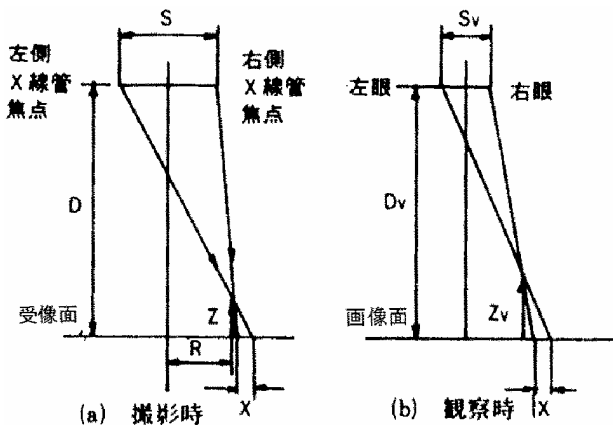


図 1.5.12-5 一般ステレオ撮影法の構成図

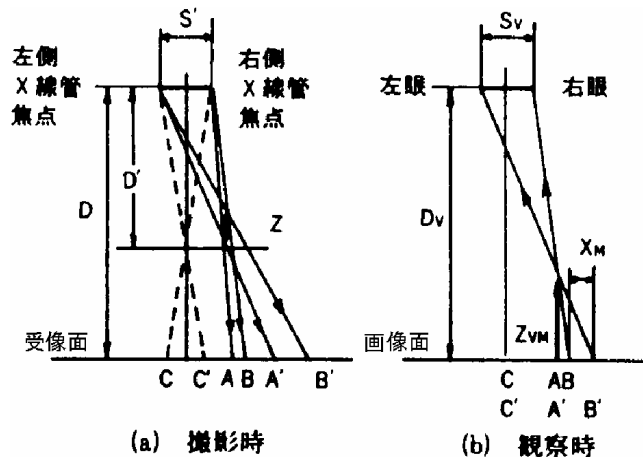


図 1.5.12-6 拡大ステレオ撮影法の構成図

(3.2) 臨床上の応用

2つの焦点を持った1本の X 線管が実際に開発され、循環器システムと組み合わせて頭部血管造影などに応用されている。

1.5.12.2 今後の動向

はじめに述べたように、特に立体撮影法は一般的なものではなくなってきた。よって、前述した立体撮影法を新たに導入することはまれであろう。ここでは、従来の技術としてそれぞれのポイントを示すことにとどめる。

(1) 拡大撮影法

拡大撮影法では、焦点-受像面間距離が拡大により長くなることもあり X 線条件の確保に充分注意する必要がある。特に大焦点での拡大撮影では鮮鋭度が著しく低下するため、小焦点撮影を余儀なくされることが多く、X 線条件の確保がさらにむずかしくなっている。ただし、被写体-受像面間距離も長くなっていることから、グレーデル効果による散乱 X 線除去が可能であり、X 線グリッド除去が可能であれば X 線条件を下げることができ、小焦点での撮影も容易となり被ばく線量低減と鮮鋭度向上を図ることができる。

(2) 立体撮影法

立体撮影法では、以前は X 線管や受像器を移動させるため2枚の写真を撮影するのに時間を要したり、装置が大きくなったりした。現在は小型・簡便で、2枚の写真を同時または短時間で撮影できる装置としてデジタルフルオログラフイ(Digital Fluorography)装置に2つの焦点を持った1本の X 線管を組み合わせて立体撮影を行う方法が実施されている。この方法は、X 線管や受像器を移動させる必要がないため簡便である。

(3) 拡大ステレオ撮影法

前述の立体撮影法も必ず若干の被写体の拡大があり、その意味では拡大ステレオ撮影法を別の撮影法として分けることの意味は少なくなっている。しかし、意識的に被写体を拡大し、大きい受像器を使用して立体撮影する場合、拡大ステレオと呼んできた経緯もあり、(拡大ステレオに対して、被写体を意識的に拡大しない立体撮影法はコクタトステレオとも呼ばれる。) 実際の使用の中では厳密に分けられている。拡大ステレオ撮影法においてもデジタルフルオログラフイ装置と2つの焦点を持つ X 線管の組み合わせで実施することが可能であるが、この視野を確保するためには大口径の I.I.が必要となる。

循環器診断分野におけるデジタル装置の普及とともに、従来の特殊撮影法を超える診断情報を、より簡便に得ることができるようになった。それら新しい撮影法も含めた特殊撮影法は、今後とも診断の重要な一翼を担って行くものと考えられる。

＜参考文献＞

- (1) 足立忠：放射線医学（臨床編），75.
- (2) 足立忠：放射線医学（基礎編），80.
- (3) 江藤秀雄ほか：放射線医学，994.
- (4) 高橋信次ほか：拡大撮影法総論，臨床放射線，16[3],1.1971.
- (5) 佐久間貞行：直接拡大撮影の臨床と意義，さくら X レイ研究，25(105),1974.
- (6) 佐々木常雄ほか：拡大断層撮影による耳硬化症様疾患の検討，断層撮影法研究会雑誌，8 [1],7.1980.
- (7) 足立忠：放射線医学（臨床編），68.
- (8) 高橋睦正：立体拡大連続脳血管造影法，島津評論[3],1977.
- (9) 永井義衛：拡大立体撮影の消化器呼吸器系への応用，日放技，第35会予稿集，1979.
- (10) Doi k, Rossman K: Longitudinal Magnification in Radiologic Images of Thick Objects: A New Concept in Magnification Radiography. Radiology 114,443-447 February 1975.
- (11) Doi k, Rossman K: Application of Longitudinal Magnification Effect to Magnification Stereoscopic Angiography. Radiology 124:395-401 August 1977.

1.5.13 回診用 X 線装置

回診用 X 線装置は永年にわたり製造され、使用目的に応じた特殊設計の特長が活かされた、多年の研究結果が見られる X 線装置であり、その種類も多い。

最近ではインバータ式回診用 X 線装置が主流となり、大出力・短時間制御による大型装置なみの X 線写真効果を得ることができる。

また機械的安全性を踏まえた多岐な機能性および回診用としての移動性を具備した、簡単な操作であらゆる症例を的確に把握できる X 線装置として、主に日常的な院内回診撮影や緊急時の病室撮影、手術室での撮影などで使用され、現代医療技術、医療システムの中で欠かせない存在にあり、世界各国で幅広く使用されている。

使用上の安全性については、電氣的・機械的安全性、そのほか術者・患者の被ばく線量減少などについても JIS はもとより国際的水準に合致するよう国際放射線防護委員会(ICRP)，国際電気標準会議(IEC)，および諸外国の法規に適合するよう国際的 ME 機器の1つと

して各社技術開発につとめている。

1.5.13.1 要求される機能

回診用 X 線装置として、一般的につきのような特長がある。

(a) 電源

- ・小容量電源で X 線写真が撮れる
- ・内蔵バッテリーで撮影することのできるものは、撮影のたびに電源コードを接続する必要がない
- ・電源コードは自動巻取り器またはコードハンガに収納し、移動時邪魔にならない

(b) 軽快な移動

- ・手押しまたは電動共に、移動が楽である
- ・エレベータなどの段差乗り越えが容易である

(c) 狭い病室でも小回りがきく

- ・コンパクト，軽量化に重点がおかれ，狭いベッド間の出入が容易である
- ・狭い場所での旋回反転が簡単である

(d) 撮影用具の運搬

- ・カセットボックスを備え，カセットその他の用具の運搬ができる
- ・マーカ，筆記用具などの収納に便利なペントレイや，照射録などの記録用紙を収納するケースを備えるものもある

(e) あらゆる部位の撮影が可能

- ・X 線管装置支持アームが自由自在で，上下左右旋回により，あらゆる角度からの撮影が可能

(f) 簡単な撮影操作

- ・操作が簡単，タッチパネルによる mAs 制御で，APR（アナトミカルプログラムラジオグラフィ）機能をもつものもある
- ・小児撮影，一般撮影で随所の X 線写真が撮れる
- ・短時間ばく射による小被ばく線量
- ・X 線ばく射は表示ランプまたはブザーで確認できる

(g) 安全設計

- ・X 線管装置支持部のバランス，ロック，落下防止機構
- ・デッドマンブレーキによる自走防止機構
- ・横転防止設計
- ・術者の被ばく減少
焦点から2m以上の距離から撮影でき、防護衝立を備えたものもある。

1.5.13.2 原理と基本構成

回診用 X 線装置の特殊性に重点をおいた簡易・専用装置と一般的装置および機能・性能ともに信頼度の高い高性能装置までその種類は多い。ここではその代表

的な装置について、主な原理と構成を述べる。

(1) 回診用 X 線装置の種類

X 線発生装置については、JIS によりその種類と性能などが規定され、変圧器式とコンデンサ式の2種類があり、その内容は表1.5.13-1に示す。

機械装置は、X 線管装置固定部・保持部・上下移動部・支柱・制御器を含む台車本体から構成されている。特にアームは水平垂直可動旋回がスムーズで、撮影ポジショニングが容易に設定できる機構になっている。主な構成を表1.5.13-2に示す。

(2) 小型変圧器式回診用装置

移動形装置として小型・軽量が主要素であり、据置型装置の代りに手軽に利用できる利点がある。発生器・絞り装置・制御盤・支持部・台車・ブレーキ部・カセットボックスの各部が一体となった構成をとっている。

(2.1) X 線発生器

X 線管と高電圧発生装置を1個の容器に納めたモノタンク式と分離した装置がある。自己整流式の場合、高電圧ケーブルを使用するとケーブル自身がもつ静電容量が問題となる。軽量小型化を目的とするためモ

表 1.5.13-1 X 線発生装置の種類

整流方式による分類	構成による分類	電源による分類
①自己整流変圧器式 X 線発生装置	● 一体型 X 線発生装置 (X 線管と高電圧発生装置が一体の構造のもの)	商用電源
②全波整流変圧器式 X 線発生装置	● 一体型 X 線発生装置 (同 上)	商用電源
③コンデンサ式 X 線発生装置	● X 線管装置および X 線高電圧装置	
④インバータ式 X 線発生装置	● X 線管装置およびコンデンサ式 X 線高電圧装置	商用電源またはバッテリーによる内部電源
	● 高周波のインバータを利用した X 線発生装置	バッテリーによる内部電源 商用電源+一次コンデンサ

表 1.5.13-2 機械構成

構 成	内 容	
X 線管装置の保持装置	X 線管装置固定部	X 線管装置の前後回転 (ローリング,ローテーション) X 線管装置の支持軸回転 (ピッチング,アンギュレーション) X 線管装置の水平回転 (首振り)
機械ロック機構 電磁ロック機構 落下防止機構	支持アーム	水平可動 垂直可動 旋回 〔 パンタアーム方式 テレスコピックアーム方式 カウンタウェイトバランス スプリングバランス コンストン (板バネ) バランス 懸垂ワイヤまたはチェーン 〕
主 柱	円 柱 角 柱	回転または固定
台 車 本 体	X 線高電圧装置 カセットボックス デッドマンブレーキ機構 手 動 式 電 動 式 ● DC モータ駆動 バッテリー格納 車 輪 そ の 他	X 線制御装置, 高電圧発生装置 カセットサイズ 35×43 cm(14"×17")3~12 枚 ハンドルを握るとブレーキが解除し、放すとブレーキがかかる。 連続可変または 1~3 段変速式 1 モータ+デファレンシャルギア 2 モータ (デュアルモータ式) 4 輪または 4 輪に補助輪

ノタンク式が一般的である。モノタンクには小型・軽量、性能優先によって、自己整流装置と全波整流装置とがある。

自己整流装置は負荷時に特有な現象がある⁽²⁾。負荷電流が多くなるほど、順方向と逆方向電圧の差が大きくなること、また一方向にのみ管電流が流れるため、鉄心は偏磁化され、1次側に大きな偏磁化電流が流れる。この現象は装置の効率を低下させるためその防止策がなされている。しかし、その対策にも限界があり自己整流装置の特性と特長を活かす設計が望まれる。

全波整流装置は高電圧回路に小形シリコン整流素子を持つ全波整流回路方式の高電圧発生装置である。自己整流に比べて電気的特性は良く、同一容量の X 線管を使用しても X 線管許容入力が増大する。したがって小焦点の X 線管を用いて写真撮影を行う目的、あるいは撮影時間短縮の要請についても適応でき、拡大した使用ができる。

(2.2) 制御器

主回路はサイリスタを使用した無接点方式に移行されて、インパルスタイマで正確なタイマ撮影と安定した出力が保証され、大型装置なみの性能が発揮できる。またこの装置に高鮮鋭度、高感度の増感紙を併用することであらゆる部位の撮影が可能である。しかしながら電源事情によって管電圧や管電流が大きく変動することから撮影条件の設定には電源状況を考慮する必要がある。

(2.3) 機械構成

軽快な移動性と自由自在なアーム機構が回診車の要素であり独特な機能性をもたせている。X 線管装置のサポートと回転機構を持つ保持部、および水平方向に伸縮するアーム部は支柱上をスムーズに垂直移動してバランスがとれるメカニズムになっている。また上下移動本体部もしくは支柱が旋回する各々の組み合わせであらゆる角度から撮影できる構成になっている。特に水平垂直可動部はバランスがとれることに細心の考慮が払われている。台車は空気入りタイヤ、またはゴムタイヤなどを使用し、病室・手術室・エレベータでの出入りが自在であるよう設計されている。そのほかブレーキシステム・カセットボックス・附属装置を備えている。

安定性については、使用時の 5° 傾斜ないし 220N(23kgf)の引っ張りに対して転倒しないなど、JIS Z 4703に準拠している。

(3) コンデンサ式回診用 X 線装置

コンデンサ装置は撮影に必要なエネルギーをあらかじめコンデンサに充電し、短時間に X 線管を通して放電するので、X 線ばく射時には高電圧を発生するた

めの電力を供給する必要がない。したがって、小容量電源で大電流短時間撮影ができる。X 線の出力は X 線管電圧とコンデンサ容量で決定され、X 線管に消費される定格電力は、

$$P=5C(U_1^2-U_3^2)^{(3)} \quad (1.5.13-1)$$

P : 定格出力 kW

C : コンデンサ容量 μ F

U_1 : 初期の充電電圧 kV

U_3 : 波尾切断電圧(0.1 秒後の管電圧)kV

となる。コンデンサ装置の電気エネルギーは $CU^2/2$ であるが、一般装置に比べて X 線出力は対等であるにもかかわらず低い定格出力となる。

撮影条件は充電電圧(kV)と放電電気量(mAs)を設定するだけで決まり、操作が簡単である。

コンデンサの静電容量を C、充電電圧を V とすると、その電気容量 Q は、

$$Q=CV^{(4)} \quad (1.5.13-2)$$

Q を mAs、C を μ F、V を kV で表せば、

$$Q(\text{mAs})=C(\mu \text{ F})V(\text{kV}) \quad (1.5.13-3)$$

V と Q の間には相互関係があり、コンデンサ容量 1μ F の装置で 100kV 充電し、90kV で波尾切断した場合、式(1.5.13-2)に代入して $Q=10\text{mAs}$ となる。すなわち、1mAs 当り 1kV の電圧降下となる。このように mAs をあらかじめ設定し、放電電気量が設定値に達した時、放電を停止する mAs 制御方式である。ただし、コンデンサ式装置の mAs が変圧器式装置の mAs と同一と考えられない点は、初期充電電圧の約 17%程度までの放電では mAs と線量はほぼ比例するが、それを超えると比例しなくなることである。

X 線管装置は3極 X 線管であり、超短時間撮影が可能である。波尾切断後の残留電荷はそのままコンデンサに残っているので、次の再充電時間は短縮される。また、制御回路は電子回路化され、より簡単な操作で確実な写真が撮れ、性能・再現性・耐久性に優れた X 線装置といえる。

しかしながら、高電圧発生装置が重くなるため装置全体の構成が大がかりになりがちである。移動性については車輪の工夫とモータ駆動機構を組み合わせ、回診用としての必要条件を満たしている。

(3.1) 高電圧発生装置

一般的には倍電圧整流方式を用いるが、装置が大きく重くなる。これに対しコッククロフト回路方式を用いたものは、より小型、軽量化が図れる。

撮影終了後の残留電荷を放電する方式には高電圧発生装置内部で高抵抗を通して放電する方式と、X 線

管を通して放電させる管放電方式とがある。後者は暗流 X 線防止シャッターを閉じたまま徐々に充電電荷を放電できる。ただしこの場合、もれ許容線量は1時間に使用できる最大回数で、100mR/1時間当たりであるためカセットをセットしたまま放電すると感光するおそれがあるので注意を要する。

(3.2) グリッド制御回路

3極 X 線管のグリッドコントロールによって、X 線放射(mAs)を制御する。その精度は0.001秒の超短時間撮影が可能である。制御回路はトランジスターでグリッドバイアス回路を ON-OFF する電子制御方式と、リードリレーで ON-OFF するリードリレー方式とがある。いずれの方式も制御信号はフォトカプラー、トランスなどで高電圧から絶縁されている。応答速度は電子制御方式がはるかに速く、高圧現象に安定性があるが、リードリレー方式は回路が非常に簡単であるという利点がある。

回転陽極3極 X 線管はグリッドメッシュがあると管電圧の低い領域ではエミッション(熱電子放射)特性が悪く、最大許容電流が制限される。また焦点ではグリッドメッシュで電子流が阻止され、いわゆるメッシュによる影ができ、単位面積当りのターゲット面は過酷な条件となる。

グリッドメッシュなし3極管の出現によって、エミッション特性の向上、最大許容電流の増加とグリッド遮断特性の向上、また、大電流に強いターゲット、タングステン/モリブデン(W-Mo)張合せの開発で、大電流超短時間ばく射が可能となった。

(3.3) 制御回路

基本回路構成として充電制御回路と放電制御回路から構成される。撮影操作は CPU 素子等の活用により機能化され、タッチパネルによる操作、APR 機能によるワンタッチでの撮影条件設定が可能なものもある。

充電：管電圧を設定して充電を開始すると、自動的に設定管電圧値まで充電し、その充電電圧を維持できる自動充電維持方式が一般的である。

放電：mAs を設定して X-RAY SW を押すとグリッドバイアスが OFF され、放電による電圧降下で設定値に達した時放電を停止する mAs 制御方式である。

過去、波尾切断は管電圧を検出して制御する方式であったが、現在は中性点回路に流れる電流を積分して mAs 制御をする方式である。理由は再現性にすぐれているためである。

(3.4) 機械構成

X 線管装置が高電圧発生装置と分離され、高電圧ケーブルは支持アームの動作を制約せず、かつ X 線管装置という重量物を支持する構成の中で、トータルに回

診用 X 線装置としての機能と操作性を満足しなければならない。X 線管装置と可動絞リ装置の操作が自在に行え、X 線管放射方向の各ポジショニングを容易にするための回転とロック機構を有し、支持アームはパンタアーム式、またはテレスコピックアーム式で、いずれも水平方向移動がスムーズでバランスすることが要求される。X 線管支持器全体が上下・旋回する機能については、支柱とその周辺でスプリングバランス、またはカウンタウェイト式でバランスをとっている。各機能要素と高電圧ケーブルの処理を含む軽快な動きに対応する精度と強度が要点である。比較的運動量の大きい上下動は、必要十分な強度と安全性を要している。また、各操作部には機械的ロック、電磁ロックが施されている。走行についてはほとんどが電動走行装置であり、バッテリーを電源とした変速可能なモータ走行で、差動歯車装置付前輪駆動が一般的である。また電磁クラッチを併用して撮影位置を決め、狭い場所での移動旋回が容易である。登板力は $5^{\circ} \sim 7^{\circ}$ で、障害物2.0cmをクリアできる仕様である。ブレーキはデッドマンタイプ(ブレーキハンドルを握るとブレーキが解除される)であり装置の安全性と信頼性をはかっている。

最近では、左右の車輪を別々のモータで駆動するデュアルモータ方式のものもある。この方式については、次項の(4)インバータ式回診用 X 線装置で解説する。

(4) インバータ式回診用 X 線装置

インバータ技術の向上により回診用でも高周波インバータを搭載した装置が主流である。インバータそのものの原理、構成については他の項に解説をゆずるとして、回診用として用いられるインバータには現在のところ、蓄電池エネルギー蓄積形とコンデンサエネルギー蓄積形の2種類があり^①、前者は X 線の発生のみならずロータの回転やモータ走行にもバッテリーを使用することにより、内部電源形コードレス装置とすることができる。後者は X 線発生エネルギーを一次側(低圧側)コンデンサに蓄積する方式のため、ロータの回転などは AC100V などが必要でコードレス化はできないが、小容量の電源で使用可能であり、装置自体もより軽量化することができるという特長がある。

インバータ式 X 線装置を回診用装置に使用した場合のコンデンサ式装置と比べてのメリットは、高電圧発生装置を小型化できるため装置本体が小型軽量になる、管電圧出力がフラット(図1.5.13-1参照)なため mAs と X 線出力との直線性が良い、フィードバック制御をしているため X 線出力の再現性が良いなどがある。また、高電圧発生装置を小型化できることによ

り、回転陽極 X 線管と高電圧発生装置を一つの容器に内蔵したモノタンク式のものもある。この方式は高電圧ケーブルが不要であるという特長がある。

(4.1) 蓄電池エネルギー蓄積形インバータ式回診用 X 線装置

電源部はバッテリーを直列接続して DC100~300V の電圧を出力する。インバータはこの電圧を周波数 250~20kHz の高周波に変換し、高電圧発生装置の 1 次側に入力する。X 線管フィラメント電源、ロータ回転用電源、制御用電源などもインバータなどによりそれぞれの電圧を作り出している。回路の系統図を図 1.5.13-2 に示す。

このタイプの回診用 X 線装置はコードレス装置であり、通常、壁コンセントの AC100V でバッテリーを充電し、回診時はコード不要のまま撮影ができる。

撮影操作は CPU 制御により高機能化されており、特に APR 機能によりワンタッチで撮影条件を設定できるものが多い。

また、自己診断によるエラーコード表示によりトラブル時のダウンタイムを最小にできる。コードレス回診用 X 線装置はバッテリー搭載のため重量が増加する。このため、モータによる電動走行は不可欠である。最近では通常の 1 モータ + デファレンシャルギアの組み合わせに加えて、デファレンシャルギアを使わない 2 モータドライブ (デュアルモータ方式) の装置もある。これは左右の車輪にそれぞれ別のモータを取り付けて駆動するものである。これにより左右の車輪をそれぞれ反対方向に回転させることができ、その場回転な

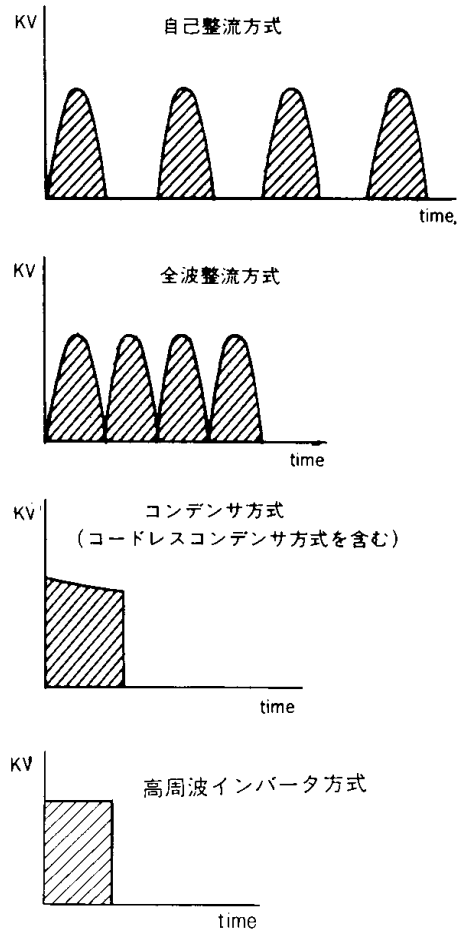


図 1.5.13-1 短時間出力比較波形

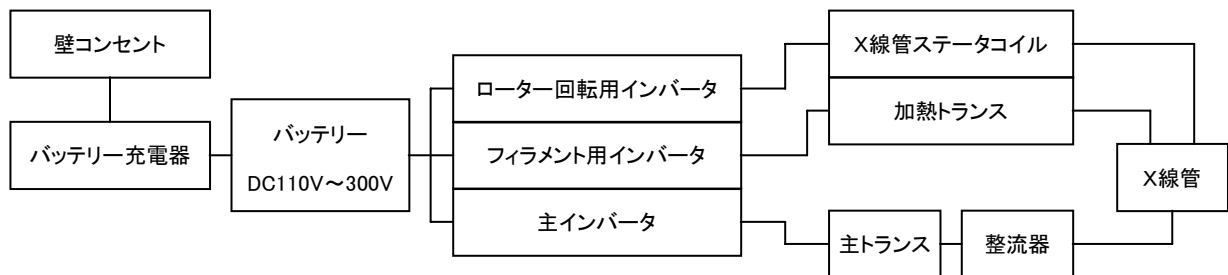


図 1.5.13-2 蓄電池エネルギー蓄積形インバータ装置系統図

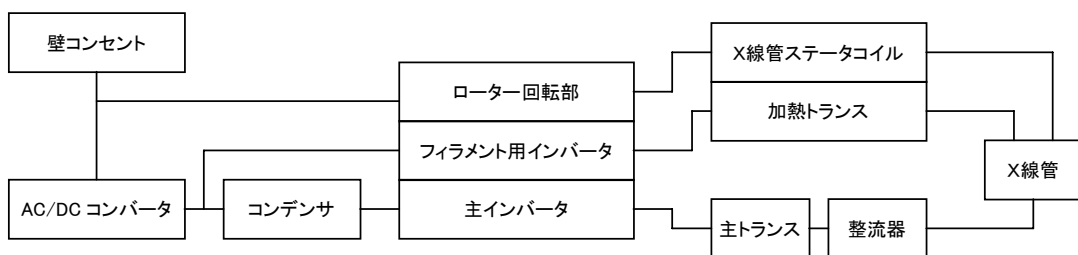


図 1.5.13-3 コンデンサエネルギー蓄積形インバータ装置系統図

どの小回りが可能となる。このため操作する人が左右に振られないように、後輪駆動とするのが一般的である。また CPU 制御により、ハンドルを術者の行きたい方向に押しただけの速度で進むというより自然な走行を実現させることもできる。

(4.2) コンデンサエネルギー蓄積形インバータ式回診用 X 線装置

エネルギー蓄積素子としてコンデンサを使用した電源部を持つ。コンデンサに蓄積された DC100～300V の電圧をインバータにより周波数250～20kHz の高周波に変換し、高電圧発生装置の1次側に入力する。X 線管フィラメント電源、ロータ回転用電源、コリメータ用電源、制御用電源などは商用電源の AC100V から供給する。回路の系統図を図1.5.13-3 に示す。商用 AC100V 電源に接続して使用するが、X 線発生エネルギーをコンデンサに蓄積するため比較的小容量の壁コンセントからでも10～30kW 程度の大出力を発生できる。通常、電源スイッチを入れると自動的にコンデンサへ充電し、充電時間中は撮影できないが、使用上支障ない程度の時間にしてある。CPU 制御はコードレス装置と同様であり、APR 機能や自己診断によるエラーコード表示など機能は豊富である。走行は装置本体の重量をより軽くできるため手押し走行タイプが多い。

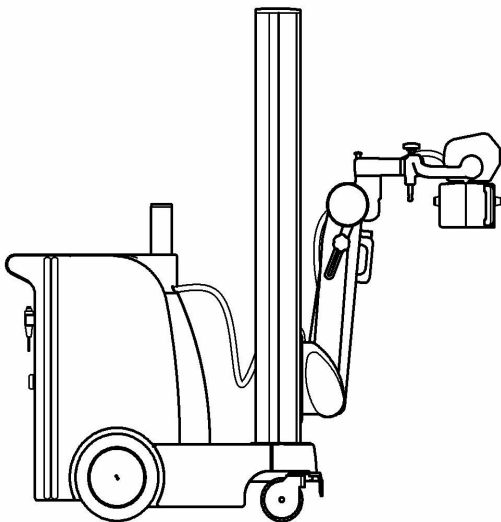


図 1.5.13-4 インバータ式回診用 X 線装置の例

1.5.13.3 安全

回診用 X 線装置は操作性、安全性について、あらゆる角度から考慮された設計で製品化しているが、術者の取扱い、操作手順、X 線障害予防などの認識と励行

について、細心の注意を払う必要がある。

- (a) 装置を移動する場合は、X 線管装置の保持装置を移動時ポジションにセットして、ロック機構部を固定する。
- (b) 走行時は進行方向と周囲の安全を確認する。
- (c) 病室や患者の近くで装置の電動走行の操作をしたり、管球支持アームを設定する場合は細心の注意を払う。
- (d) 撮影する場所では X 線管、患者から 2m 以上の距離をとり、含鉛エプロンなどを着用する。
- (e) 装置から離れる場合、床面と装置の状態の確認、キースイッチを抜く。
- (f) 下り傾斜面を走行する時は、低速度電動走行（モータブレーキ）を厳守する。
- (g) 傾斜面を走行する場合、装置の重心位置が変わりやすいため、移動時ポジショニングで安全走行を行う。
- (h) 電源コードは接地端子を持つ電源コンセントに接続することのほか、漏れ電流による電気ショックに対する保護のため、追加（第2）保護接地線を接続する。

1.5.13.4 最近の動向

インバータ方式の高電圧発生装置が回診用 X 線装置にも導入され小型軽量化および X 線発生効率の改善がはかられてきた。

インバータ装置の利点である X 線効率の良さを生かし小出力でも十分臨床に使用できる装置も開発されている。回診用 X 線装置のコードレス化は、撮影時にコンセントを探し、かつ電源を取る作業が不用であるということと、コード巻取り時の不衛生さがニーズを高めている。

また、最近では可搬形のフラットパネルディテクタ (FPD) を回診用 X 線装置に組み込んだものが開発され、デジタル化の波が回診用 X 線装置にも押し寄せてきている。その場での画像確認ができる、カセットの取り間違えなどの人為的ミスが少なくなる、カセットを交換するため病棟と放射線科を何度も往復する必要がないなどの利点がある。しかし、まだかなり高価なため普及には至っていない。

1.5.13.5 今後の動向

デジタル化を含む医療技術、医療システムの発達にともない、その新たなニーズに対して、装置の高度化と、新しい手法で対応しなければならない。

わが国の回診用 X 線装置の発展は、長い期間を経過してきたが、最近では高度な機能構成と新しい電子デバイスの導入により、急速な技術の充実が見られる。今

後は信頼性と安全性の規格が新しく制定されようとする中で、世界的安全基準(IEC, ICRP, WHO その他)の動向に積極的に取り組まなければならない。また、回診用 X 線装置としての本来の機能である機動性をさらに向上させるため、小型・軽量化に努めなければならない。

＜参考文献＞

- (1) JIS Z4702 医用 X 線高電圧装置通則, 5 - 7, 1999.
- (2) 青柳泰司: 診断用 X 線装置, 356~370, 11/1979.
- (3) IEC Publication60-1(1977),
Safety of medicalequipment Part1 : General
requirement.

1.5.14 歯科用 X 線撮影システム

歯科領域で利用される線装置には、大別して次の4種類があり、それぞれ診断目的によって使い分ける。

(1) 歯科用一般 X 線撮影装置 (デンタル)

口腔内に受像装置を置き、口腔外より X 線を照射して、2~3歯を対象に撮影するもので、「デンタル」と呼ばれる。



図 1.5.14-1 「デンタル」装置の一例

(2) パノラマ X 線撮影装置 (パノラマ)

断層撮影を行い1枚の受像装置に上顎、下顎または全額の撮影を行う X 線撮影装置で、歯科用では「パノ

ラマ」と呼ばれる。

(3) 頭部規格 X 線撮影装置 (セファロ)

「セファロ」と呼ばれ、歯科矯正を行う場合の計測に必要なセファログラム (頭部規格 X 線写真) を得るのに用いられる。

(4) コーンビーム CT 撮影装置

両顎関節部位を含む歯顎列全体のボリュームデータを1度の撮影で取得できる。得られたボリュームデータを再構成して任意の部位における任意の断層画像を表示できると、画面上での正確な計測などの機能も備えていることで、より微細な変化の正確な診断が求められる用途をはじめとするすべての分野での必要な診断データを提供できる。

一般的な歯科診療所では「デンタル」と「パノラマ」が設置される。また、矯正を行う診療所では「セファロ」も併せて設置される。「パノラマ」に「セファロ」の機能を付加した「セファロ付きパノラマ」も発売されているので、通常これが設置される。近年はインプラント分野を筆頭に「コーンビーム CT 撮影装置」の設置例も増えてきている。



図 1.5.14-2 「パノラマ・セファロ」装置の例

1.5.14.1 要求される機能

歯科における X 線診断ではすべて撮影専用となっている。設置の種類に応じておおむね次のような機能が要求される。

(1)デンタル

- (a) 患者を椅子に座らせたとき、あらゆる方向から歯牙に向け X 線照射ができること
- (b) 希望する任意の位置に X 線ヘッド (X 線発生

- 器部) が安定し静止すること
- (c) X 線ヘッドを取り付けたアームの動きがスムーズなこと
- (d) アームの可動範囲が広いこと



図 1.5.14-3 「コーンビーム CT 撮影装置」装置の一例

- (2) パノラマ
 - (a) 患者の位置づけが容易であること
 - (b) 撮影中安定的に患者を保持できること
 - (c) 断層幅が広いこと
- (3) セファロ
 - (a) 規格 X 線撮影ができること
 - (b) 規格 X 線写真の再現性がよいこと
 - (c) 正面、側面撮影ができること

1.5.14.2 各種撮影法

(1) デンタル

歯科 X 線診断に用いられている最も一般的なもので、普通「歯科用 X 線装置」と言えばこの装置を指す場合が多い。設置の形態によって移動式・床固定・壁面固定などの型式がある。この装置は歯列に対して任意の方向から X 線が照射できるよう、X 線ヘッドが希望する位置に軽快に移動でき、かつその位置に停止しなければならない。そのため操作性が最も重視され、X 線ヘッドを取り付けるアームもいろいろな種類のものがある。

装置の定格は管電圧60～70kV、管電流6～10mA が一般的で、その値が固定式である場合が多い。近年で

は口腔内に入れた受像センサなどデジタル撮影に対応するため、管電圧が任意に変更できるタイプが要求されている。また、撮影条件の設定はタイマと絵図で表し、どちらでも設定ができる方式のものが中心となってきた。

デジタル CCD センサを使用した撮影に対応するため、今までは X 線管回路は自己整流方式が主流であったが、最近では高周波インバータ回路を使用した X 線管回路が採用されている。また、高周波インバータ回路を使用することにより、X 線管装置が従来より小型・軽量化されよりコンパクトになる。

通常、咬合ピースによりデンタルフィルムまたは、デジタル CCD センサを保持し撮影する。デンタルフィルム、CCD センサ共、相対感度が良くなりタイマも今ではさらに短い時間が要求されてきている。

(2) パノラマ

口内法撮影が特定の歯を対象とするのに対し、パノラマ撮影では全歯域およびその周辺組織を同時に撮影し観察することができる。断層式パノラマはパントモグラフィと呼ばれ、曲面断層法と細隙撮影法を取り入れた撮影法である。

(2.1) パントモグラフィの原理

円形状に並んだ被写体の中心を軸として回転するアームの先端に、X 線ヘッドと受像装置を対向して置き、X 線ヘッドの前に置かれた細い間隙（スリット）を通して X 線ビームを照射しながらアームを回転させると、X 線ビームは被写体を順次走査していく形になる。

このとき、受像装置をこの走査速度に同期させて移動させてやると、被写体の特定の面と受像装置面との線速度（X 線ビームの移動する速度）が一致する。この一致した面を断層面といい、静止した X 線像として受像装置面に写し出される。線速度の一致しない他の面は運動によるボケのために像を結ばない。

(2.2) オルソパントモグラフィ

歯列のように円形状に被写体がない場合、アームの回転軸が1つでは歯の一部が重なって投影され、診断上不都合であるので、機構的にこれを工夫して歯列に対し常に正方向から X 線が投影されるよう、撮影中に回転軸を移動するようになったものをオルソパントモグラフィといい、正投影パノラマ X 線写真が得られる。

回転軸の移動機構はいろいろのものが工夫されているが、いずれも回転の進行に伴ってその中心が順次変位していくのが基本であり、連続的に変位するものと何点かのポイントを設け（歯列を三円弧で近似した三軸式のものが多い）、そこをリレーしながら変位す

るものがある。回転軸の移動軌跡と受像装置の同期によつて撮影される断層面が決まるので、X 線装置の機種に固有の断層軌道を持っているのが普通である。また、マイクロコンピュータで制御することにより、患者の歯列弓に合わせて複数の断層軌道をから選択できる機能を備えたものもある。撮影にあたっては、装置の持つ断層軌道に患者の歯列を最適な位置に合わせる必要があるため、装置に付随するポジショニング機構を用いて行う。フィルムは15×30cm が標準のパノラマサイズで、増感紙と組み合わせて用いる。カセットには一般的にはパノラマ専用平面カセットが使用されるが、イメージングプレート(IP)デジタル CCD センサが使用されることもある。

また、機能の拡張として最も典型的な顎関節の四分分割撮影(TMJ撮影)は、パノラマ受像装置を4つのセクションに分け、左右の顎関節を開口時、閉口時についてそれぞれ撮影する。その他の機能として TMJ 撮影では正面2分割撮影、横断断層撮影(CS撮影)では各器官の配置を写し出し、計測データの求められるインプラント治療、矯正治療に用いられる。

パノラマ装置の分野においてもパノラマ用デジタル CCD センサが開発されるなど受像装置のデジタル化が進み、画像データの管理が容易になりデータベース機能を利用し院内 LAN が可能となった。



図 1.5.14-4 正投影パノラマ撮影

(3)セファロ

セファロ X 線撮影装置は歯科矯正治療に関連して使用され、セファロスタットと称される撮影機構にその特徴がある。被写体である患者の頭部を固定し、X 線源と被写体との位置関係を常に一定の条件で撮影(規格撮影)できるような機構になっていて、長期にわたる矯正治療の経過観察において、繰り返し撮影を行っても再現性よく撮影できるようにしたものであ

る。撮影方式はいわゆる単純撮影に属し、カセットは通常の四つ切、または六つ切が用いられる。セファロにおいても、受像装置はフィルム以外にイメージングプレート(IP)、デジタル CCD センサ、フラットパネルデジタルセンサ(FPD)も使用される。

装置はセファロ撮影専用機のほかパノラマ撮影との兼用型も多く使われている。

1.5.14.3 基本構成

(1)デンタル

X 線ヘッド(X 線発生器)、アーム(支持腕)、支持装置、および制御器から構成され、制御器以外は X 線室内に設置する。

(1.1)X 線ヘッド

高電圧トランスと X 線管が一体となったモノタンク式で、タンク内は絶縁油で密封される。通常これに化粧カバーを被せ、絞り・フィルタ・照射筒を取り付け、ハンガによってアームに取り付けられる。照射筒は照射野の大きさと皮膚焦点間距離を規定値に保つとともに、撮影時の照準をきめるガイドとなる。ハンガは X 線ヘッドを水平・垂直方向の任意の角度に静止できる構造となっている。

X 線管回路は、同時点火式と先点火式があり、前者は高電圧コイルに加熱用のコイルを重ねて巻くので加熱トランスが不要になる利点があるが、X 線管の加熱立ち上がり時間のバラツキにより照射時間が不正確になり短時間照射になるほど影響が大きくなる。後者は、先にフィラメントを点火してから高電圧を印加する方式であり高周波インバータ回路を使用した方式および全波整流方式がある。

従来、高周波インバータ回路でも、高電圧を得るため、1次コイル・2次コイルが採用されていたが、歯科用のように管電流が15mA ぐらいまでの装置においては、コッククロフト・ウォルトン回路を構成することにより高電圧を得る方法が採用され、高圧トランス



図 1.5.14-5 コッククロフト・ウォルトン回路

の中には従来のようなコイルはない。性能としては、周波数は80kHz 前後で2次側においては中点接地方式により高周波リップルは1%以下、立ち上がり時間もピーク値の75%点で0.1秒以下である。

(1.2)アーム

アームはX線ヘッドを支持し、かつ任意の位置にX線ヘッドを移動させるため、スプリングでバランスをとる。アームの操作性の良否がデンタル撮影装置の機能を左右する。

(1.3)制御器

制御器は電源スイッチ、電圧調整器、ヒューズ、操作器、表示器、リレー、オートトランス、タイマなどから構成され、照射スイッチはデッドマン型でなければならない。

同時点火式の場合ではタイマの実動作時間は、X線管フィラメントの立ち上がり時間だけ表示時間より長い。電源電圧調整器を具備しない装置の例では、X線ヘッドの巻線抵抗の大きいことを利用して、管電流の変化とそれによる電圧降下との相補作用で管電圧の補正を行い、mAs タイマと併用することにより所定の線量を得ているものもある。

最近多くなってきたピクトグラム方式では撮影部位を表示した箇所を押すだけで、所定の撮影条件が得られる。ただし、使用する受像装置の感度を設定しておく必要がある。

(1.4)支持装置

アームを支持し固定するもので、その形態により移動式および壁、床などに取り付ける固定式に分かれる。

(2)パノラマ

X線発生部、制御部、回転部、患者位置付装置および支持装置部より構成され、X線室内に設置する。

(2.1)X線発生部

一体型X線発生器を使用したものが大部分であり、自己整流型、全波整流型、高周波インバータ型などの種類がある。フィラメントはすべて先点火式で、デンタルのような同時点火式はない。外形寸法はデンタルの場合よりやや大きくなる。

(2.2)制御部

X線の照射を制御する部分と撮影機構の動きを制御する部分とからなる。X線は受像装置およびX線発生器のスタートと連動して照射される。照射(撮影)時間は機種によって異なり、以前は15秒から20秒の撮影時間が一般的であったが、少しでも患者の苦痛を和らげるための目的で7秒以下の撮影時間の機種もある。

撮影条件の設定は管電圧(60kV~100kV)および管電流(2mA~15mA)によって行う。パノラマX線装置

の多機能化に伴ってこれらの制御にマイクロコンピュータが利用される。以前は、本体と制御部が別々の装置がほとんどであったが、最近では本体に制御部が組み込まれ、スペースを節約できる装置がほとんどである。

照射スイッチはデッドマン方式であり、X線室外より操作を行う。

(2.3)回転部

回転軸を持つ水平の部材(以下「アーム」という)とカセット受台および駆動装置とから成り、これにX線発生器が加わる。また、カセット受台の裏面にコントロールパネルがありそれにより管電圧、管電流およびその他の設定が行える。

① アーム

両端にX線発生器とカセット受台が対面するように配置され、回転軸が駆動装置に連結されている。

② 駆動装置

アームを回転させるとともに、回転軸の位置を順次移動させ断層像を形成する。この部分はパノラマ装置の重要な機構であり、回転軸をX・Y両方向に自由に移動させ、マイコン制御によりスムーズな動きで任意の断層軌道を得られるようにしたものもある。

③ カセット受台

アームの動きと連動してカセットが移動できるような送り機構となっている。送り制御にマイコンを使ってパルスモータによる複雑な動作を可能とし、TMJ撮影、CS撮影などを実現している。

④ X線ビーム

X線発生器の前面に必要な照射野に絞られ、患者を透過した後、さらにカセット受台の前面に設けられたスリットでもう一度絞られ受像装置に達する。また、上下方向には水平に対して約7度の上向き角度で被写体に入射する。

(2.4)患者位置付装置

正確な患者の位置付(ポジショニング)は、パノラマ撮影の重要な要素である。

患者の歯列と、その装置の断層軌道とを一致させるような位置付をしなければ、よいパノラマX線像は得られない。装置によりいろいろな患者位置付機構が設けられている。位置付の基準となるのは前歯位置、正中線、フランクフルト平面である。多くの装置はこれらの基準を光ビームで指示する機構が付いている。近年はビーム線も細く明るいため、比較的明るいレントゲン室でも位置づけができ、精度の良い写真の撮影ができるようになった。

(2.5)支持装置

これまでに述べた各要素が組み合わせられ撮影装置を形成する。これを支柱に固定あるいは昇降可能にし

て組み立てられる。固定式の場合は座位撮影となり、椅子の高さを調節して患者に合わせる、昇降式はカウンタバランスなどによるものが多い、設営の形態としてはベースの上に支柱を固定し、支柱の上部を壁に直接固定する。

(3)セファロ

X線発生装置とセファロスタットからなる。セファロスタットは、X線源、被写体、受像装置との位置的な相関関係を常に同一の状態に容易に再現できる構造が要求される。患者は両外耳口に挿入されたイヤースタッドによって常に同じ位置に固定される。側面撮影の場合は、X線ビームの中心は2個のイヤースタッドの中心を正確に通過し、受像装置に到達しなければならない。また、焦点からセファロスタットの中心までの距離は150cm、セファロスタットの中心から受像装置までの距離は15cmと規格化された値がセファロ撮影の基準となっている。

X線発生装置（またはX線管装置）とセファロスタットは、強固なアームの上に一体となって配列された構造により位置的な関係を恒常的に保てるようになっている。

一般には「パノラマ」と兼用することが多い。この場合は兼用型として製作されたものを使用する必要があり、「パノラマ」をそのまま流用することはできない。

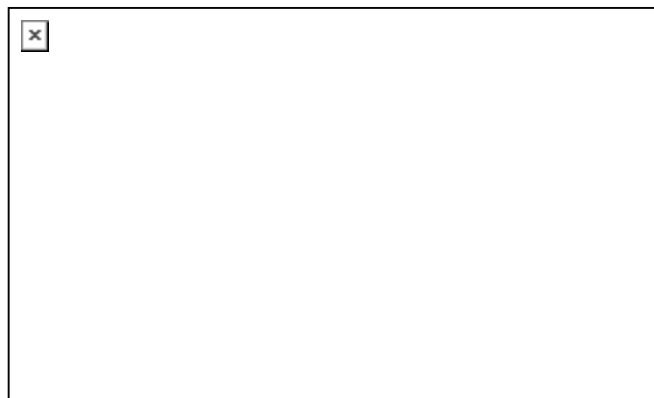


図 1.5.14-6 セファロスタット

1.5.14.4 安全と設置条件、保守管理

開業医においては狭いX線室にデンタル装置とパノラマ装置を設置することが多く、患者への安全確保が必要となっている。

歯科用X線装置は管理医療機器であり、設置や保守点検にあたる業者には資格が必要である。時代の要求にともない性能は向上したが、その分機構は複雑になり、装置ごとの専門知識や技能が要求されてきている。

特に消耗部品の定期交換に加え、経年的な脆化などの部品の劣化や部品の発錆、接触不良などの故障要因に対する対応も必要である。

1.5.14.5 今後の課題と方向

歯科用X線装置も受像装置の部分で急速にデジタル化が進んでいる。

これまではX線フィルムに代えてイメージングプレート(IP)を用いるものであったが、デジタルCCDセンサ、フラットパネルデジタルセンサ(FPD)等の割合が著しく大きくなっている。これらはLANシステムを活用することで管理しやすくなることに加え、廃液の処理が不要になること等のメリットが考えられ、フィルムをスキャナで取り込んで管理する例もある。また、撮影後に画質や画像サイズを調整できることで、撮影のやり直しの防止や診断の精度向上など、2次的な効果も期待される。

小照射野コーンビームCT撮影装置は、医用のファンビームCT装置に比べ非常に少ない被ばく線量（パノラマ撮影と同程度）でより高解像度の歪みのない画像が得られる。このことから今後さらに普及していくと考えられる。

<参考文献>

- (1) 歯科放射線2000
- (2) 医療放射線防護 NewsNo.28

1.5.15 歯科用コーンビームCTシステム

1.5.15.1 概 説

従来、歯科でもCTを使用して三次元画像から診断したいとする要求はあったが、それらは多く歯科大学付属病院に限られ、歯科医院レベルではCTの利用は限られていた。しかし特にインプラントを初めとする歯科治療の高度化にともない、診断も従来のデンタル、パノラマ、セファロ等2次元投影画像からだけでは必要な情報を得ることが難しくなってきた。そのような必要性を背景として、歯科診断に用いることを目的とした歯科用CT装置が開発された。

1.5.15.2 装置構成と撮像原理

従来型全身用CT装置をベースに、歯科用CTとした被検者をベッドに寝かせるタイプのものから、現在ではスリット撮影とX線ヘッドの回転を特徴とするパノラマX線撮影装置の機構をベースにした、被検者立位または座位の歯科用コーンビームCTシステムが主流になっている。

2次元X線検出器として、CCDカメラを取り付けた

X 線イメージンテンシファイア(I.I.)を用いたもの(図1.5.15-1)、フラットパネルセンサー(FPD)を用いたもの(図1.5.15-2)などが市販されている。

撮像領域の大きさは使用する2次元 X 線検出器の大きさにより制限を受けるが、高精細な検出器となるため高い空間分解能が得られる。解像度は検出器の縦横方向分解能に依存し、一般に断面方向と軸方向の分解能は同一である。一般医用 CT では体軸方向の解像度はスライス厚、寝台移動の精度などの影響を受けるが、コンビーム CT では体軸方向の分解能が高い。撮影は、線源と検出器が被写体のまわりを1回転するだけで終了する。

歯など骨領域を対象とした装置であり、一般 CT のような濃度分解能を必要とされないため検出器の制約が少ない。

従来デンタル X 線装置で扱ってきた対象とセファロで扱ってきた対象では撮影視野の大きさが異なる。パノラマ撮影の視野で矯正歯科の要求を満たすことはできない。このため、目的に応じた視野を持つコンビーム CT が販売されている。イメージンテンシファイアの視野切り替え機能を用いて、撮影視野を切り替えるようにした装置もある。

回転中に2次元検出器で得た X 線投影像をもとにして、コンピュータ演算により画像を再構成するところは従来 CT 装置と変わらない。検出器に I.I.を用いた装置では地磁気の影響で検出器出力画像が歪むため、画像再構成演算の中で歪み補正処理を行っている。コンビーム CT では Feldkamp 法などのアルゴリズムにより3次元画像を再構成する。表示としては x-y 平面、y-z 平面、z-x 平面の3面を表示するのが基本であり、パノラミック画像や、ボリュームレンダリング立体画像を表示できる機種もある。得られた画像は各種画像解析ソフトにより目的に応じ表現される。

画像再構成アルゴリズムなどについては、11.3項のコンビーム撮影装置を参照されたい。

X 線管電圧は60kV から120kV と装置により異なる。管電流は1mA から15mA 程度となっている。撮影時間は10秒から20秒程度である。撮影時間が長いと被写体の動きによる画像の劣化が起こるので短いほどよいが、検出器の読み出し速度の制約を受ける。

一般医用 CT 装置ではいわゆる CT 値として、人体臓器がある CT 値範囲に収まることが当然のこととして期待されるが、歯科用 CT 装置では、ビーム内に被験者周囲の空気部分を含まない撮影もありうるなどから、CT 値を表示できないものが一般的である。この点より新薬事法のもとでは、一般 X 線 CT 装置と区別され、アーム型 X 線 CT 装置という区分となって

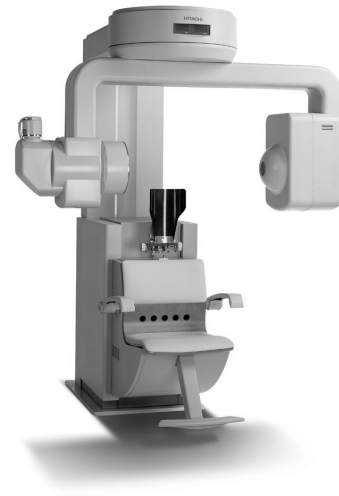


図 1.5.15-1 I.I.を用いた歯科用 CT 装置の例

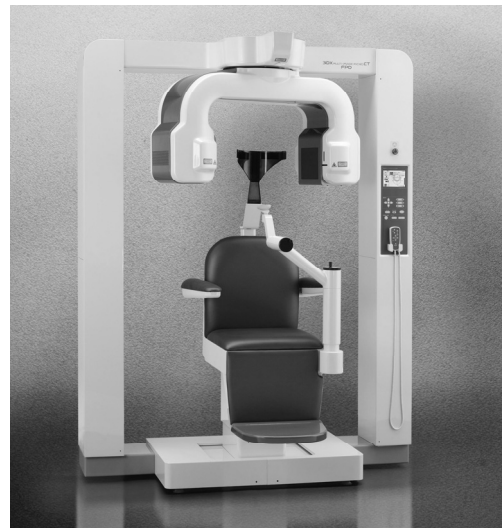


図 1.5.15-2 FPD を用いた歯科用 CT 装置の例



図1.5.15-3 歯科用 CT 装置の画像例 (埋伏歯)

いる。

1.5.15.3 今後の課題と方向

簡単な位置決め・省スペース・低被ばく・高分解能・高速演算・歯科医の診断と報告書作成要求に見合う操作性、院内 LAN 対応などが引きつづき要求され高度化していくと考えられる。また歯科以外に、耳鼻科・整形など頭頸部領域の高精細な硬組織画像を必要とする分野への展開も期待される。

1.5.16 骨密度測定システム

骨密度測定システムは、骨中に含まれるカルシウムを主体としたミネラル成分を非侵襲的に定量するシステムであり、骨粗鬆症を始めとする代謝性骨疾患の診断に広く用いられている。

骨密度測定システムの歴史は比較的新しく、1963年に Cameron, Sorenson などにより開発された装置に起源を発する。放射性同位元素を線源とした単一光子吸収法(Single Photon Absorptiometry: SPA)に基づく当時の装置から、近年では X 線ファンビームとラインセンサを組み合わせた X 線二重光子吸収法(Dual Energy X-ray Absorptiometry: DXA)に基づく装置が主流となっている。DXA 以外にも、超音波を用いて骨質を計測する装置(Quantitative Ultra Sound: QUS)や、末梢骨を対象とした骨密度測定専用の X 線 CT 装置(Peripheral Quantitative Computed Tomography : PQCT)などが開発され、目的や用途に応じて使い分けられているほか、中性子放射化分析法(Neutron Activation Analysis)やコンプトン散乱線を用いる方法、核磁気共鳴(Magnetic Resonance: MR)を利用した定量法なども研究されている。

最近のシステムの動向としては、コンピュータネットワークの発達にともなって、患者の ID カードから注釈情報を自動入力する機能や、施設内のローカル・エリア・ネットワーク(LAN)を通して装置室とは別の部屋に設置されたコンピュータで解析する機能などが普及してきている。

骨密度測定システムは、一般の放射線画像診断装置とは異なり、定量性が最大の特徴となる。したがって、システムには、年に数パーセントといわれる骨密度の変化を正確に検出できる高い測定精度が要求される。測定精度には、一般に精密度と正確度の2つの要素が含まれる。精密度は同一のものを繰り返し測定した際に生じる変動の度合い、正確度は真値に対する偏差の度合いでそれぞれ評価される。通常、骨密度測定システムには何らかの校正手段が備えられ、正確度が維持されるよう設計されている。校正の方式は、機種によ

って異なり、測定ごとに自動校正されるものから、専用のファントムを用いて定期的にキャリブレーションを実施するものまでさまざまである。

また、骨密度測定システムにおいて安全管理が必要となるのは、主に放射線被ばくである。骨粗鬆症の診断や治療には、骨密度の継続的観察が必要であり、被検者の被ばくを可能な限り軽減することが重要である。現在の骨密度測定システムによる被ばくは、腰椎の標準的測定において、1cm線量当量にしておおむね数十マイクロ・シーベルトであり、一般的な胸部レントゲン撮影の10分の1から5分の1程度である。

なお骨密度測定装置については、第9編にて詳しく記述されているので、そちらを参照されたい。

1.6 X 線診断装置の安全と保守点検

1.6.1 はじめに

患者に良い医療を提供するため、医療機器の有効性と安全性の確保は不可欠である。

近年、機器の保守点検が重要であるとの認識も高まっており、日本画像医療システム工業会では平成3年度より医用放射線機器安全管理センターを設置し、医用放射線機器点検技術者認定制度を実施している。

本章では、診断用 X 線システムの安全確保と精度維持に必須の保守点検の知識について、同センターにおける医用放射線機器点検技術者認定講習会に用いるテキストから多くの文章や表を引用して編集を行った。

1.6.2 保守点検の必要性

医用放射線機器は高電圧強電流からエレクトロニクスまで、強電・弱電併用の電気機器である上、重量物や患者を支持し自在に移動させる動作が患者自身の身近で行われる装置である。そしてさらに、放射線を直接人体へ応用する装置であるという安全上大変やっかいな製品であるといわなければならない。そういった意味で、この種の機器には特に安全機能の信頼性が要求されるが、画像精度の確保とともにこれらの機能が常に発揮されるようにするためには保守管理が不可欠となる。

特に診断用 X 線システムは医用放射線機器の中で最も多く普及し、大病院から診療所まで普遍的に使われており、制御装置・高電圧発生装置・透視撮影台・映像装置・支持装置などからなり、それぞれ多くの電気や機械装置・部品で構成され、複雑な構造を有する

ものが多い。

透視撮影台など、動力部に用いている制御部品や懸垂機構部品の劣化による故障は、その内容によっては重大な結果を招く。例えば懸垂用ワイヤが破断したり、その締結部がゆるむと重量物が落下して患者を傷つけることになる。各部の動きの範囲を制限している回路部品が故障すると、動作時にオーバーランが生じ患者を機器に挟みかねない。胃部圧迫撮影の際使用する圧迫器の動作に異常があると、過度の圧迫や逆に圧迫不足が生じる。

さらに今ひとつ医療従事者が心すべき事項に、放射線からの安全の確保がある。放射線は目に見えないうえに、被ばくしても痛みを感じないだけにやっかいである。その上放射線の影響は、被ばくした個人にすぐ現れることはなく、例えば発癌ならば何年かある潜伏期を経てから、遺伝的影響がその子孫に発現する。しかも、その発現は必ず被ばくしたその個人全員に起こるのではなく、発現の確率が被ばく量に応じて高くなるだけという確率的影響であるだけに、被ばくによって起こる影響に対して、患者も術者も被害者あるいは加害者意識が薄い点に問題がある。しかし、国民全体の集団としてみると、被ばくした人のうち何人かに発癌が起こるといわれている (ICRP Publication26, “X線診断装置の安全管理に関する調査研究”報告書, 昭和57年4月日本放射線機器工業会)。

装置の整備不良などによる無駄な被ばく、例えば、総濾過の不適合、必要以上にグリッド比の高いグリッドの使用、X線フィルムと増感紙の組合せの不適合などがそうした被ばく量増加の一因となる。

再撮影による無駄な被ばくを避ける努力も必要である。再撮影の原因としては、フィルム現像関係とX線装置関係、術者のミスに大別される。X線装置に関する原因では、例えば、管電圧・管電流・タイマ系の不備、自動露出制御装置の動作異常、透視撮影台などのフィルム搬送システムの動作不良などがある。I.I.や撮像管の劣化は、診断能力の低下だけではなく、透視やデジタルアンジオグラフィの透視撮影条件のアップから、患者や医療従事者の放射線被ばくの増大を招くもととなる。

こうした事故・故障・不慮の被ばくを起さないための機械的安全・電気的安全・放射線安全を確保するための予防的方策を確立することが必要となる。すなわち機能劣化や故障による診断精度の低下防止(有用性・有効性の維持)や安全性の維持を目的とした、保守点検は、極めて重要なテーマである。

1.6.3 点検方法の概要

有効な X 線診断を行うためには、使用する X 線装置が正常に動作していることが不可欠であり、装置の性能と品質が常に目的にかなった状態を維持していることを確認する必要がある。

そのためにはまず初期状態の確認、すなわちメーカーが、医療機関に装置を据付けし引き渡すときの検査、すなわち据付時点検が必要である。この際、特に装置の性能の維持に必要な、電気的・機械的管理項目と、放射線被ばくの安全性に関する数値を定量的に記述し保管しておく必要がある。

医療機関の日常の始業点検により、毎日の使用状態をチェックするほかに、半年あるいは一年というように、一定間隔で、据付時の点検結果との比較で装置の精度維持および安全性を点検する、いわゆる定期点検を実施することが望ましい。

点検の目的は、装置の“精度維持”と“安全性確保”であり、据付時の点検結果と定期点検時の点検結果の比較が大切である。

1.6.4 保守管理上の一般的注意事項

1.6.4.1 環境など共通項目

(1) 外観・表示

- (a) 注意銘板：患者や操作者への注意銘板が適切な個所に貼付してあるか、字が薄れて見えなくなっていないか。
- (b) 汚損・塵埃：カーボンの粉末や埃などによって漏電や発火の恐れはないか。

(2) 操作環境

- (a) 床・干渉物・固定状況：透視撮影台などと床の間に椅子などを挟み、装置が変形している時は装置の床固定状況の点検が必要である。水平度不良は、異常摩耗発生や異常音・動作異常などの原因となる。
- (b) 発錆状況：自動現像機の排気不良などによる発錆は、電気接点など電気回路不良を引起こし装置暴走の恐れもあり早期対策が必要である。

1.6.4.2 放射線管理

医療従事者の放射線被ばく低減や防止には、透視撮影台に患者が載っている状態の実使用時放射線量分布や、通常の透視条件での患者被ばく線量などへの知識・感材と撮影条件に対する被ばく線量などの資料を日常から用意していることが望まれる。

立位撮影台などが装置設置後に位置変更となり、室外に放射線漏えいを起こしていることもあるので、配置の変更を安易に行わないよう使用者側に説明が必要なこともある。

1.6.4.3 使用部品の知識

X 線装置に使用するユニットや部品の寿命は、一般的な電気機械に使用した場合に比較して短い場合がある。

例

(a) 突入電流によるもの

ヒューズ・リレーやマグネットスイッチ・NFB など

(b) 使用条件が厳しいとき

交流モータは、正逆転の反復使用によりインダクションモータのガバナスイッチとか、減速器のギヤやプーリ・スプロケットの爪などが摩耗や変形するなど、寿命が短くなるので使用時間や回数により劣化状況に注意が必要である。

回診用 X 線装置のバッテリーは、フローティング充電せず充放電の繰返し使用なので、自動車用と比較して寿命が短い。充放電用を使用すれば、約2倍の寿命を期待できる。

(c) 自然劣化があるもの

I.I.は使用による通常の劣化と、使用しないときも進行する自然劣化があり、透視や撮影画像の不良、管電圧の上昇による患者や操作者などへの放射線被ばくの増加が起るため、輝度が消化器診断用は約50%、循環器診断用などでは約70%に低下した時は、寿命とし交換することが望ましい。したがって、設置時から継続的に、I.I.の輝度・変換係数を測定し管理していくことが保守管理上重要である。

1.6.4.4 X 線管不良

X 線管が、消耗品であるという認識は、使用者も基本的には理解されていると思われるが、その寿命へ至るまでの使用時間や使用回数は、X 線 CT 装置と異なり使用条件（撮影条件）が一定ではない。単位時間あたりの投入熱量と蓄積熱量による（使用履歴に依存する）温度上昇が劣化の原因であるが、結果的には主にベアリングの寿命に左右され、通常、寿命が近くなると回転音が高くなってくる。ただし、1回の過負荷でダメージを与えるので、点検時の焦点面の消耗の目視による観測や放熱量を左右するファンの動作状況点検や環境温度に注意が必要である。

1.6.4.5 電源関係

(1) 写真画質不良時の電源設備容量計算

電力会社の内線規定や JIS Z 4701を見ると良い。変圧器容量と配電線長に対するケーブル断面積の計算、変圧器併用時などの負荷率や需要率および力率などからの電源設備容量計算、電源設備系統図や装置要求仕様の電源インピーダンスの知識と理解が必要である。電源設備や負荷の変更にともない装置設置時と装置の動作条件が変化して、画質異常や動作異常の原因となる場合があるので、撮影条件の変動などがあるときは注意が必要である。

1.6.4.6 循環器システムと臨床検査機器などの併用時の注意

・電源・接地・EMC（電気磁気両立性）の知識。
造影剤注入装置・DSA 装置・各種 ME 機器など付属装置との連動がある場合は、動作基準、保守点検の範囲に応じた動作点検の方法やその回数の検討を要する。

1.6.5 診断用 X 線システムの保守点検の実際

X 線システムは診断の部位、目的によって非常に多くの種類に分けられ、かつ大型で複雑なものから小型簡易なものまで各種各様あるが、基本的には X 線発生系、撮影・映像系と機構系で構成され、保守点検の内容もある程度共通に考えることができる。したがって、X 線システムの代表として最も多く使われている X 線透視撮影装置を対象とした保守点検方法を、以下に掲載することとした。

点検項目は点検手順と測定技術を考慮し、X 線発生系（含、X 線制御回路）、撮影・映像系、機構系および支持装置に分け、それぞれの系に対して点検項目表の形で掲載した。

また映像系は独特の専門分野であるので一つの項目とした。

各種の専科装置については、安全確保や保守点検上の特記事項のあるものについてそれぞれの執筆者により、各章末尾に記載してある。

1.6.5.1 X線発生系の点検項目

表1.6.5-1 X線発生系(含, X線制御回路)の点検項目

点検項目	点検対象	測定器等
(1) X線照射中の表示	X線照射との連動確認	
(2) 電気的安全	絶縁抵抗	絶縁抵抗計
	接地抵抗	JIS-T-1002規格による測定器
	各ユニットと金属外装面間の接地抵抗	〃 〃
	接地確認	絶縁抵抗計
(3) 装置動作精度	電源回路動作	デジボル・シンクロ
	透視・撮影回路動作	
	スタータ回路動作	
	X線保護回路動作	
	管電圧精度と再現性	管電圧測定器
	管電流精度と再現性	管電流測定器
	撮影時間精度と再現性	メモリスコープ
	撮影時間積精度と再現性	
(4) 高圧変圧器 高圧切換器	絶縁油劣化状況	
	高圧ケーブル・プッシング	
	高圧ケーブル編組	
	低圧ケーブル	
(5) X線管装置	X線管焦点荒れ, 回転音 プッシング 放電跡, グリス充填具合, 高圧ケーブル編組, 痛み具合, 低圧ケーブル 擦れ, 振れ, 引っ張り, 冷却ファン異常音	
(6) 絞り装置	照射野内照度 照射野サイズ 照射野ランプ 低圧コード類 取り付け状況	照度計

1.6.5.2 撮影系の点検項目

表1.6.5-2 撮影系の点検項目

点検項目・部位	点検対象	測定器等	
(1) 速写装置部	フィルム送り動作	フィルム交換時間	
		斜行・分割線	
		マガジンへの受渡し	
		フィルム吸着部動作	
	マガジン	蓋開閉動作・光漏れ	
	密着度	フィルム増感紙密着	テストチャート
	増感紙	汚れ・きず	
	マスク移動	上下左右分割動作	
	ID ネームプリンタ	濃度, ピント, 位置ずれ	濃度計
	(2) 映像装置	I.I.	外観
輝度むら・きず・汚点			
相対輝度			輝度計
X線TVシステム		映像出力の均一性・きず	
		レンズフォーカス調整・解像度	R-1W チャート
		同軸コネクタ緩み	
		ケーブル損傷	
I.I. TV系総合		付属回路動作	
(3) 自動露出制御		総合画質	ファントム等
		透視時基準条件	標準ファントムで透視 管電圧・管電流
	被写体厚み特性	ファントム厚を変化し写真濃度測定	アクリル板濃度計

1.6.5.3 機構系の点検項目

表1.6.5-3 機構系点検項目

点検項目	点検対象	点検ポイント
(1) 各機構部 透視撮影台起倒駆動部 テーブル縦移動部 テーブル横移動部 映像系 縦移動部 X線管斜入角動部	動作	停止精度, 異常音, 騒音レベル
	減速機	油量
	プーリ	押しねじ緩み, キーの抜け
	Vベルト	摩耗, 損傷, 張り具合
	スプロケット	押しねじ緩み, キーの抜け
	ローラーチェーン	摩耗, 損傷, 張り具合
	レール	摩耗, 損傷
	スライド面	摩耗, 損傷, 潤滑
	ローラー	摩耗, 損傷, 軸固定緩み
(2) 腹部圧迫器	動作	圧迫力, タッチ力確認 リミットスイッチ動作
	駆動部	(1)各機構部と同じ
(3) インターホン	操作部	動作
	マイク	取り付け具合
	通話音質	ノイズ, ビビリ, 明瞭度
(4) 付属品	踏み台	固定ねじ緩み, 装着具合
	肩当て	滑り具合, 取り外し具合
	にぎり棒	

1.6.5.4 支持装置点検項目

表1.6.5-4 支持装置点検項目

点検項目	点検対象	点検ポイント
(1) 各動作 支柱上下動 左右動 前後動	ワイヤーロープ	端末固定部クリップ傷・緩み 素線切れ, 表面発錆, 腐食 型崩れ, より戻り
	滑車	回転具合, 固定部ねじ緩み
	スプリング	グリス切れ
	ガイドローラー	動作状態
	落下防止装置	油切れ, 目視チェック
	操作力	各動作テスト
	非干渉	動作範囲の安全確認
	ブレーキ	オフロック動作, 安全確認
(2) 操作器	レール	ひび割れ, 摩耗
	各方向動作	スイッチ, 操作具合
(3) 絞り装置	低圧コード類	擦れ, よじれ, 引っ張り
	照射野内照度	適性か
	照射野サイズ	X線と光照射野の合致
	照射野ランプ	スイッチ動作
(4) X線管装置	低圧コード類	擦れ, よじれ, 引っ張り
	高圧ケーブル	放電痕, 絶縁グリス
	および接続部	外皮・編組の痛み具合
	管球支持金具	固定ねじ緩み, 傷

1.6.5.5 映像系 (X線 TV システム) の点検方法

映像系はI.I., 光学系, X線 TV から構成されるが, 点検を行う際個々の機器を単独でチェックするのではなく, システムとして動作させる中で点検項目をチェックする。

これらの項目は据付時にデータ採取されていないとすればならず, 点検時には据付時データと比較することにより, 正常/異常の判定を行う。

(1) 標準測定条件

まず点検にあたって標準測定条件 (自動輝度調整装置-IBS-による透視条件) が決定されていることが必要である。表1.6.5-5は, 標準測定条件の項目およびその値(例)である。据付時および点検時の測定には必ずこの標準条件が使われていなければならない。また, 標準測定条件は各システムに固有のものであり, 据付時に実測値を記録しておく必要がある。

なお, 据付時の測定データとして被写体入射 X 線量および I.I.相対輝度は必ずチェック記録しておくようにしたい。

表1.6.5-5 標準測定条件

項目	標準条件 (例)
SID	100 cmまたはできるだけ近い値
I.I.入力視野サイズ	9 インチ
ファントムの種類	Cu1.6~1.8 cm
ファントムの位置	コリメータの上またはできるだけ近い場所
コリメータのサイズ	I.I.入力視野に外接
据付時の透視 mA	1~2mA
据付時の透視 kV	80kV~90kV

(2) 映像系の点検項目

点検時には据付時と同一条件のもとで IBS にて透視を行い, 透視管電圧 (または管電流) がどれだけ変化しているかをチェックする。(表1.6.5-6) の点検項目の10, 11は据付時には必ず測定しておき, 点検時には必要に応じてチェックすることを基本とする。なお, 据付時データ (例) は各メーカーによる。

(3) トラブル症例 (X線 TV 画質)

X線 TV の画質に異常がある場合の代表的なチェックポイントの例を示す。(表1.6.5-7)

表1.6.5-6 映像系の点検項目

点検項目	据付時データ(例)	判定条件
(1) IBS 時の X 線条件	82kV. 1.7mA	kV および mA の変化量が各メーカー規定値以下
(2) TV の出力 Video 信号	0.6V(映像分)	各メーカー規定値
(3) TV モニタのコントラスト・ブライトネスつまみの位置	CONT. 3/4位置 BRIGHT,1/2位置	つまみにより調整可能なこと
(4) 解像度チェック	1.251p/mm	R-1W チャートにて1ランク以内
(5) コントラストチェック	アルミステップチャートがすべて識別できる	各メーカー規定値
(6) ムラや汚点の有無	なし	ないこと
(7) イオンスポットの有無	なし	ないこと
(8) 像ひずみ	S 字ひずみ1cm (モニタ上)	変化のないこと
(9) 被写体入射線量	各メーカー基準値	
(10) I.I.相対輝度 I.I.系入射線量 (グリッド合)	各メーカー基準値	50%以上

表1.6.5-7 トラブル症例(X線TV画質)

現象	チェックポイント
(1) 量子ノイズが多い	・I.I.入射 X 線量は適正か (低すぎないか?) ・リカーシブルフィルタ等の画像処理の設定は適正か?
(2) 残像が多い	・リカーシブルフィルタ等の画像処理の設定は適正か?
(3) 解像度が悪い	・I.I.フォーカス ・TV レンズフォーカス
(4) コントラストが不足	・画像処理の特性等の設定は適正か? ・kV 値 (管電圧) は適当か (高すぎないか?) ・コリメータは適切に動作しているか (または適切に用いられているか?)
(5) ハムノイズが発生する	・現象が発生する条件を確認すること, ハムノイズの原因は接地 (GND) の取り方によって起こる場合が多い. (一点接地, 電源プラグ→2ピンの変換プラグ) ・カメラケーブル, カメラカバーなどの GND が確実にとられているか ・カメラと I.I.間は絶縁されているか (カメラヘッド取り付けボルトの絶縁プッシュが破損し導通状態になっていないか)

1.6.5.6 点検用測定器

保守点検時の測定器は、軽量かつ操作が簡便であるとともに、その記録が残せるよう測定結果がプリントされる形式のものや、接地線の抵抗測定は電源内臓でメータにより良否が直ぐに判断できるものが望ましい。

放射線出力測定用に、管電圧・管電流や撮影時間などは非接触式のもの保守点検に適している。表1.6.5-8に保守点検に必要な測定器類の一例を示した。

表1.6.5-8 点検用測定器一覧(例)

点検対象	使用測定器	測定内容および方法
管電圧	非接触管電圧計	通常点検時
	高圧観測定式管電圧計	
管電流	非接触管電流計	定期点検時撮影管電流
	管電流計	
管電流秒	mAs 計	
電源電圧	実効値型交流電圧計	波形はメモリ型シンクロスコープ使用
	ラインアナライザ	ピーク・サグ・ノイズ・瞬停・安定性など
直流電圧	デジタル	制御用直流電源出力電圧とPC板の入力電圧
	シンクロスコープ	ノイズ
絶縁抵抗	絶縁抵抗計 (メガ)	
外部接地抵抗	接地抵抗計	大地と接地端子間D種接地工事100Ω以下
装置接地抵抗	6V 交流電源	測定対象に10A~25A 流して測定
	電圧計 電流計	金属製外装とユニットおよび設備の設置端子間各0.1Ω以下
撮影時間	シンクロスコープ	
写真濃度	濃度計	
I.I 変換係数	線量計, 輝度計 蛍光量計 I.I 用チェック計	線量計と輝度計の組み合わせで測定
騒音	騒音計	JIS A 特性で測定
解像力	矩形波チャート	
	ワイヤーチャート	
	メッシュチャート	
水平度	水準器, トランシット	
画質管理	アクリルファントム	被写体厚特性
	胸部用 "	撮影条件調整
	胃部用 "	"
	心臓用 "	"
	DSA 用 "	"
	パーカー "	被写体吸収時の実効解像力・S/N 測定
	ウイスコンシン "	線質測定用
	鉄板または銅板	消化器動作テスト用
	アルミ板	線質補正・吸収量
	断層用チャート	撮影深度・中心・撮影角度
断層軌跡用チャート		
メッシュチャート	フィルム/増感紙密着具合	
シーメンススター	簡易焦点寸法計測	

1.6.5.7 各種装置の安全と保守点検

前述の通り各種の X 線装置はシステムとしての形態はさまざまであるが、主要部分の基本構成は同じである。

したがって1.6.5.2～6の保守点検法を応用するか、これに準じて点検項目を作成することが可能であると思われる。

第1編「診断用 X 線システム」の各章の執筆担当者により記述された各種装置に対する保守点検、安全性維持などに関する記述内容にはそれぞれの機種独特の注意事項や、開発面から見たメッセージと思われるものも含まれている。これらの記述の章番号と装置名を以下に列記する。

- | | | | | | |
|-----|-------|----------------------------|------|--------|------------------|
| (1) | 1.3.2 | X 線管装置 | (5) | 1.3.6 | X 線テレビジョンおよび関連機器 |
| (2) | 1.3.3 | イメージインテンシファイア装置 | (6) | 1.3.7 | X 線カメラ |
| (3) | 1.3.4 | X 線自動露出制御装置 | (7) | 1.3.9 | X 線可動絞リ |
| (4) | 1.3.5 | X 線管，イメージインテンシファイア
保持装置 | (8) | 1.3.11 | 散乱 X 線除去用グリッド |
| | | | (9) | 1.3.12 | 医用放射線フィルムカセット |
| | | | (10) | 1.3.13 | 増感紙・蛍光板 |
| | | | (11) | 1.5.1 | 消化器系診断用システム |
| | | | (12) | 1.5.3 | 頭部診断用システム |
| | | | (13) | 1.5.4 | 呼吸器系診断用システム |
| | | | (14) | 1.5.5 | 小児科診断用システム |
| | | | (15) | 1.5.6 | 泌尿器・産婦人科診断用システム |
| | | | (16) | 1.5.7 | 乳房診断用システム |
| | | | (17) | 1.5.8 | 外科診断用システム |
| | | | (18) | 1.5.9 | 集団検診用システム |
| | | | (19) | 1.5.11 | 断層撮影システム |
| | | | (20) | 1.5.13 | 回診用 X 線装置 |
| | | | (21) | 1.5.14 | 歯科用 X 線撮影システム |

第2編 X線CT装置

2.1 はじめに

X線の発見以来、約1世紀が過ぎたが、X線CTはそのX線技術と数学理論の組合せの相乗効果が非常にうまくいった例で、医学の進歩に大きく貢献できた装置である。1917年に数学者J.Radonが「2次元あるいは3次元の物体はその投影データの無限集合から一意的に再生できる」ということを数学的に証明した。この約50年後、コンピュータ技術の発展の後この原理が見直され、X線技術と結びついて1971年英国EMI社のJ.Hounsfieldらによる頭部用X線CTで初めて実用化された。

その後、1980年代から現在にわたって、半導体技術の進歩によるプロセッサの高速化・メモリの大容量化、X線捕捉効率の良い固体検出器・検出器の多列化、高速ヘリカルスキャンを可能にしたスリップリング技術、X線発生器の小型化、被ばく低減技術などにより、飛躍的進歩をとげた。特にスキャン時間で80年代当初の20秒が1/40の0.5秒以下にまで短縮され、ヘリカルスキャンと合わせて患者処理能力は飛躍的向上をし、また、空間分解能・密度分解能などの画質の性能で数倍、患者被ばく量で数分の1と患者負担低減にも貢献している。また、3次元表示、アーチファクト低減処理、ハイブリッドカーネルを含めたさまざまな読影支援技術の進歩も見られる。X線CTは、このように患者処理能力向上、患者負担低減、読影支援を目指し、今後も幅広く普及し続けていくであろう。

2.2 原 理

2.2.1 投影と逆投影

X線CTの画像再構成の目的は、X線入出力データからスキャンされた断面のX線吸収係数 μ の2次元分布 $\mu(x,y)$ を求め画像化することである。強度 I_0 の単一スペクトルX線を厚さ L 、吸収係数 μ の物質に照射すると透過X線 I は次式のように減衰する。

$$I = I_0 e^{-\mu L} \quad (2.2-1)$$

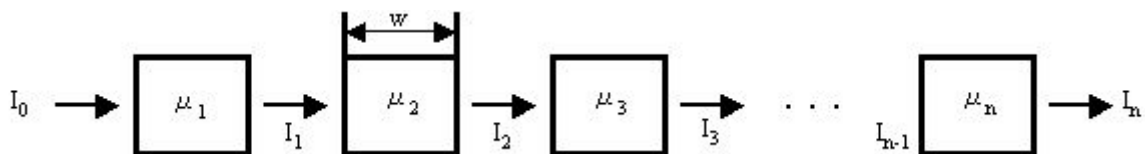


図 2.2-1 X線の減衰

実際には対象物が密度の均一な物質で構成されていることはなく、図2.2-1に示すように幅 w の小さい切片に分け、X線が吸収係数の異なる物質を順次透過すると考える。この場合、最初の小切片を通過したX線強度 I_1 は入力 I_0 に対して式(2.2-1)同様の減衰をし、以下の式となる。

$$I_1 = I_0 e^{-\mu_1 w} \quad (2.2-2)$$

同様に2番目の小切片の入力X線は I_1 、出力X線は I_2 となり、 n 番目の小切片の入力X線は I_{n-1} 、出力X線は I_n となる。この関係を式に表すと次のようになる。

$$\begin{aligned} I_n &= I_{n-1} e^{-\mu_n w} = (I_{n-2} e^{-\mu_{n-1} w}) e^{-\mu_n w} \\ &= I_0 e^{-\mu_1 w} e^{-\mu_2 w} \dots e^{-\mu_{n-1} w} e^{-\mu_n w} \\ &= I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) w} \end{aligned} \quad (2.2-3)$$

上式に対して対数をとると

$$- \ln \frac{I_n}{I_0} = (\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_n) w \quad (2.2-4)$$

で表される。すなわち、X線の減衰率（出力 / 入力）を対数変換しマイナスを乗じることで、X線ビームの透過長に沿った吸収係数の積分値が得られることを示している。これを投影データ（プロジェクション）という。

X線の減衰比の測定により、この投影データが求まることを式(2.2-4)は示しているが、一方向からの投影データからだけでは、個々の吸収係数の分布を求めることはできない。そこで複数の方向からの減衰比を測定して被検体の吸収係数の分布をマトリックスとして求めるのがX線CTの画像再構成である。

次に、現在最も一般的に行われている Filtered Back Projection 法による画像再構成の概念を示す。図2.2-2に示すようにスキャン中心に吸収体がある場合、各方向からのX線ビームによる投影は、中央部に減衰の見られる矩形のプロファイル(a)として得られる。この投影データをX線ビームと同じ方向で、

かつCTの視野全体に逆投影（バックプロジェクション）すると(b)のようになる。全投影データの逆投影を加算することにより、最終的に星状の形が画像化される。この星状の突起は逆投影と加算演算により作り出されたもので、点の周囲に広がりを持つ関数になる。そこでこの像のボケ（星状の突起）を除き、対象物により近い再構成画像を得るため、逆投影をする前のプロファイル(a)にフィルタをかける処理が施される(図2.2-3)。このフィルタにより、矩形状のプロファイルは正と負の突起を持つことになり、そのまま逆投影したとき作られる星状の正の突起をキャンセルし、元の対象物（この場合は中心の吸収体）を忠実に再現することができる。

人体のような複雑な構造の被検体も、微細に分けて考えれば図2.2-2のような矩形状のプロファイル

を持つ吸収体が高さを変えて多数集合し、構成されたものとみなせる。そこで、同様の処理を分割した各データごとに行えば、それぞれの逆投影にともなうボケがキャンセルされ、正しい再構成画像が全領域で得られることになる。これは、各プロジェクションデータにフィルタ関数をコンボリューションすることで実現される。以上の過程を数式で示すと次のようになる⁽⁴⁾。

図2.2-4に示すようにスキャン中心を原点とする静止直交座標系(x,y)を定義し、それに角度θの傾きをもった回転座標系(u,v)をとる。このときv軸に平行にX線を照射すると、その投影データP(u,θ)は被検体のX線吸収係数分布μ(x,y)を用い、

$$P(u, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(u \cos \theta - v \sin \theta, u \sin \theta + v \cos \theta) dv \quad (2.2-5)$$

と表される。

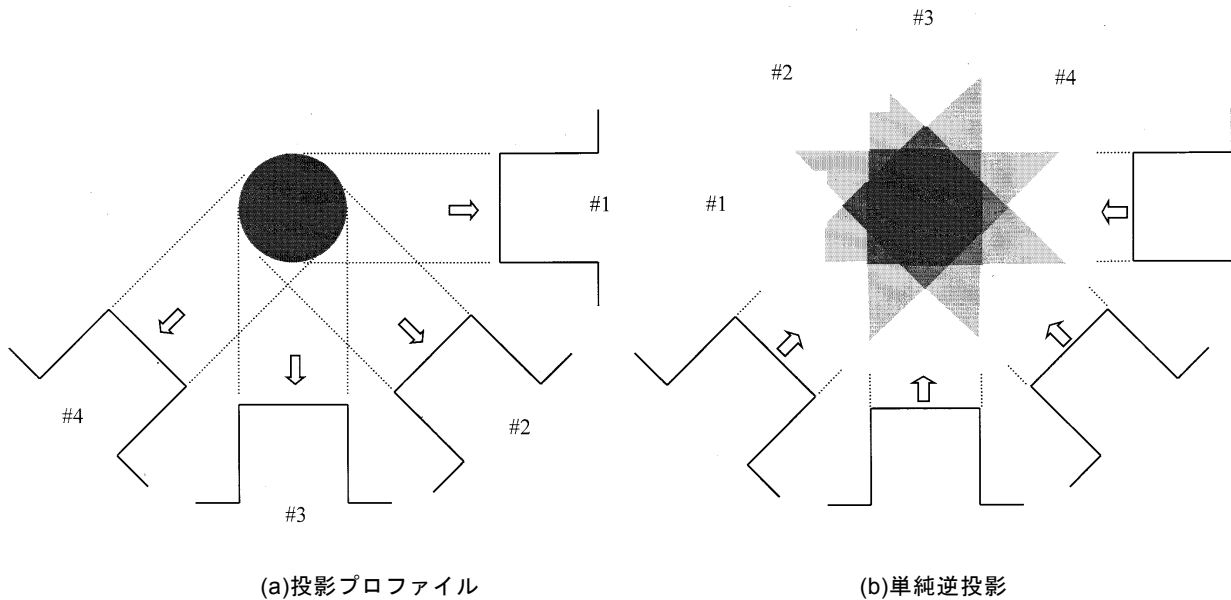


図 2.2-2 投影と逆投影

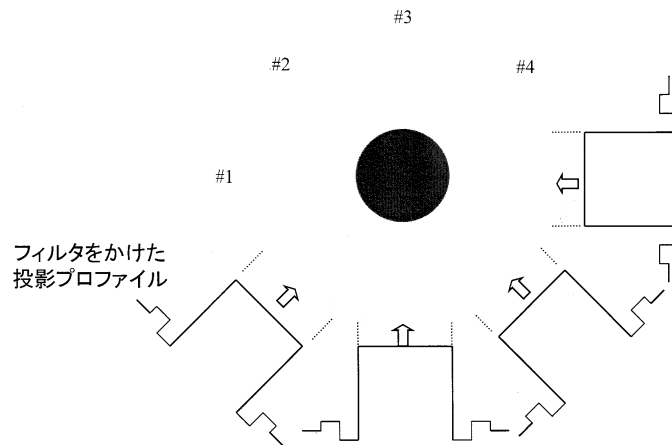


図 2.2-3 フィルタ付き逆投影

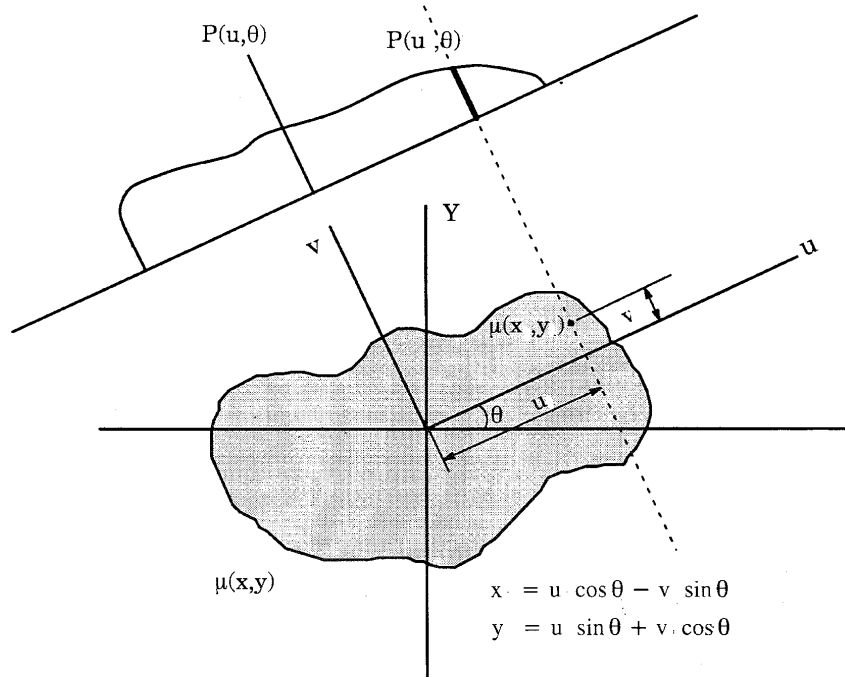


図 2.2-4 投影データ P (u , θ) の概念図

一方、 $\mu(x,y)$ の2次元フーリエ変換を $U(X,Y)$ とすると、

$$U(X,Y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x,y) e^{-j(Xx+Yy)} dx dy \quad (2.2-6)$$

で表される。フーリエ変換の定義から、 $\mu(x,y)$ は $U(X,Y)$ の2次元逆フーリエ変換で表すことができる。 $P(u, \theta)$ ($0 \leq \theta < \pi$) から $\mu(x,y)$ を求める計算が画像再構成であるが、この $\mu(x,y)$ が導出される過程を次に示す。

[$U(X,Y)$ の2次元逆フーリエ変換]

$$\mu(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} U(X,Y) e^{j(Xx+Yy)} dXdY \quad (2.2-7)$$

[$(x,y) \rightarrow (\omega, \theta)$ 座標変換]

$$\mu(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} U(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta) \cdot e^{j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\omega| d\omega d\theta \quad (2.2-8)$$

[$U(X,Y)$ をフーリエ変換の定義で変形]

$$\mu(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x,y) e^{-j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} dx dy \right] \cdot e^{j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\omega| d\omega d\theta \quad (2.2-9)$$

[$(x,y) \rightarrow (u,v)$ 座標変換]

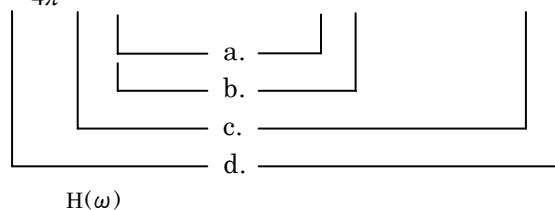
$$\mu(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} \mu(u \cos \theta - v \sin \theta, u \sin \theta + v \cos \theta) dv \right] \cdot e^{-j\omega u} du \cdot e^{j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} |\omega| d\omega d\theta \quad (2.2-10)$$

式(2.2-11)が再構成手順をまとめたものである。すなわち、

- 投影データ $P(u, \theta)$ を1次元フーリエ変換し、
- それにフィルタ関数 ω を乗じ、
- 逆フーリエ変換を施し、
- これを逆投影することにより再構成像 $\mu(x,y)$ を得る。

というものである。

$$\mu(x,y) = \frac{1}{4\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(u,\theta) \cdot e^{-j\omega u} du |\omega| \cdot e^{j\omega(x \cos \theta + y \sin \theta)} d\omega d\theta \quad (2.2-11)$$



$H(\omega)$

$h(n \tau)$

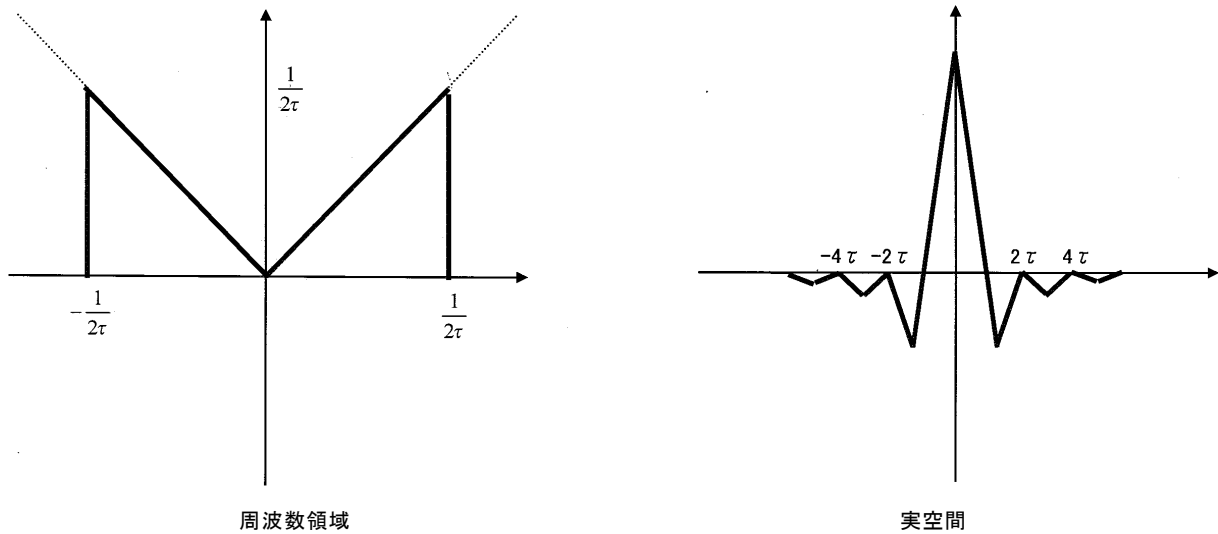


図 2.2-5 フィルタ関数

フィルタ関数 ω は、離散的にはサンプリング間隔 τ として計算が可能で、Ramachandranらにより図2.2-5で示すようなフィルタが求められている²⁾。このフィルタは周波数領域で空間周波数に応じてゲインが増し、実空間で強調フィルタとなるもので、最も原理に忠実ではあるが、高周波ノイズが出やすい欠点がある。そこで実際には、空間分解能や画像ノイズの目的に合わせ、周波数成分を調整した複数フィルタを用意して、使い分けている。再構成されたX線吸収係数の画像データは水を0、空気を-1000として割り当てて、その間を1000段階に分割し表現する。その値をCT値と称している。

2.2.2 前処理と補正

スキャンの際のDAS（データ収集システム）から送られてくるデータを、再構成処理に使える投影データに仕立て上げるまでの過程が前処理であり、この中

には再構成に不都合なハードウェア特性や、物理現象に対する各種補正が含まれる。ここではそのいくつかを紹介する。

(1) X線強度補正

X線の管電圧や管電流が変動するとX線強度が変化し、アーチファクトやCT値誤差の原因となる。そこで被検体を通らずに、X線をじかに検出できる位置に基準チャンネルを配置し、このチャンネルで各サンプリング角度のX線強度を検出し、検出器の各チャンネルのデータを正規化することにより、X線強度補正を行う。

(2) オフセット補正

DASのエレクトロニクス回路のドリフトは温度、湿度などに依存し短時間に変動する要素もあるので、スキャンごとにX線照射のないタイミングでオフセット計測を行い、オフセット補正を行う。

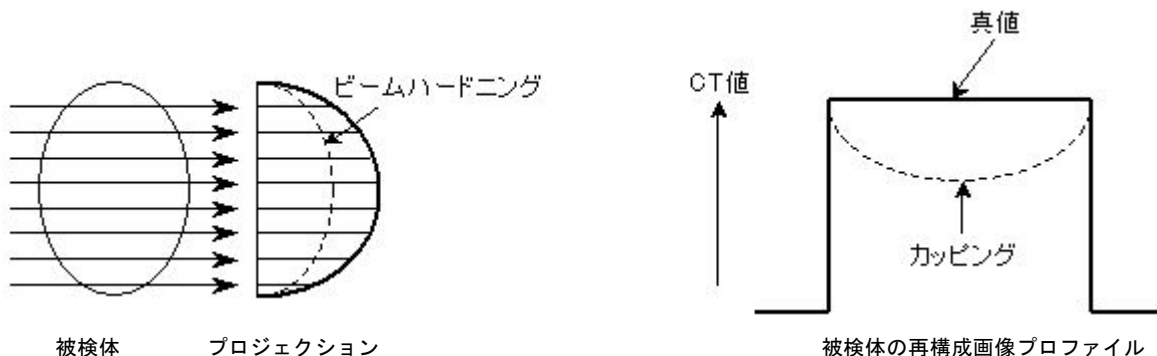


図 2.2-6 ビームハードニング効果

(3) ビームハードニング補正

X線CTで用いられるX線は多色X線であるため、X線が被検体を通過し減衰するのにもない、X線スペクトルの高いエネルギー部分が相対的に多くなり、減衰しにくくなるというビームハードニング現象が起こる。この現象のために、円形で均一組織の被検体を補正なしで再構成すると、図2.2-6のように中央付近の吸収係数が落ち込むという、いわゆるカップリングを生じる。このようなビームハードニングに対しては、図2.2-7のような非線形特性を高次多項式で近似した後、逆変換し、線形データに置き換えるという補正方法が取られる。この補正式は人体の大部分が水に近いことから、一般に水を基準として算出されるものが使われる。図2.2-8にファントムでの補正効果を示す。

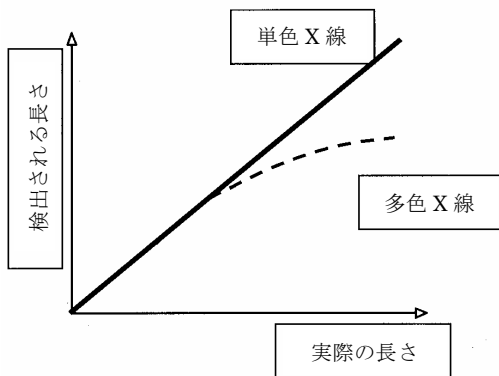


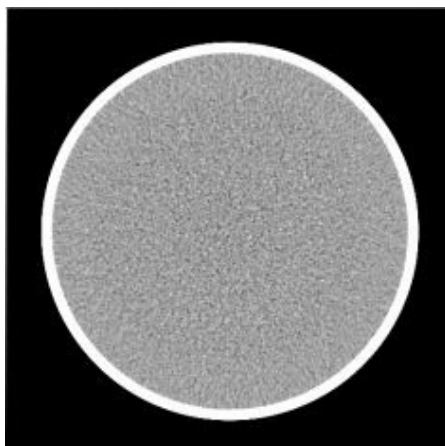
図 2.2-7 多色 X 線の非線形性

2.2.3 ヘリカルスキャンの補正処理

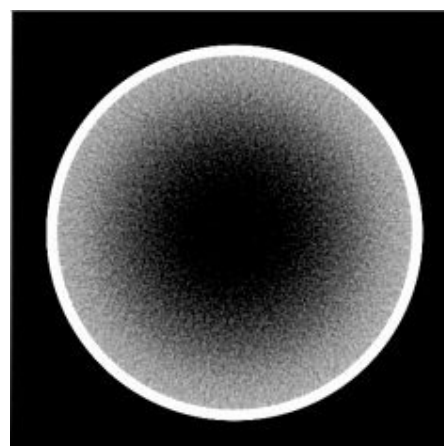
ヘリカルスキャンは、スリッピングによる連続回転を応用し、テーブルを移動させながら、らせん状にデータを収集するスキャン方式である。テーブル移動方向を Z 軸と呼ぶことにすれば、Z 軸方向の1点を中心に1回転分のデータが収集可能なコンベンショナルスキャンとは異なり、ヘリカルスキャンではある再構成面のデータは1つ存在するだけであり、そのほかのデータは Z 軸方向に連続的にばらばらについている (図2.2-9)。このように1回転分のデータに注目すると、ヘリカルスキャンデータではデータ開始点とデータ終了点での位置は異なっており、このデータの違いが原因で画像再構成するとアーチファクトを生じる。このアーチファクトを抑えるために、一般的にデータの補間法が用いられている。

このヘリカル補間では、一般に LI (linear interpolation: 線形補間) 法が使用され、再構成したい位置での任意角度のデータを同じ X 線透過経路の異なる位置のデータより補間で求める方法がとられている。

LI 法にはいくつかの方法が考案されており、360度補間と呼ばれる2回転の投影データより補間する full-scan interpolation (FI または 360LI) 法、対向データを用いた180度補間 (図2.2-10) と呼ばれる1回転+ (2×ファンアングル) の投影データで補間する halfscan interpolation (HI または 180LI) 法、および1回転だけでの投影データから補間する halfscan extrapolation (HE) 法が実用化されている。現在では、スライス厚劣化の防止とアーチファクト除去の観点から、180度補間が一般的に多く用いられている。



ビームハードニング補正あり



ビームハードニング補正なし

図 2.2-8 ビームハードニングによるアーチファクトの差

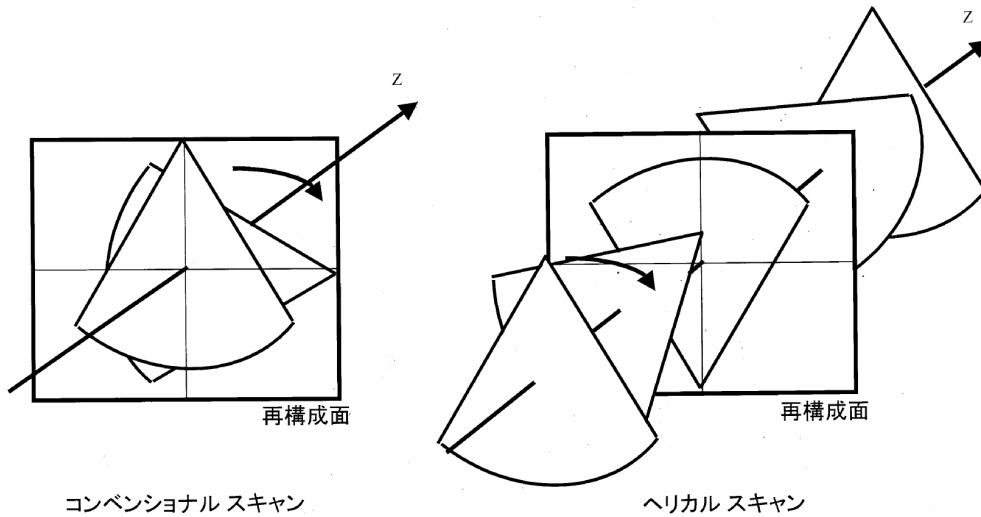


図 2.2-9 コンベンショナルスキャンとヘリカルスキャンの違い

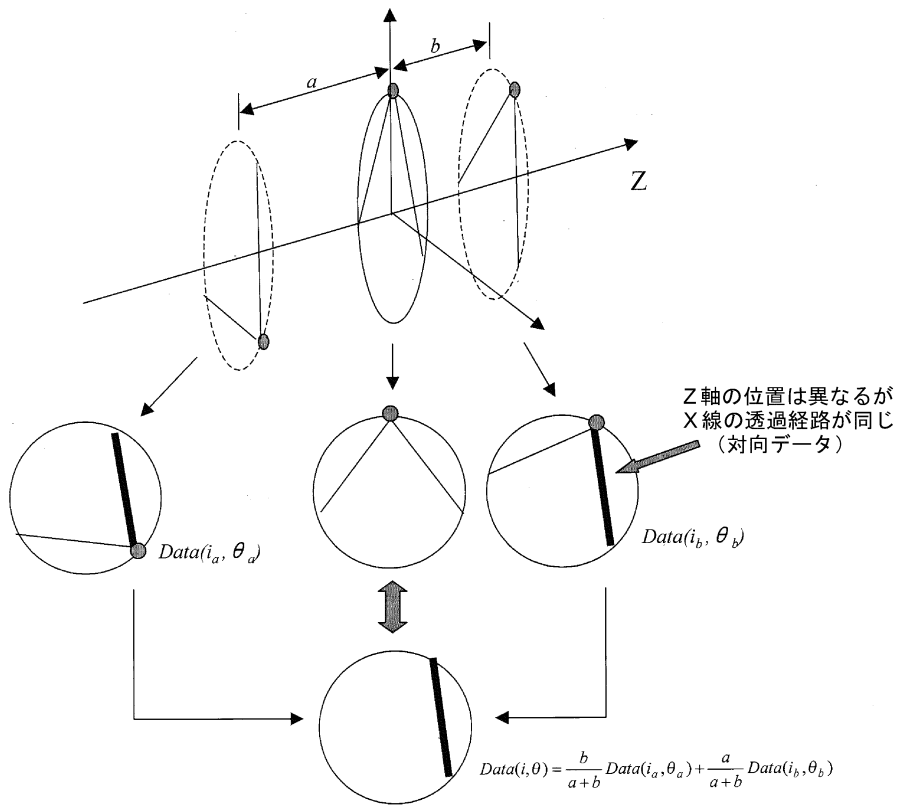


図 2.2-10 対向データを用いた線形補間（180度補間）の概念図

2.3 システム構成

X線CT装置の構成例を図2.3-1に示す。本システムは、走査ガントリ、撮影テーブル、操作コンソール、電源ユニットより構成されている。また機能構成例を図2.3-2に示す。

2.3.1 走査ガントリ

走査ガントリの回転部には、中央の開口部を中心にX線管と検出器を対向させて、データ収集ユニット、高圧発生器とともに搭載されている。走査ガントリ固定部は回転部の回転機構、スリッピング機構、ガントリ傾斜機構、スキャン・ガントリ制御部などが含ま



図 2.3-1 CT スキャナ構成例 概観

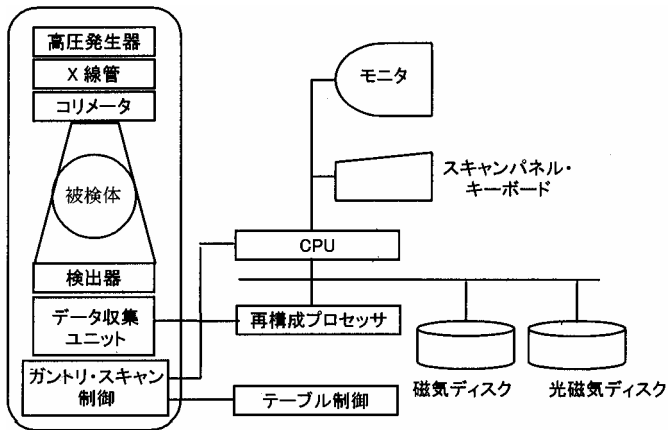


図 2.3-2 CT スキャナ機能構成例

れる。ガントリまたは操作コンソールに配置された操作スイッチにより、ガントリ傾斜が行え患者に苦痛を与えることなく傾いた断層像が得られる。

CTのデータ収集方式には、第1世代から第4世代までであるが、現在は Rotate/Rotate 方式(R-R)といわれる第3世代CTが主流である。このR-R方式では、撮影領域を包含する約60度のファンビームが用いられ、X線源に向けてコリメートされた円弧状の約1000チャンネルの検出器で透過X線を受光する。

Stationary/Rotate 方式(S-R)といわれる第4世代CTでは、全周に並べた多数の検出器が固定配置され、スキャン中はX線管のみが回転し、一定角度間隔で投影データを得る。

最近では、第3世代CTで断層像の厚さ方向に検出器を複数列並べたマルチディテクタCT(MDCT)が主流となっている。X線管と検出器が一体となって被検体周囲を回転し、一定角度間隔で投影データを収集する。断層像の厚さも0.5mmのように1mm以下も可能である。

2.3.2 撮影テーブル

撮影テーブルは、上下・水平方向の駆動機構で構成される。患者を乗せ、ガントリの操作スイッチによりガントリ開口部での位置合せを行う。患者が乗降りしやすいうように最低高さまで下げられる。

スキャン位置変更、位置決め用スキャン、ヘリカルスキャンを行う際は水平方向の駆動を操作コンソールから遠隔操作で行える。スキャン中はX線発生、データ収集と同期した制御が行われる。

患者の安全と安定した画像を得るため、患者固定用の治具が使用される。頭部撮影にはヘッドホルダ、ヘッドストラップ、胸部・腹部検査にはボディストラップなどがある。

2.3.3 操作コンソール

スキャンパネル・撮影室とのインタフォン付きキーボード、モニター、光磁気ディスクやDVDなどのディスクドライブ付きコンソールなどにより構成される。コンソール内のホストCPUのソフトウェアにより、患者情報入力、スキャン条件設定、スキャン、撮影画像の表示および画像処理、情報管理などの操作を行えるユーザインターフェースを提供する。また病院内システムとの患者情報の共有、画像サーバへの画像転送などが可能なものもある。

2.3.4 電源ユニット

病院の分電盤より供給された電源を各ユニットへ変圧・分配するユニットである。また、非常停止信号により各ユニットへの電源供給停止を制御する。

2.3.5 X線発生系

高圧発生器、X線管、コリメータで構成される。高圧発生器は、X線管に80-140kVを供給し、管電流制御、回転陽極の回転駆動制御を行う。高周波インバータ制御による小型化でガントリに搭載可能となった。

X線管は、使用した撮影条件の履歴による計算により、管球温度、陽極温度がクーリング制御され温度限界を超えないようになっている。スキャンの高速化にともない画質劣化(S/N低下による低コントラスト分解能の劣化)を招かないように大きな管電流が求められ、長いヘリカルスキャンにより陽極熱容量の大きなX線管が求められる傾向にある。

コリメータは無駄被ばく量の最適化、スライス厚方向の分解能の確保を目的としている。またX線フィルタにより、患者被ばく低減のための低エネルギーX線除去を行っている。多列検出器の場合は、熱膨張によるX線陽極位置の変化による画質への影響を最小にするため、コリメータはX線ビーム位置最適制御機能

を持ち、常にX線ビームを検出器の最適な位置に照射している。

2.3.6 スキャン系

検出器は、被検体を通過したX線の強度を忠実に電気信号に変換するもので、

- a. 半導体検出器
- b. シンチレータ+光電変換素子検出器
- c. Xeガス電離箱検出器

がある。1980年代まではc.が主流だったが、現在ではb.の方式でシンチレータ+フォトダイオードのタイプが主流である。半導体検出器とシンチレータは固体検出器と呼ばれ、Xeガス電離箱検出器に比べX線捕捉効率がよくS/Nの良好な画像が得られる。これに対しXeガス電離箱検出器は各チャンネルの感度のバラツキが少ないという特徴がある。

一般的に検出器のチャンネル数が多く、ピッチが細かいほど空間分解能は高い。この際にX線焦点サイズ、X線拡大率も空間分解能に影響を与える要因である。また、検出器列数が細かいほどテーブル進行方向の分解能は向上するが、検出器のマトリクスが細かいほど検出器隔壁の割合が増加し、その分の検出器捕捉効率は下がる。

データ収集ユニットにより、検出器の各チャンネルからの微弱な電気信号を精度良くA/D変換された投影データは、ガントリ回転部分から固定部分経由で画像再構成装置に転送される。1回転中に収集される投影データサンプリング点数も、空間分解能を決める要因の1つである。

2.3.7 データ処理系

データ処理系の機能は、スキャンの操作・制御、スキャンデータの保存・再構成、画像表示、画像処理、画像保存、情報管理、フィルミング、ネットワークへの転送などである。画像再構成、画像処理は、専用プロセッサ、汎用プロセッサ、ホストのソフトウェアなどにより処理される。これらのプロセッサ・ホストのデータ処理能力、ユーザインターフェース・ソフトウェアは、X線管の熱容量・冷却時間とともにシステムの処理能力を決める主要因である。

スキャン、画像再構成の高速化にともない、システムの臨床性能が高まり、その応用範囲も多様化している。マルチ検出器の搭載にともない撮影条件の設定がさらに複雑になるため、わかりやすい操作性、ユーザインターフェースが望まれている。検査の効率向上の点からも自動フィルミング、画像転送、画像保存、スキャンの並列動作が求められている。

2.4 性能評価

X線CTの性能としては、

- a. 画質に関する項目
- b. 被ばく線量に関する項目
- c. 患者診断処理能力に関する項目

がある。

性能評価は、さまざまな側面から周到に行わなければならない。特に画質を評価する場合は、画質に影響を及ぼすスキャンパラメータ（スキャン時間、線量、管電圧、スライス厚など）および再構成パラメータ（再構成領域、フィルタ関数など）を充分考慮する必要がある。また、ヘリカルスキャンが行えるものではその補間法、テーブル速度も画質を左右する要因となる。

また、画質の指標として重要な空間分解能と低コントラスト分解能に関しては、空間分解能と画像ノイズ（粒状性）やアーチファクト、低コントラスト分解能と被ばく線量などのトレードオフ関係も知っておく必要がある。

わが国では、標準的な評価方法を確立する必要性から「X線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準 第2次勧告」が出されている。この勧告において、X線CTの性能評価は

- a. 第1段階： メーカーの出荷時テスト
- b. 第2段階： 使用設備側の初期テスト
- c. 第3段階： 使用施設側のルーチン検査

という、いくつかの段階に分け実施すべきものとしており、その内容は多岐にわたるものであった。この第2次勧告やIECのCT関連文書、アメリカ食品医薬品局(FDA)案および既存のファントムを参考として「X線コンピュータ断層撮影装置用ファントム(1989年JIS Z 4923)」をはじめ、いくつかの評価ファントムが標準化されつつある。これらのファントムは日常点検を主な目的としており、その測定項目は、

- a. ノイズ(雑音)： 水ファントム画像の特定区域内のピクセル(画素)のCT値変動の標準偏差。
- b. コントラストスケール： 2つの物質のX線吸収係数の差と、それぞれのCT値の差との比。
- c. 空間分解能： 物体の大きさを識別できる能力。
- d. スライス厚： スライスプロフィール(CT値の分布)の半値全幅に相当する厚さ。
- e. 高コントラスト分解能： ある物体と、その周囲とのX線吸収差が大きいとき、画像上でその物体を識別できる能力。
- f. 低コントラスト分解能： ある物体と、その周囲とのX線吸収差が小さいとき、画像上でその物体を識別できる能力。

の6項目である。

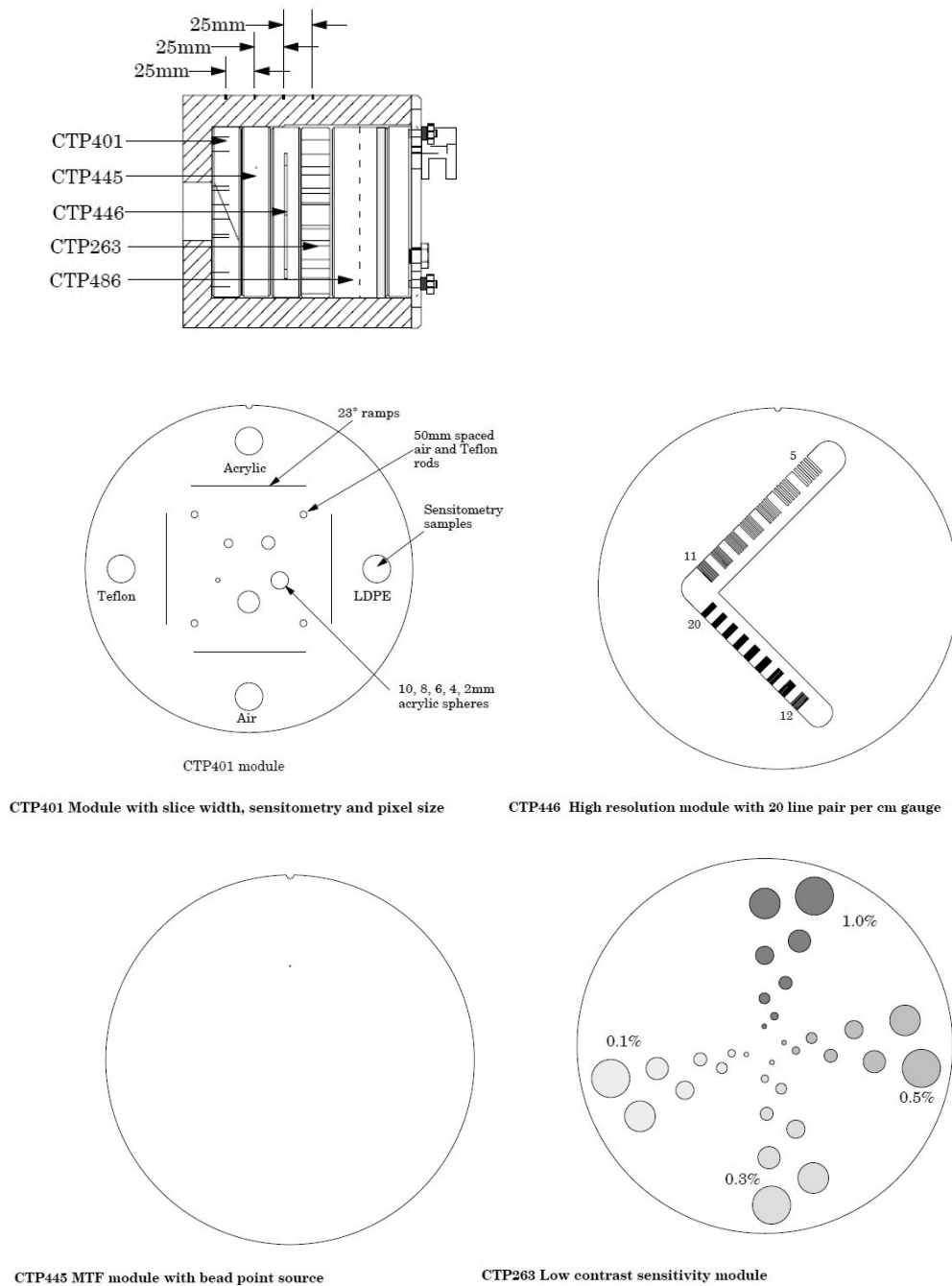


図 2.4-1 CT Image Quality 評価用ファントム Catphan®の例 (The Phantom Laboratory Incorporated 社製)

図2.4-1に示すファントムでは、最近の装置の性能向上を考慮して、高コントラスト分解能は0.25mmまで備えたものとなっており、低コントラスト分解能はエネルギー依存性の少ない材質を用いた CT 値1~10の差を持つロッドを配列し、2mmまでの測定を可能としている。スライス厚測定では23度の角度を持つ金属ワイヤを用いており、空間分解能測定には金属の微小球体を用いられている。

また米国内では X線機器の安全規制として、CDRH (Center for Devices and Radiological Health) がある。これは製品出荷に先立ち、画質、MTF、線質、被ばく線量、スライスプロフィール、線量プロフィールなどの実測データを提出すること、および画質チェックに用いるファントムを装置に付属させることが義務づけられている。図2.4-2は CDRH 規制に準拠して作られた QA (Quality Assurance) ファントム

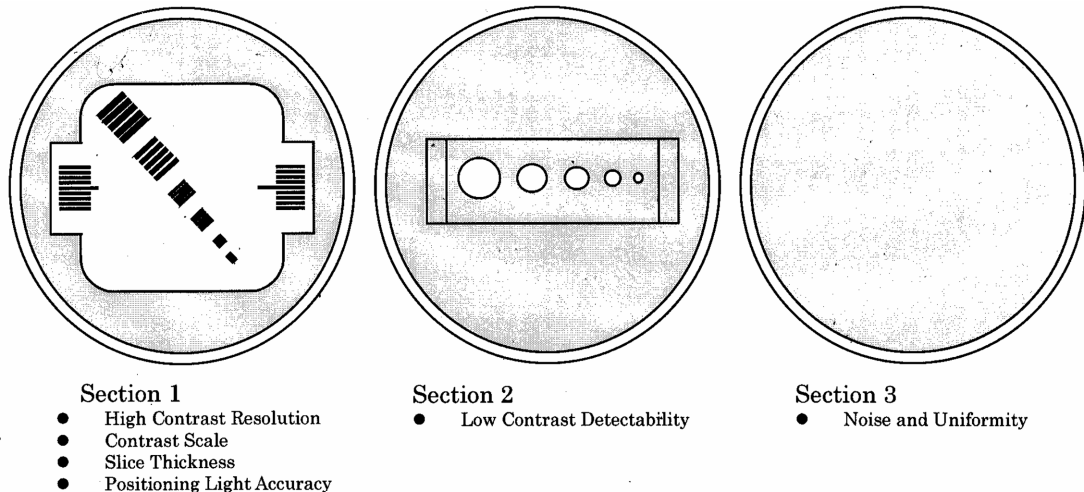


図 2.4-2 CDRH 準拠 QA ファントムの例

の一例である。

最新の CT 装置においては、このような性能評価に加えて、より薄いスライス厚の測定や、ヘリカルスキャンにおける体軸方向のスライス厚測定、分解能の測定が重要視されてきており、各種ファントムが作成、改良されつつある。また CT 装置側もこれらの測定を処理するプログラムを装置内に持つことが必須となってきた。

以上のような、CT 装置本体の性能と同様に重要なのは、装置全体の評価を直接左右するレーザプリンタ、マルチフォーマットカメラおよびモニタなどの表示装置であるが、その性能評価方法としては解像度、コントラスト、ひずみを測定できる米国の SMPTE (Society of Motion Picture and Television Engineering) の提唱するテストパターンがわが国でも普及している。

2.5 応 用

2.5.1 マルチディテクタ CT

(1) 概要

従来のシングルディテクタ CT は、ディテクタ回転方向にのみ検出器列を有していたが、マルチディテクタ CT では、回転方向と同時に体軸方向 (Z 軸方向) にも複数の検出器列を有し、1回転のスキャンで複数枚の画像を得ることができる。そのような CT は、Multi Detector Row CT (MDCT), Multi Slice CT (MSCT) などと呼ばれているが、本文では MDCT として説明を行うこととする。

(2) 検出器構成

MDCT の検出器構成は、さまざまなタイプが存在

する。1回転で2列の検出器から2スライスのデータを得られる CT では、アレイタイプ、マトリックスタイプ、1回転で4列以上の検出器から4スライス以上のデータが得られる CT では、マトリックスタイプの検出器が存在し、マトリックスタイプの検出器にも均等型、不均等型などが存在する。(図2.5-1)

また、現在(2006年)実用化されているのは2列~64列の MDCT である。

2列の MDCT でアレイタイプの検出器を用いる場合は、X線ビームを所望のスライス厚にコリメートし、2つのデータを得ている。マトリックスタイプの検出器では所望するスライス厚に応じて Z 軸方向のセルのデータを DAS (Data Acquisition System) で組み合わせる。それを示したのが図2.5-2である。マトリックスタイプの検出器でも、この DAS の列数によって1回転に得られる画像の枚数が制限される。

(3) コンベンショナルスキャンでのメリット

ヘリカルスキャンに対して、スキャン中は体軸方向に患者を動かさないコンベンショナルスキャンでの MDCT のメリットは、1回転で複数枚の画像を得ることができる点である。つまり4列の MDCT であれば、従来のシングル CT に比較して4倍の効率でスキャンを行うことができる。

また逆に、従来のテクニックより薄いスライス厚の画像を、従来と同等の効率でスキャンするという選択肢もある。

さらに、応用として、薄いスライス厚のデータは厚いスライス厚のデータに比較して、パーシャルボリューム効果によるアーチファクトが少ない点を利用して、薄いスライス厚のデータ取得後にデータを加算処理し、従来と同等のスライス厚の画像であっても、ア

一チファクトの少ない画像を作成することも可能である。

(4) ヘリカルスキャンでのメリット

MDCTでのヘリカルスキャンは、従来のシングルCTに比較してより速い移動速度でスキャンしても、従来と同等の画像を得られることが特長である。

画像再構成法の説明の前に、MDCTのヘリカルピッチの説明を行う。MDCTのヘリカルピッチの定義は以下のとおりである。

$$\text{Helical Pitch} = T / DC$$

T: 検出器1回転中に移動する患者寝台の速度(mm)

DC: X線ビーム厚(mm)

たとえば、64列のMDCTの場合で、各列に0.625

mmのX線ビームが照射され、合計の照射厚が40mmの場合、1回転で55mm移動すれば、 $55/40 = 1.375$ でピッチ1.375と定義される。

従来のシングルCTヘリカルスキャンで画像を作成する場合は、スキャン中移動する被検体情報をヘリカル再構成法を用いて、特定のZ軸方向位置(画像再構成面)に特定している。MDCTのヘリカル再構成法は、特定のZ軸方向位置の最近傍のデータを各列から選び出し再構成している⁽³⁾⁽⁴⁾。その説明が図2.5-3となる。このとき使用されるペアのデータの位相が360度違うか180度違うかは、条件によって異なり、1枚の画像を作成するためには、360度からのデータと180度からのデータが混在する場合もある。このように、各列をまたがって最近傍のデータで再構成されるため、シングルCTより速いピッチでデータ収集を行ってもZ軸方向のデータ収集範囲が広がらず、良好な画質の画像を得ることができる。

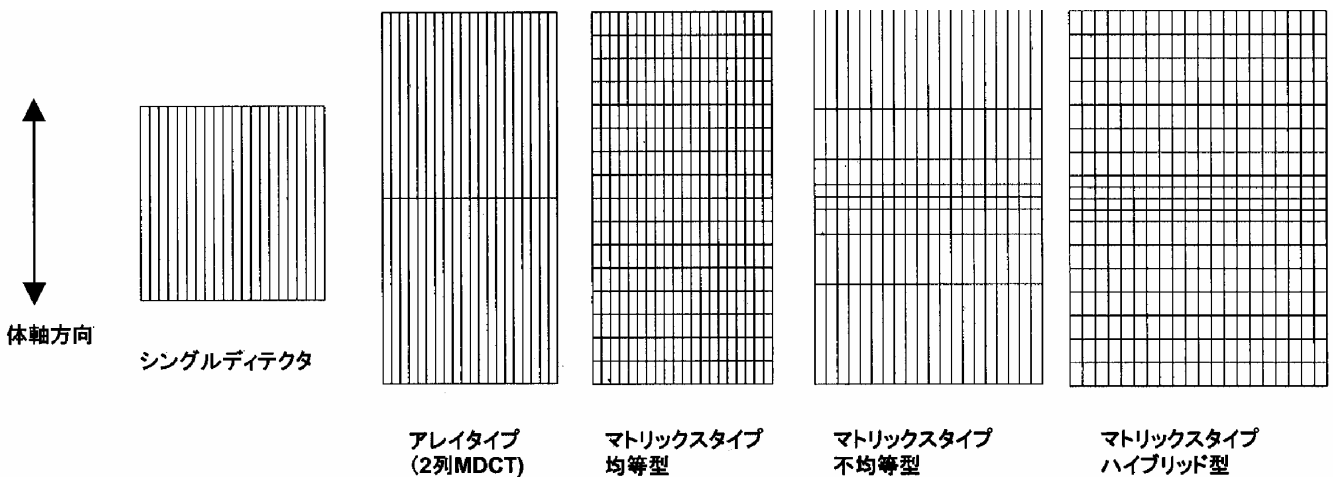


図 2.5-1 MDCT 検出器構成

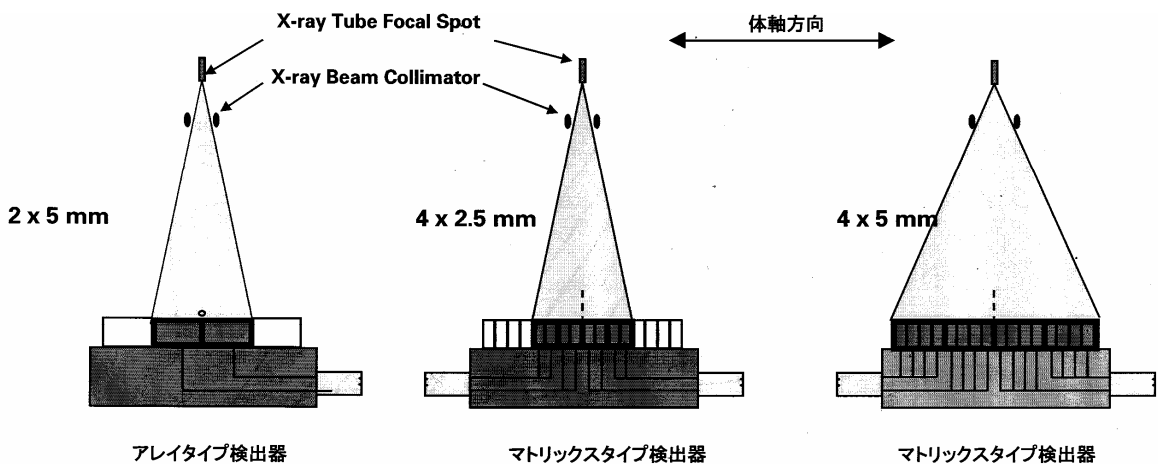


図 2.5-2 MDCT X線ビーム厚制御

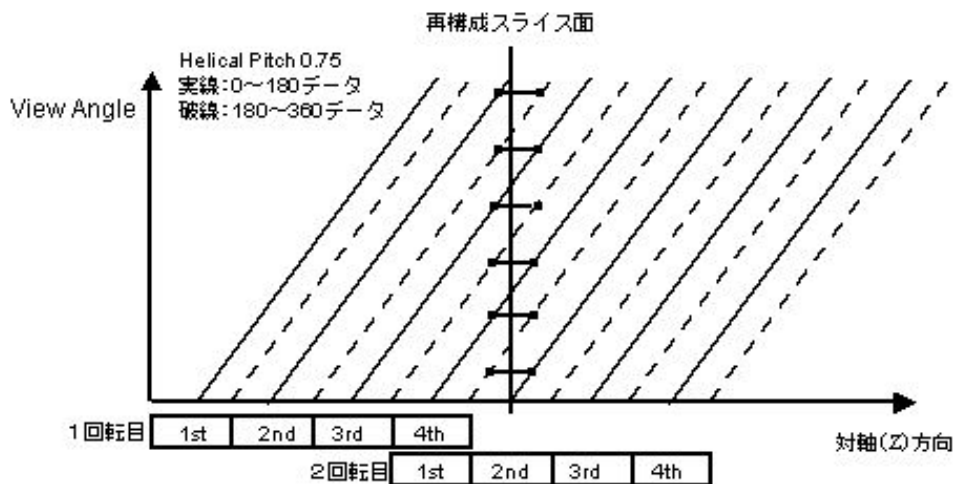


図 2.5-3 マルチスライス CTヘリカル再構成法

一般に、4列の MDCT のピッチ0.75程度であれば、各列のデータ収集の軌跡が微妙にずれて情報量が多くなり、シングルヘリカルピッチ1.0と同程度の画像を得ることができる。これは、シングルヘリカルに比較して撮影テーブル速度が3倍 (=4×0.75倍) の効率でスキャンできることを意味する。一般に、4列の MDCT で用いられるピッチは、0.75から1.5程度の間が多い。しかし、ピッチ1のように各検出器列の軌跡が重なり、位置情報が重複してしまうような場合には、MDCT の特長を生かし難くなる。このように、MDCT のヘリカルでは最適なピッチを選択することが重要であるが、各メーカーによりヘリカル再構成法が異なるため、その点も注意が必要である。

また、MDCT のヘリカルスキャンは、ハイピッチでデータ収集を行うことができるため、薄いスライス厚でデータを収集しつつ、Z 軸方向に範囲を広げてデータ点数を多くし、Z 軸方向のフィルタ (Z フィルタ) で、アーチファクトの少ない画像再構成を行うこともできる⁶⁾。また、データ点数、範囲、Z フィルタ形状などによって作成される画像のスライス厚を、自由に元画像より厚くできることも、MDCT ヘリカルスキャンの大きな特長である。そのときの画像のスライス厚は、実効スライス厚で表されることが一般的である。

2.5.2 3次元画像再構成

3次元画像再構成は、「断層像の各画素を通過する X 線ビームを検出した検出器列のデータを各画素に逆投影する」という、より正確な画像再構成方法である。これに対し、2次元画像再構成は、「コーン角の影響が小さいとして、断層像の再構成中心を通過する X 線ビームの検出器列をその断層像の全画素に逆投影する」という近似的な画像再構成方法である。

検出器幅の拡大にともない、図2.5-4のように外側の検出器列のコーン角が大きくなり、斜線部で示したミッシングコーン領域が広がる。ミッシングコーンとは、通過する X 線ビームの存在しない領域で、アーチファクトの元となる。

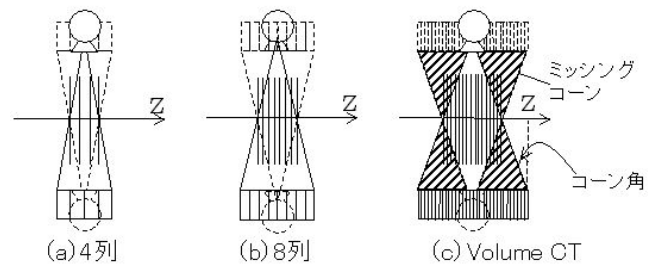


図 2.5-4 マルチスライス CT のアキシアルスキャン

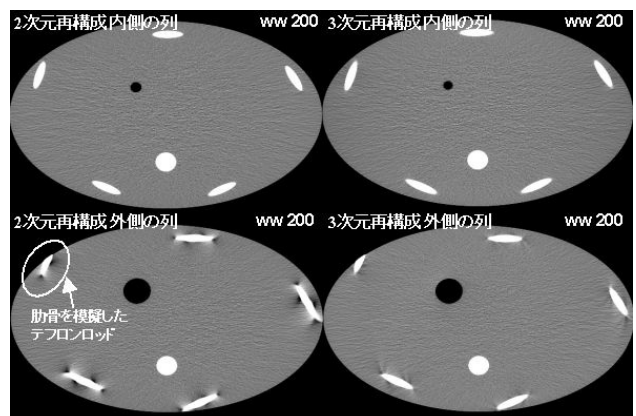


図 2.5-5 MDCT の内側列と外側列の画像 (16 スライス × 0.625mm, シミュレーションによる投影データを使用)

図2.5-5 左側のように、従来の2次元画像再構成ではコーン角の大きい外側検出器列の断層像では、これ

らのアーチファクトが大きくなるが、図2.5-5 右側の3次元画像再構成（コンベンショナルスキャン）のようにコーン角・ミッシングコーンの影響を抑えたアルゴリズムでは、このアーチファクトは小さくなり、中心部と周辺部のスライス厚（FWHM of SSPz）均一性もよくなる。なお、内側検出器列では2次元画像再構成でもコーン角のアーチファクトは小さく、3次元画像再構成との画質の差は、あまりない。

ヘリカルスキャンにおいても、3次元画像再構成の「断層像の各画素は、その画素を通る X 線ビームの

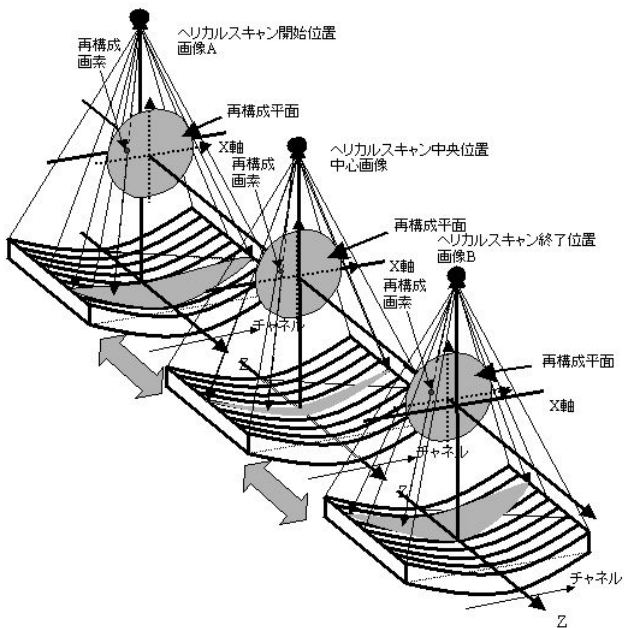


図 2.5-6 ヘリカルスキャンの 3 次元画像再構成幾何学系

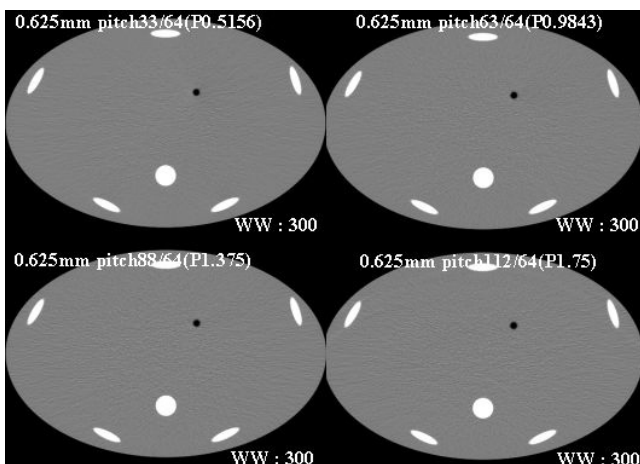


図 2.5-7 3 次元画像再構成による 64 スライス・ヘリカルスキャンの画質のヘリカルピッチ依存性（シミュレーションによる投影データを使用）

投影データを逆投影する」という基本原理は変わらず、図2.5-6のように、画像再構成とデータ収集系の相対的な位置が、各ビューにより少しずつZ方向に移動するようになる。3次元画像再構成処理により、画質のヘリカルピッチ依存性は従来の2次元画像再構成よりも小さくでき、図2.5-7のように、ヘリカルピッチ2.0弱まで速いヘリカルピッチでも、安定した画質を得ることが可能である。

2.5.3 Z フィルタ処理

2次元画像再構成では、Z フィルタ処理は以下の式で表され、Z フィルタ $W(i, j)$ によりビュー方向にフィルタを重畳してノイズ、アーチファクト、スライス厚を最適化する上で有効な手段である。

$$P_{Z-Filter}(i, j) = P(i, j) * W(i, j)$$

(P (i, j) : 投影データ, W (i, j) : 重み係数, i, j : チャンネル, ビュー)

このZ フィルタは、3次元画像再構成に拡張することができ、2次元画像再構成の場合と同様に、ノイズ、アーチファクト、スライス厚を最適化する上で有効な手段である。その概念を図2.5-8に示す。

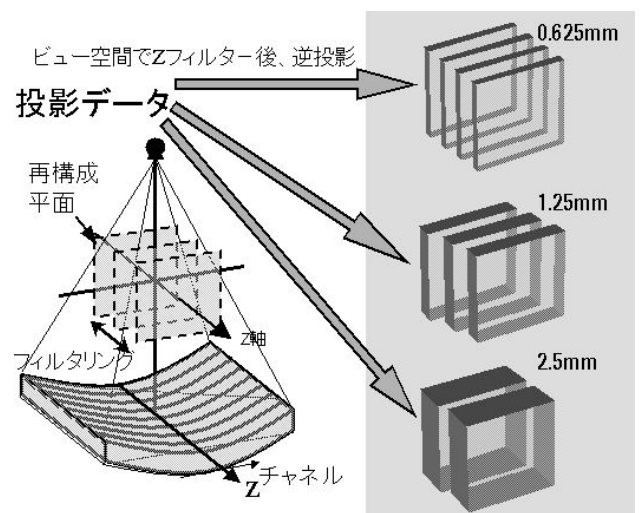


図 2.5-8 ヘリカルスキャンの 3 次元再構成による Z フィルタ

また、ヘリカルスキャンのZ フィルタは以下のようにになる。

$$P_{Z-Filter}(i, j, k) = P(i, j, k) * W(i, j, k)$$

(P (i, j, k) : 投影データ, W (i, j, k) : 重み係数, i, j, k : チャンネル, ビュー, 列)

同様に、従来の2次元画像再構成では実現できなかったコンベンショナルスキャンのZ フィルタも、3次元画像再構成で可能となる。

$$P_{z-Filter}(i, k) = P(i, k) * W(i, k)$$

(P (i, k) : 投影データ, W (i, k) : 重み係数,
i, k : チャネル, 列)

この Z フィルタ処理を用いて, スライス厚を任意の厚さで画像再構成することができ, 10%までの範囲で操作することにより, アーチファクトを低減させることができる. 同時にノイズも低減でき, ノイズ, アーチファクト, スライス厚を最適化する上で有効な手段である.

2.5.4 心臓用スキャン

第3世代方式の CT 装置で時間分解能を向上するには, スキャン速度 (ガントリ回転速度) を早くする必要があるが, 管球と検出器が機械的に回転する現状の機構では限界がある. 連続したスキャンデータから, 心電図波形と同期させながらいくつかの角度データ (セクタ) に分けて収集し, それを1つのハーフスキャン分のスキャンデータとして合成して画像再構成させる. これにより, 時間分解能が約100mm sec 以下に向上し, 電子ビーム CT (EBCT) に匹敵した時間分解能も可能である. このようなスキャンは, スナップショットスキャンと呼ばれる. 心電信号に同期した4セクタのデータ収集タイミングと, その画像を図2.5-9, -10に示す.

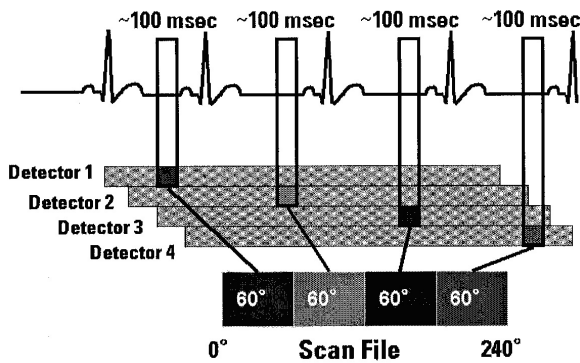


図 2.5-9 スナップショットスキャンの心電同期したデータ収集タイミング

4セクタスキャンの場合, ガントリ回転速度が0.35秒/回転とすると約60msec の時間分解能が得られる. また, ガントリ回転速度を0.35秒/回転から0.1秒ステップで0.35-1.0秒/回転の間で可変できれば, ヘリカルピッチも患者の心拍に適合させて, 効率よく3次元の画像が得られる.

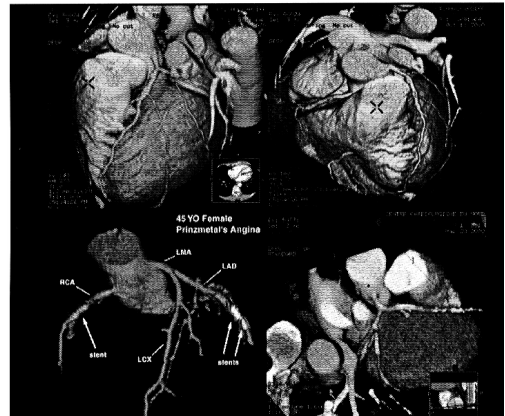


図 2.5-10 スナップショットスキャンの画像

また, 再構成に使用するデータの時間位相を変えることにより, 拡張期, 収縮期などの各位相に合った画像も得ることが可能である.

2.5.5 造影タイミングの最適化

MDCT の出現によって, さらに短時間スキャンが可能となった. これは, ダイナミック CT などにおける時間分解能の向上につながる一方で, 造影剤の使用方法については, これまで以上に重要なファクタとなっている.

被検者の血流動態は千差万別で, これらを最適な造影タイミングでスキャンすることは容易ではないため, これらを補助する目的でいくつかの機能が発表されている.

(1) Bolus Tracking 法

造影剤注入後の関心領域での CT 値の変化をモニタリングすることにより, 最適なタイミングでスキャンを開始する方法である. その一例としての動作画面を図2.5-11に示す.

(2) Test Bolus Injection 法

本スキャンに先立ち, 少量の造影剤によるプリスキャンを行うことにより, 事前に血流動態を把握して, 本スキャンにおける撮影開始タイミングを決定する方法である.

2.5.6 被ばく線量低減のアプローチ

近年の MDCT の開発などにより, 短時間に広範囲のスキャン, ダイナミック CT における従来以上の多時相スキャン, さらに薄いスライス厚の多用は, 結果として被ばく線量の増加につながる危険性がある. このような状況の中, 装置開発において被ばく線量を低減する技術も, 以前にもまして重要になっている.

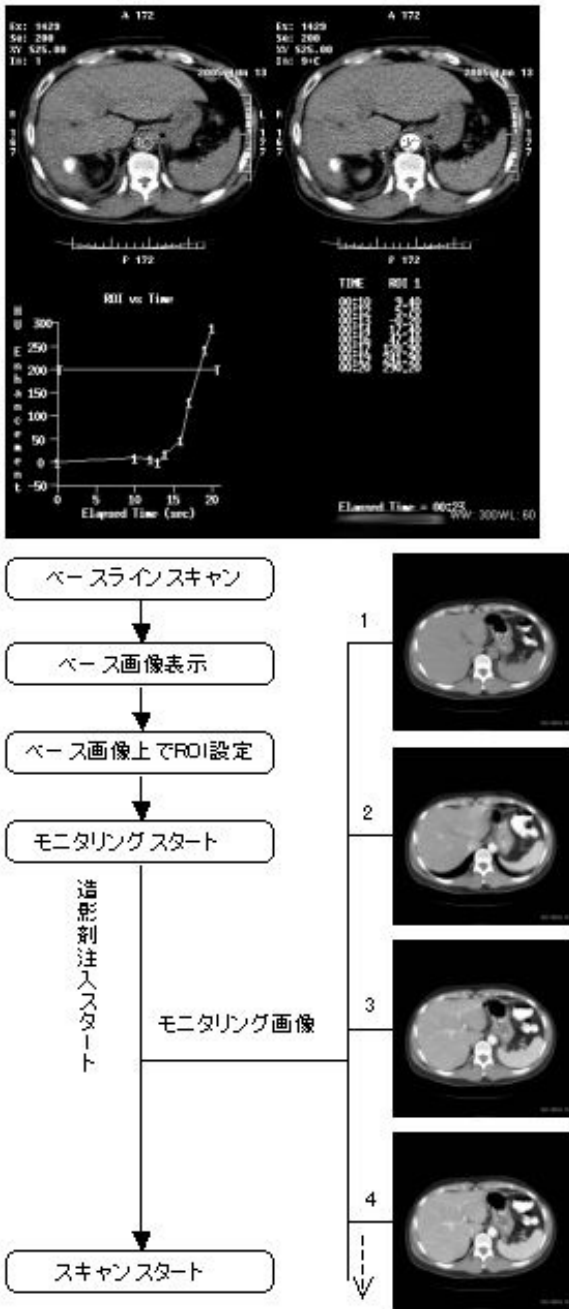


図 2.5-11 Bolus Tracking 法

(1) mA モジュレーション法

従来のスキャンにおいて、その管電流(mA)は一定であることが常識であった。しかし、被写体形状は一定でなく、また体軸方向にも大きく変化している。このような被写体形状に合わせて、管電流を可変させながらスキャンを行い、被ばく線量を低減する方法が、mA モジュレーション法である。mA モジュレーション法は、1回転中に mA を可変させる X-Y モジュレーション法と、体軸方向の各回転ごとに mA を可変させる Z モジュレーション法に分けられる。それぞれのモ

ジュレーション法と、X-Y モジュレーション法と Z モジュレーション法を組合せた3D モジュレーション法の概念を、図2.5-12に示す。

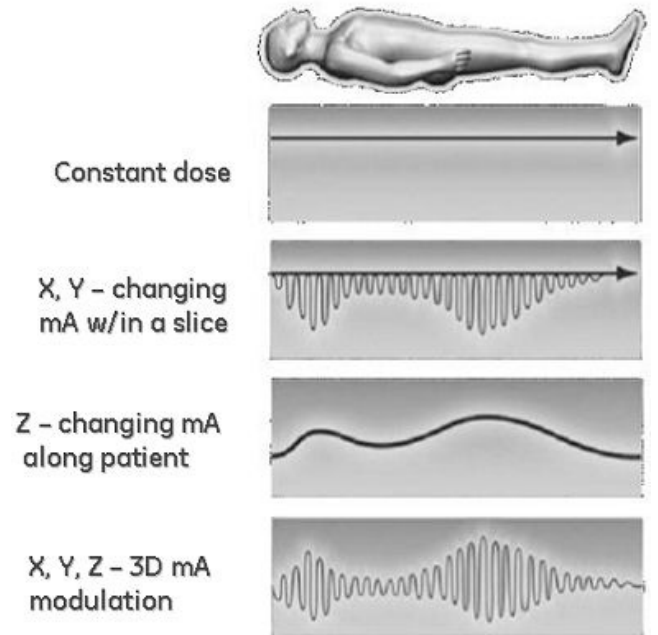


図 2.5-12 mA モジュレーション法概念図

(2) アクティブフォーカルトラッキング

複数断面を1スキャンで撮影するマルチスライスCTでは、Z軸方向のX線コリメータ制御が極めて重要なファクタとなる。X線管球の熱膨張や高速回転中による焦点移動は、ビームのZ軸方向へのドリフトを発生させ、このドリフトに対するマージンの幅に相当するX線が無駄被ばくとなる。ビームトラッキングは、検出器面上でのビームの位置ずれをモニタリングし、フィードバック制御によりビームの位置を常に一定位置に保つように機能し、ビーム幅にもたせるマージンを最低限に抑え無駄被ばくを最小限に止める機能である。その概念を図2.5-13に示す。

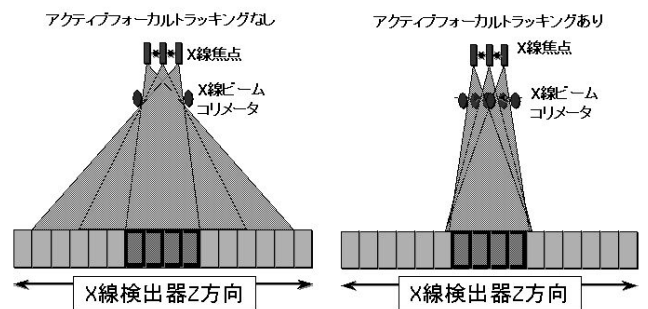


図 2.5-13 アクティブフォーカルトラッキング

2.5.7 3D 画像表示

断層画像データを積み重ねて作成したボリュームデータを、指定された視野方向に従って回転演算、陰面処理、シェーディングを施して2次元モニタに表示するものである。通常、スライス厚が充分薄い場合以外には、XY 方向の分解能に比べ、積み重ねた Z 軸方向の分解能の方が劣るため、スライス補間し分割された立方体の集合を前処理で作成する。

種類としては、ボリュームデータをあるしきい値の設定により2値化し、境界面の表示を行うサーフェスレンダリングと、しきい値の設定なしに各組織の内部構造をそのまま表示する、ボリュームレンダリングに分かれる。一般にボリュームレンダリングは、ボクセルに不透明度およびカラーの情報を割り付け、これらを合成し、各ボクセルごとの計算により表示画面に投影される輝度を求める方法を指すが、広義にはボリュームの投影として最大 CT 値を表示する MIP (Maximum Intensity Projection) も含まれる。

一般に、情報量を多くすることときれいに（なるべくゴミを作らず）3D 画像を作ることは両立し得ないことが多い。そこで3D 画像作成に影響を与える要素をまとめると以下のようなになる。

(1) しきい値の設定

しきい値により、前処理で作成されるボリュームデータ量が大きく異なるため、目的とする対象に合わせ元画像から設定しきい値を決めることが重要になる。現在は経験に頼るところが多い。

(2) フィルタ処理

実際にスライスをまたいで連結されているものは連結性を崩さず、またノイズによるゴミは極力排除したいという目的で、フィルタ処理をボリューム作成後に行う。単なるスムージングフィルタだけでなく、孤立ボリュームの体積量により除去を判定する処理などが使われている。

(3) 元画像のスライス間隔

元画像のスライス間隔が細かいほど、ボリュームデータを作る際のスライス方向の補間処理が正確に行えることから、作られた画像もより正確になる。ヘリカルスキャンでオーバーラッピングリコンが3D 画像の画質向上に寄与しているのはこの理由による。図2.5-14に3D および MIP の一例を示す。

最近では、マルチディテクタ CT の普及により、従

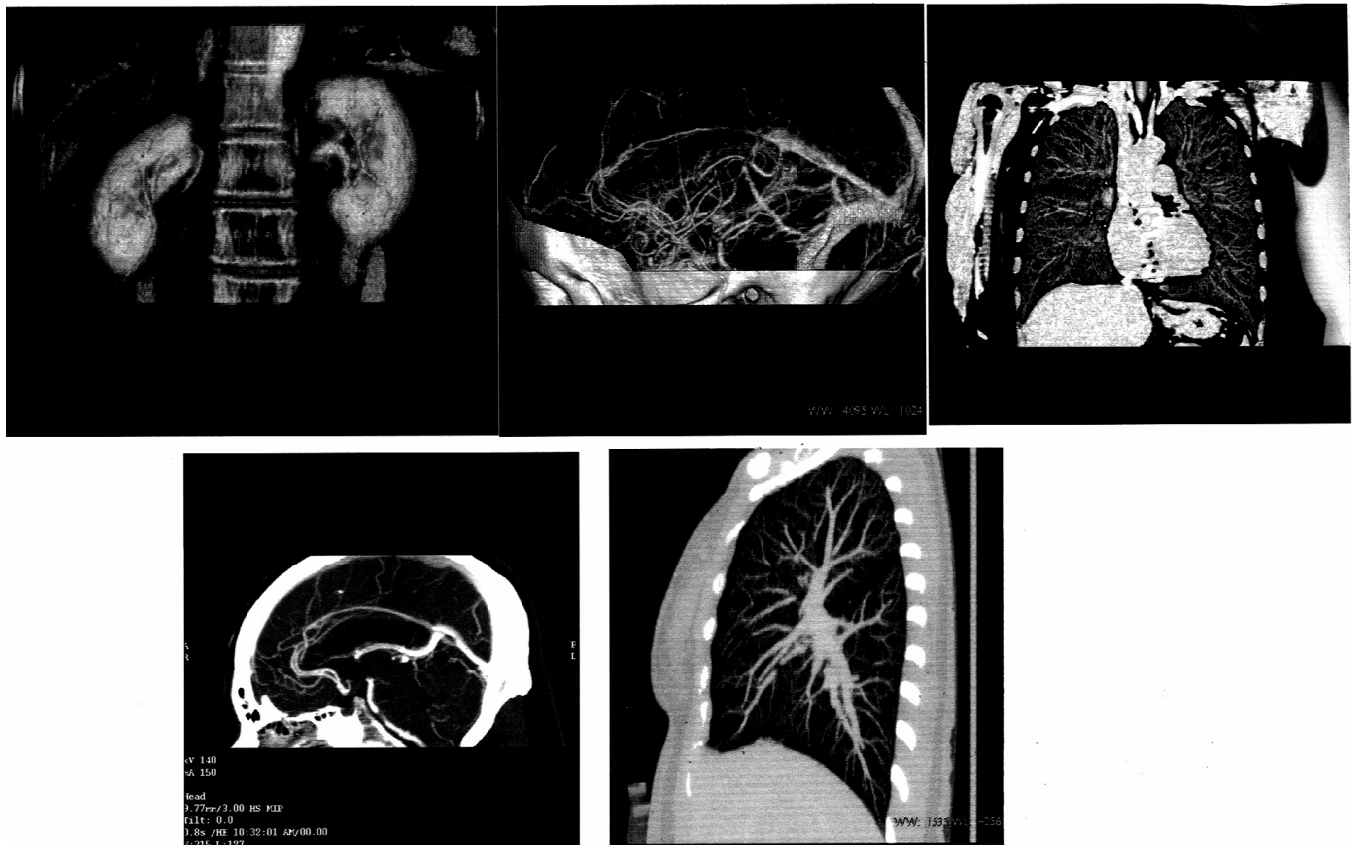


図 2.5-14 3D 表示と MIP 画像 上：3D 表示 下：MIP 画像

来のシングルディテクタCTより広い範囲をスキャンできるようになったり、もしくはより薄いスライス厚で画像を作成できるようになったため、3Dや任意方向の断面を観察できるMPR(Multi Planar Reformation)画像の有用性も高まってきている。また、スキャンと同時に直接3DやMPRを作成して表示する機能なども実用化されてきている。

2.5.8 パフュージョン

ヨード系造影剤を静脈より高速注入しながら同一断面をダイナミックスキャン(経時的撮影)することによって、臓器の局所血流情報を求める検査で、局所の血流速度(Blood Flow)、血流量(Blood Volume)、平均通過時間(Mean Transit Time)などの血流情報(Map Image)が得られる。(図2.5-15)

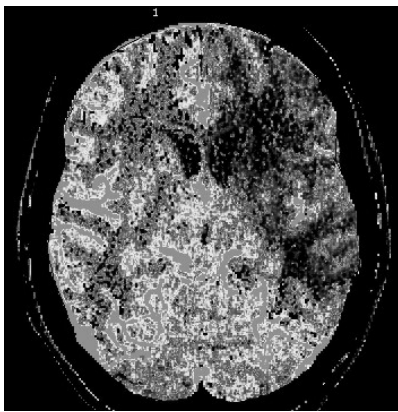


図 2.5-15 血流情報 (Map Image)

検査は一般的に、シネ(Cine)もしくはアキシャル(Axial)モードスキャンで行われ、肘静脈から注入速度を3-5ml/sec、総量30-50ml程度の造影剤を静注し、造影剤注入開始後5秒前後よりダイナミックスキャンを40-50秒間行う。SDCT(Single Detector Row CT)の場合は単一断面、MDCT(Multi Detector Row CT)の場合は複数断面の血流情報が得られる。現在は主に頭部領域で用いられ、超急性期の虚血性疾患(単純CT画像にて病変部が描出される以前の状態)の把握や、動脈瘤などによる脳実質への影響、腫瘍術前・術後管理のための情報収集を目的に検査が行われる。虚血性疾患の場合は、各血流情報のパラメータの増減から虚血領域の生存度(Viability)を予想することも可能である。また痴呆などの神経疾患の病態把握、治療方法の選択、血流情報による治療効果の評価にも用いられる場合がある。

CT Perfusion 検査はMRやPETに比べて、次のような利点がある。

- a. 動脈瘤の術後患者などのように、体内に金属がある場合でも検査可能。

- b. 単純CT検査と続けて行うことができ、形態と動態を一度に観察できる。

- c. 短時間(1分以内)で検査が終了するので急患にも充分対応できる。

- d. 核医学検査のようにあらかじめ検査薬品を用意しておく必要がなく、緊急検査にも対応可能。

血流情報の各パラメータは、造影剤の注入による経時的な造影効果によって得られる時間-造影濃度曲線(Time-Density Curve: TDC)を流量解析することによって求められる。(図2.5-16)

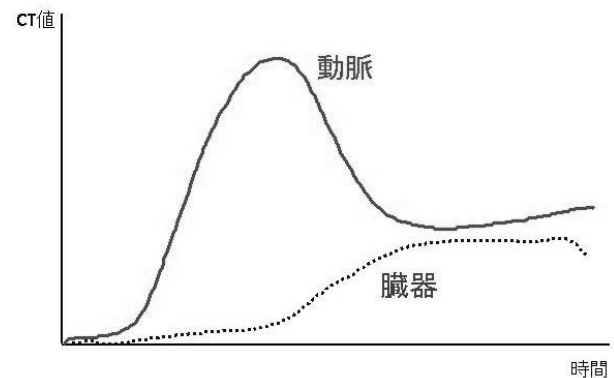


図 2.5-16 Time-Density Curve : TDC

このTDCは対象臓器に流入している動脈と実質臓器に設定されたROI(Region of Interest)から測定される。この計算方法には大きく分けて次の2つがある。

(1) Fickの原理を応用したもの

Fickの原理とは、「ある臓器が時間dtにおいて、その血流を測定するためのトレーサ(造影剤)を、微小時間dt間に血中より摂取する、あるいは血中に放出する量dQ(t)はその時のその臓器の流入と流出量との差に等しい」という理論に基づいており、次の式(2.5-1)で表される。

$$F = \frac{Q(t)}{\int_0^t Ca(t)dt - \int_0^t Cv(t)dt} \quad (2.5-1)$$

F: 血流速度

Q(t): 実質臓器の造影剤濃度

Ca(t): 動脈内血中の造影剤濃度

Cv(t): 静脈内血中の造影剤濃度

実際の臨床では、目的となる動脈に対する静脈を対応させることは困難であるので、Fickの原理を静脈からの流出がない場合を仮定した考えに基づいて、式(2.5-1)を次のように改変して計算する。(2.5-2)

$$F = \frac{Q(t)}{\int_0^t Ca(t)dt} \quad (2.5-2)$$

式(2.5-2)の右辺分子 $Q(t)$ は実質臓器のTDCの立ち上がり傾斜(最大傾斜),分母は動脈のTDCのピーク値であり,この計算方法を最大傾斜法(Max Slope Method)と呼ぶこともある。

(2) 逆積分(Deconvolution)方法を用いたもの
動脈から臓器に流入した造影剤は,短時間のうちにある速度を持って組織内に広がり,緩やかに流出していく。この流出の状態を捉えた計算方式で,式(2.5-3)で表される。

$$Q(t) = F \times Ca(t) \otimes R(t) \quad (2.5-3)$$

\otimes : 積分処理

$R(t)$: Impulse Residue Function

$R(t)$ は組織における造影剤の流出(もしくは残留)の程度を示す,その組織固有の伝達関数である。

$Ca(t)$ は動脈のTDC, $Q(t)$ は臓器のTDCから得ることができ,これらより式(2.5-3)を逆積分操作することにより,血流速度 F を求めることができる。

最近では,頭部領域のみならず体幹部(すい臓,肝臓,前立腺など)にもCT Perfusion検査を適応する場合がある。この場合は主に腫瘍の治療計画,治療効果の評価を目的に実施される。ただし,体幹部の検査は体動によるアーチファクトを回避するため,長時間(30-40秒程度)の呼吸停止が必要である。

2.6 安全

2.6.1 装置の安全性

日本におけるCT装置に対する安全性は,改正薬事法を基に認証基準であるJIS Z 4751-2-44とCT装置の基本要件により担保されている。JIS Z 4751-2-44は,JIS T 0601-1,JIS T 0601-1-1,JIS T 0601-1-2,JIS T 0601-1-3の関連規格から構成され,以下の5項目に大別される分野に対する安全性が組み入れられている。それぞれのJIS規格において,一致国際規格としてIEC60601-1,IEC60601-1-1,IEC60601-1-2,IEC60601-1-3,IEC60601-2-44がある。さらに,X線関連機器安全の国際規格であるIEC60601-2-32や,X線管の国際規格であるIEC60601-2-28は,一部がJIS Z 4751-2-44の中でCTに適用されている。また,基本要件への適合性を確認するために,JIS T 14971に従いリスクマネージメントを行い,安全性に対する追加事項が考慮されている。

(1) 医療機器としての一般電気安全

JIS規格JIS T 0601-1,JIS T 0601-1-1,JIS Z 4751-2-44に要求があり,規格の要求内容の代表的な項目は,電気入力,耐電圧,各種漏れ電流,温度上昇,保護設置接続回路の抵抗などである。このほかに,リ

スクマネージメントによる安全性が考慮されている。

(2) 医療機器としての一般機械安全

JIS規格JIS T 0601-1,JIS T 0601-1-1,JIS Z 4751-2-44に要求があり,規格の要求内容の代表的な項目は,危険な動きに対する保護,安定性,強度や懸垂支持機構などの安全率などである。

(3) 被ばく量の管理および単一故障状態での制限

CT装置に対しては米国の連邦法基準である21CFR(被ばく量の測定方法など)が歴史的に良く知られている。この21CFRを基に,要求内容をCT装置に対する国際規格であるIEC60601-2-44に取り込んだ。また,診断用X線装置の放射線防護に対する要求事項である国際規格IEC60601-1-3と合わせて,CT装置のX線被ばくに対する安全要求事項を形成している。これらの国際規格は一致規格としてJIS化され,同じ要求事項となった。規格の要求内容の代表的な項目は,漏れX線,総ろ過,CTDIvol(線量)の提示/表示,X線照射表示,単一故障状態でのスキャン時間のバックアップタイマーなどである。

(4) 設置時/定期点検時での安全確保

設置時に行う安全性に関しては,CT装置側の製造業者が提示した,安全性能や機能が正常に動作するかを,使用者側が装置を受け取る時(設置時)に製造業者側と確認することが一般的であり,JIS Z 4752-3-5(CT装置の受入試験)などに一般的なCT装置の受け入れ試験の流れが規定され,特に線量や画質に関する評価方法が提示されている。このJIS規格は国際規格であるIEC61223-3-5と一致規格であり,ヨーロッパにおいては,この規格に基づき使用者側に対し規制が行われている。評価項目は,契約時に相互が決定することになるが,代表的な評価項目は,安全機能(緊急停止スイッチなど),二重化されている安全回路,線量の精度などである。

定期点検時に行う安全性に関しては,使用者側が決められた期間ごとに行い,JIS Z 4752-2-6(CT装置の不変性試験)などに一般的なCT装置の不変性試験の流れが規定され,線量や画質に関する評価方法が提示されている。このJIS規格は,国際規格であるIEC61223-2-6と一致規格である。代表的な評価項目は,緊急停止スイッチの動作,カバーなどのひび割れ,破損の有無の点検などである。また,製造業者による定期点検も,故障によって危害が発生する部品の点検・交換作業や,二重化されている安全回路の確認などを対象に,安全性を長期にわたり確保するため行われる。

(5) EMC (電磁環境両立性)

近年の電子機器の普及にともない、使用している機器・システムがほかの機器・システムから電磁妨害を受けることが大きな問題となり、妨害波の発生側でこれを抑える EMI 対策ばかりでなく、妨害を受ける側でも性能劣化を起しにくくすることが必要となってきた。装置において、JIS 規格 JIS T 0601-1-2に要求があり、要求内容としては Emission/Immunity などである。国際一致規格である IEC60601-1-2は、すでに EU で MDD として法制化され、日本でもこの JIS 規格に基づき規制が開始された。

2.6.2 設置条件

CT 装置の設置は以下の点に留意して行われる。

(1) 建築に関する条件

撮影室は、X線に対する防護措置が医療法施行規則で規定されている。扉やのぞき窓、間仕切り壁などは、一般的に鉛1.5mm当量以上の遮へいが必要である。

操作者と撮影室との間ののぞき窓は、操作者が患者の動静を観察するために必要である。窓の大きさ、高さ、位置とともに重要である。

CT 装置の機器総重量はかなりのものとなる。また、撮影中の機械的振動などは、CT 画質品質を劣化させる要因ともなる。よって、走査ガントリまたは患者テーブルを支える床面は十分な強度を持っていないといけない。操作する際の安全性、便利性を考慮して、床下にサブユニット間ケーブルのピットを設ける。

(2) 電気設備に関する条件

CT 装置の電源仕様に見合った電源および保護接地ターミナルを用意した、CT 専用分電盤を設置することが望ましい。また、各サブユニットからの自己発熱により室内温度が上昇するので、操作室、撮影室の総発熱量に十分な、冷房空調装置を設置する。

(3) その他

使用中表示灯、患者監視モニタカメラ、電話、インタフォン、照明、コンセント、給排水衛生設備、医療ガス、点滴レール、更衣コーナなどは、CT 装置を院内で安全かつ効果的に使用する上で重要な設備である。

2.6.3 保守管理

CT 装置の、画質品質を維持するための定期的な評価テストについては、製品の受け入れ時および決められた期間ごとに行う評価方法が、JIS Z 4752-3-5や JIS Z 4752-2-6に詳細が規定されているが、一例とし

て、使用者側の QA(Quality Assurance)プログラムの実施が有用である。QA プログラムによる CT 装置の画質に関するチェック項目は、使用するファントムによるが、以下の3項目が重要である。

- a. 高コントラスト分解能 (空間分解能)
- b. 水ファントムのノイズと平均 CT 値およびその均一性
- c. スライス厚

これらの手順は、あらかじめ設定された一定の条件でファントムをスキャンし、その結果を基準となるデータと比較し記録するのが一般的である。

日常の業務の中で定期的に繰り返し実施し、画質が顕著に低下する前に QA データの変化をとらえることにより、早期の対処を可能とするものである。QA データに変化が現れれば、メーカー側によるさらに厳密なテストプログラムの実施の必要性を検討できる。早期の対処は大きな障害を避けるための重要なファクタである。

2.7 将来の展望

マルチスライス CT が1998年に実用化されてからの急激な進歩、発展には、目覚ましいものがある。たとえば、スライス数では最初の4列から8列、16列、32列、64列と約1年間隔で列数が倍になるスピードで、性能向上が実現してきている。また、回転速度、体軸方向撮影領域などのほかの重要性能も同様である。この発展の主要な牽引役の一つが、CT による心臓領域診断の拡がりにあると思われる。心臓領域に限定すると、このように大幅に向上した性能でも必ずしも充分ではなく、時間分解能、空間分解能、体軸方向撮影領域などの主要性能面でのさらなる向上への要求は、まだ強いものがある。この要求に応えるための性能向上は今後も継続されるものと予想される。

また、CT の最重要性能である密度分解能の向上努力も引き続き行われるのは当然であるが、この成果は被ばく低減の形で反映されて行くものと予想する。即ち、画質を維持しつつ、被ばくを大幅に低減させることに大きな注力がなされると思われる。

マルチスライス CT の出現により生じた、多量の画像データの取扱いについては、PACS, HIS/RIS を含めたトータルシステムとしての改善がすでに進められており、マルチスライス CT により、一般的となった3D 画像の一層の活用を含めてさらに充実されて行くと思われる。

また、この点では胸部診断などで実用化が進んでいる CAD(Computer Aided Detection)技術の全身への適用と普及も進むと思われる。

PET-CTの例のように、CTの特長をほかのモダリティ画像との Fusion という形で活用するなど、お互いに補完しあう形での診断も一層広がって行くと思われる。

<参考文献>

- (1) 藤田憲次郎：画像処理技術 5)X線CT, 医用電子と生体工学, 22[5]33-41(1984)
- (2) G. N. Ramachandran & A. V. Lakshminarayan : Three-dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs , Proc. Nat. Sci. USA. 68[9] 2236-2240(1971)
- (3) Hui Hu : Multi-slice helical CT : Scan and reconstruction : Medical Physics , January 1999 ; 26(1) : 5-18
- (4) Katsuyuki Taguchi , Hiroshi Aradate : Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT : Medical Physics, April 1998 ; 25(4) : 550-561
- (5) H.Hu, Y. Shen : Helical CT reconstruction with longitudinal filtration : Medical Physics, November 1998 ; 25(11) : 2130-2138

第3編 MR 装置

3.1 はじめに

磁気共鳴現象は、水素原子核をはじめとする特定の原子核について、それ自身および周囲の他の原子核との量子力学的な結合状態を、高精度かつ非破壊に測定できる手段として1946年以来、物理、化学、薬学、生化学などの分野で広く利用されている。医学分野においても1950年代に血流計測に応用する先駆的な研究がなされた。

本格的な臨床医学への応用は、1971年ニューヨーク州立大の Damadian らが、悪性腫瘍組織の緩和時間が正常組織の緩和時間に比べて約2倍長いとの報告をしたことにより始まった。次いで1973年同大学の Lauterbur がX線CTと同じ投影再構成法によって断面像を得る方法を報告したことにより、新しい診断装置としての期待が生まれ、米国、英国を中心に活発な研究が始まった。1977年頃までは小型磁石を用いた植物、小動物についての画像化研究であったが、1978年以降は人体用装置の開発が行われ、臨床研究へと移行した。当初は常電導磁石を利用した低磁場での研究が中心であったが、次第に超電導磁石を用いた中磁場および高磁場のシステムも増加してきた。1984年頃から本格的に臨床の場への導入が始まり、現在では主要な画像診断装置の一つと位置付けられている。市販されている装置としては、高磁場システムとオープンシステムが中心となっている。

MR 装置は、従来の診断装置に比べて、

- ①軟部組織に対する識別能力が高い
- ②骨による障害陰影がない
- ③任意方向の断層像が容易に行える
- ④3次元画像収集に適している
- ⑤放射線による被ばくがなく安全である

という特徴がある。開発当初のMR装置では、撮像時間が長かったために適用部位は、頭部、頸部および脊椎領域が中心であったが、EPIやFastSEなどの高速撮像法が開発され、腹部、関節部へも適用されている。また、造影剤を使った循環器および血管系の診断やダイナミック撮像も行われている。さらに、体内の水成分を自然の造影剤として利用して画像化する頭部MRAやMRCPも臨床の場で使われている。

MR装置は、形態を可視化するだけでなく機能も可視化することが可能で、水素(^1H)、リン(^{31}P)、炭素(^{13}C)などの原子についてのスペクトロスコピーを利用した体内の代謝機能測定や、脳機能計測(fMRI)などが主

に臨床研究のツールとして使われており、これらの機能が、一般臨床に使われ始めている。

3.2 磁気共鳴の原理

3.2.1 磁気共鳴 (Magnetic Resonance) 現象

磁気共鳴現象は、磁気モーメントと角運動量を持つ系にみられる現象で、共鳴を起こす原子核ごとに固有の周波数(ラーモア周波数)での共鳴現象である。MR装置で通常対象となる水素原子核(^1H : スピン角運動量 $1/2$)の場合、静磁場強度 1.5T (テスラ)でのラーモア周波数は、 63.8MHz となる。この周波数はラジオ波の領域なので、Radio Frequencyの頭文字をとってRF波とも呼ばれる。対象となる原子核ごとに共鳴周波数は異なるので、原子核種ごとに選択的に観測できるのが、磁気共鳴の特徴である。

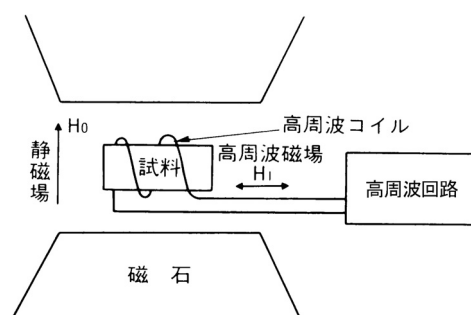
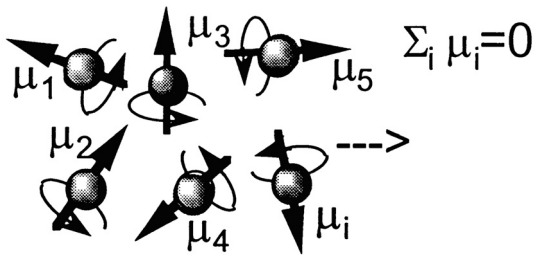


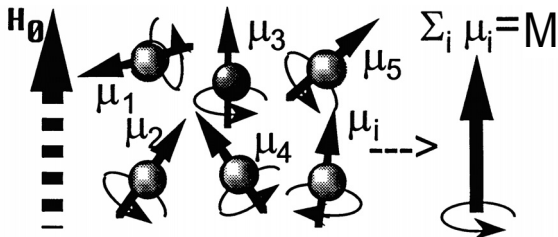
図 3.2-1 磁気共鳴実験の概念図

磁気共鳴では、図3.2-1に示すように、静磁場 H_0 を作る磁石と、高周波磁場 H_1 を試料に加える高周波コイル、MR信号を発する試料、MR信号を測定する高周波回路が基本構成要素である。

一つ一つの水素原子核は、図3.2-2(a)に示すように磁気モーメント μ の小さな磁石(核磁石)と見ることができ、通常は個々の磁気モーメントはランダムな方向を向いているので、全体としては磁化を示さない。これに静磁場 H_0 を加えると、図3.2-2(b)のように静磁場の方向を向く磁気モーメントの数が増え、全体として観測可能な磁化 M が静磁場方向に生じて、ラーモア周波数 ω で歳差運動を行う。ここで周波数 ω は、原子核種ごとに固有な定数 γ (磁気回転比) と静磁場強度 H_0 の積に比例している ($\omega = \gamma H_0$)。歳差運動をしている磁化 M に、高周波コイルから同じ周波数 ω の回転磁場 H_1 を静磁場 H_0 に直角な方向に加えると、図3.2-3のように磁化 M は高周波磁場のエネ



(a) 通常状況下における水素原子核の様子



(b) 静磁場 H_0 の下での水素原子核の様子

図 3.2-2 磁化 M の挙動

ルギを吸収して、静磁場 H_0 と反対の方向に倒れて行く（励起される）。倒れる角度 α は、回転磁場の強さ H_1 とパルス幅 t_p に比例する ($\alpha = \gamma H_1 t_p$)。磁化を 90° 倒す高周波パルスを 90° RF パルス、 180° 倒す高周波パルスを 180° RF パルスと呼ぶ。

高周波パルスを加えた後、磁化は T_1 （スピン-格子緩和時間）および T_2 （スピンスピン緩和時間）と呼ばれる時定数で、周囲の原子にエネルギーを散逸させて元の状態に戻って行く。その際に、磁化 M の歳差運動にともなって、ファラデーの誘導起電力が高周波コイルに発生する。この信号を高周波回路で検波、増幅して MR 信号が得られる。

この MR 信号をフーリエ変換すると、周波数領域での MR スペクトルが得られる。また MR 信号強度は、静磁場強度の2乗に比例して増加するが、ノイズもラーモア周波数に比例して増える傾向にあり、MR 信号の S/N 比は、静磁場強度にほぼ比例するといわれている。

3.2.2 緩和時間

90° RF パルスによって励起された磁化 M は、横磁化 M_{xy} として角周波数 ω で歳差運動を行う。周波数 ω で回転する座標(回転座標)でこの横磁化を観察すると、静止して見える。横磁化は、以下に説明する2つの緩和過程でエネルギーを散逸させて、元の縦磁化 M_z に戻る。

横磁化 M_{xy} を構成する核磁石の一つ一つは、時間経過とともに各々の位相が少しずつずれてくる。これはスピンスピン緩和 (T_2 緩和) と呼ばれるスピン角運動量を持つ原子核同士の相互作用によるものと、磁場の不均一性 ΔH_0 によるもので、核磁石の磁気モーメントのベクトル和である横磁化 M_{xy} は全体として減衰する。

$$1/T_2^* = \gamma \Delta H_0 + 1/T_2$$

磁場の不均一性は 180° RF パルスを使ってキャンセルすることができ、こうして得られる MR 信号はスピリエコー(Spin echo)と呼ばれる。スピリエコーは、 90° RF パルスを加えて縦磁化 M_z を 90° 倒し横磁化 M_{xy} とした後に、さらに磁化を 180° 反転させる 180° RF パルスを繰り返すことにより得られる。この様子を図3.2-3に示す。さらに 180° RF パルスを繰り返すことにより、複数のスピリエコー(マルチエコー)を得ることもできる。

また縦磁化 M_z が回復するプロセスは、縦緩和 (T_1 緩和) と呼ばれ、回転磁場 H_1 より得たエネルギーを水素原子核が周囲の分子へエネルギーを熱として放出する過程で T_1 と呼ばれる時定数で縦磁化は回復する。高周波パルスによる励起間隔がこの時定数より早いと MR 信号の飽和現象が起こる。この時定数が、撮像時間の短縮を制約している。

巨視的な磁化 M の振る舞いは、ブロッホ(Bloch)の式によって、記述できる。

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times H - \frac{(M_z - M_0)}{T_1} k - \frac{M_x i + M_y j}{T_2}$$

この式で、 i, j, k は、各々 x, y, z 方向の単位ベ

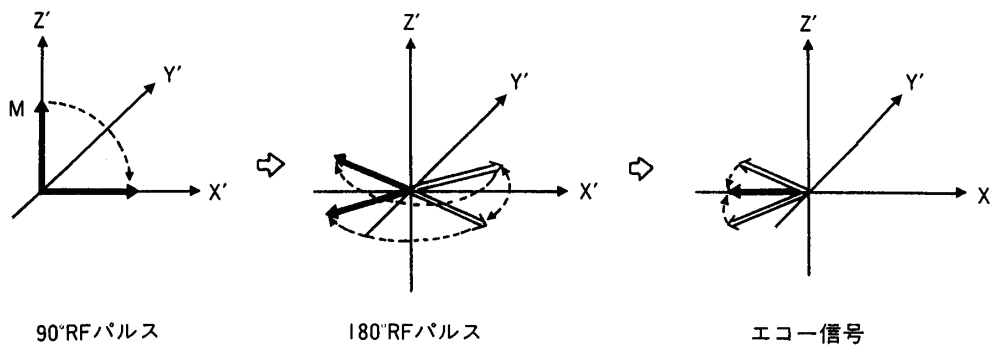


図 3.2-3 エコー信号の生成

クトル, M_0 は, 磁化の絶対値, M_x, M_y, M_z は磁化 M の x, y, z 成分である. 右辺の第2, 第3項は, T_1 および T_2 緩和 (磁場不均一性は含めていない) を表している.

3.3 MR イメージングの原理

3.3.1 画像収集の原理とスライス面選択

前項の説明では, 均一な静磁場中に試料を置いた場合を考えたので, 得られた MR 信号は単一のピークに対応するものであるが, 試料の断面像を得るためには静磁場に弱い傾斜磁場を加えて, 試料内の位置の識別を行う必要がある. 傾斜磁場とは磁場の方向が静磁場と同じ方向で, 空間の位置によってその磁場強度が異なる磁場である. この傾斜磁場を静磁場に加えることにより, 試料中の各部分での磁場強度がわずかに違ってくる.

$$H_x = H_0 + G_x \cdot X$$

それに比例して各位置での共鳴周波数も違ってくる. 例えば X 方向については,

$$\omega_0 = \gamma H_0 \rightarrow \omega_x = \gamma H_0 + \gamma G_x \cdot X$$

となる. MR 信号はこれらの異なる周波数が, 各位置の信号強度を振幅として足し合わされたものとして観測されるので, 図3.3-1に模式的に示すように, この信号をフーリエ変換することによって, 試料中の各位置の信号強度を得ることができる.

断面を決めるためには, 選択励起法と呼ばれる方法でスライス面内の磁化を選択的に励起する. 横断方向のスライス面を決める場合を例にとると, まず図3.3

-2の Z 方向の傾斜磁場コイルによって, Z 軸方向に強度が $G_z \cdot Z$ なる傾斜磁場を作り, スライス面内 ($(-\Delta Z/2) \leq Z \leq (\Delta Z/2)$) の磁化のみを選択的に励起するために, それに対応した角周波数 $(\omega_0 - \Delta\omega/2) \leq \omega \leq (\omega_0 + \Delta\omega/2)$ 成分を均等に含むパルスを高周波パルスとして印加する. 具体的には, 矩形波をフーリエ変換した SINC 関数で, ω_0 の共鳴周波数を振幅変調した高周波を用いる. 別の高周波波形としては, Gauss 波形のフーリエ変換が同じ Gauss 波形であることを利用して, 振幅変調波形として Gauss 波形を用いて Gauss 関数形状のスライス特性を用いる場合もある.

Z 方向以外の断面も, 高周波パルスと組み合わせる傾斜磁場方向を変えることで簡単に選択励起することができる. また, 2方向の傾斜磁場を同時に加えることによって, それらのベクトル和に対応する任意方向の断面も選択励起することができる. このように, 任意方向の断面の撮像が簡単にできるのが MR 装置の特徴である.

MR 信号としては, 90° RF パルスで選択励起を行い, 180° パルスで MR 信号を集めるスピンエコー法が多く使われているが, 180° RF パルスの代わりに傾斜磁場を反転させて MR 信号を集めるグラディエントフィールドエコー(Gradient Field Echo)法も用いられる. この方法は, 磁場の不均一な部分では, 高周波パルスほどには信号を集められない欠点を持っているが, 励起から信号収集までの時間を短くできる長所があり, MRA(MR Angiography)などに使われている.

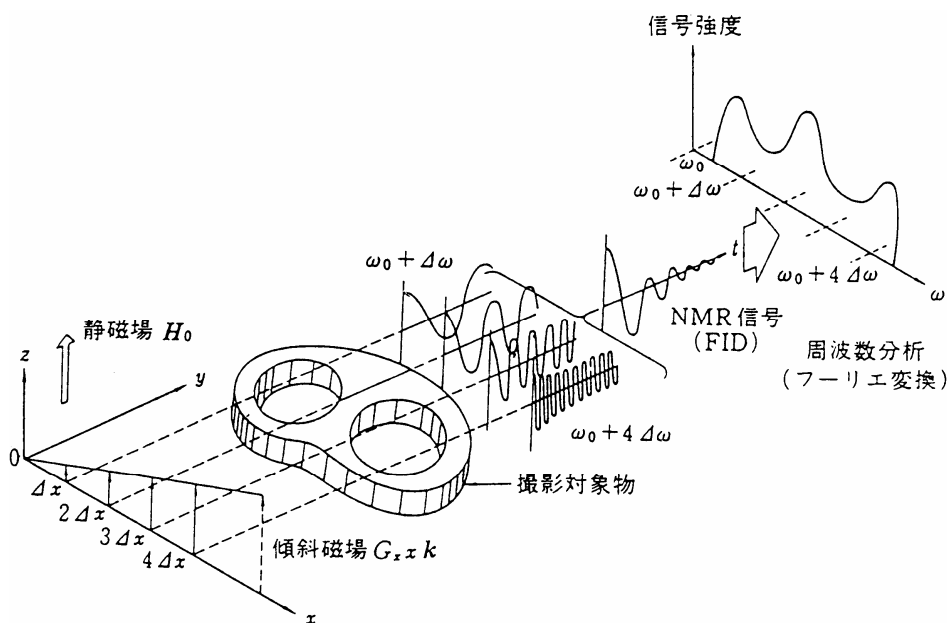


図 3.3-1 傾斜磁場 $G_x X$ の役割とフーリエ変換

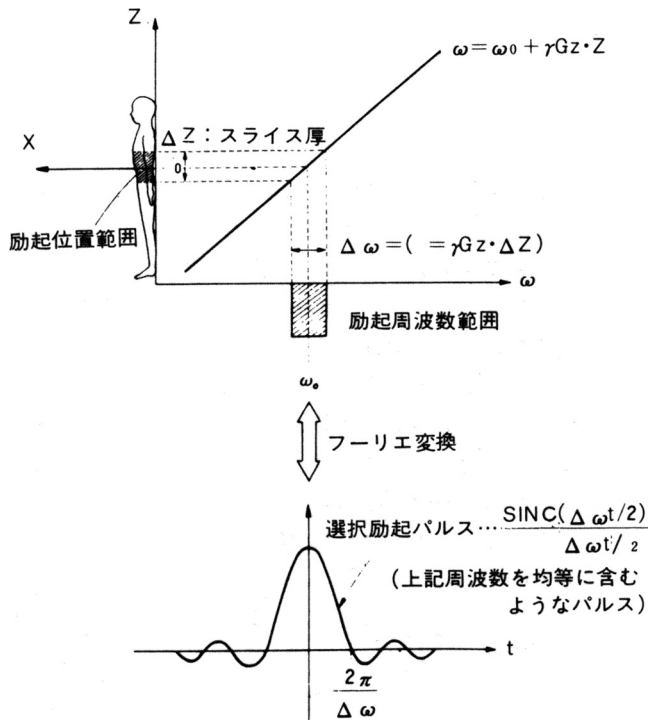


図 3.3-2 スライス面の決定

3.3.2 フーリエ変換法

選択励起された断面の画像を得るための2次元フーリエ法は、1975年スイス連邦工科大学の A.Kumer, D.Welti, R.Ernst によって考案された方法で、現在広く使われている。2次元フーリエ(2DFT)により断面像を得るには、信号収集時に加える信号読み出し(read-out)傾斜磁場 G_r と、MR 信号収集前に信号読

み出し傾斜磁場 G_r と直交する方向に加える位相エンコード(encode)傾斜磁場 G_e を使って2次元の位置情報を与える。位相エンコード傾斜磁場は、信号収集ごとにその磁場強度を順次変化させてゆく。例えば、 256×256 マトリクスの場合、位相エンコードを $-128 \sim +128$ までの256通りの強度に変化させ、各々の位相エンコードに対して、256個の信号サンプリングを読み出し傾斜磁場を加えた状態で行う。得られた $256 \times 256(65, 536)$ 個のMR信号に対して2次元フーリエ変換(xおよびy方向についての2度のフーリエ変換)を行うことによって、断面像が得られる。

以上のことを式で表すと、位相検波したのちのMR信号 $E_\tau(t)$ は、

$$E_\tau(t) = \int (\int f(x, y) \exp(-i\omega_e \tau) dx) \exp(-i\omega_r t) dy$$

と表される。ここで、 ω_e, ω_r は、

$$\omega_e = \gamma \cdot G_e \cdot x \quad (\text{X方向をエンコード方向とする})$$

$$\omega_r = \gamma \cdot G_r \cdot y \quad (\text{Y方向を読み出し方向とする})$$

であり、X, Y方向の単位長さ当たりの傾斜強度(G_e, G_r)と X, Y方向の位置(x,y)で表される。エンコード方向のステップに相当する τ を、順次変えながら得られる $E_\tau(t)$ について、 τ と t について2次元フーリエ(逆)変換を行うと断面像 $f(x,y)$ が得られる(図 3.3-3)。

2次元フーリエ法では1方向であったエンコード方向を、直交する2方向とすることにより、3次元フーリエ法に容易に拡張することができる。収集されるMR信号は、2次元フーリエ法が2重積分で表現されたのに対して、3重積分(3次元フーリエ変換)で表される。

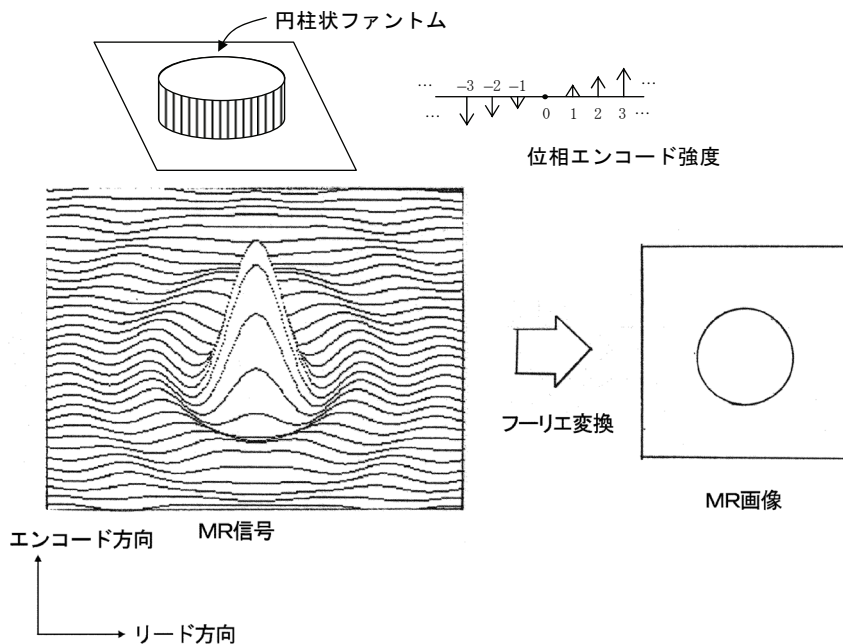
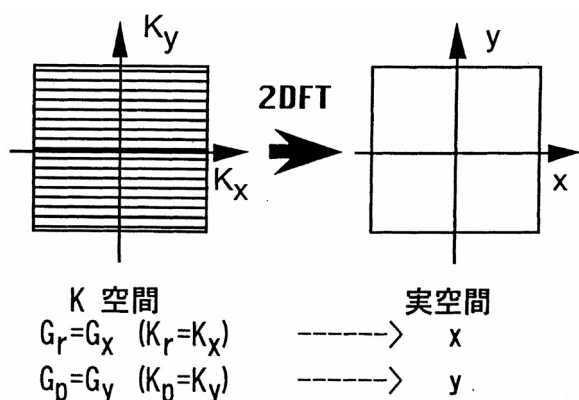
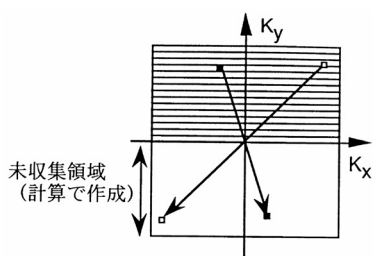


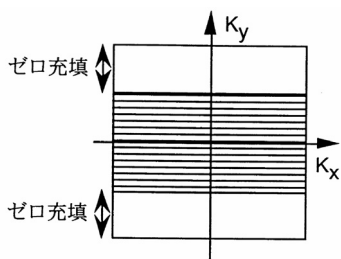
図 3.3-3 2DFTの説明図



(a) 2次元MR信号データ (K空間データ) と
2次元画像データ (実空間データ) の関係



(b) K空間データの複素共役性とハーフフーリエ法の説明図



(c) ゼロ充填法の説明図

図 3.3-4 K空間のデータ説明図

この方法で3次元の画像を直接得られる長所があるが、エンコード方向が増えるため撮像時間が延長する欠点がある。現実的な撮像時間とするため信号収集の繰り返し時間(TR)を短く設定しなければならないので、緩和時間 T_2 に関する情報は得にくい。高い空間分解能で形態診断を行う関節部、3次元情報が必要な頭部 MRA や造影 MRA (MR による血管像撮像) などに使われている。

3.3.3 撮像時間

2次元フーリエ法で撮像する場合の撮像時間は、高周波励起の繰り返し時間を TR (秒) とすると、
撮像時間 (秒) =

TR (秒) × (位相エンコード数) × (加算回数) となる。位相エンコード数は、位相方向の空間分解能とフーリエ変換を実行しやすくするため、2のべき乗

の数とする。通常は128から512の間の数に設定される。例えば、TRを1秒、位相エンコード数を256、加算回数を1回とすると、撮像時間は256秒(4分16秒)となる。低磁場の装置では、MR信号のS/Nが低いので加算回数を多く取る必要があり、高磁場装置に比べて一般に撮像時間が長くなる傾向がある。

撮像時間を短縮するためには、前記の3つの因子を小さくすれば良いことになるが、空間分解能、画像コントラスト、S/Nの制約があるため自由に選ぶわけにはいかず、以下のような手法が行われている。

- ①TRの短縮：RFによる励起角度を小さくし、TRを短縮するGFE法。もしくは、エンコードの中心のみを所定のTRとし、周辺部ではTRを短くする(Mixed-TR)などがある。
- ②位相エンコード数を減らす：MR信号は、k空間と呼ばれる座標に配置されて2次元フーリエ変換される(図3.3-4(a))。MR信号には、k空間で対称の位置にあるデータ間には複素共役と呼ばれる対称関係があるので、k空間の片側のMR信号を収集すれば対応する部分を推定することができる。これによって位相エンコード数を半分にすることができる(Half Fourier法)(図3.3-4(b))。また、エンコードの中心付近は画像の低周波部分(画像コントラスト)を反映し周辺部分は画像の高周波部分を反映するので、空間分解能は多少犠牲にして周辺部での信号収集を行わず、その部分にゼロを充填する方法(図3.3-4(c))も使われている。さらに1回の励起で複数のエンコードに対応する信号を収集する方法がEPI, Fast SEと呼ばれるパルスシーケンスで行われており、最も高速なものは、1回の高周波励起ですべての信号の収集を行う。

3.4 パルスシーケンス

前項でMRイメージングの原理について説明したが、次に実際のMR撮像に用いられている高周波パルスおよび傾斜磁場パルスのシーケンス(パルスシーケンスと呼ばれる)のうち、スピネコー(SE)、インバージョンリカバリ(IR)、グラディエントフィールドエコー(GFE)と高速撮像に用いられる高速スピネコー(Fast SE)、エコープラナーイメージング(EPI)について説明する。

3.4.1 スピネコー (SE)

SE法は、MRイメージングにおいて最も基本的なパルスシーケンスである。図3.4-1にその例を示す。90°選択励起RFパルスと選択励起用傾斜磁場を同時

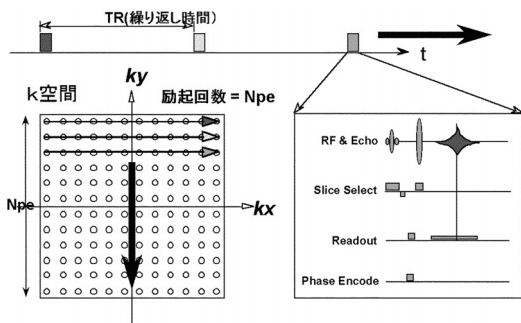


図 3.4-1 SE (スピネコー) 法

に印加して、断面内の水素原子核のみを選択的に励起し、位相エンコード用傾斜磁場を加えて位相情報を付加したのちに、 180° RF パルスを選択励起用傾斜磁場と同時に加えて、 90° RF パルスから TE 時間 (エコー時間) 後に MR 信号をスピネコー信号として集める。その際に読み出し傾斜磁場を加えて収集信号の周波数帯域を決める。このシーケンスを、TR 時間 (繰り返し時間) ごとに必要なエンコード回数繰り返す。TR を緩和時間 T_1 より長く設定すれば、各励起前に磁化は元の状態に戻るため、TE を短く設定すれば水素密度画像が、TE を長く設定すれば、組織間の T_2 値の違いを反映した T_2 強調画像が得られる。 180° 高周波パルスをさらに加えて、TE の異なる2つのエコー信号を1回の励起で収集し (マルチエコー法)、密度画像と T_2 強調画像を同時に収集することが一般に行われている。TR を緩和時間 T_1 より短く設定すると、磁化が元の状態に戻る前に次の励起が行われ、MR 信号は飽和して弱くなる。組織間に T_1 値の違いがあると飽和の程度が異なるため T_1 値の違いを反映した画像が得られる (T_1 強調画像)。このようにして得られる画像を、 T_1 強調画像と呼ぶ。一般に組織や腫瘍の違いによって T_1 , T_2 値が異なることが多い。この緩和時間の違いが、 T_1 , T_2 強調画像に反映する。

これらの関係を式で表わすと、SE 法で得られるエコー信号の強度 I [SE] は、水素密度 ρ 、緩和時間 T_1 , T_2 、繰り返し時間 TR、エコー時間 TE を用いて、

$$I[\text{SE}] \sim \rho \cdot [1 - \exp(-\text{TR}/T_1)] \cdot \exp(-\text{TE}/T_2)$$

と表される。ここで、TR, TE を長く設定して、 $\text{TR} > T_1$, $\text{TE} \sim T_2$ とすると、 $\exp(-\text{TR}/T_1)$ の項が0に近似できるので、

$$I[\text{long SE}] \sim \rho \cdot \exp(-\text{TE}/T_2)$$

となり、 T_2 強調画像となる。ここで TE を短くすれば $\exp(-\text{TE}/T_2) \sim 1$ となり

$$I[\text{density SE}] \sim \rho$$

となり、密度画像となる。

逆に、TR, TE を短く設定して、 $\text{TR} < T_1$, $\text{TE} < T_2$ とすると、 $\exp(-\text{TE}/T_2)$ の項が1に近似できるので、

$$I[\text{short SE}] \sim \rho \cdot [1 - \exp(-\text{TR}/T_1)]$$

となり、 T_1 強調の画像が得られる。

3.4.2 インバージョンリカバリ (IR)

T_1 強調の方法としては、前記の SE 法にて TR, TE を短く設定して撮像する SE 法のほかに、最初に 180° RF 反転パルスによって磁化 M_z を反転させ、 T_1 緩和によって磁化が戻る途中で、スピネコー法を使って MR 信号を収集する IR (Inversion Recovery) 法がある。このパルスシーケンスを図3.4-2に示す。最初に 180° RF 反転パルスを加えて、断面内の磁化を反転させる。反転後、磁化は次第に元の状態に戻るが、組織間の T_1 緩和時間の違いによって戻る早さが違ってくる。 180° RF パルスを加えた後、TI (インバージョン) 時間待って SE 法と同様に 90° , 180° RF パルスによってエコー信号を生成し、この MR 信号から画像を再構成すると、 T_1 が短い部分は磁化の回復が早いので高信号に、 T_1 が長い部分は磁化の回復が遅いので低信号となり、緩和時間 T_1 の違いを強調した画像 (T_1 強調画像) が得られる。

この信号強度を式で表すと、

$$I[\text{IR}] \sim \rho \cdot [1 - 2\exp(-\text{TI}/T_1) + \exp(-\text{TR}/T_1)] \cdot \exp(-\text{TE}/T_2)$$

$\exp(-\text{TI}/T_1)$ に係数2がついているので、SE 法での T_1 強調に比べて、約2倍強調された画像となる。

組織間の脂肪は、 T_1 値が短いので T_1 強調画像で高信号となり、脂肪に埋もれた組織病変が診断しにくい場合がある。TI を $100 \sim 150$ ms に設定すると、脂肪の信号がマイナス側から回復してほぼゼロとなる時間であるため、画像上で脂肪の信号が抑制される。この効果を利用して、脂肪からの信号を抑制する方法は、STIR (Short TI Inversion Recovery) と呼ばれて、関節部などの診断に利用されている。同じ原理を使った長い TI によって脳脊髄液 (CSF : Cerebrospinal fluid) の信号を抑制する方法は、FLAIR (FLuid Attenuated Inversion Recovery) と呼ばれて、脳脊髄液に接する脳表面部分の病変や外傷の診断に用いられる。

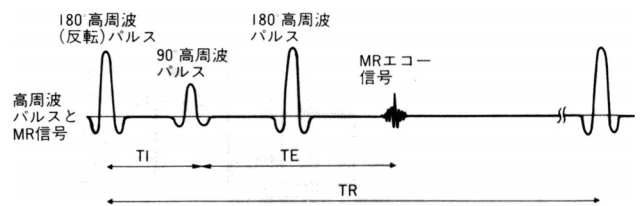


図 3.4-2 IR (インバージョンリカバリ) 法のパルスシーケンス

3.4.3 グラディエントフィールドエコー (GFE)

SE法の欠点は、2つの高周波パルスを使用するので、繰り返し時間TRをあまり短くできない。これに対して図3.4-3に示すパルスシーケンスでは、SE法の180°高周波パルスの代わりに、読み出し用傾斜磁場の極性を反転させて、エコー信号を集める。これによりエコー時間TEを短縮することができる。さらに、高周波パルスの励起角度(フリップ角)を90°より浅くすることで磁化が元に戻る時間を短縮することができ、飽和の影響を低減できる。この方法は撮像時間が短縮するので、3次元のMRAや、数秒以下の位置決め画像、ダイナミックスキャンなどの撮像に使われている。

この方法の欠点は、エコー信号を集めるために高周波パルスを使用せず、傾斜磁場を使うため、局所的に静磁場の不均一の部分があると充分エコー信号を集めることができない。この傾向は、高磁場のシステムほど顕著に現われる。さらに、TRを数msとしフリップ角を浅く設定して、撮像時間を1秒以下とする撮像法も使われている。この場合は、はじめにIR法と同じように、反転パルスを加し、造影剤も併用してT₁強調画像を得る方法が通常使われる。

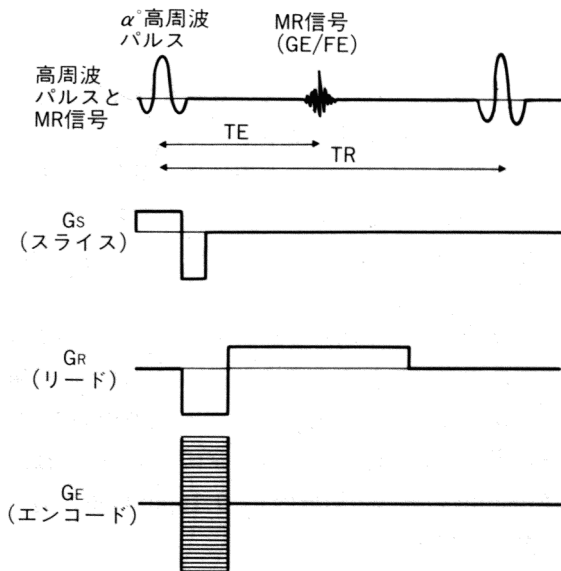


図 3.4-3 GFE (グラディエントフィールドエコー) 法におけるパルスシーケンス

3.4.4 高速スピノエコー (Fast SE)

MRIの弱点の1つは、撮像時間が長いことにある。単純にTR、TEを短縮すると、撮像時間は短くなるが、画像のコントラストも変わってしまう。画像コントラストを維持したまま、撮像時間を短縮する方法と

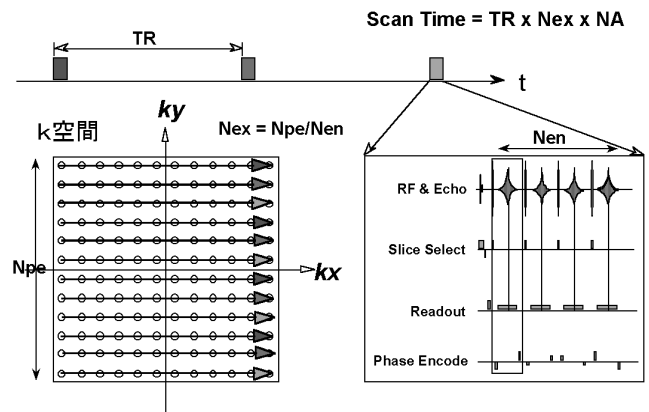


図 3.4-4 Fast SE 法

して高速スピノエコー法(Fast SE)が使われている。

前記のスピノエコー法(SE)では、1回の高周波励起ごとに位相エンコード量を変化させて信号収集を行うため、例えば256通りのエンコードに加算回数を掛けた回数の高周波励起が必要であった。マルチエコー法では、1回の高周波励起で複数のエコー信号を収集できるが、各々のエコー信号は同じ位相エンコード量であり、これによって複数の画像コントラストの異なる画像が得られるが、撮像時間は短縮しない。Fast SE法では、図3.4-4に示すように、異なる位相エンコード量のもとでマルチエコー信号を収集することによって、1回の高周波励起でエンコード量の異なる複数のエコー信号を収集する。例えば1回の高周波励起によって5エコー収集すれば、SE法に比べて1/5の撮像時間で画像再構成に必要なエコー信号を集められる。各エコー信号は、T₂の時定数で減衰するので、画像S/Nは、SE画像に比べて低下するが、画像のコントラストは、K空間でのゼロエンコード付近の低周波成分によって大半が決まるので、ゼロエンコード付近に割り当てたエコー信号のTE値で、画像のコントラストはほぼ決まる。すなわち、同じTE値で撮像したSE画像に近いものとなる。通常は、撮像目的に応じて数エコーから十数エコーの条件で撮像が行われており、撮像時間も頭部で2~4分、腹部では息止め可能な時間内まで短縮してきている。この画像例を図3.4-5と図3.4-6に示す。

Fast SE法では、このように複数のエコー信号を収集するため、従来のSE法と同じTR時間では、マルチスライス数が確保できない。このため、TR時間を長く設定する傾向がある。また、180°RFパルスを多く使うので高周波による被検者の加熱(SAR)から来る制限を受ける場合もある。

Fast SEの時間短縮効果を極限までおすすめれば、1回の高周波励起で必要なエコー信号をすべて収集す

ることができる。収集するエコー数を減らすためにハーフフリエ法と組み合わせる。この Single-shot Half Fourier Fast SE は HASTE, FASE, SSFSE などの名称で呼ばれている。FASE の画像コントラストは、SE 法よりさらに T_2 を強調した画像となる。この特徴を活かして MRCP(Magnet Resonance Cholangio-Pancreatography) などの撮像に使われる。

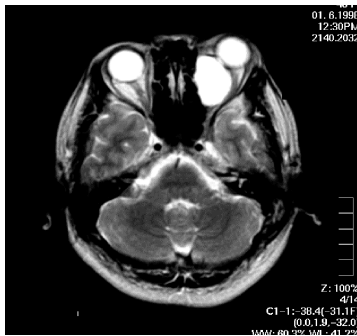


図 3.4-5 頭部画像例(Fast SE)



図 3.4-6 頭頸部画像例(Fast SE)

3.4.5 エコープラナーイメージング (EPI)

Fast SE 法では、 180° RF パルスによるエコーごとにエンコード量を変えて撮像時間を短縮したが、EPI 法では、FE 法と同じように、傾斜磁場によるエコー信号を利用して通常 EPI 法では64エコー以上を一度に集めて、1回のエンコード量の異なるマルチエコーから画像を作る高周波励起で撮像を行う。このため、50~100 msec の超高速の撮像が可能となる。このパルスシーケンスを図3.4-7に示す。この方法を実現するには、読み出し方向の傾斜磁場(Gr)を高速にスイッチングする必要があり、エコー信号を集めるので、エコー間の時間を短くすることができる利点がある反面、局所的な磁場変化で画像が歪みやすい欠点も有している。局所的な磁場変化は、例えば肺野のように組織と空気が接している部位で見られる。このため、心臓や脳底部の撮像には EPI 法は適してないが、MR

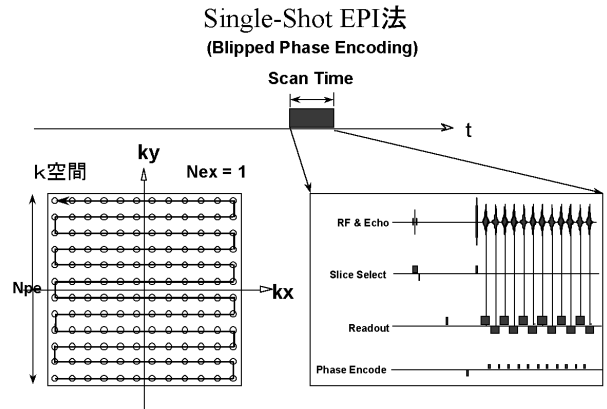


図 3.4-7 EPI の説明図

MRI撮影パルスシーケンスの系統図

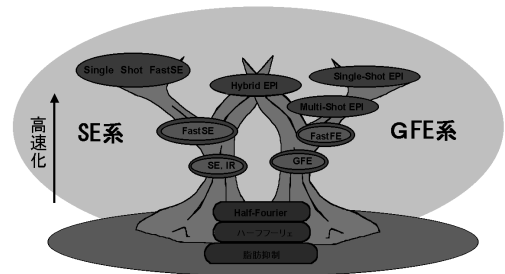


図 3.4-8 高速撮像法の系統図

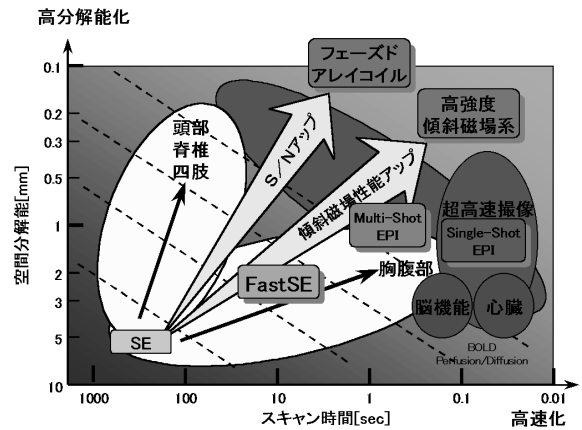


図 3.4-9 高速撮像法のめざす方向

の撮像方法としては最も高速な撮像が可能であり、頭部拡散強調画像(Diffusion)の撮像などに使われる。

信号収集を、複数回の高周波励起に分割して収集する Multi-shot EPI は、局所磁場の変化には比較的強いが、撮像時間が長くなる。このため、Single-shot EPI 法ほど高速な撮像を要求されない、腹部の造影撮像などに使われる。

また、EPI 法と Fast SE の中間の方法として、 180° RF パルス間で、傾斜磁場の反転を利用して、数個の

エコーを生成する方式もある。

以上説明したパルスシーケンスの関連を樹状図にしたものを図3.4-8に示す。この図はSE系列とGFE系列の双樹の形を取っている。さらに高速撮像法の進むであろう方向を図3.4-9に示す。MR装置は、X線CT装置に比べて撮像のために機械的に動く部分がないので高速撮像を行いやすいので、動きのある臓器の診断や時間分解能を要求されるダイナミックスキャンにもその適用範囲を広げてゆくと考えられる。

3.5 MR装置の構成

MR装置の構成例を図3.5-1に示す。主な構成は、磁石部、高周波の送・受信部、寝台、制御・画像処理部、コンソールに分けられる。装置の例を図3.5-2に示す。

3.5.1 静磁場磁石

MR装置用の静磁場磁石は、均一で、安定な静磁場を作るためのもので、以下の条件が要求される。磁石の形式としては超電導磁石と永久磁石があり、高磁場用は超電導磁石、中低磁場用には永久磁石が使われている。

①静磁場強度：イメージング用には、現在主に0.3～3.0Tの磁石が用いられている。研究用には、7T以上の超高磁場磁石も使われている。

②静磁場均一性：不均一な静磁場では、画像歪などの画像劣化が起きる。イメージングでは、撮像領域内で10～20 ppm以下、スペクトロスコピーでは、直径100mmの球状の領域内で、0.1ppm以下の均一性が要求される。

③磁場安定性：撮像中に静磁場が変動すると、画像のブレを生じる。超電導磁石では0.1ppm/時以下と安定度は高いが、永久磁石では磁石の特性上、磁場強度が温度に依存するので空調を含めた安定化対策が必要となる。

④漏えい磁場：漏えい磁場が周囲の機器に影響を与えないように、磁石本体または撮影室の壁に磁気シールドを行う。

(1) 超電導磁石

超電導磁石は、安定した高磁場が得られる点で優れているが、低い磁場で使用しても磁石のコストはあまり下がらないため、0.5T以上のシステムに使われている。磁石の構造は、超電導線材を巻いた巻棒ごと真空断熱容器に封入し、超電導線材は冷媒の液体ヘリウムに浸す形をとっている。超電導状態を常時保持するため絶対温度4.2Kに維持されている。断熱容器に侵



図 3.5-2 MR装置例

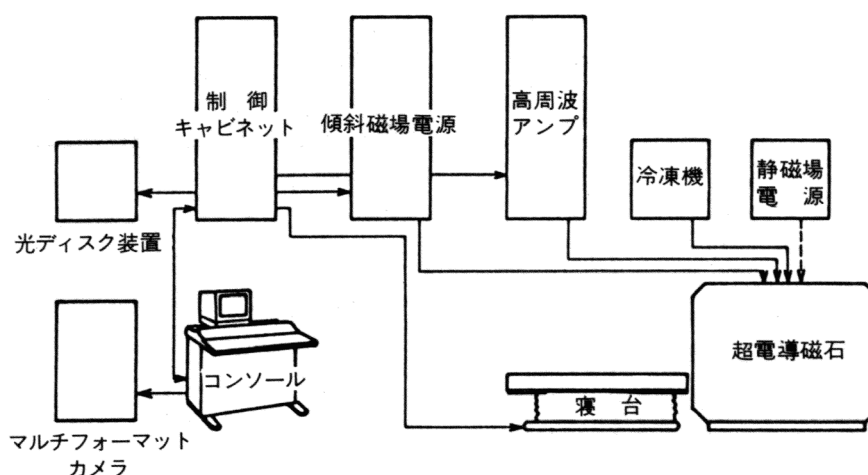


図 3.5-1 MRIの構成

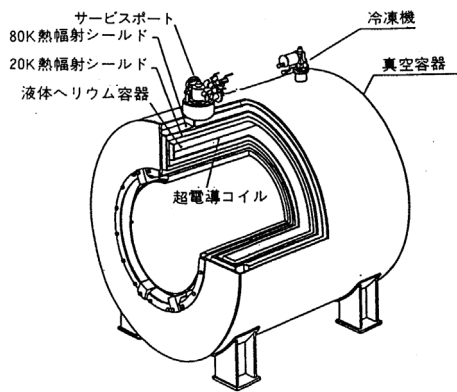


図 3.5-3 冷凍機つき超電導磁石の構造

するわずかの熱によって液体ヘリウムは蒸発する。この蒸発量を減らし、液体ヘリウムの補充間隔を伸ばすため、2段構成(20K/80K)の冷凍機を使って蒸発量を0.1リットル/1時間以下に減らしている。これによって液体ヘリウムの補充間隔は、3~6月ごとになっている。超電導コイルは2層の構造をしていて、内側は静磁場を発生させる主コイル、外側は漏えい磁場をキャンセルするためのシールドコイルの形式をとっているものが多い。

臨床用に使われている磁場強度は、0.5~3T であるが、研究用には7T 以上の磁石も使われている。図3.5-3に高磁場に使われるソレノイドタイプの超電導磁石の例を示す。また通常使われている冷凍機は液体窒素を不要とするタイプであるが、さらに冷凍機の性能を上げて、液体ヘリウムも不要な4K タイプのものも使われている。

(2) 永久磁石

永久磁石は、2つの磁極の間に被検者を挿入する磁石形式をとっている。磁極の端に鉄製の柱を配置して機械的に磁極を保持するとともに、戻りの磁力線を閉じ込める機能を持たせている。永久磁石で磁場を発生させているので電力や冷媒を必要とせず、運転コストが低く、自らの磁気回路の中に磁力線の大半を閉じ込めてしまうため、追加の磁気シールドが無くとも漏えい磁場が少ないという長所を持っている。一方磁極間の間隔が広がると強い磁場を発生しにくいので、磁極間の間隔をできるだけ短くするために、静磁場方向は被検体の体軸に対して直交するように構成される。静磁場の方向は、超電導磁石の場合は体軸方向に平行であるが、永久磁石のシステムでは体軸方向に垂直となるので、傾斜磁場コイルや RF コイルの形状や方向が違っている。また、超電導システムでは長いドームの中での撮像となり患者が圧迫感を感じるが、永久磁石のシステムではオープンシステムと呼ばれる開放的

な形状を作りやすいので、患者への圧迫感が少ないだけでなく、患者へのアクセスも容易であるので、インターベンションなどの治療行為も行いやすい。

永久磁石の欠点としては、磁気材料の温度依存性があるため磁石に対する断熱処理や恒温化処置が必要となることと、磁場強度を上げると磁石重量が重くなることから、Nd-B-Fe などの高性能磁性材料を使っても、0.4T 程度の磁場強度が人体用としては限界である。

近年オープンタイプMRシステムの高磁場化にともない、超電導磁石も使われ始めている。これは、磁極に超電導コイルを巻いてこのコイルが、永久磁石材料に代わって磁場を発生させる。磁場強度が違うだけで外見上は同じ形となる。図3.5-4にオープン MR 装置の例を示す。



図 3.5-4 オープン MR 装置

3.5.2 RF コイル

RF コイルは、被検体に高周波磁場を加え、次いで人体から放射される微弱な共鳴信号を検出するアンテナの機能を有し、以下の条件が要求される。

- 1) 高い S/N 比: 受信される信号は、非常に弱いため、RF コイルの感度を高めて信号を効率よく集めるとともに、受信の際のノイズを最小限に抑える構造であることが要求される。
- 2) 高周波磁場の均一性: 高周波磁場の不均一性は、画像の上で濃度ムラとなるため、撮像領域にわたっての均一度が要求される。
- 3) 操作の簡便さと居住性: 撮像位置の設定が容易なことと、患者の居住性が要求される。

これらの条件を満足するために、RF コイルは診断部位に応じて頭部用、頸部用、腹部(全身)、胸椎/脊椎用、膝関節用、顎関節用、乳房用などが用意されている。可能な限り診断部位に密着させることによ

て高い S/N を得るとともに部位ごとに形状を工夫することにより操作性と居住性を改良している。

また、高周波磁場(H_1)は、静磁場(H_0)と直交させる必要があるため静磁場の方向、RF コイルの設定方向、共鳴周波数（磁場強度）などの条件に応じて、サドル形、ソレノイド形、サーフェスコイル形、バードケイジ形などのコイルが使われる。図3.5-5にそれらの例を示す。

最も簡単な形状をしているサーフェスコイルは、円形もしくは矩形の形をしているコイルで、主に受信用に用いられる。撮像する部位の近くに装着することができるので、コイル周辺部のみではあるが、簡単な構成で高い S/N を得ることができる。

また、S/N の向上と均一性の向上の目的で、多くのコイルが QD(Quadrature Detection)化している。これは、第一のコイルの高周波磁場(H_1)と直交するもう1つの高周波コイルを配置して、2つのコイルで同時に MR 信号を受信することにより S/N は、最大 1.4倍向上する。送信も QD で行くと高周波磁場の均一性の向上もはかれる。

さらに、サーフェスコイルなどのコイル数を増やして、立体的にコイルを構成し、同時に複数の受信回路で MR 信号を受信する Phased array coil によって、S/N 良くかつ広い撮像領域の画像が得られる。また、複数のコイルでの画像信号の重なり合いを積極的に利用して、撮像時間の短縮をはかる RF 高速撮像法(パ

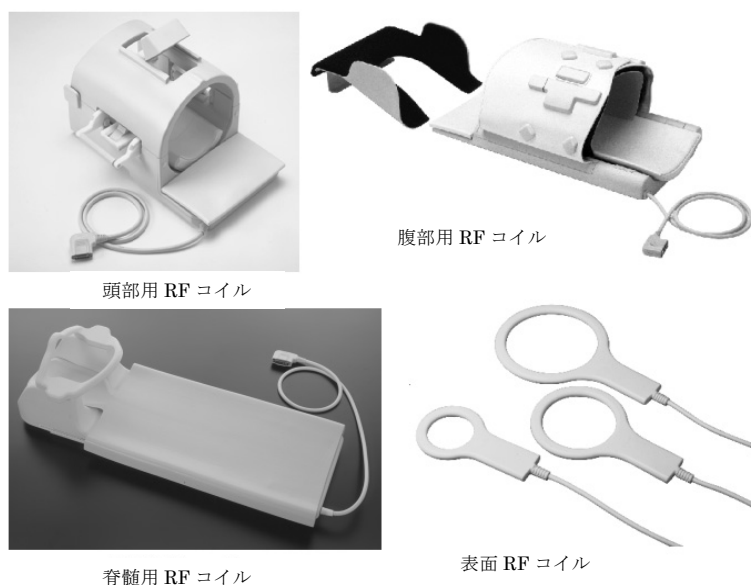
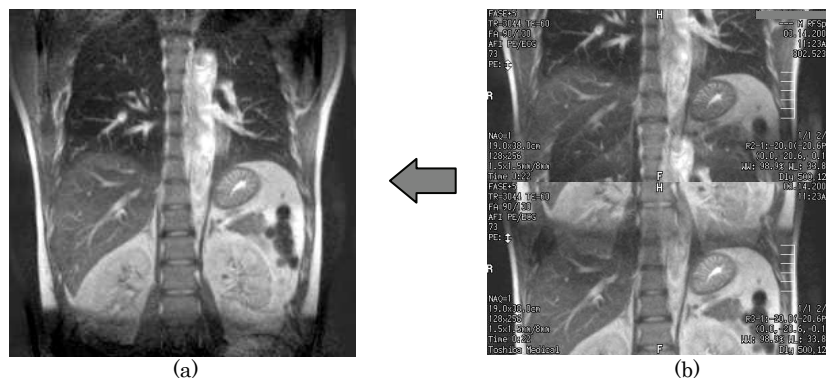


図 3.5-5 RF コイル例



RF 高速撮像(パラレルイメージング) (380ms scan)感度の異なる RF コイルで得た2つの128×256収集データ(b)から、256×256最終画像(a)を再構成

図 3.5-6 RF 高速撮像像 (パラレルイメージング) を用いた胸腹部 coronal FASE 画像

ラレルイメージング) の開発も進んでいる. 図3.5-6 (a)の例では位相エンコード方向にならべた4個のコイルで, 撮像領域 A, B, C, D をカバーしている. エンコードの回数を1/4にして撮像を行うと, 各々のコイルには, いちばん近い領域だけでなく他の領域からも MR 信号が入った信号が得られる. これら4つのコイルからの MR 信号で作った画像をもとに, もとの画像を再生成する. この場合エンコードの回数が1/4であるので, 撮像時間は最短1/4に短縮する. 腹部の撮像を2個のコイルで行った場合の例を, 図3.5-6(b)に示す.

3.5.3 傾斜磁場コイルとその電源

傾斜磁場コイルは, 磁石内に配置され X, Y, Z コイルの3組のコイルで構成される. これらのコイルによって, 静磁場方向 (Z 方向) と同じで, かつ各々の座標方向で強度が位置に比例して強くなる傾斜磁場を作る. その強度は, mT/m の単位で表される. 作られる傾斜磁場に要求されるのは,

- ① 広い範囲での傾斜磁場の直線性
- ② 強い傾斜磁場強度(mT/m)
- ③ 早い立ち上がりとしち下がり
(スルーレイト T/m/s)

の項目で, MR 装置の性能を決める主要コンポーネントの一つである.

傾斜磁場電源は, この傾斜磁場コイルに立ち上がり, 立ち下がりともに 1msec 以下のパルス電流を流すパルス電流源である.

特に磁石中で, パルス状の磁場を発生させるため, 磁石内の熱シールドなどに発生する渦電流に起因する反磁場の影響が無視できない. このため自己シールド型の傾斜磁場コイル(Shielded Gradient Coil)で渦

電流の発生を抑止する方法が一般的である. その構成は, 内側の3組の傾斜磁場に対応して3組の補正コイルを外側に配置して, 外部の漏れい傾斜磁場分を打ち消してシールドする. この例を図3.5-7に示す.

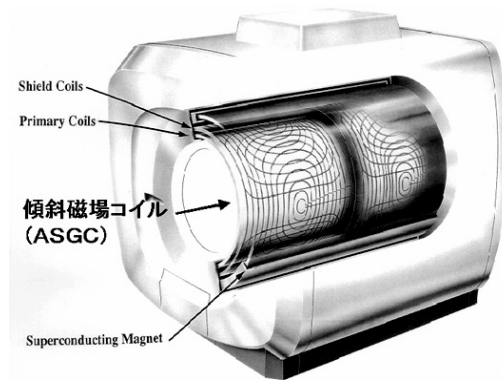


図 3.5-7 シールド型傾斜磁場コイル

また, 傾斜磁場の導線は静磁場から電磁力を受ける. これによって, 傾斜磁場コイルが機械的に振動し騒音が発生する. 特に, EPI などの高速の撮像を行うために傾斜磁場強度とその立ち上がりを早くすればするほどこの騒音は大きくなり, MR 検査において大きな問題である. 騒音を低減するため傾斜磁場コイルを真空容器に封入して音の伝搬を絶ち, 傾斜磁場コイルの保持方法を改善して, 機械的振動の伝搬を減らすことによって1/10以下に騒音を低減することができる. 図 3.5-8にその説明図を示す. 宇宙空間では媒質の空気がないので音が伝わらないという発想から生まれた技術である.

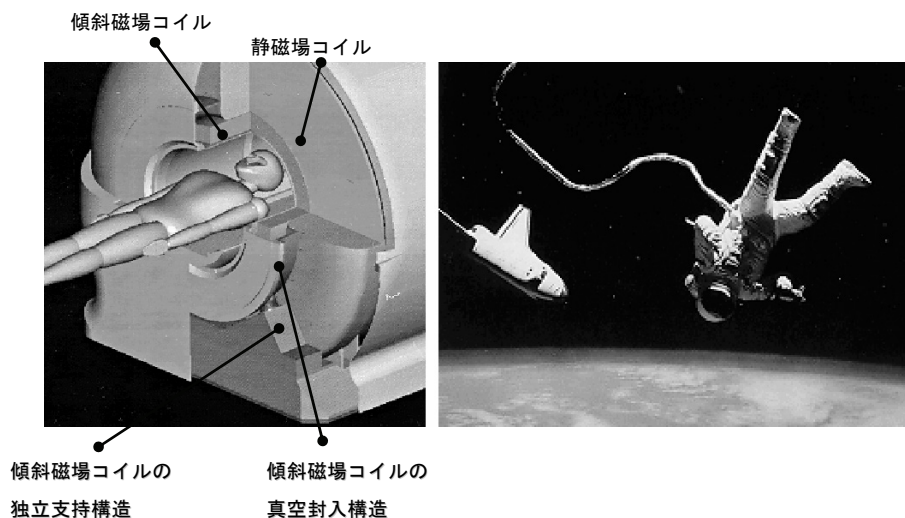


図 3.5-8 静音技術の説明図

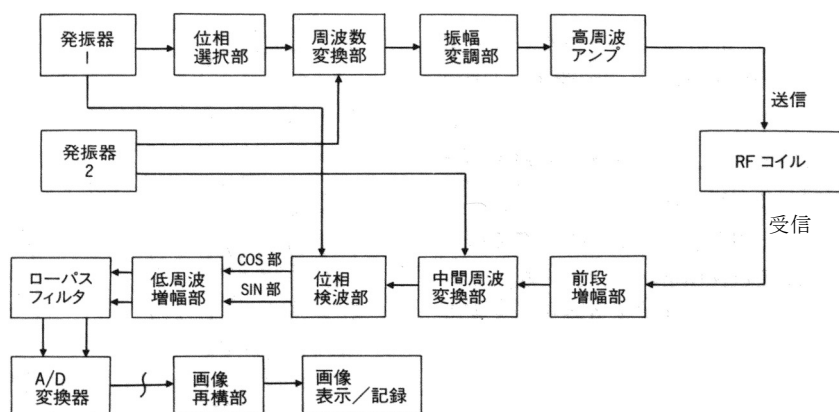


図 3.5-9 送受信部を解説するブロック図

3.5.4 高周波回路

高周波回路は、被検体に磁気共鳴を起こすために必要な安定度が高い高周波パルスを作り、RF コイルを介して RF 磁場を被検体に印加する送信部と、微弱な MR 信号を検出して増幅、検波する受信部とからなる。

送信部は、共鳴周波数に相当する高安定の高周波基準パルスを、SINC 波形や Gaussian 波形に振幅変調し、高周波アンプ部で増幅して RF コイルに加える。被検体ごとに、RF コイルの負荷条件が変わるので、自動同調およびパワー条件の自動調整を行って、被検体によらずに同じ画像が得られるように自動調整を行う。

受信部は、RF コイルで検出した微弱な MR 信号をプリアンプで増幅したのちに、基準周波数で検波し、低周波信号としたのちに再度増幅し、デジタル信号に A/D 変換して画像再構成部へ MR 信号を送る。信号の流れを図3.5-9に示す。

3.5.5 制御系

制御部は、送受信部、傾斜磁場部などのユニットの制御を行うとともに、デジタル変換した MR 信号を2次元/3次元フーリエ変換して MR 画像を再構成する。そのために、高速にフーリエ変換やデータの並べ替えを行う高速演算装置も制御する。

さらに、得られた画像に対する画像処理や、磁気ディスクや光磁気ディスクなどに画像を保存する。このため、通常複数のプロセッサを用いて分散処理を行っている。

MR 装置は、本質的に3次元の画像信号を収集できる装置であり、従来は撮像時間の制約から2次元画像を中心に収集/表示を行ってきたが、撮像の高速化にともなって3次元画像を収集する機会が増えてきている。これに対する画像処理および表示も従来から使われていた MPR 表示に加え、3次元像の回転表示、フライ

スルー表示などが使われるようになってきており、制御系のハードウェアもこれに対応して大量のデータを高速に処理できるものになってきている。また表示を独立にかつ他のモダリティと共用して独立した処理/表示コンソールにて行うことも増えてきている。

また、操作者とシステムとのインターフェイスとしてのコンソールがあり、撮像条件の設定、撮像した画像の確認、イメージャへのフィルミングなどの操作を行う。さらに、病院内のネットワークや、遠隔診断に対応するため DICOM 規格に適応した通信機能が必須となっている。

その他のユニットとして、心拍呼吸同期装置や、患者監視装置などがある。

3.6 MR 装置の臨床機能

MR 装置は、人体の形態を可視化する能力に優れており、さらに生体の機能や生化学的な状態を可視化することも可能になりつつある。本節では MR 装置の臨床機能について説明する。

3.6.1 MRA

血流の状態を可視化する機能として MRA が使われている。MRA は、大きく分けて頭部の 3D TOF のように造影剤を用いない方法と、腹部 MRA 用に造影剤を投与して撮像する方法がある。以下に代表的な撮像法である 3D TOF 法、PC(Phase Contrast)法、造影 MRA および FastSE を利用した非造影 MRA について説明する。

(1) 3D TOF(Time-Of-Flight) MRA

同一領域を短い TR で繰り返して励起すると、その領域内の静止部分は飽和して MR 信号は低下するが、新

たに撮像領域内に流れ込む血流は高周波による飽和を受けていないので、流れの補正(Flow Compensation)法を利用して血流部分の信号を集めると、血管部分の信号は静止部に比べて相対的に高くなる。血管像を立体的に把握するため、3次元領域にてMR信号収集を行い、収集された3次元データについて最大値投影法(MIP: Maximum Intensity Projection)と呼ばれる画像処理を行うと、静止部からの信号が抑制され、血管部分が強調される。最大値投影法は、図3.6-1に概念図を示すように、投影方法に沿った各視線ごとの最大値を抽出して、その視線上の値とする方法で、信号強度の強い血流部が抽出され、弱く残っている静止部の信号が除去される効果がある。図3.6-1では、山に隠れた木が横方向の最大値投影では見えなくなっている。この撮像領域内に流れ込む飽和していない血流が静止部に比べて強い信号を出す効果を利用した方法を、TOF法と呼び、血流速度が速く血管構造が複雑な頭部のウイルス輪周辺の血管撮像として、脳ドックなどで、動脈瘤のスクリーニングに造影剤を用いない検査として広く使われている。図3.6-2にこの投影法の例を示す。

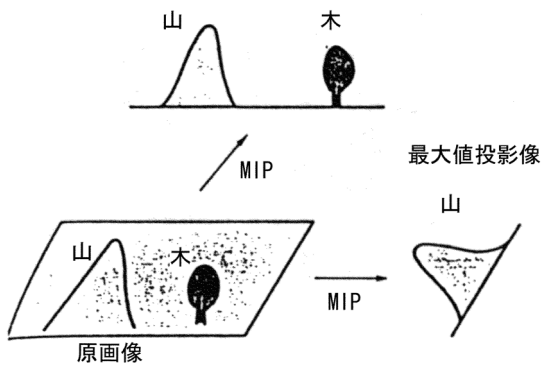


図 3.6-1 MIP (最大投影法) の原理

3D TOF MRA の描出能を向上するため、末梢部の遅い流れに対しては TONE や MTC が開発され、血管の屈曲部や狭窄部での信号の欠如(signal void)に対しては TE の短縮や高分解能化が行われている。ここで MTC(Magnetization Transfer Contrast) とは、Magnetization Transfer 効果を利用する手法で、図 3.6-3 に示すように通常の MR 画像は組織内外の自由水を中心に信号を収集し、生体内高分子の水素原子からは信号を集めていないが、MTS では高分子に結合している水分子と自由水との間での交換現象を利用し、事前に高分子側を高周波で飽和させ、間接的に静止部の自由水成分を飽和させる方法である。この方法によって、静止部の信号が下がるので、血流部との間のコントラストがさらに向上する。

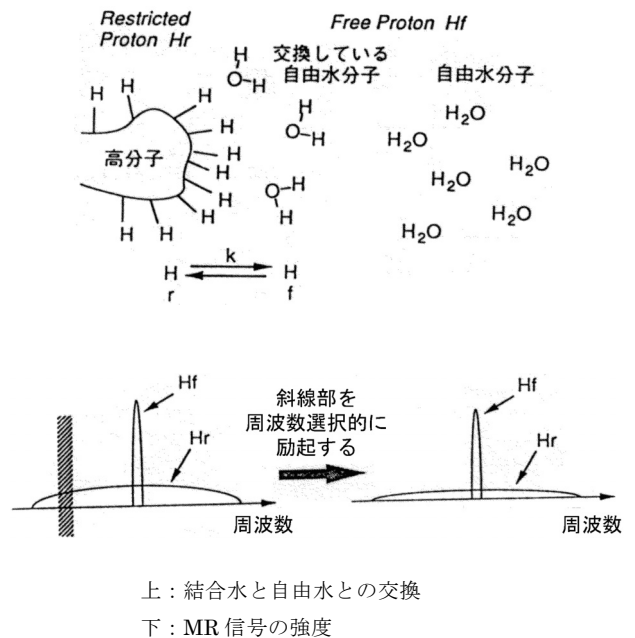


図 3.6-3 MT(Magnetization Transfer)法の原理

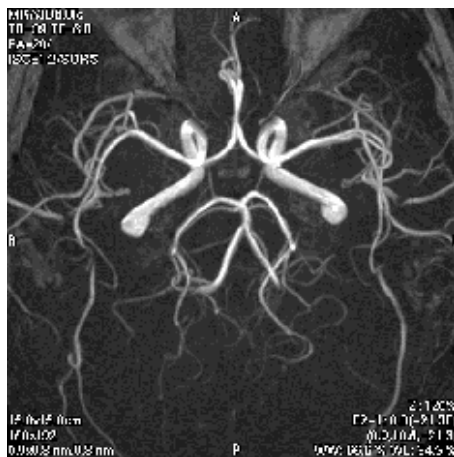


図 3.6-2 非造影法の例

(2) PC (Phase Contrast)法

TOF 法が、撮像領域内の血流の画像化であるのに対して、PC 法は血流の速度と方向についての情報を画像化する。具体的には、図3.6-4に示すようなバイポーラ型傾斜磁場と呼ばれる双極性の傾斜磁場を含むパルスシーケンスにて信号収集を行うと、速度 V_x に比例した位相シフトがある MR 信号が得られる。静止部は、速度がゼロであるので位相はシフトしない。さらに傾斜磁場の極性を反転させて別の信号を収集すると位相も反転した信号が得られる。2つの信号から得られる画像を位相も含めて引算すると、静止部は共に位相のシフトはないので打ち消しあい、動いている血流などの部分のみが残る。傾斜磁場の方向を X 軸に

取れば、X 方向の速度に対応して信号強度の異なる画像が得られる。X、Y、Z の各々の方向について速度画像を作り、それらを合成すれば血流の速度を反映した MR 画像が得られる。

この方法の特徴は、上記の差分処理によって背景である静止部を完全に消すことができ、バイポーラ傾斜磁場の強度を変えることによって低流速から高流速まで描出したい流速範囲を設定することができる。

一方短所としては、撮像時間が TOF 法に比べて長いこと、撮像対象領域の流速ごとにバイポーラ傾斜磁場の強度設定を個別に行わなければならないことである。



図 3.6-5 造影 MRA の例

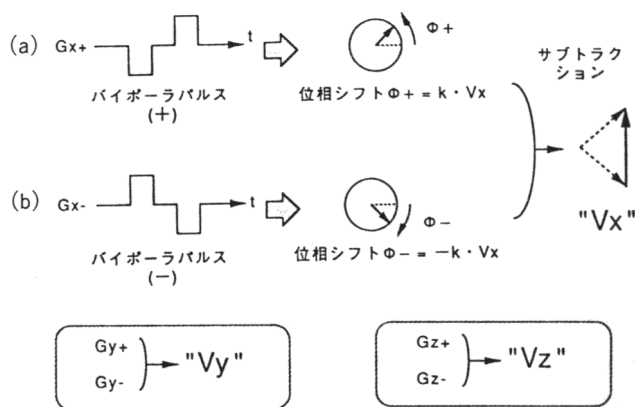


図 3.6-4 位相検出法

(3) 造影 MRA

頭のように飽和していない大量の血液が流れ込む部位には、TOF 法は非侵襲で有効であるが、腹部や下肢のコロナル断面で撮像を行う場合には、血液も静止部と同様飽和するため TOF 法は使いにくい。このような場合には造影剤を静注し、血液の T_1 緩和時間を短縮させて信号強度を上げる造影 MRA が一般に用いられる。図3.6-5にその例を示す。基本的には通常の造影 MR 撮像と同じであるが、造影される血液が流れているため、撮像のタイミング、撮像位置の設定及び造影剤の注入に工夫が要求される。撮像のタイミングを合わせるには、少量の造影剤にてあらかじめテストランを行い、造影剤注入からの遅れ時間を設定したり、造影剤の流れる様子をリアルタイムでモニタして最適なタイミングで撮像を始めるなどの方法が使われている。また必要な撮像領域が、装置の最大 FOV(Field-Of-View)を越える場合もあり、その場合には間欠的な撮像に寝台の動きを連動させる Moving Bed とよばれる方法も用いられる。

3.6.2 MRCP (Magnetic Resonance Cholangio Pancreatography) と水画像

MRA は、流れている血液を TOF 法や造影法によって映像化しているが、逆に静止している水成分や遅い流れの液体を可視化する手法の代表が MRCP である。実効 TE の長い Fast SE 法で撮像を行うと、Heavy T_2 強調の画像が得られる。 T_2 の短い実質部からの信号は低下し、 T_2 値の長い水成分の信号のみが残り、静止しているか、あるいは遅い流れの水だけの画像が得られる。エコートレインを長く設定して、ワンショットで 2次元画像を撮像するか、短時間に3次元画像を撮像するのが一般的である。この手法で膵臓付近を撮像すると、膵管内の膵液や胆管内の胆汁が造影剤を注入すること無しに撮像することができる。この手法は膵胆管系のスクリーニング検査として有用で、超音波、CT もしくは生化学検査で膵胆管系疾患が疑われる場合に、全体像を把握し、閉塞部の上流の導管部分も観察できる利点から、侵襲性のある ERCP(Endoscopic Retrograde Cholangio Pancreatography)による確定診断の前に行われる。特に3次元高分解能で撮像した画像は、細部を任意方向から観察できる点から診断価値が高い。図3.6-6にその例を示す。

MRCP と同じように、脊椎内の脳脊髄液(CSF)の画像を水画像として撮像する MR Myelography では、CSF の欠損像として馬尾神経が描出される。脳表面画像では、脳表部分に隣接する脳脊髄液画像を白黒反転させることによって、脳表部分を描出することができる。また内耳、腎臓の輸尿管(MR Urography)膝関節などのように器官の中にある液体を自然の造影剤として描出することもできる。さらにリンパ液をターゲットとしてリンパ管の撮像も行われている。

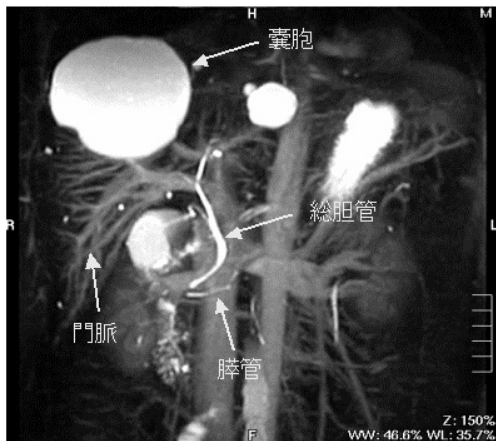


図 3.6-6 MRCP 画像の例

3.6.3 拡散／灌流画像 (Diffusion/Perfusion Imaging)

組織内のマクロな水分子の動きの程度を画像化する拡散(Diffusion)と灌流(Perfusion)画像については、診断上の有用性は明らかであったけれど、マクロな動きの程度に比べて、通常の撮像法では被検者の体動などの動きに隠されてしまい、従来臨床では使用できなかった。近年シングルショット EPI の撮像が可能な MR 装置の普及にとともに、高速撮像によって体動の影響をなくすることができるようになり、近年特に脳梗塞の診断に広く使われるようになってきている。超急性期の脳梗塞の診断において、他の診断機器よりも早く疾患部位が画像化されるのが、この撮像法の特長である。

拡散画像(Diffusion Imaging)は、MPG(Motion Probing Gradient)と呼ばれる傾斜磁場を加えて、水分子の拡散による動きの程度を画像化するパルスシーケンスを用いており、拡散の程度が大きいほど低信号になる。組織内水分子は、梗塞によって疾患部位の脳細胞が膨化するため、細胞内の水分子は細胞外の水分子より相対的に増加し、細胞内では、水分子の動きに

対する制約が、細胞外より多いため拡散の程度が小さくなり拡散画像(Diffusion Imaging)では、その梗塞部位は周囲に比べて相対的に高信号となる。拡散画像では、拡散の速さとその方向を知ることができる。

灌流画像(Perfusion Imaging)は、常磁性体の造影剤を静注し、その造影剤が梗塞部位の血管を通過する際に、造影剤と周囲組織の磁化率の違いにより発生する一過性の MR 信号低下の程度から灌流量を求める。EPI は磁化率の変化に敏感であるので、通常のパルスシーケンスよりも顕著に現れる。灌流が多い部分では、信号の低下が大きく現れる。

拡散(Diffusion)と灌流(Perfusion)画像により、早期の脳梗塞部位が同定されるだけでなく、両者の画像を比較することによって、虚血部の辺縁で、ある程度の虚血に陥っているが、まだ治療効果が期待される部位(ischemic penumbra)を同定することもでき、治療計画のために有用な情報を提供する。図3.6-7と図3.6-8に拡散画像と灌流画像の例を示す。

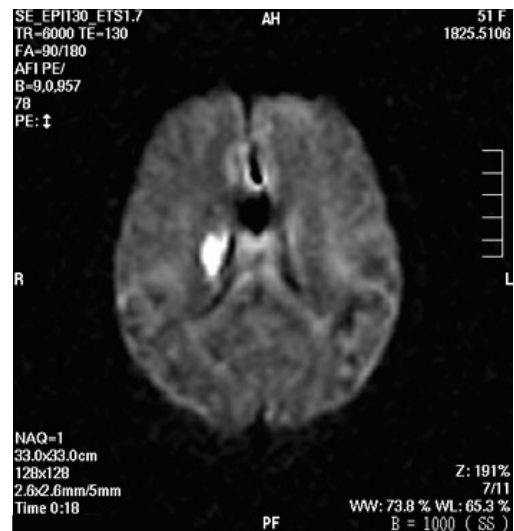


図 3.6-7 Diffusion 画像の例

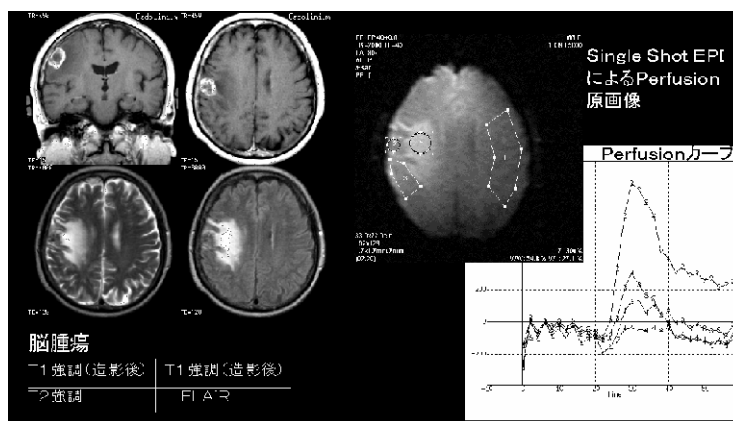


図 3.6-8 Perfusion 画像例

また、造影剤を用いずに、撮像部位に流れ込む血流に磁気的なラベリングを行って、灌流画像を撮像する ASL(Arterial Spin Labeling) という撮像法も開発されている。

さらに、拡散強調画像収集を躯幹部にも行い、腫瘍など病変を躯幹部の広領域で行う撮像法が試行されており、将来 PET および PET/CT との臨床面での役割分担が定まると考えられる。

3.6.4 脳機能の画像化 (fMRI : functional MRI)

指先の運動を行うと、体の運動を制御している運動野と呼ばれる大脳の部分が活性化される。運動野のエネルギー代謝が増加して酸素消費量が増えると、それ以上にその部位に流れ込む血液量が増加する。血液内のヘモグロビンは、酸素が結合した状態では弱い反磁性を示すが、脱酸素の状態では常磁性を示す。血流量が増加すると酸素が結合したヘモグロビンが増えて、磁性体が減ったことになって相対的に MR 信号が増加する。これを BOLD(Blood Oxygen Level Dependent)効果と呼び、1.5T の MR 装置で2-4%の信号増加が起きる。また血流量が増加するインフロー効果も信号を増やす方向に働く。

この方法は、非侵襲に脳の活性化部位を画像化でき、EPI と組み合わせることによって、秒オーダの時間分解能で形態画像と合わせて撮像することができる。放射線による被ばくが無いので、患者以外の健常人の被検者に対しても繰り返してさまざまなタスクの下で検査が行えるので、研究用の測定器としても適している。

問題点としては、信号変化が2-4%(1.5T)と低いことと、適用できるタスクが限定されていることである。信号の S/N を上げるためには、3T 以上の高磁場システムを使うことと、高周波コイルを改良して S/N を上げることが並行して進められている。また、現在適用できるタスクは、運動、体性感覚、視覚、聴覚および言語関係が中心で、すべての脳機能が画像化されているわけではない。また被検者の疲れや、やる気に結果が左右されやすいのは、測定の上では問題ではあるが、一方脳の機能をより良く反映しているとも考えられる。(図3.6-9, 10)

得られたデータは、SPM などの解析ソフトウェアを使って、頭の動きの補正、しきい値処理、差分、平均および統計処理を加えて解析を行うのが一般的である。神経内科、大脳生理、実験心理学などの脳研究のツールとして使われており、臨床面では手術前のマッピングやリハビリテーションを行う際の脳機能情報として使われている。

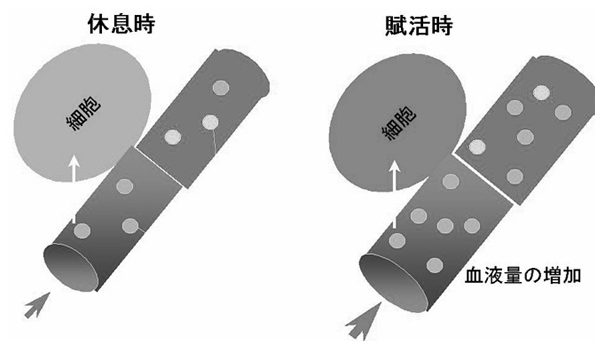


図 3.6-9 fMRI の原理

(聴覚刺激:「あいうえお」刺激)

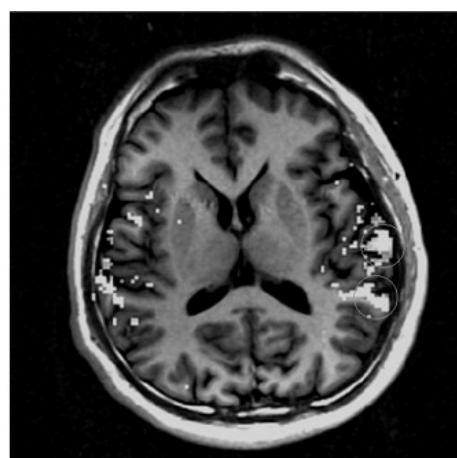


図 3.6-10 fMRI 画像の例

3.6.5 循環器診断

MRI の心・大血管系への適用は、MR 装置開発当初から、心電同期および Tagging と呼ばれる磁気マーキング法を併用した心筋運動の観察や、GFE 法による血流の画像化が行われ一定の成果が得られたが、位置決めを含めた撮像時間が長いことと、他の画像診断機器と同などの診断情報は得られるが、それ以上の情報が得られないことから、診断上のスタンダードになりえていない。

近年、EPI が可能な MR 装置の持つ傾斜磁場系とデータ処理系による高速ダイナミック撮像、心臓用高周波コイルの開発やインタラクティブな位置決め機能の搭載によって、短時間で空間分解能の高い心血管画像が得られるようになってきている。また、新しい血管用の造影剤の開発も進んでおり、MRCA(Magnetic Resonance Coronary Angiography)と呼ばれる MRI を使った冠動脈撮像技術の開発がすすんでいる。MRCA は、再狭窄を繰り返す冠動脈病変の診断に使用され始めている。図3.6-11に血流を低信号に表す Black-Blood と呼ばれる手法で撮像した心臓の長軸、

短軸像を、図3.6-12に Segmented 3D-Fast FE と呼ばれる高速 GFE 法で撮像した冠状動脈の図を示す。この撮像では、呼吸によって心臓が動くのを補正するため、横隔膜の動きをナビゲータエコーと呼ばれる MR 信号でモニタして心臓がいつも同じ位置で撮像できるように、信号収集のタイミングを調整している。

また、冠動脈以外にも、心筋の梗塞部位を可視化するため造影剤投与後、10~20分後に撮像を行い、梗塞部位を高信号の描出する心筋遅延造影法も MRI の特徴を活かした撮像法として使われ始めている。このように MRI は心血管系全体を撮像でき、冠動脈を含めた血管、心筋の壁運動、心筋の灌流など心機能の評価するために必要な診断情報を1つの装置で得ることができるので、循環器診断に最も効率の良い診断装置として使われてゆく可能性がある。

3.6.6 ダイナミック スタディと MRI 造影剤

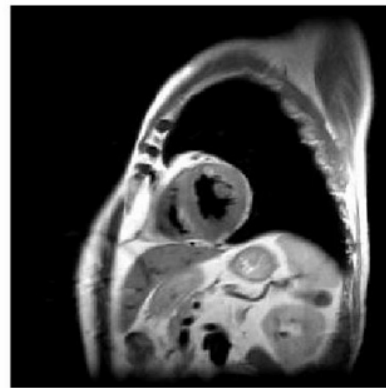
MRI 用の造影剤としては、Gd-DTPA, Gd - HP -

DO3A, Gd-DTPA-BMA などが使用されている。これらの造影剤は、Gd³⁺などの不対電子をもつ金属イオンをもっており、この不対電子が、生体内の水プロトンと双極子相互作用をおこして緩和が促進されて、T₁, T₂緩和時間が短くなる。これによって TR の短いダイナミック撮像においても造影剤のある部分は十分な信号強度が得られる。Gd³⁺などの金属イオンはそのままの形では生体に対する毒性が強いので DTPA などのキレート剤で金属イオンを包み込んでその毒性を弱くしている。

MRI 高速撮像法と MRI 造影剤を組み合わせ、静注した造影剤の動態を各時相ごとに撮像する動的な撮像が肝臓を中心に行われており、ダイナミックスタディと呼ばれている。この方法の特長は、X線 CT でのダイナミックスタディに比べてコントラスト分解能が優れ、任意の断面の撮像ができ、放射線被ばくが少なく、造影剤による副作用が少ないことであり、造影剤の注入量も少なくて済むことから各時相を撮像



左室長軸



左室短軸

図 3.6-11 Cardiac 画像の例(Black Blood)

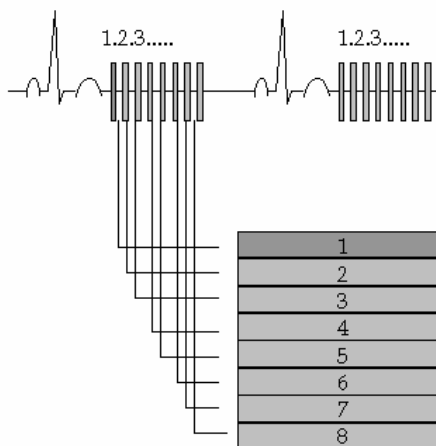
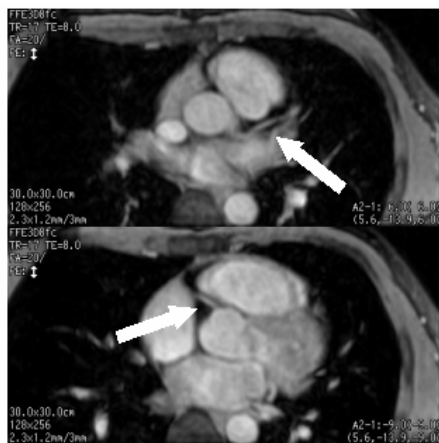


図 3.6-12 冠状動脈撮像の説明図

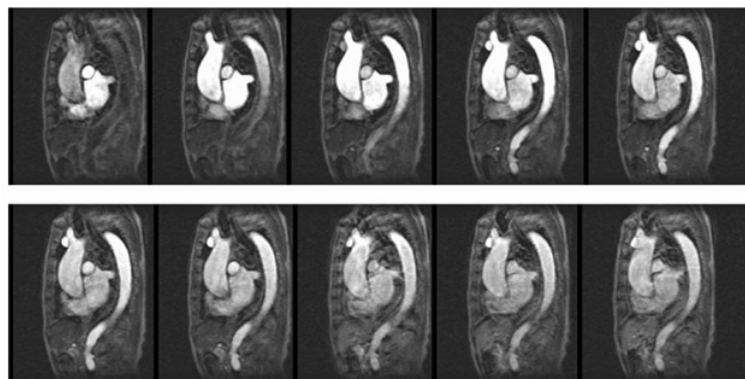


図 3.6-13 ダイナミック法画像の例
高時間分解能 3D 撮像

するタイミングが取り取りやすい。診断上の有用性としては、転移性肝腫瘍、肝血管腫、肝細胞がんなどの疾病に対して、腫瘍の鑑別診断、血管が集まっている腫瘍の存在診断、治療後の効果判定、肝機能評価などである。MRI によるダイナミックスタディは、肝臓の他にも乳腺腫瘍、腎機能評価、膵がんなどでも行われている。図3.6-13に画像例を示す。

Gd 系以外の MRI 造影剤としては、肝臓を特異的に造影する鉄コロイド製剤を使用したものがある。これは、磁場内に置かれると非常に強く磁化される鉄コロイドの超常磁性という性質を利用して、肝細胞内皮系（Kupffer 細胞）にこの造影剤を取り込ませてその部分の局所的な磁場を乱し、 T_1 緩和時間を短縮させる。これによって、肝細胞内皮系の機能が画像化される。

また、He, Xe などの希ガスをレーザで励起し、生体に吸気させて肺野の中の希ガスを画像化する研究が行われている。レーザで励起することが高周波による励起に対応し、希ガス原子間の相互作用が弱いいため緩和時間が長く、高い S/N が得られる特長がある。

3.6.7 MR スペクトロスコピー（MRS）

これまで、水素原子核を対象とした MR イメージングについて述べてきたが、それ以外にも MR スペクトロスコピーと呼ばれる生体情報を得る手段がある。主な対象核種は、 ^{31}P 、 ^{13}C 、 ^1H である。

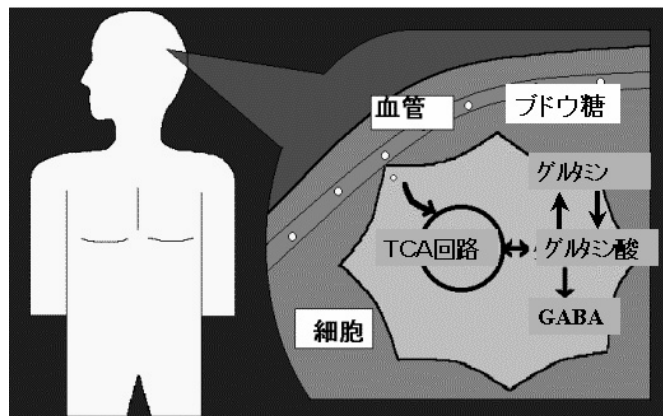
磷(^{31}P)は、人体内には水の一万分の一程度しか存在せず、MRS の感度も水の1/16と低いため S/N の点では不利であるが、天然存在比が100%で、スペクトルが単純であり、その範囲が40ppm と広いいためピークの分離は容易である。磷を含む化合物は、ATP、クレアチンリン酸、無機リン酸と生体内のエネルギー代謝と深く関係しているだけでなく、多くの悪性腫瘍では PME(Phosphomonoester)のピークが高くなる傾向がある。これは、腫瘍細胞の速く、旺盛な細胞増殖を反

映しているものと考えられている。

炭素のほとんどは ^{12}C で構成されており、 ^{13}C は天然存在比が1.1%とわずかであり、このままでは、感度が低く MRS は行えないが、最近 ^{13}C でエンリッチしたブドウ糖を作り、これを生体に投与して脳内の代謝を測定する研究が進んでいる。脳はブドウ糖をエネルギー源として代謝を営むとともに、脳内でグルタミン酸(Glu)、ガンマアミノ酸(GABA)、グルタミン(Gln)、アスパラギン酸(Asp)を生成している。このような代謝系の存在は脳、脊髄に特異的で ^{13}C -MRS を使って、脳内の代謝系に関する生体情報を得ることができる。脳内代謝の説明図を図3.6-14に示す。

水素(^1H)は生体内のさまざまな化合物内に存在するが、 ^1H -MRS にて主に計測されるのは NAA (N-acetylaspartate)、コリン(Cho)、クレアチン(Cr)、ミオイノシトール(ml)、乳酸(Lac)、グルタミン(Gln)、グルタミン酸(Glu)などである。いずれも生化学的に重要な化合物であり、通常病変部と対応する正常部をシングルボクセル法かマルチボクセル法を使って計測する。MRS で得られる信号の大半は組織内の水成分や脂肪成分によるもので、これらの信号を事前に抑制しておくことが良好な MRS の結果を得る上でのポイントとなる。MRS 信号収集前には、シミングによって主に生体による磁場不均一性を補正し、得られたデータに対しては後処理として、ノイズ圧縮のためのフィルタリングやスペクトルのピーク補正のための位相補正、ベースライン補正を行う。図3.6-15に水素と炭素の MRS の例を示す。

現在、臨床では主に頭部や前立腺腫瘍の診断に用いられているが、さらに適用疾患を広げるために3T 以上の高磁場システムの良好な S/N の下での臨床研究が行われている。



ブドウ糖
 唯一のエネルギー源
 (腫瘍, その他脳疾患)
 グルタミン酸
 興奮性神経伝達物質
 神経伝達の 40%
 興奮毒性
 (虚血, その他による
 神経細胞死全般)
 グルタミン
 グルタミン酸の貯蔵など
 GABA
 抑制性神経伝達物質
 (てんかんなど)

図 3.6-14 ¹³C-MRS 説明図
¹³C-ブドウ糖を用いた脳内代謝計測

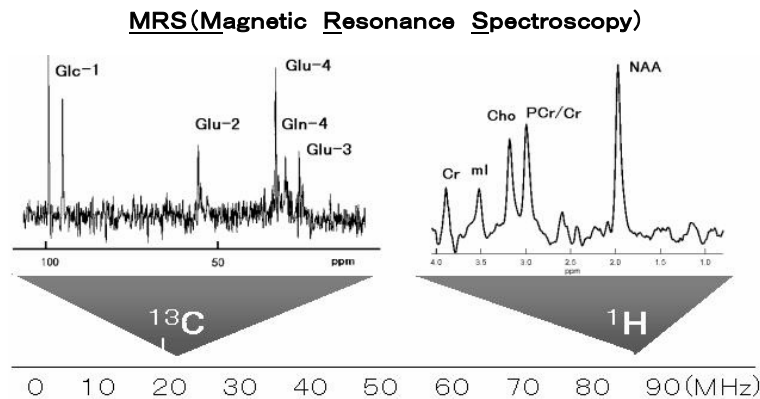


図 3.6-15 ¹H, ¹³C-MRS 説明図

3.6.8 治療への適用

オープン MRI と呼ばれる開放型磁石を用いた MR 装置の普及にともない、穿刺した針先を高速撮像で追尾して位置決めを行うとともに、治療の様子を MR 画像でモニタするインターベンションと呼ばれる治療への適用技術がある。穿刺のモニタだけであれば、X線装置や超音波装置などで実施されているが、MR で行う特長は、軟部組織のコントラストが良く患部を認識しやすいことと、レーザやマイクロ波などで加温治療を行う際に、患部の温度計測と治療中に組織の変性の様子をリアルタイムに確認できるところにある。ソレノイドタイプの磁石では患者への術者のアクセスが難しかったが、オープンタイプの磁石の開発によって、患者へのアクセスが容易となり、MR の特長を活かした技術開発と臨床適用がすすめられている。

3.7 MR 装置の安全性と設置条件

3.7.1 安全性

MRI の安全性に関する規格は、国内については厚生

労働省より認証基準が2005年に発行されており、米国については FDA の規格がある。また国際的には IEC 基準 (IEC60601-2-23 第2版⁹⁾) が2002年に発行されている。

厚生労働省の認証基準は IEC 基準の通常操作モードと一致している。

- ① 「静磁場強度：2T までは、認証基準によって第三者機関が認証し、さらに2T を超えて4T までの装置は、治験を必要とせずに厚生労働省が承認する。また磁場によって、操作者や患者などが身につけている磁性体や、ストレッチャーなどが吸引される恐れがあるため、通常撮影室を含むエリアを立入制限区域に指定して一般者の立ち入りを制限したり、立ち入り者への安全教育を実施している。

患者の体内に、過去の手術などによって止血クリップ、動脈クリップなどの磁性体やペースメーカ、心臓人工弁などが埋め込まれている可能性があり、磁場中でこれらの磁性体が動いたりペースメーカが誤動作する恐れがあるので、検査前の確認と立

入制限区域への立ち入り制限が必要である。

- ② 磁場強度変化率：傾斜磁場によって体内にも渦電流が誘起される。傾斜磁場の強度が通常の撮像の範囲では特に何も感じないが、傾斜磁場の強度が強くなり、その立ち上がり／立ち下がり時間が早くなってしきい値を越えると、患者の末梢神経が刺激されて体がしびれる恐れがあるため、磁場強度変化率(dB/dt)の最大値が規定されている。傾斜磁場の立ち上がり時間によってその値は細かく規定されているが、一般に20T/秒以下であれば IEC 基準の通常操作モードである。通常操作モード以下の MR 装置は、第三者認証機関にて認証され、第一次水準管理操作モード（通常操作モードの20%高い領域）までは、治験を必要とせずに厚生労働省が承認する。
- ③ 高周波磁場による発熱(SAR : Specific Absorption Rate)：高周波磁場による発熱については、全身で2W/kg を通常操作モードの上限としている。局所的な加熱については、上限値は緩く設定されており、頭部の上限は3.2W/kg (任意の6分間における平均)、四肢では20W/kg (任意の6分間で、どの特定の組織10g に対してもこの値以下)。通常操作モード以下は第三者機関が認定し、全身で4W/kg までの第一次水準管理操作モードまでは治験を必要とせずに厚生労働省が承認する。
- ④ 騒音：装置の発する騒音については、OSHA (Occupation Safety and Health Administration)の勧告値である140dB(A)を下回ることに規定されており、IEC 基準では99dB(A)を越える場合、耳栓などの聴力保護の手段を講じるように定めている。

3.7.2 設置条件

MR 装置の設置に関しては、以下の点に考慮して計画しなければならない。

- ① 磁場環境：装置本体からの漏えい磁場が、周囲の機器やペースメーカーなどを装着した一般人に影響を及ぼすので、それらの機器や周囲の通路などと磁石中心との距離を考慮したレイアウトとし、安全を確保するために0.5mT(5Gauss)以上の領域を立入制限区域として設定し、注意標識などを用いてその区域への立ち入りを制限する。イメージインテンシファイアやカラーディスプレイなどの電子線を利用する機器が、漏えい磁場の影響を受けやすい。十分な距離を確保できない場合は、撮影室の壁などに磁性体を使った磁気シールドを行う必要がある。自己シールドタイプの磁石が多く使われているが、撮影室の上下および左右

方向の漏えい磁場分布を事前に確認しておくことが必要である。

また、鉄道の近くなどでは環境磁場が変動する場所もあり、甚だしい場合には MR 画像に影響がでる場合もあるので、設置計画時に環境磁場測定を行うことが望ましい。

- ② 電波環境：撮影室への外来の電波を遮断するため、撮影室にRFシールドを施行する。MR 装置の使用周波数帯域で必要とされるシールド能力は、装置の設置仕様と環境電波の強度によって異なるが、おおむね60~100dB の遮へい能力が必要とされる。放送塔の近くなどで環境電波強度が強い場所では、設置計画時に環境電波強度の測定を行うことが望ましい。
- ③ 空調および排気設備：一般の空調以外に、機器の発熱と室内の除湿のために空調が必要となる。機械室内の傾斜磁場電源、高周波アンプ、制御系は発熱量も多く、梅雨時の除湿も必要であるので、独立した空調設備が必要となる。超電導磁石の場合、クエンチ発生時および液体ヘリウム注液時の低温ヘリウムガスによる酸素欠乏に対する安全確保のため、緊急時に対応できる十分な排気設備が必要である。通常は撮影室内の酸素モニタに自動的に連動して動作する排気設備を設置する。また永久磁石システムでは、永久磁石の磁場強度が温度によって変動するので、撮影室の室温を安定化するための空調が必要となる。
- ④ 電源設備：MR 装置の設置仕様に則した電源および接地を行う。
- ⑤ 冷却水および冷媒：MR 装置によっては、機器の冷却のため冷却水を必要とする。超電導磁石では、液体ヘリウムの定期的な補充を必要とする。
- ⑥ その他：システムを搬入するための搬入経路の確保、撮影室内の磁石を設置するためのスペース、天井高、床耐荷重などを設置計画時に考慮する必要がある。

<参考文献>

- (1) P.C.Lauterbar "Image Formation by Induced Local Interactions:Examples Employing NMR" Nature Vol.242,190-191(1973)
- (2) A.Kumer,D.Welti,R.Ernst "NMR Fourier Zeugmatography" J.Magnetic Resonance Vol.18,69-83(1975)
- (3) J.M.Hutchison "NMR Scanning: The spin warp method" Proceeding of an international symposium on Nuclear magnetic Resonance Imaging, pp77-80(1982)
- (4) I.L.ビケット「医療用 NMR スキャナ」サイエンス7月号 pp20-31 (1982)

- (5) L.E.Crooks "Magnetic Resonance Imaging : Effects of Magnetic Field Strength" Radiology Vol.151, 127-133 (1984)
- (6) W.A.Edelstein "Signal and Noise Consideration in NMR Imaging and Spectroscopy(abstract)" Soc.Mag.Res.Med pp202-205 (1984)
- (7) 畑中雅彦, 他 : 日本磁気共鳴医学会 MRI 入門講座 テキスト「パルス系列とパラメータ」
- (8) 「医用画像診断装置 -CT, MRIを中心として」 コロナ社 (1988)
- (9) IEC60601-2-33 2nd Edition : Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis

第4編 核医学システム

4.1 はじめに

放射性同位元素(Radioisotope, RI)で標識した化合物や放射性医薬品(トレーサ)を人体に投与し、放出された光子(γ 線)を検出して画像化するのが核医学である。投与されたトレーサは、生理学的、生化学的な性質に従って体内を移動するので、放出される光子をガンマカメラ(SPECT)やPETで測定することによって、臓器の循環・代謝情報や腫瘍の有無、神経伝達物質、神経受容体の分布などを知ることができる。PET, SPECTはX線CTやMRIなどと比べて空間分解能が悪いが、生体活動そのものを画像化できるという特徴がある。したがって、核医学は新しいトレーサ開発に刺激されて発展するという側面を持っている。

一方、核医学装置そのものにも、ここ数年で新しい技術の導入がなされている。一つは多検出器型ガンマカメラが普及したことである。また、ガンマカメラに同時計数回路を搭載して、SPECTとPETの兼用装置が登場した。一方、PET専用機に関しては、スライス間を区切るセプタを取り除いた3次元収集が使われるようになり、臨床PETを支える技術として期待されている。このように、新しい技術が検査の可能性を広げている。

従来PET収集は、線源の半減期の関係よりサイクロトロンが存在する施設のみ可能であったが、薬剤メーカーより半減期の比較的長いF-18 FDGのデリバリーが開始され、特にPET専用機もこれに合わせた高感度のものが開発されるようになった。

また上記にもあるようにPETによる代謝機能とCTなどによる臓器形状の分解能の良いイメージを重ね合わせることにより、より正確な生態情報を得るための手法が開発され、さらに1台の装置によりPET収集とCT収集が行えるPET/CT装置が開発され、よりイメージの重ね合わせの収集の簡便さ、正確さを図ることにより、臨床精度の向上、患者負担の軽減も図られている。

また従来から特定の臓器を対象に測定する機器(RIレノグラム装置や甲状腺摂取率装置)も臨床では使用されている。本編では以下の装置を取り上げる。

- ・ガンマカメラ(シンチレーションカメラ)
- ・SPECT専用装置
- ・PET
- ・PET/CT

- ・RIレノグラム検査装置

- ・甲状腺摂取率測定装置

以上の機器に関して構成する要素を解説し、その性能管理や安全性に関しての注意点を説明する。

4.2 ガンマカメラ

ガンマカメラ(以下、カメラ)の原型は、1956年に米国のAngerが発表した方式¹⁾、いわゆるアンガー型カメラを基本にしており、シンチレーションカメラとも呼ばれている。シンチレーションとは、放射線が蛍光物質中を通過するとき、その相互作用によって蛍光を発する現象である。カメラはトレーサから放出される γ 線を平面検出器によって測定し、その分布をイメージングする装置である。検出器視野は55×40cm程度の大きさを持ち、さまざまな検査に使用できる汎用性を持った装置である。また検出器が患者の周りを回転することによってSPECT測定を行うことができる。これによって単なるRIの平面分布のみならず、3次元的な分布が得られることとなる。最近のカメラはすべてSPECT機能を有しているので、これについても本節で述べることにする。国内で稼働している施設は約2000であり、中核病院を中心に普及している。

4.2.1 構成

ガンマカメラの外観を図4.2-1に示す。図のカメラは2検出器タイプのものであるが、1検出器タイプのもも多数稼働している。主な構成要素は検出器、ガントリ、ベッド、データ処理装置などである。以下に概略を説明する。



図 4.2-1 2 検出器ガンマカメラ装置の外観

(1) 検出器

検出器の構成を図4.2-2に示す。

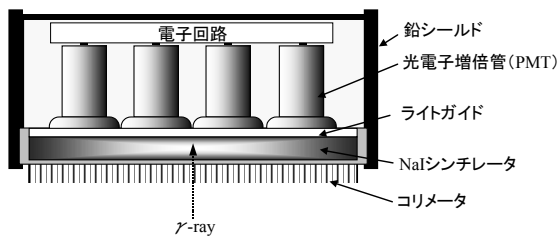


図 4.2-2 検出器内部構成

γ線は検出器の前面に取付けられたコリメータによって入射方向が制限され指向性を得ている。コリメータは光学系でいうレンズに相当している。このコリメータの穴径と隔壁の厚さを変えることによって、検出できるγ線エネルギーや検出器の分解能と感度のバランスが決定できる。材質は鉛、あるいは、タングステンが用いられている。コリメータには、使用する核種のエネルギーに応じて適したものを選択でき、通常160keV以下の低エネルギー用(^{99m}Tc , ^{201}Tl など)と160~300keV程度の中エネルギー用(^{67}Ga , ^{111}In など)が多く使用されている。低エネルギー用コリメータでは診断目的に応じて汎用形、高分解能形、超高分解能形および高感度型パラレルホールコリメータが用意されている。一般にコリメータは分解能が高くなるほど感度は低くなる特性を持つ。ほかにスラントホールコリメータや、ファンビームコリメータが用意されている。中エネルギー用コリメータでは汎用形や、高分解能形のパラレルホールコリメータが用意されている。また、 ^{131}I を使用する場合の高エネルギー用コリメータも用意されている(図4.2-3参照)

検出器全体は遮光されており、側面にはγ線が入射しないような鉛シールドがなされている。

コリメートされたγ線はヨウ化ナトリウム(NaI(Tl))シンチレータで420nmにピークを持つ光に変換される。シンチレータは平板状の単結晶が用いられ、標準では9.5mm厚のものが使用されている(後から述べるようにポジトロンイメージングができるような装置は、シンチレータを厚くしている)。これに約50~90本の光電子増倍管(photomultiplier tube: PMT)が最密に並べられ、シンチレータからの発光を電気信号へと変換している。シンチレータとPMTの間には光を導くライトガイドが挿入されている(無いものも存在する)。またPMTは磁場の影響によるゲインの変動があるので、μ(ミュー)メタルと呼ばれる金属板でシールドされている。

PMTの信号は発光点に近い位置にある場合は強く、

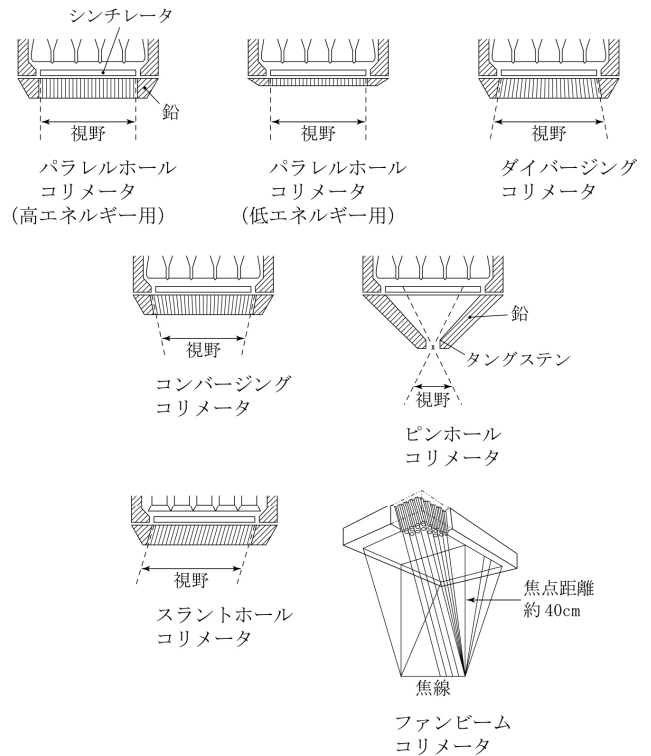


図 4.2-3 コリメータの種類

離れるのに従って弱くなるので、これをPMTの場所に応じて線形に変化するような抵抗素子で重み付けしておき、電気的な重心を求めることによってアナログ的にγ線の入射位置(X, Y)が計算できる。これを抵抗マトリックス回路とよんでいる。しかし、この原理では実際のγ線入射位置と求められた重心位置との関係は完全な線形関係にならず、直線歪みを生じさせることになる。これが画像の不均一性をもたらす最大の原因となる。よって、求められた位置信号は、直線性補正回路に導かれ、この補正がリアルタイムで行われる。一方、PMTからの出力信号の大きさは入射したγ線エネルギーに比例する。これをエネルギー(Z)信号とよんでいる。よって電氣的に特定の範囲に入った信号だけを通過させるような波高弁別を行うことによって、複数のエネルギーピークから特定のエネルギーのγ線のみを収集できる。これをエネルギーウィンドウと呼んでいる。また、散乱線を除去することにもなる。通常、 Tc-99m の場合、その光電ピークを中心に15~20%幅でエネルギーウィンドウを設けて収集している。エネルギー信号に関しても、場所ごとに変動があり補正を行う必要がある。これらの補正機構に関しては4.2.2項で説明する。

以上の計算で得られたX, Y信号を使って直接、マイクロドットイメージャやCRTに直接表示するタイプの装置をアナログ型、このアナログ信号をデジタル信号に変換して収集メモリに蓄積し、コンピュータ処

理によって画像表示する方式をデジタル型と呼んでいる。しかし、最近の装置は PMT からの出力信号をすぐにデジタル変換し、高速演算素子によって重心計算を行なう方法が主流となっている。これは従来のデジタル型装置と区別するためにフルデジタル型と呼んでいる。フルデジタル型では、位置演算を構成する抵抗素子などのアナログ回路が必要でなくなるので、熱などによる信号の変動が小さくなり、結果としてカメラの安定性の向上に寄与している。

(2) ガントリーおよびベッド

ガントリーは検出器を支える部分である。最近のガンマカメラは、複数の検出器を搭載しこれを検査に応じて自由に配置できるような機能が備わっている。さまざまな検出器配置とスキャンの例を図4.2-4に示す。



上：心筋 SPECT 収集、下：全身スキャン収集

図 4.2-4 柔軟な検出器配置

SPECT 収集時には、検出器の回転軌道をあらかじめ記憶させておく機構などが備わっており、ガントリー、ベッドと連動して最も患者に近接して SPECT 測定ができるようになっている。一方、全身スキャンは、頭部から足先までの全身の放射性医薬品の分布を一つの画像に表すために開発され、基本的には寝台に横たわった被検者の体軸に沿って検出器が相対的に一定速で移動することによって連続した全身画像を得る。

被検者と検出器の相対的な移動を実現するために以下の2種類の方法が実用化されている。

- 1) 被検者は固定。検出器部あるいは検出器を搭載したガントリー自体が移動する。
- 2) 検出器の位置は固定。被検者を乗せた寝台天板が移動する。

いずれの方式でも、移動機構部(例えばガントリー移動モータシャフト、天板送りベルトドライブ等)にその移動量を測定するセンサ(主にエンコーダ)が取り付けられ、その出力信号は、検出器から出力された画像信号をシフトさせる回路に接続されている。

画像シフト回路では、画像信号のうち体軸方向の位置信号をセンサで測定された移動量に相当するピクセル数だけ加算または減算してシフトさせる。一般的にはこの処理をガンマ線一つ一つの画像信号(イベント信号)に対して行っている。その処理された画像信号(イベント信号)を画像メモリに集積することによって、体軸方向に長い視野を持つ検出器が等価的に構成される。全身スキャンの基本的な回路構成を図4.2-5に示す。

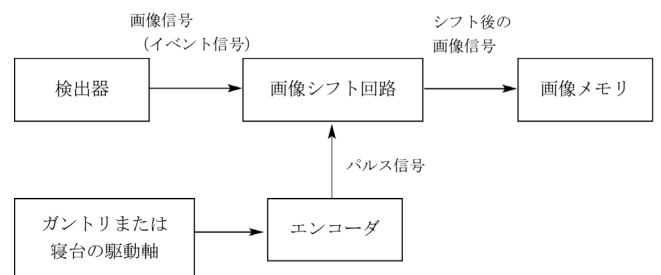


図 4.2-5 全身スキャンの回路構成ブロック図

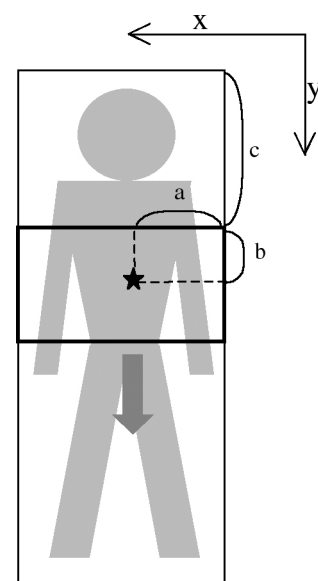


図 4.2-6 全身スキャン時の移動処理

図4.2-6のホールボディ画像では検出器が上から下に移動するとする。初期状態から検出器がcだけ移動したときの画像信号の位置情報(a, b)は次のように変換される。

$$\begin{aligned} X &= a \\ y &= b + c \end{aligned}$$

近年、全身 SPECT 測定が行えるような装置も登場している。すなわち、SPECT 測定をしてからベッドを検出器の視野だけ自動で先送りし、再び SPECT 測定を自動で行う収集方法である。新しい試みとして検出器の回転部分が X 線 CT で使用されるようなスリッピング機構を採用して連続回転できる装置も登場した。このように SPECT 測定や全身スキャンでは機械的な回転・移動がともなうために、種々の安全機構が装備されている。これについては4.2.4項で説明する。

ガントリ上部には、入射γ線を輝点によってリアルタイム表示するモニタが装備されている。検出器・ベッドの位置情報やさまざまな警告情報なども表示される。検出器やガントリ自身を移動させるハンドコントローラも付属しており、ガントリ内部に格納されている制御回路に信号を送っている。

最近、収集用の電子回路もこのガントリ内に格納されるようになり、以前のような専用の収納ラックが必要でないか、あるいは小型化された。これは回路の高集積化によるものであるが、データ処理部が高性能のワークステーションに置き換わり、以前のような専用回路を必要としなくなったのも一因である。

(3) データ収集コンソールおよびデータ処理コンソール

データ収集を制御するコンソールと解析などの後処理をするコンソールとに分けられる。収集コンソールは、患者情報や収集条件の入力を行ったり、エネルギーウィンドウの設定やスペクトルの収集などを行う。データ処理コンソールは、各種フィルタ処理や画像表示、臨床解析プログラム、および、画像の保存管理などを行う。しかし、最近ではこれら両者が一体化されたシステムも存在しており、またネットワーク接続で独立コンソールを追加すれば両者を区別なく使用できる装置もあるので、特に区別する意義は薄くなってきている。

図4.2-7にワークステーションを用いたデータ処理装置の外観を示す。ハードウェアとしては、高性能なワークステーションやパーソナルコンピュータを利用している装置が多くなり、ユーザインターフェースとしてマルチウィンドウやマウスでの操作が普通

となっている。ネットワーク接続も容易となり、院内の画像サーバへの転送や、検査のオーダーなどが自動で管理できるシステムが構築できるようになった。また、電話回線などの利用によりオンラインのメンテナンスも可能となった。これは核医学装置には限らないことであるが、コンピュータ技術の発達が装置のあり方に影響を与えているといえる。



図 4.2-7 ワークステーションを用いたデータ処理装置

4.2.2 補正方法および補正機構

ガンマカメラには性能を維持するための種々の補正機構が装備されている。ガンマカメラの実用化は、この補正技術にあるといっても過言ではない。これを以下に説明する。

(1) 直線性補正

Anger 方式の位置演算では、γ線の入射位置と電圧との関係は完全な線形関係にはならない。この非線形性が直線歪みを引き起こし、結果として画像の不均一をもたらす最大の要因となる。これを補正するには、Muehllehner ら^④によって考案された直線性補正機構が用いられる。あらかじめ鉛製の直線スリットパターンを用いて、X 方向と Y 方向の歪みを各画素ごとに測定し、この歪み量をメモリに格納しておいて1イベントごとにリアルタイムで補正するものである。この概念図を図4.2-8に示す。歪みベクトルは128×128、あるいは256×256マトリックスの精度で求めておき、これより細かい精度の補正に関しては2次元補間により真の補正ベクトルを計算できるようになっている。また、γ線のエネルギーによって画像の大きさが微妙に変化する場合もあるので、この直線性補正によってこの違いを吸収している。

(2) エネルギー補正

エネルギー補正は、NaI(Tl)シンチレータからの光量や PMT の光電面の不均一などがもたらすエネルギー

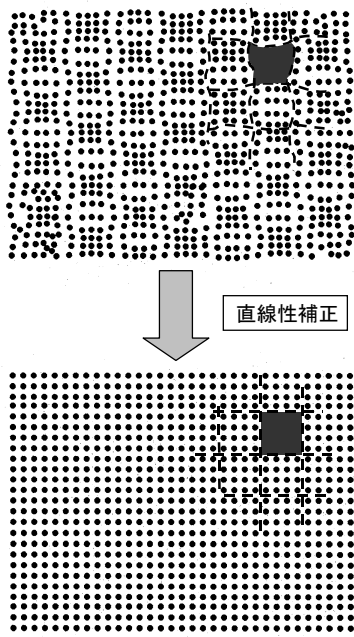


図 4.2-8 直線性歪みの補正の概念

スペクトルのピークのばらつきを補正するものである。これはエネルギースペクトルを数 keV 単位で測定し、各画素でのピークのずれをあらかじめ求めておき、イベントごとにリアルタイムで補正するものである。これを図4.2-9に示す^③。エネルギーピークをずらしてもよいが、逆にエネルギーウィンドウをイベントに応じてずらしてもよい。エネルギー補正用の補正係数を測定するための、X、Y 方向以外にエネルギー方向にデータ収集できる機構が装備されている。

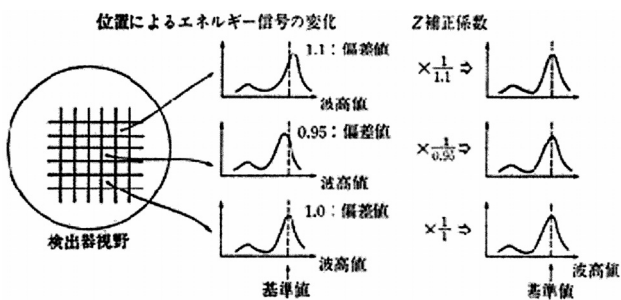


図 4.2-9 エネルギー補正の概念図

(3) 均一性補正

均一性補正は直線性補正、エネルギー補正をかけた状態で線源を照射し、画素ごとのカウントが均一になるようにデジタル処理を行うものである。補正係数は検出器中央部の平均カウントを算出し、その平均値からのずれ量で表される。この場合、コリメータを外した

状態で補正データをとる場合と、装着したままでとる場合とがある。コリメータを付けまま補正すれば、コリメータの製造工程での不均一も同時に補正できる。この場合は面線源を使う必要がある。補正回路は、一定時間のカウントをためて補正係数をリアルタイムでかける方法もあるが、収集し終わってからソフトウェアで補正することも可能である。

(4) 光電子増倍管のゲイン補正

PMT の感度は個々に異なり、また経時変化を伴う。上記の各種補正係数は、PMT のゲインが変動することによってそのマッチングが崩れ、結果として画像歪みや感度不均一を引き起こすことになる。PMT のゲインは印加する電圧に依存し、高くするとゲインは上昇し、逆に低くするとゲインは下降する。よって PMT のゲインを測定し、その情報をフィードバックすることによって印加電圧を制御すれば、ゲインを一定に保つことができる。これを図4.2-10に示す^④。一般に基準線源を用いる方法と、発光ダイオード(LED)を用いる方法とがある。経時変化が合った場合、この機構によってゲインを、初期状態に戻すことができる。標準線源を用いる方法は、不変のγ線エネルギーを用いて校正するので信頼度が高いが、調整のたびに線源を用意する必要がある。通常、Tc-99m か Co-57が用いられる。

一方、検出器内部に基準光源として発光ダイオード(LED)を組み込み、定期的に点滅させることによってゲイン調整を行う方式もある。この方法の利点は基準線源を必要とせず、検査のないときに自動的に行うような仕組みにできることである。よってユーザは特にゲイン変動を気にしなくても常に一定の状態を保つことが可能である。しかし、LED の光量の変動や、あるいはそれ自身の経時変化があった場合は、正確な調整はできないことになるので注意を要する。

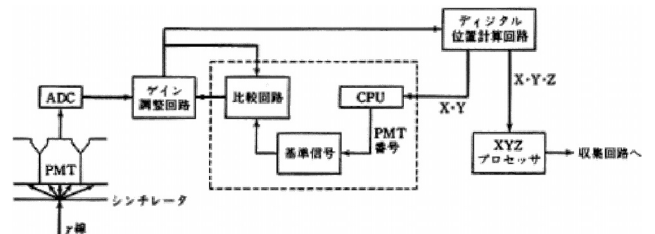


図 4.2-10 PMT ゲイン自動補正の概念図

4.2.3 性能評価

ガンマカメラの基本性能の中で特に画質に影響を及ぼす項目として、有効視野内の空間分解能、均一性、直線性などがあり、これらは一定の手順に従って測定することを規定されている。

この規定として、米国電気機器工業会(NEMA)規格、日本画像医療システム工業会(JESRA)規格、日本アイソトープ協会の勧告、および、国際電気標準会議(IEC)規格などがある⁽⁵⁻⁹⁾。これらの規格は修正が入る場合があるために規格を確認するときは、発行年を確認されたい。ここでは、プラナ測定法によるカメラの基本性能の評価項目の概略の説明を行う。

(1) 基本性能評価

(1.1) 空間分解能

コリメータを装着しない状態で測定する場合は固有空間分解能と呼ぶ。シンチレータ面上に X または Y 方向に細いスリットパターンがある鉛板を付けて γ 線を照射すると線状の画像が得られ、その半値幅を求める。また、鉛製バーパターンを用いて画像を目視にて確認する簡便方法も良く用いられる。これを図4.2-11に示す

コリメータを装着したまま測定する場合は総合空間分解能と呼ぶ。コリメータ表面から10cm の位置に X または Y 方向に線状線源を置き、得られた画像の半値幅を求める。散乱対の有無およびコリメータの種類によって値は異なるので性能を比較する場合は注意を要する。

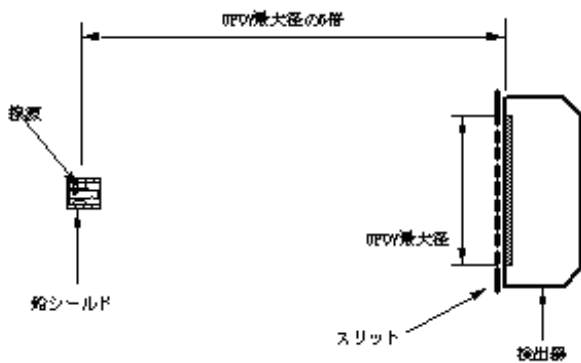


図 4.2-11 固有空間分解能測定の際の線源位置

(1.2) 均一性

コリメータを装着しない状態で測定する場合は固有均一性と呼び、シンチレータ面から有効視野の5倍以上離れた位置に点線源を置いて一様に照射し、得られた画像の不均一性を測定する。

コリメータを装着する場合には固有均一性とよび、コリメータ表面から10cm の位置に面状線源を置いて測定する。

(1.3) 直線性

通常は固有分解能を意味し、コリメータを装着しない状態で測定する。固有空間分解能の測定時に得られ

たスリットパターンの画像より測定できる。また、鉛製格子状直線性パターンを用いて画像を目視にて確認する簡便法も用いられる。

(1.4) エネルギー分解能

コリメータを装着しない状態でエネルギースペクトルを測定し、光電ピークの FWHM(full width at half maximum)を求める。

(1.5) 計数率特性

20%ウィンドウにおける最高計数率を測定する方法と、計数損失が20%となる計数率を測定する方法とがある。最高計数率の値が高くても前述の分解能、均一性および直線性が劣化するようであれば無意味であるので、これを評価するために、空間分解能および均一性に関して、通常の低計数率時の測定に加えて75kcps 時の測定も行われる。

一般的にこれらの収集条件としては一般の臨床条件に合わせた計数率特性、線源、ウィンド設定を用いる。

4.2.4 安全性と保守管理

(1) 安全機構

ガンマカメラを用いた検査では、通常患者に対して非接触か、接触しても圧迫を加えたりすることはほとんどない。しかし、検出器およびスタンドの移動・回転などの動きが多様であり、不慮の事故を未然に防止するため、複数個の緊急停止ボタンを配置している。また、各コリメータ表面にタッチセンサを取り付け、検出器が動作中に患者に触れた場合にはその動きを即座に停止する安全機構が装備されている。最近では、赤外線のコリメータ表面に平行に走査し、患者からの距離を一定に保つような機構を装備し、安全性を確保している装置もある。

(2) 設置条件

NaI シンチレータは急激な温度変化に対して弱いため、使用温度範囲や温度変化に対して大幅な制限がある。また、データ処理装置は素子からの発熱が多く、別途、冷却が必要となる装置もある。また温度のみならず湿度、特に結露に注意をする必要がある。カメラ、および、データ処理装置の設置環境は、一般に以下の条件を満たす必要がある。

- 温度：18～28℃ (機種によって異なる)
- 温度変化：3.3℃/時間以内 (検出器付近)
- 湿度：35～70% (結露の無いこと)

(3) 保守管理

装置の安全面から画質に至るまですべての性能を常に良い状態に維持する必要がある。そのためには各

施設において日常的に性能管理が行われることが望ましい。患者および使用者の安全を確保するための保守点検基準として、日本画像医療システム工業会規格 JESRA X-71「ガンマカメラの安全性の保守点検基準」がある。検出器およびガントリ・ベッドの移動・回転などを行ったときに動きに異常がないかなどの点検が必要である。また、動作中に緊急停止ボタン、またはタッチセンサを機能させたときにただちに停止するかをどうかを確認する必要がある。このほかに、コリメータが検出器やコリメータカートに確実に固定できるかの点検も重要である。

画質などの性能を維持するための保守点検基準として、JESRA X-67「ガンマカメラ検出器部性能の保守点検基準」がある。性能評価の項で述べたように、この中で使用者側が固有均一性、または総合均一性を定期的に測定することが特に重要である。もし、許容範囲を超えていたら、PMT 感度調整や均一性補正データを測定して補正係数を修正する必要がある。それでも画質が改善されないときは、サービス技術者に依頼する。性能維持のためにメーカーのサービス技術者による定期的な点検が望ましい。

4.2.5 新しい技術

(1) ガンマカメラによるポジトロンイメージング

最近、ガンマカメラによってポジトロンイメージングを行える、装置が販売されている。ガンマカメラによるポジトロンイメージングの方法として2種類ある。1つは511keV まで測定できるようにした超高エネルギーコリメータによる方法である。この方法は、普通のコリメータと同じ要領で手軽に利用できるという利点がある。しかし、511keV の γ 線を遮断するために隔壁を約3mmと厚くする必要があり、コリメータを使っている限り感度も分解能も悪い。また、コリメータ重量も100kg を超えるものもあり取り扱いが大変である。

もう1つの方法として開発されているのは、PET 専用機と同様に同時計数回路を搭載し、コインシデンスを取れるようにしたものである。同時計数回路に関しては4.4.1項(2)で説明する。この場合は、通常のコリメータの代わりにスライス方向のみを区切ったスライスコリメータを使う場合(2次元収集)と、全く何も使用しない場合(3次元収集)とがある。これはPET 専用機で行われている手法の転用であり、それぞれ特徴は4.4.4項で説明する。感度は511keV コリメータ方式に比べて飛躍的に向上する。

また、カメラをポジトロン計測に使用する場合は、シンチレータを15mm～25mm程度に厚くして感度を高める工夫をしている。シンチレータを厚くすることに

よってシングルフォトン計測の時の空間分解能は若干、落ちる。カメラタイプでは、体軸方向の視野は約40cmであり、PET 専用機の約2倍である。この点は全身スキャンを行う場合において有利となる。しかし、依然、PET 専用機に比べて感度は低いので、感度向上が今後の技術課題である。

(2) 外部線源による SPECT 吸収補正

γ 線は光電効果などの相互作用により、その一部が体内で吸収されてしまうので、この影響を補正する必要がある。吸収の割合は物質の線減弱係数によって決まるので、外部線源を用いたトランスミッション測定によって線減弱吸収マップを求めれば補正は可能となる。外部線源に用いられる核種として望ましい条件は、1)比較的、入手しやすい、2)放出エネルギーが使用するトレーサ核種のエネルギーに近い、3)半減期が長くランニングコストが安いこと、などがあげられる。装置によっては放射線源の代わりにX線発生器を使用している装置もある。線源の形状やその機構はいろいろな構成がある。代表的な構造を図4.2-12に示す。

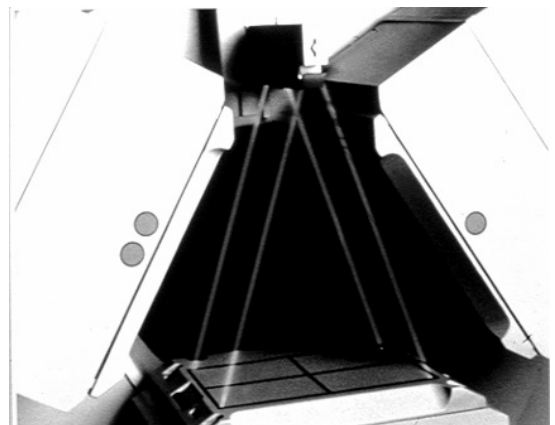


図4.2-12 外部線源を用いた吸収補正機構の一例

しかし、SPECT では透過画像が得られたとしても、解析的な計算によって補正を行なうことはできないので、逐次近似法の一種である最大推定期待値最大化(maximum likelihood - expectation maximization: ML-EM)法によって計算をしている。すなわち、TCT 測定によって求められた線減弱係数を使って、ML-EM法の検出確率に組み込むことによって可能となる。従来なら逐次計算を必要とするために計算速度が遅くて臨床では使用は困難であったが、ML-EM法の高速度版である OS-EM(ordered subset - maximum likelihood)法の登場によって臨床への利用が期待できる状況になってきた。また、最近のコンピュータの高速化によってパーソナルコンピュータでも簡単に

計算できるようになってきた⁽¹⁰⁾。

(3) 半導体検出器

近年、CdZnTe 化合物半導体を用いた216×216mmの有効視野を持つカメラが開発された。現在、半導体検出器として有力視されている素子は、CdZnTeの他に、CdTeがある⁽¹¹⁾。どちらも室温で使用可能な化合物半導体である。シンチレーションカメラでは、 γ 線→光→電気信号というような間接変換であったが、半導体検出器では γ 線→電気信号というように直接変換による検出ができる。期待される性質は、1)エネルギー分解能が高い、2)高計数率特性、3)固有分解能の向上、などである。また検出器が小型化されるので、全体的に軽量化ができる。実用化の課題として、コストと経時変化の問題である。現在のガンマカメラはフルデジタル型といえども、シンチレータの発光からPMTの信号出力まではアナログである。半導体検出器になって初めて真のデジタル化が可能になるといえる。

<参考文献>

- (1) Anger HO : Scintillation camera. Rev Sci Instrum Vol. 29, 27, 1958
- (2) Muehllehner G : Single photon imaging. IAEA SM 247: 202, 1980
- (3) 熊野信雄 : ガンマカメラによるラジオアイソトープ画像. Radioisotopes, 33巻: 908-915, 1984
- (4) 立入弘, 稲邑清也監修 : 診療放射線技術 下巻 南江堂
- (5) National Electrical Manufacturers Association: Performance Measurements of Scintillation Camera NEMA standards Publication No. NU1 - 1994, 1994
- (6) 日本画像医療システム工業会: JESRA X-51*A-1997 ガンマカメラの性能測定法と表示法, 1997
- (7) 日本アイソトープ協会医学・薬学部核医学イメージング規格化専門委員会 : SPECT 装置の回転軸ずれおよびイメージサイズ変動に関する日常試験, RADIOISOTOPES, 39, 53-59, 1990
- (8) 日本アイソトープ協会医学・薬学部核医学イメージング規格化専門委員会 : Single Photon Emission Computed Tomography 装置の性能試験条件, RADIOISOTOPES, 33巻, 162-169, 1984
- (9) International Electrotechnical Commission : Radionuclide imaging devices - Characteristics and test conditions - Part2: Single photon emission computed tomographs IEC61675-2, 1998
- (10) 横井孝司 : 最大推定期待値最大化アルゴリズムによる画像再構成法の構築, 核医学技術, 20 331-340, 2000
- (11) 中村信之 : 核医学における半導体検出器の技術動向. Med Imag Tech, Vol.18, 3-8, 2000

4.3 SPECT 専用装置

SPECT 専用装置は、ガンマカメラタイプのもの、リング型検出器タイプのもが存在する。ガンマカメラタイプのもは、3検出器、4検出器タイプのもが開発されており、SPECT 測定のみを想定しているのでそれぞれの検出器の視野は比較的小さい(40×25 cm程度)。このような SPECT 専用装置は、放出される γ 線を効率よく検出できるので、総合感度が高く、ダイナミック SPECT などの高速収集が可能となる。従来は頭部専用装置であることが多かったが、最近は心臓などの体幹部の SPECT 検査まで行えるようにした装置が多い。これを図4.3-1に示す。ガンマカメラタイプの SPECT 専用装置の構成は、4.2章で説明した汎用型ガンマカメラと同じであるので、ここでは省略する。

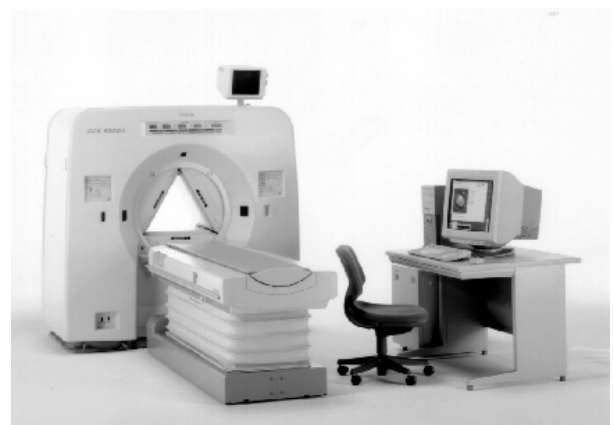


図 4.3-1 ガンマカメラ型 SPECT 専用機の外観

一方、リング型は検出器をリング状に配置しているものである。リング型 SPECT 装置の外観を図4.3-2に示す。検出器のリング径は可変にはできないので、頭部測定専用である (SPECT 有効視野22cm)。シンチレータは、スライス方向に対して連続な棒状の NaI 結晶を用いている。検出器が回転する代わりに、コリメータが回転することによってすべての角度をサンプリングすることができる。これを図4.3-3に示す。すなわち、コリメータの最大振り角を θ とすると、コリメータを180度回転させるだけで、多数配置させた検出器のそれぞれが 2θ の範囲をスキャンすることになる。データ収集は、コリメータが回転するときに発生するコリメータのアドレスと検出器の番号で決定されるマトリックスの一点にデータが格納される。このマトリックス状の各ポイントのデータを、あらかじめ計算によって求められているテーブルに従い、サイングラムへと変換する。しかし、このサイングラムは直線方向のサンプリング間隔が等間隔ではないので、

あらかじめ計算された距離のテーブルに従い、等間隔に線形補間される。収集回路やデータコンソールなどはガンマカメラと同様であるので、ここでは省略する。



図 4.3-2 リング型 SPECT 装置の概観

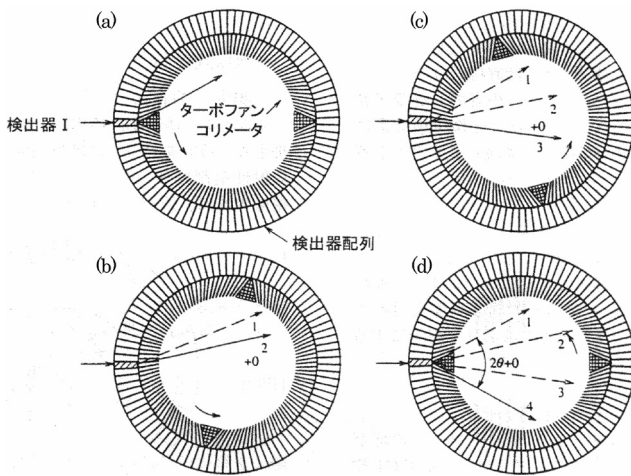


図 4.3-3 リング型 SPECT 装置のコリメータ

4.4 PET

患者に投与されたポジトロン標識薬剤（あるいは化合物）から放出された陽電子は近傍の自由電子と結合すると消滅する。この際、2本の511keVの消滅ガンマ線を180°反対方向に放射する。この2本のガンマ線を対向した検出器で同時計数すれば、2本の消滅ガンマ線の入射方向を電氣的に決定することができ、さらに、X線CT（以下、CT）と同様な画像再構成手法を用いることによって、ポジトロン標識薬剤の体内分布を断層像として得ることができる。これがPETの基本原則で、機械的なコリメータを使用するSPECTとの本質的な違いである。この様子を図4.4-1に示す。

ポジトロン核種の医学応用は古くからなされているが、現在のPETの原形というべき装置は、1962年に Rankowitz らが32個の NaI(Tl)シンチレータとPMTを用いた、直径400mmのリング型装置にはじまる^①。これは1スライスの装置であった。PET装置の開発の歴史は、これをどのように多スライス化、高分解能化していったかという歴史であり、性能的にもコスト的にも実用レベルのものに進歩していった。

PET市場では、2002年4月にF-18（半減期110分）で標識したFDG（グルコースの類似体）によるがん診断等が一部保険適用となった。また、ポジトロン核種は半減期が短く、臨床病院で用いるにはサイクロトロンと薬剤合成装置を購入し、薬剤を自前で合成する必要があったが、2005年半ばより、FDGが供給販売されるようになった。これらによって、PET市場は急成長し、国内で約250台が稼働するまでになった（2005年12月現在）。

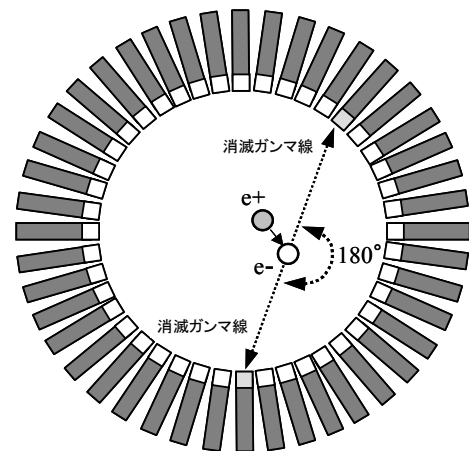


図 4.4-1 PET の基本原理

4.4.1 構成

PET 装置は検出器、およびこれを円周上に配列しこれを保持するガントリ部、ベッド、電子回路、データ処理部などで構成される。PET 装置の外観例を図 4.4-2 に示す^②。以下にこれらの構成要素を説明する。



図 4.4-2 PET 装置の外観

(1) 検出器部

PET では消滅ガンマ線の511keV のエネルギーに対して高い検出効率を有することが要求される。これは装置の空間分解能が検出器の大きさに、感度が検出効率の2乗に比例するためである。また同時計数を精度良く行うために高い時間分解能も要求される。これまで、主に BGO(Bi₄Ge₃O₁₂)結晶がシンチレータとして用いられてきたが、最近では、GSO(Gd₂SiO₅)や LSO(Lu₂SiO₅)なども製品に用いられるようになってきた。GSO や LSO は、BGO に比べると Stopping Power (ガンマ線を受け止める能力) が若干劣るが、発光量が多く、また、発光減衰時間が短い。これらの特長は、高分解能や高計数率特性を実現するのに適している。

PET に用いられている小型検出器の例を図4.4-3 に示す^③。PMT として2本が1つのチューブに封入されたものを2本用い、これに短冊状の GSO シンチレータを平面方向に9個、体軸方向に10個、計90個付加している。このようなタイプをブロック型検出器と呼んでいる。これを1つの検出器ユニットとし円周上に配置している。また体軸方向にも積み重ねることによって体軸方向の視野を大きくとることができる。一般的に、体軸方向の視野は15~25cm程度であり、スライス間隔は3~4mm前後としている。

位置検出の原理は装置によって多少違うが、一般には、シンチレータの発光場所に依じてそれぞれの PMT に到達する光量が変わるように設計しており、発光場所が位置演算で求められる。シンチレータ内で

発生した光を適切に分散させる手法としては、シンチレータに深さの違う切れ込みを入れたり、反射フィルムなどで光量を調整する方式のものがある。位置検出したのちに、位置補正、エネルギー補正を行う。

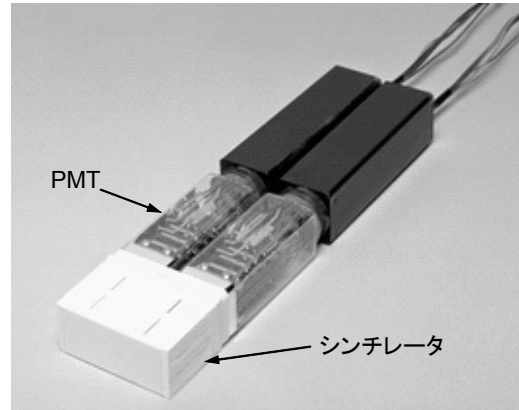


図 4.4-3 PET で使われている検出器ユニットの例

(2) 同時計数回路、およびメモリ部

同時計数回路は多数の小型検出器の出力信号から、一定時間のタイムウィンドウに入ったペアを見つけ出し、これを2つの消滅ガンマ線による同時計数であると判断する回路で、電子回路的には単なる AND 回路である。しかし、すべての信号を対象にして AND 回路を構成することは複雑になり、また処理時間もかかることになる。そこで、回路を適当な数に抑えるためにあらかじめ検出器をグループ化する場合が多い(グルーピング)。すなわち、まずグループごとに同時計数を取り、グループが確定したら次にグループ内のどの PMT のどのシンチレータに入射したのかを決定するのである。また、隣り合ったグループ同士による不要な同時計数は取らないようにしている。

また偶発同時計数を補正するために、遅延同時計数を計測する回路を設けることが多い。偶発同時計数は、2箇所ですべて同時に発生した2対の消滅ガンマ線のそれぞれ片方のみが検出器に入り、間違っても1対の消滅ガンマ線ペアと認識されてしまうものである。偶発同時計数は、放射能濃度や分布が変化しない短い時間内では確率的に一定の比率で含まれることから、遅延回路を用いて得られた同時計数を差し引くことによって補正することができる。一方、PMT 等の不感時間にまつわる計数損失を補正する回路も装備されている。これに対する補正は、放射能濃度が時間とともに減衰していくプールファントムをダイナミック測定(多数点測定)し、高計数率部分の飽和特性を求めておき、収集時に理想的な線形な特性になるように、補正係数を乗じることによって行われる。どちらも、放射能濃度

が高くなると、その影響が大きくなる。このような補正回路を経てメモリに書き込まれる。半減期補正が同時に行える装置もある。

(3) ガントリ・ベッド

最近の PET 装置はベッドを自動で送り、全身の断層像を測定することができる。これは FDG を使った腫瘍検査に威力を発揮する。PET のガントリ部分で可動部分は、ガンマカメラと比べて少なく、吸収補正用線源（あるいは校正用線源）くらいである。これらの補正用線源はガントリ内をトンネルに沿って回転するが、一般には外部から見えない配置となっている。通常、線源を使用しない場合は、鉛やタングステンの容器に格納してあり、補正データ収集時には自動でガンマ線が照射できる状態に用意された後、回転しながら補正データを収集する。収集が終われば自動的に、遮へい容器に格納される。

(4) データ処理装置

データ処理装置はガンマカメラと同様であり、高速ワークステーションの利用が進んでいる。これに関しては省略するので、4.2.1項(3)を参照していただきたい。

4.4.2 性能評価

PET 装置の性能として基本的なものに、空間分解能、感度、計数率特性、散乱フラクションがある。そのほかにも、画像の均一性、吸収散乱補正の精度、部分容積効果の評価などが項目としてあげられることがある。

(1) 空間分解能

空間分解能は、近接した小さい被写体をどの程度別々に認識できるか、を示す指標である。画像平面内での空間分解能と体軸方向空間分解能がある。

空間分解能は内径1mm 以下、外径2mm 以下のガラス管に入れた少量の放射能からなる点線源を、体軸方向の視野中心と、視野中心から視野の1/4の位置視野内で、断面内視野中心から垂直方向に1cm の位置と、垂直方向に10cm の位置、水平方向に10cm の位置の合計6点に順次配置し、一定時間収集した後、画像再構成を行い、その広がり半値幅で評価される。現在、市販されている PET 装置では、半値幅で3mmから6mm 程度が得られている。

(2) 感 度

感度は与えられた放射能の強度に対して1秒ごとに計数される割合である。計数するためにはポジトロン

が消滅する必要があるが、そのためにはある程度吸収のある材料で囲う必要があり正確な測定ができない。そこで、囲いを変化させながら測定した値から、囲いの無い状態の真の感度を外挿して求める。

測定は、70cm のプラスチックチューブに十分薄い線源を封入し、これを70cm のアルミ管に通して視野中心に配置して行う。この線源に径の異なるアルミ管を5重になるまで重ねながら測定を繰り返し、得られた結果から、外挿して求めたアルミ管の無い状態での単位放射能当たりの計数率を感度とする。現在の標準的な PET 装置の感度は、3次元収集で4cps/kBq から20cps/kBq 程度である。

(3) 計数率特性

どの程度高い放射エネルギーまで正確に測定する能力があるかの指標となるのが計数率特性である。高い濃度のポジトロン線源を視野内に配置し、減衰して低い濃度になるまで連続的に多数点の測定をして求める。

20cm 径で70cm の長さのポリエチレン製のファントムの中心から45mm ずらして開けられた穴に、十分に高い放射能を封入したプラスチックチューブを入れてベッドにのせ、ファントムが視野中心に位置するように設置する。計数が飽和している状態から、十分減衰するまで測定を行い、各放射能濃度での計数値を求める。得られた計数から真の同時計数と雑音等価計数の最大値とその時の放射能濃度を求める。真の同時計数の最大値は100kcps から500kcps 程度である。計数率特性は検出器や回路の不感時間によるが、検出器径や体軸方向視野幅などの幾何学的要因にも影響される。

PET 装置の計数率特性は複雑な要因に影響されるため計数損失の補正も単純ではない。特に被検体の形状、中でも大きさに影響されるために、計数損失の補正も、複数の形状に対して評価する必要がある。

(4) 散乱フラクション

散乱フラクションは、偶発同時計数がない状態での全計数に対する散乱同時計数の割合である。測定は、計数率特性と同時に計数率特性のデータのうち、十分に計数率の下がった最後のデータを使用する。データのサイノグラムのうち、線源を中心とした40mm の範囲のみに真の同時計数があるとして裾野部分を散乱線計数とみなし、全計数に対する散乱線計数の割合を散乱線フラクションとする。

現在の装置の散乱フラクションは2次元収集で10%程度、3次元収集で40%程度である。

4.4.3 関連装置

(1) 小型サイクロトロン

PET の臨床応用で用いられる放射性核種の半減期は非常に短い。サイクロトロンは円形の荷電粒子加速器である。中心部に配置されたイオン源でイオン粒子を生成し、共振器とディーと呼ばれる電極で加速する。イオン粒子は真空排気されたサイクロトロン内を、らせん軌道を描いて加速される。電磁石は遠心力によりイオン粒子が飛び出さないように、閉じこめる働きをする。最大半径に達したイオン粒子はディフレクタまたはストッパーフォイルにより偏向され、直線軌道に移り、ターゲット部に打ち込まれる。打ち込まれた粒子は、ターゲット部内の標的物質に衝突し核反応を起こす。その結果、ポジトロン放出核種が生成される。

イオン源で生成されるイオン粒子には陽イオンと負イオンとがあるが、負イオンが主流となっている。また最近では径を小さくするために超伝導磁石を用いたサイクロトロンが開発されている。制御はコンピュータによるものが一般的となっている。最近は自己シールドタイプのものが開発され、周囲の遮蔽を簡素化できるようになってきた。

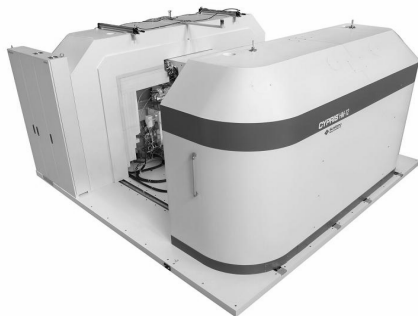


図 4.4-4 小型サイクロトロンの外観

(2) 自動合成装置

ターゲット部内で生成したポジトロン放出核種は、被検者に投与できる標識化合物に合成する。ポジトロン放出核種は半減期が短いため、この合成も施設内で行う必要がある。この作業を自動的に行う装置が自動合成装置である。

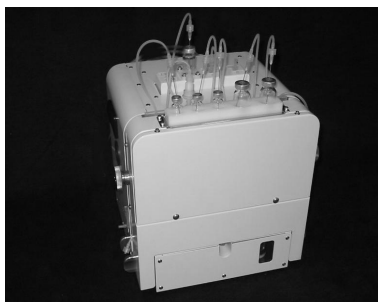


図 4.4-5 自動合成装置の外観

(3) 自動投与装置

自動合成装置でバイアルに分注された複数人分の薬剤をセットしておき、確保された患者の静脈チューブへつなげば、後は静注を自動的に行える装置で、術者の被ばくを低減するのに有効である。



図 4.4-6 自動投与装置の外観

4.4.4 新しい技術動向

最近の最も大きな技術変化は、PET と CT を一体化した「PET/CT」であるが、これについては4.5章で詳しく述べる。そのほかでは、連続的なベッド送りとともに全身収集を行う「連続全身収集」、3次元収集時にエミッションデータ(E)とトランスミッションデータ(T)を同時に収集する「3次元 E/T 同時収集」が実用化されている。さらには、シンチレータ内の発光場所をより正確に計測し、分解能を高める「DOI(Depth Of Interaction)」, 1対の消滅ガンマ線が検出器に到達する時間差を計測し、画像の S/N を改善する「Time Of Flight」の技術等が実用に供されようとしている。

3次元収集は、セプタを取り外して行う収集で、原理を図4.4-8に示す⁽⁴⁾。PET は本来、同時計数をとることによってフォトン入射方向を電氣的に知るこ

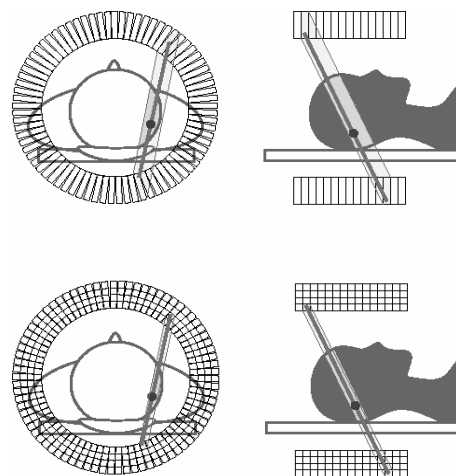


図 4.4-7 NON-DOI 収集 (上段) と DOI 収集 (下段)

とができるが、実際には散乱線が入るために、スライス方向を区切るドーナツ円盤状のセプタを挿入して収集していた。その結果、セプタの幾何学的立体角で許容される同時計数のみしか収集されなかった。これを2次元収集と呼んでいる。しかし、最近のPET装置ではこれを退避する構造を持っており、これによって3次元収集を可能としている。これによって感度が約5～7倍程度に向上する。また、3次元専用機も登場している。

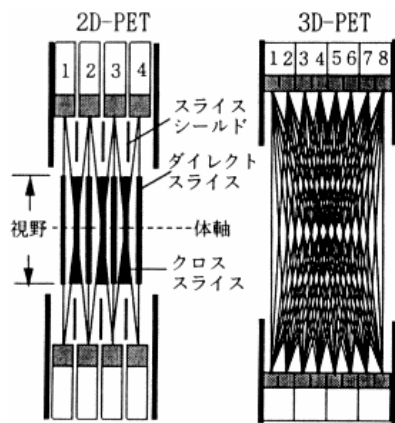


図 4.4-8 2次元収集（左）と3次元収集（右）

<参考文献>

- (1) Rankowitz S, Robertson JS, Higinbotham J : Positron scanner for locating brain tumors. IRE Int Conv Rec, Vol 10, 49-56, 1962
- (2) 田中和己, 北村圭司 他 : 全身用ポジトロン CT 装置 Eminence-B の開発 島津評論 第61巻 第3・4号 Vol.61 No.3・4 (2004)
- (3) 山本誠一, 飯田秀博, 三浦修一, 菅野 巖 : PET 装置用二次元γ線位置検出器の開発. Radioisotope 45巻 229-235,1996
- (4) 鳥塚莞爾編 : クリニカル PET 先端医療技術研究所, 1997

4.5 PET/CT

機能情報に優れた PET と、形態情報に優れた CT の各々の長所を融合した PET/CT が開発され、普及しつつある。PET, CT, 各々は確立された技術であるため、PET/CT のための新しい技術は両者を融合する部分に限定される。具体的には、PET と CT で撮像する位置（高さ）を合わせるためのベッドに関する技術、PET の吸収補正を CT データで行う技術、PET 画像と CT 画像とを重ね合わせる技術、CT による被ばくをできるだけ低減させる技術、等が開発されている⁽¹⁾。

4.5.1 原理

図4.5-1のように、PET と CT を並べて配置し、共通のベッドでそれぞれのデータ収集を行う。図4.5-2はPET/CTを横から見た断面を示す。この図ではPETが手前に配置されているが、CTが手前に配置された装置もある。また、図4.5-2のaの部分は外部線源を搭載した吸収補正機構であるが、装置によってはこの機構をもたず、CTデータで吸収補正を行うものもある。ベッド天板は、患者を乗せて大きく送り出すと体重によってたわみ、PET と CT の画像位置がずれる恐れがある。これを回避するため、PET と CT の間にベッド支えを配置した装置や、ベッドを片持ちにして支柱を移動させていくことで、ベッドにたわみがあってもPET と CT の収集位置にずれが生じないように工夫した装置もある。

図4.5-3は PET 画像と CT 画像の重ね合わせの例であるが、機能画像と形態画像の融合によって、より診断し易い画像が得られるようになった。



図 4.5-1 PET/CT 装置の外観

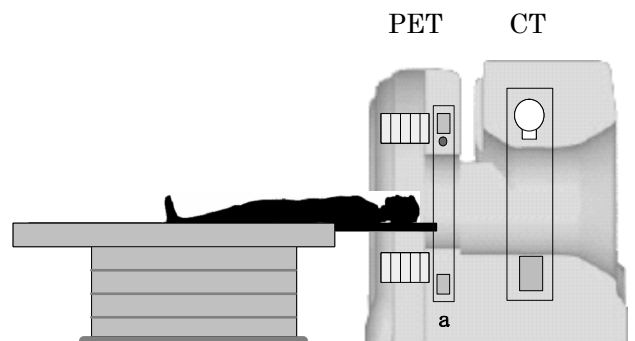


図 4.5-2 PET/CT 装置の内部

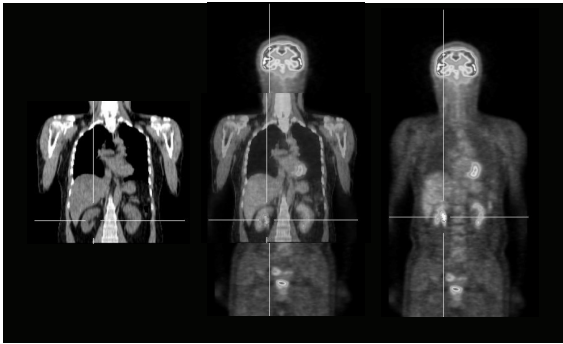


図 4.5-3 PET 画像と CT 画像の重ね合わせ

4.5.2 今後の課題と方向

PET/CT が普及して、次には PET と MRI の画像重ね合わせが期待されており、高磁場で使えるよう、半導体検出器による PET が実用化へ向けて開発されるであろう。また、PET の性能では、高分解能、高感度、高計数率特性について DOI や TOF といった新たな手法が実用化され、性能はさらに向上することは確実である。しかしながら、同時に、データ量および計算時間が増大する等の新たな問題点も出現するため、今後はバランスのとれた装置が求められる。CT 部分については、64スライス以上装置なども搭載されると予想されるが、低被ばくで低ランニングコストの CT あるいは撮像方法が求められる。

<参考文献>

- (1) 井上芳浩, 田中和己, 他: エミッション・トランスミッション3D同時収集機能を装備した新型PET-CTシステムと新たな撮像方法の開発 核医学技術 Vol.25 No.3 2005

4.6 RI レノグラム検査装置

レノグラムは腎選択性の高い標識製剤を静注し、腎において摂取・排泄される標識製剤の経時変化を非観血的に對外計測してグラフに表示し、分腎機能を検査する方法で、1960年に Tubis が標識試薬として ^{131}I -ヒップラインを紹介して以来、 ^{131}I -ヒップラインが腎血流量標識物質として広く使用されてきた。

その後、シンチカメラの普及にとともに、シンチカメラの関心領域を設定し、レノグラム曲線を作成することが行われるようになったが、 ^{131}I に対するシンチカメラの感度が低いため、近年ではシンチカメラを用いたレノグラムには、 $^{99\text{m}}\text{Tc-DTPA}$ 、 $^{99\text{m}}\text{Tc-MAG3}$ を用い、シンチグラフィ撮影と同時にレノグラム曲線を作成することが広く行われ、 ^{131}I -ヒップラインによるレノグラム曲線の作成は、主としてレノグラム検

査装置で行われている。

4.6.1 原理

レノグラム測定は2つのシンチレーション検出器前面にコリメータを装着し、これをそれぞれ左右の腎に指向させ、 ^{131}I -ヒップライン等腎選択性の高い標識製剤を人体に静注し、腎において摂取排泄される標識製剤から放射されるガンマ線を検出し、その放射線量の変化をグラフに表示することによって行われる。

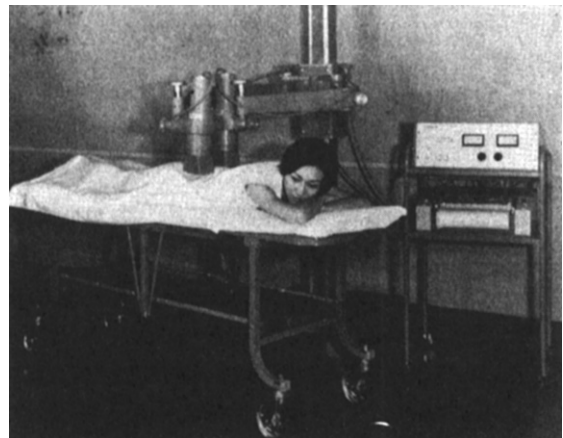


図 4.6-1 RI レノグラム検査装置 (例)

4.6.2 構成と機能

レノグラム検査装置は検出部、測定部および記録部から構成されている。

以下各部について説明する。

(1) 検出部

検出部はシンチレーション検出部、コリメータおよびこれらを保持するスタンドからなる。

シンチレーション検出器は通常2インチ径のシンチレータが多用されるが、腎の位置決め容易さを考慮して1インチ径のクリスタルや逆に感度重視して3インチ径のクリスタルが用いられることもある。

コリメータは、長円形の腎形状を効率良くカバーするため矩形の開口部を有する。

スタンドはシンチレーション検出器およびコリメータを患者の体位に合わせて、腎に指向させ固定できる構造を有している。

(2) 計測部

計測部はそれぞれの検出器の出力信号を波高分析するためのシングルチャネルスペクトロメータおよびスペクトロメータから出力される計数率を、アナログ信号として出力するためのレートメータから構成

される。

計数率を測定するには、スケーラタイマを用いて、デジタル量で測定する方法もあるが、レノグラム検査においては、計数率の変化がゆっくりしていることや、出力データの取扱いの簡便さから、計数率の測定にはレートメータが通常用いられる。

(3) 記録部

記録部は測定部のレートメータの出力信号を記録するためのもので、2ペン式の自動平衡形の記録計が用いられる。

4.6.3 取扱上の留意点と保守管理

レノグラム装置には一般的な放射線計測装置に対する配慮のほかに、測定前に検出器感度のバラツキをあらかじめチェックし校正しておくことが必要である。

正確なレノグラム曲線を得るためには、検出器を正確に腎に指向させることが重要である。

そのためには、X線写真を用いる方法や、 ^{197}Hg -クロロメロドリンを利用するなどの方法が提案されている。

その他、レノグラム曲線に影響を与える条件として次のようなものがあげられる。

- ① 放射性医薬品の種類
- ② 水分負荷の有無
- ③ 測定時の体位
- ④ レートメータの時定数およびレンジ
- ⑤ 記録紙送り速度

レノグラム測定時に、これらの条件をデータとともに記録することが必要である。

4.6.4 今後の課題と方向

RI レノグラム装置は検出器を腎に正確に指向させる点で取扱いの技術が要求されるため、得られるデータの定量性や再現性を要求される場合は、シンチカメラを用いたレノグラム測定が今後広く行われるようになると思われる。

一方、RI レノグラム装置は、装置が小型であり機動性に富み感度も高いが、シンチカメラに適した $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 製剤の利用により、シンチカメラでのレノグラム検査が増加していくものと思われる。

<参考文献>

- (1) (社)日本画像医療システム工業会：医用画像システム実用ハンドブック。
- (2) (社)日本画像医療システム工業会：X線診断装置の保守管理データブック。

4.7 甲状腺摂取率測定装置

4.7.1 原理

(1) 意義

甲状腺は、血中のヨウ素イオン(I^-)を選択的に捕捉し甲状腺ホルモン(サイロキシン、トリヨードサイロニンなど)を合成、分泌する。

この性質を利用し、放射性ヨウ素をトレーサとして用いた甲状腺摂取率の測定は、これらの機能をよく反映し、かつ簡便な検査方法であるので、核医学設備のある施設では日常的に行われている。

(2) 放射性医薬品

甲状腺摂取率の測定に使用される放射性医薬品には、 Na^{123}I (半減期：13.2h γ 線主ピーク：159keV)や、 Na^{131}I (半減期：8.04d γ 線主ピーク：364keV)があり、過去においては Na^{131}I が一般的であったが、現在では被ばく線量の少ない Na^{123}I が主に使用されている。

(3) 検査方法

前処置として被検者に一定期間のヨード制限食を摂らせ、その後 Na^{123}I カプセルを経口投与する。

投与2ないし3時間後、24時間後の甲状腺摂取率を求める。(6時間値を求める場合もある。)

(3.1) 被検者頸部の測定 [P_A]

測定距離30~50cmで被検者前頸部の放射能の測定を一定時間行う。(2回以上測定し平均を取る場合もある。)

(3.2) 被検者バックグラウンドの測定 [P_{AB}]

被検者前頸部にBフィルタを当て同じ測定条件で甲状腺外のバックグラウンドの測定を行う。

(3.3) スタンダード測定 [S_A]

頸部測定用ファントムにスタンダードカプセル(被検者に投与したものと同量)を入れ放射能の測定を行う。

(3.4) 室内バックグラウンドの測定 [S_{AB}]

頸部測定用ファントムの前にBフィルタを置き室内のバックグラウンドの測定を行う。

(3.5) 摂取率の算出 [UPTAKE]

上記により得られた値から次の式に代入し摂取率を算出する。

$$\text{UPTAKE}(\%) = (P_A - P_{AB}) / (S_A - S_{AB}) \times 100$$

正常値は、24時間で10~40%であり、亢進症で40%以上、低下症では10%以下を示すといわれている。

4.7.2 構成

以下に示すものは、実際の甲状腺摂取率測定システムの構成の一例である。

(1) 甲状腺摂取率測定装置本体

以下のコンポーネントを一体化している。

(1.1) 検出器

2インチ径×2インチ厚 NaI(Tl)シンチレータ，光電子増倍管，プリアンプからなるシンチレーションプローブ。

(1.2) コリメータ

円形視野のフラットフィールドタイプのもが使用される。

(1.3) 多重波高分析装置

リニアアンプ，ADC，メモリ，コンピュータインターフェイスを備える。

(1.4) 光電子増倍管用高压電源

(2) データ処理装置

パーソナルコンピュータ

(3) データ出力装置

プリンタ

(4) B フィルタ

10mm（厚さ）×100mm×100mmの鉛板

(5) B フィルタ用スタンド

座位，臥位のどちらにも対応している。

(6) 頸部測定用ファントム



図 4.7-1 甲状腺摂取率測定システムの一例

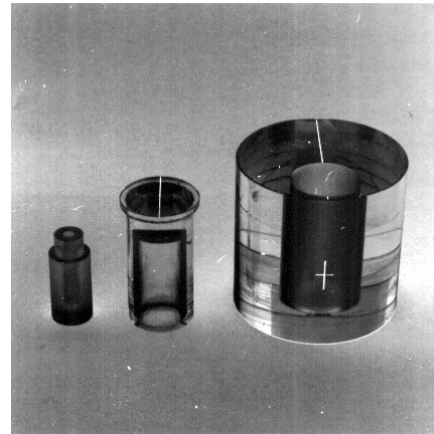


図 4.7-2 頸部測定用ファントムの一例

4.7.3 性能

(1) 甲状腺摂取率測定装置本体

(1.1) 検出器

一般的な放射線検出器の性能としては、検出効率、エネルギー分解能などが重要であるが本装置においては、検出効率に優れエネルギー分解能も5~10%と比較的優れている NaI(Tl)の単結晶が用いられる。大きさは、2インチ径×2インチ厚のものが一般的に使用されている。

これにヘッドオンタイプの光電子増倍管をシリコンオイルなどの光学オイルで密着し、プリアンプと一体化してある。

(1.2) コリメータ

遮蔽は、鉛5mm 当量以上からなる180mm 長の円筒形であり、IAEA 規格に準拠した円形視野を確保している。

(1.3) MCA（多重波高分析装置）

甲状腺摂取率の測定に使用する放射性医薬品は、¹²³Iまたは、¹³¹Iである。これらの放出するγ線は、共に主ピークエネルギーの放出の割合が大きいので、SCA（シングルチャンネル波高分析器）でも十分測定を行うことができるが、MCAを用いることにより

放射線スペクトルが視覚的に確認できるため、ピーク位置のずれによるキャリブレーションの問題や、シンチレータの劣化および異なるピークの存在による他核種の混入などが容易に認識できる利点がある。

また、MCAは、リニアアンプ、ADC、メモリより構成される。

変換速度、直線性、分解能が重要であるADCにおいては、これらの特性が優れた逐次比較型ADCやウィルキンソン型ADCが主に用いられる。

(2) データ処理装置

(2.1) 測定パラメータの設定

測定時間、測定チャンネル数、測定回数、測定レンジの設定を行うことができる。通常測定時間1分、測定チャンネル数512チャンネル、測定回数2回、測定レンジ0~600keVにセットする。

(2.2) 測定

測定を開始すると、放射線スペクトルを逐次グラフィック表示する。

(2.3) 不感時間の補正

放射線の測定器においては、測定系において必ず不感時間が存在する。

通常不感時間は、数 μ ～数10 μ sec であるので、この補正を的確に行うことが測定誤差を生じさせないため重要である。

通常の補正方法は、不感時間をカウントしておき不感時間により失われた時間分、長く計測する方法

(ライフタイムモード)が採られる。

(2.4) 減衰補正

^{123}I の半減期は、13.2時間と比較的短いため、スタンダードの測定と被検者の測定に時間差がある場合には減衰補正を行う必要がある。

(2.5) 摂取率の計算

測定が終了すると摂取率の計算を自動的に行う。

(2.6) 結果出力

測定結果をプリントアウトすることができる。プリントアウトの項目には、被験者の氏名、投与日時、投与量、測定結果、摂取率等がある。

第5編 超音波診断装置

5.1 はじめに

超音波の医学応用は1940年ころから脳疾患の診断への応用研究が欧米や日本で行われたのが始まりである。その後、超音波パルス反射法による断層表示の研究が主として行われ、1975年以降に機械走査や電子走査によるリアルタイム表示可能な高速走査が実用化した。このリアルタイム表示の出現とその後のめざましい技術革新による画質向上により超音波画像診断は急速に発展し、X線、CTなどと並んで画像診断として不可欠な地位を確立した。

この超音波診断法は超音波パルス反射法を生体に応用したもので、生体内に放射された超音波パルスが生体組織の境界で反射して生じる反射波を再び受信して、生体内の断層像として映像化するものである。また、このほかに1956年に日本で初めて発見された生体内の超音波ドップラー効果を利用して、血流の速度を測定するドップラー法を応用して、1985年ころに開発された血流情報を断層像上にカラー表示するカラードップラー断層法が、心臓はもとより腹部診断など各領域に普及してきた。また、1990年後半よりデジタル化が進み、画質の向上のほか定量化が進んでいる。これら超音波診断の特徴をまとめると次のとおりである。

- a. リアルタイム表示可能である。
- b. 非侵襲的検査法である。
- c. 安全性が高く繰返し検査ができる。
- d. 装置は比較的小型で可搬性があり、装置価格が安価。
- e. ドップラー法により血流情報が断層像とともに得られる。

以上の特徴と超音波プローブを体表からあてるだけの簡単な操作で心臓や胎児の動く様子が実時間で観察できるため、心臓、腹部をはじめ乳腺、甲状腺な

どの表在臓器、泌尿器、産婦人科などの広い分野で超音波診断が応用されている。また、安全性が高く、操作が容易なため繰返しの検査も可能で、ベッドサイドの検査、超音波ガイドの穿刺法や術中応用も広く実用されている。さらに診断応用を広げるために特に体腔内プローブの開発が行われており、経膈プローブ、経直腸プローブや超音波内視鏡が実用化されているほか、20～30MHzの高周波で細径の血管内用プローブも開発されている。また3次元画像の収集・表示や超音波コントラスト剤による高精度の血流画像表示のための新しい超音波診断技術が各診断分野で展開されている。

5.2 超音波の生体特性

超音波とは一般に可聴音より高い周波数の音波を指すが、その性質は一般の音波と異なる特性をもち、超音波診断はこの特性を利用している。ここでは基本的な超音波特性と生体内での性質について述べる。

5.2.1 生体内音速と波長

超音波診断法に利用される超音波周波数は分解能と減衰の関係から一般的には1～20MHz程度である。超音波の周波数 f 、波長 λ 、音速 c との間には $\lambda f = c$ の関係がある。ここで生体軟部組織の平均音速は水の音速1530m/sec程度であるため、例えば3.5MHzの超音波の生体内での波長は0.44mmとなる。生体組織の音速は表5.2-1で示すように組織で異なり、温度でも変化する。この音速の変化は超音波画像の歪みの原因となるが、一般的には平均音速をもって一定とみなして実用的に問題はない。なお超音波診断装置のJIS（日本工業規格）⁽³⁾では平均音速を1530m/secとしている

表 5.2-1 生体組織の音響特性⁽¹⁾⁽²⁾

特 質	音速 [m s ⁻¹]	音響インピーダンス [10 ⁶ kg ⁻¹ m ⁻²]	水に対する反射率 [%]	吸収係数/周波数 [dB・cm ⁻¹ ・MHz ⁻¹]
水	1540	1.53	00.00	0.002
空 気	1330	4×10 ⁻³	99.90	12
血 液	1570	1.61	00.06	0.18
脂 肪	1450	1.38	00.27	0.63
筋 肉	1585	1.70	00.28	1.2
腎 臓	1561	1.62	00.08	1.0
肝 臓	1549	1.65	00.14	0.94
頭蓋骨	4080	7.80	46.00	20
黄 銅	4490	38.0	86000	—

が、国際的には1540m/sec とする場合が多い。

5.2.2 超音波の伝搬特性⁽⁴⁾

超音波振動子から放射される超音波は伝搬媒質が均一とすると、伝搬特性は周波数と振動子の形状で決定される。連続波でピストン振動する最も基本的な円板振動子のビームパターンを図5.2-1に示す。ここで超音波は初め平面波として直進していくが、この範囲は $x < d^2/4\lambda$ (d : 振動子の直径, λ : 波長) であり、近距離音場という。そしてその後、球面波として広がっていき、これを遠距離音場という。このビームパターンの幅は超音波画像の方位分解能に関係し、狭いほど高分解能であり、診断目的に応じて超音波周波数と振動子口径を選択することが重要である。さらに良好なビームパターンを得るために、凹面振動子や音響レンズによるビーム収束が一般的に行われている。またパルス波を用いたときは、超音波周波数はある帯域をもっているため複雑であるが、傾向は連続波と同じである。図5.2-2はビームパターンを極座標表示したもので指向特性である。この図からわかるように前方に直進するメインローブのほかに、別の方向に伝搬するサイドローブがあり、超音波画像のアーチファクトの原因の一つとなる。

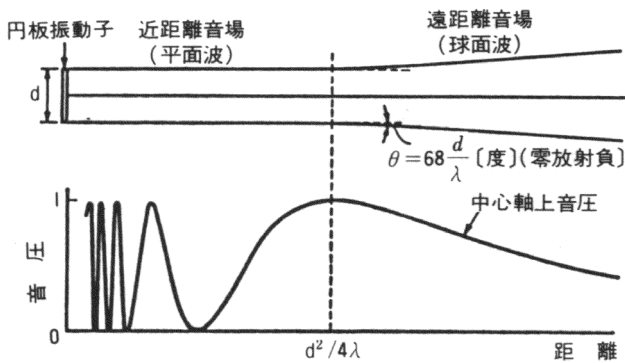


図 5.2-1 円板振動子の超音波音場

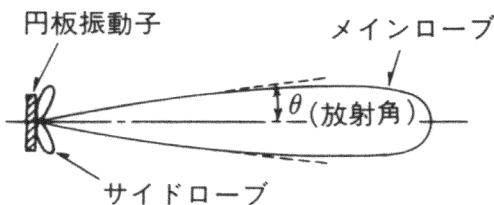


図 5.2-2 円板振動子の指向特性

5.2.3 超音波の反射と散乱

超音波は光に似た性質があり、図5.2-3に示すように2つの媒質での境界で反射、屈折しながら伝搬していく。境界面での反射強度は2つの媒質の密度 ρ と音速

c の積 ρc (音響インピーダンスという) の差による。この音響インピーダンス ρc は図5.2-1のような値を各生体組織でもつが、軟部組織と空気や骨などはこの ρc が大きく異なるため、骨やガス、空気(肺や胃腸)などのある部位ではほとんど反射して、それ以降超音波は伝搬しないため、超音波による骨や肺などの映像化は困難である場合が多い。

さらに生体内では、図5.2-4のように波長より小さい反射体からの散乱現象もあり、実際の生体内では反射と散乱が混在している。また、このほかに反射面の形状、粗さ、超音波の周波数、入射角や指向特性などにより、受波される反射波は複雑に影響される。

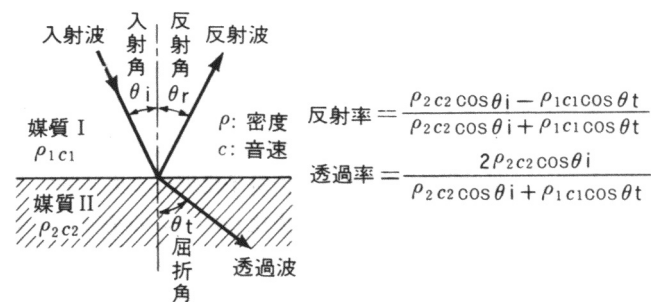


図 5.2-3 超音波の反射と屈折

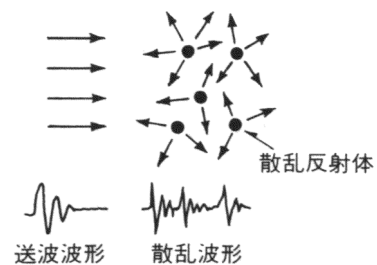


図 5.2-4 超音波の散乱

5.2.4 超音波の減衰

超音波の生体内の減衰は拡散減衰・吸収減衰・散乱減衰などがある。拡散減衰は超音波が球面波として伝搬していくため、距離の2乗に反比例して減衰していく。吸収については生体内の超音波吸収係数 α は一般的に α/f (f : 超音波数) が一定の関係があり、高い周波数になるほど吸収が大きくなる。このため深部の映像化は高い周波数ほど困難である。表5.2-1には各生体組織の吸収係数を示す。また同じ生体組織でも正常・異常ではこの吸収係数が異なっており、超音波画像から吸収減衰を推定して診断情報としている。

<参考文献>

- (1) E.J.Fly: "Ultrasound: Its application in Medicine and Biology", Chapter XL, Elsevier Scientific Publishing Company. 1978.

- (2) P.T.N. Wells: "Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis", 53~76 Academic Press, 1969.
- (3) 日本規格協会: Aモード超音波診断装置 JIS T1503, 1984
- (4) 和賀井, 松尾編: "超音波医学", 1-2章, 永井書店, 1985

5.3 超音波イメージングの原理

5.3.1 超音波診断装置の原理と基本表示モード

超音波診断装置は超音波パルス反射法を応用したもので、ソナー、魚群探知機や金属探傷器と同じ原理であり、その原理を図5.3-1に示す。ジルコン酸チタン酸鉛磁器などの圧電素子による超音波振動からなる超音波プローブは電気信号を機械振動に、また、その逆に機械振動を電気信号に変換する電気・機械変換器である。パルス反射法では超音波のパルスの送波と受波を1つの圧電振動子で行っている。この超音波プローブに、数 MHz でパルス幅が数 μ sec の波数が極めて少ない電気的高周波パルスを一定周期（一般的には数 kHz）で印加して、生体内に超音波パルスを放射する。放射された超音波パルスは、生体組織間で音響インピーダンス(ρc)の差がある部位で一部反射し、ほかは透過していく。反射された超音波パルスは再び同じプローブで受波され電気信号に変換され、増幅・検波されて反射（エコー）信号が得られる。ここで送波して受波するまでの時間を t 、プローブと反射源までの距離を L とすると $t=2L/c$ (c :音速)の関係があり、 t を測定すれば L が求められる。

以上が基本原理であるが、反射信号の表示には次の3つの基本モードがある。

(1) A モード (図5.3-1参照)

横軸（または縦軸）に生体深度、縦軸（または横軸）に反射強度（受信波形）を示すもので、最も基本的表示法である。

(2) B モード (図5.3-1参照)

超音波ビームの走査を行い、超音波の走査方向に応じて反射信号の信号強度を輝度変調を行う表示法で超音波断層像が得られる。この B モード表示が一般的に超音波画像と呼ばれるものである。

(3) M モード (図5.3-2参照)

反射源の時間的位置変化を記録する表示法で、縦軸に生体深度、横軸に時間軸をとって反射信号を輝度変調することにより反射源の運動曲線が得られる。この M モードは主として心臓内部の弁などの動きを診断するのに応用され M モード心エコー図として広く利用されている。

このほかに超音波ビームに対して一定距離の垂直な面の画像を表示する C モード表示もあるが前述した3つのモードが基本的表示モードである。

5.3.2 超音波ビームの走査法

超音波断層像 (B モード表示) を得るための走査方法は図5.3-3に示すような走査形状により種々の走査法が診断目的・部位に応じて開発されている。一方リアルタイム表示を行うためには1秒間に10~30フレーム程度の画像が得られる高速走査が必要で、機械走査 (メカニカルスキャンとも呼ばれる) と電子走査

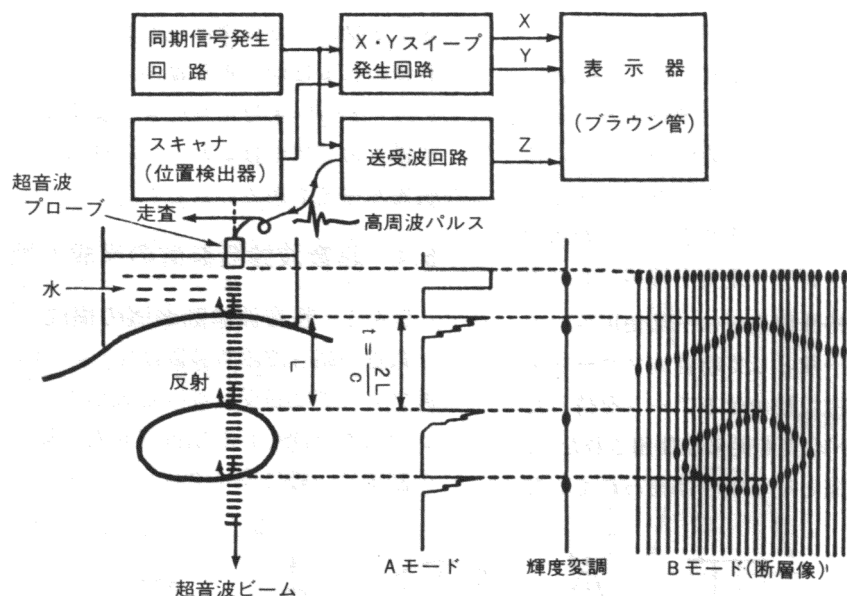


図 5.3-1 パルス反射法による超音波診断装置の原理

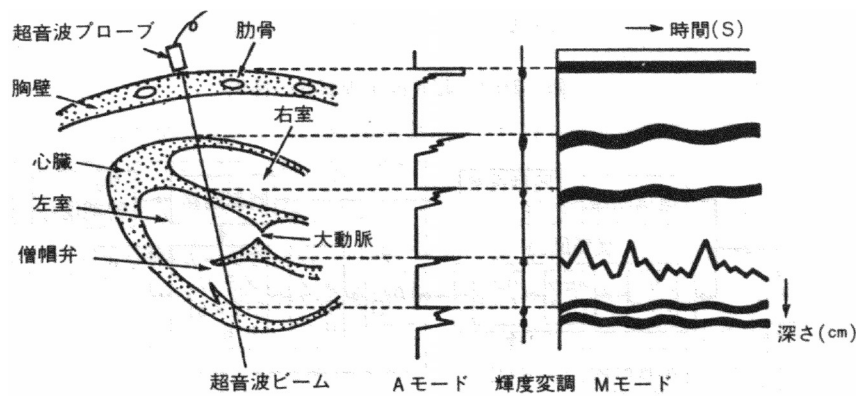


図 5.3-2 Mモード法



図 5.3-3 超音波走査形状の種類

あるいはそれらの組合せがある。

機械走査は超音波プローブを高速機械走査するので、高速回転する方法と反射往復（首振り）運動する方法が実用化されており、いずれもセクタ走査である。このほかに超音波プローブは固定して超音波ミラーを回転する方法もある。また高速走査ではないが水袋を使用した水浸法によりリニア、セクタやラジアル走査を機械走査する方法も乳腺、甲状腺などの特殊用途では一部使用されてきた。そのほかに、機械走査の一種として超音波プローブを規定された平面内を手で自由に動かせるアームを持った手動コンタクトコンパウンド走査も従来は使用されたが、現在はあまり使われていない。

電子走査は多数の微細な振動子を並べた配列振動子を電子的に制御することにより、超音波ビームを走査するもので、基本的にリニア走査とセクタ走査がある。電子走査の特長は可動部がなく信頼性が高い。またプローブは小型・軽量で操作性に優れているほか、電子的制御による超音波ビーム収束（電子フォーカス）や、BモードとMモードの同時表示などが可能な点にある。これに対して機械走査は比較的簡単な装置でセクタ走査が実現できるほかに、10MHz以上の高周アニュラレイにより、機械走査でも電子フォーカスが可能で高画質が得られている。

以上のように機械走査、電子操作はそれぞれ特長を持っているが、最近ではカラードップラー法との併用が一般的で、特殊用途以外は電子走査を用いるのが主流である。走査形状としては心臓診断では肋間からのセ

クタ走査が中心で、腹部では体表近くの視野が大きいリニア走査とエコーウィンドウの小さい深部視野が広いセクタ走査が目的に応じ使われるほか、両方の特長を持つコンベックス（カーブドリニア）プローブがよく使用され、これらの各種の走査が可能な複合走査装置が一般的である。また最近では電子走査プローブを電子走査方向と垂直方向に機械走査することで、3D画像を得る方法が使われてきている。

5.4 超音波診断装置の構成と性能

5.4.1 超音波診断装置の構成

最近の超音波診断装置は図5.4-1に示すように(1)超音波プローブ(2)送受信部(3)走査部(4)スキャンコンバータ(5)制御部(6)表示部からなっており、その制御は一般的にマイクロコンピュータにより行っている。走査部は機械走査と電子走査があるが5.4で詳しく述べるのでそのほかについて概説する。

(1) 超音波プローブ

超音波プローブは探触子（トランスジューサ）とも呼ばれることがあり、生体に超音波を生体内に送波することと、生体内からの反射波を受波する両方の働きを行っている。この送受波はプローブ内の超音波振動子で行われ、圧電材料が使用される。この圧電材料は電圧を印加すると歪みが生じ、逆に歪みを加えると電圧が発生する電気・機械変換器である。超音波振動子として使用されているのはジルコンチタン酸鉛など

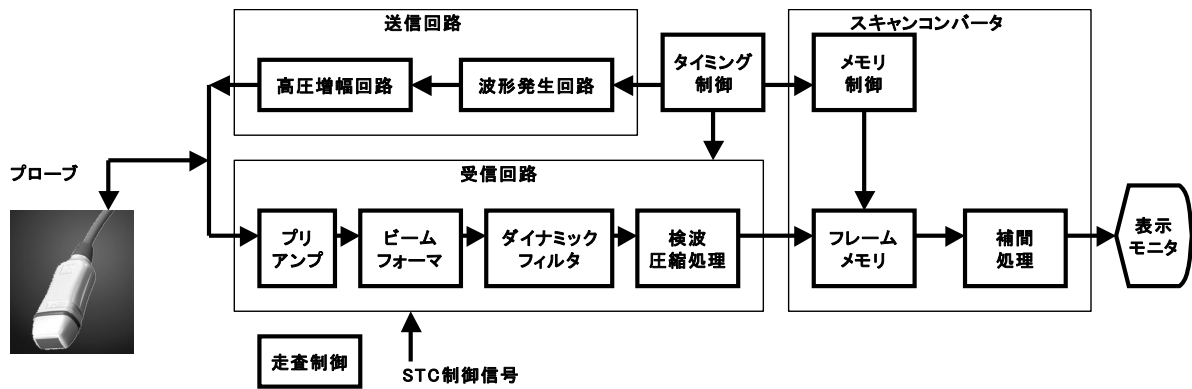


図 5.4-1 超音波診断装置のブロック図

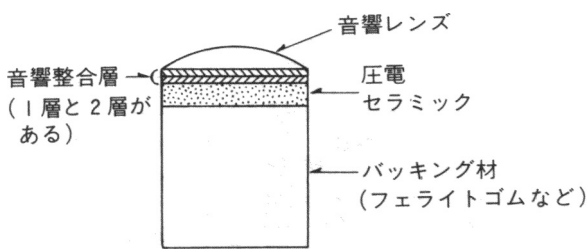


図 5.4-2 超音波プローブの基本構造

の圧電セラミックが主流であり、そのほかには高周波で生体と整合性のよいポリフッ化ビニリデン(PVDF)などの高分子圧電素子も使われている。超音波プローブに必要な要素は①送受波感度が高いこと②シャープな音場、短い超音波パルスが形成されること③使いやすい形状・重量であることなどである。実際の超音波プローブの構成を図5.4-2に示す②。

短い超音波パルスを発生させるために振動子の背面には不要振動を吸収するバックキング材が、また前面には生体との整合をよくするための整合層をつけている。また音場をよくするためにシリコンゴムなどによる音響レンズを使用したり、振動子を2次元に配列させている。また超音波プローブ内部に走査回路または機械走査駆動部を内蔵しているものもある。

また、電子走査用プローブは、極めて小さい振動子(0.5mm以下)を並べた1次元または2次元の配列形振動子を使用するため、微細加工技術とレンズや整合層を付ける接着技術が重要となっている。

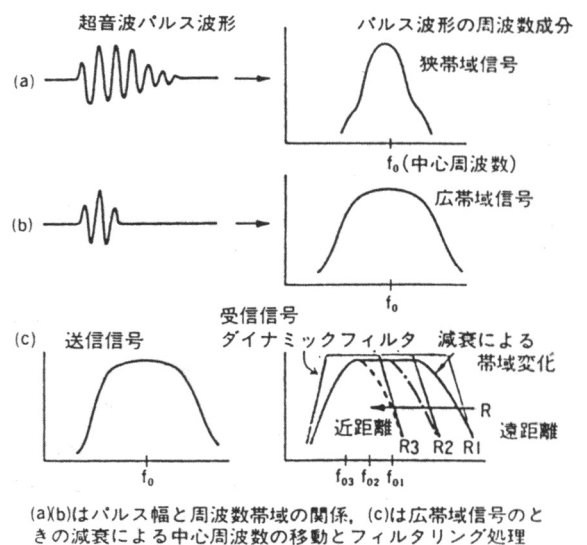
(2) 送受信部

送信部は超音波振動子に印加する電気パルス信号を発生させるもので、所望の数 MHz の波形を発生させる波形発生回路とその出力を数十ボルトから百ボルトに増幅する増幅回路により高周波パルスを発生させている。

受波された反射信号は60dB 以上の広いダイナミッ

クレンジを持つ信号であり、一般には低ノイズアンプで増幅し、電子走査型の装置では受信ビームを形成するために遅延加算処理される。これにはアナログ遅延素子を用いる方法や受信信号をデジタル信号に変換して遅延加算する方式がとられている。また生体からの反射信号はその伝播距離に応じた減衰を受けるため、それを補正するために伝播時間に応じて利得を変化させる STC(Sensitivity Time Control)が使用される。この反射信号は検波され波形の包絡線信号が取り出され、さらに対数圧縮される。このほかに受信回路では出力振幅範囲を変化させるダイナミックレンジコントロールや、波形のエッジを強調するエコーエンハンス回路などの波形処理回路が含まれている。

さらに高分解能を得るために極めて狭い超音波パルスを送信・受信するため、プローブの広帯域化、送受信系の広帯域超音波信号処理が行われている。図 5.4-3 のように狭いパルス幅の超音波信号は広帯域



(a)(b)はパルス幅と周波数帯域の関係、(c)は広帯域信号のときの減衰による中心周波数の移動とフィルタリング処理

図 5.4-3 広帯域超音波信号処理

信号とるが、生体の減衰は高周波成分の方が大きいため遠距離では高周波成分がなくなり、中心周波数が低い方に移動する。これに対して距離に応じて通過帯域が変化するダイナミックフィルタにより、近距離では高周波で高分解能の画像を、遠距離ではより S/N のよいペネトレーションのある画像を得ている⁽³⁾。

(3) スキャンコンバータ

DSC(Digital Scan Converter)は超音波走査を標準 TV 走査に変換して TV モニタに超音波画像を表示するための走査変換器である。この走査変換にデジタルフレームメモリが用いられている。受信部からの超音波走査線信号をメモリに書き込み、これを TV 走査に従って読み出し、TV ビデオ信号としてリアルタイムに TV モニタで表示する。反射波信号の振幅方向は8ビット(256階調)程度である。書き込みを停止するとフリーズした静止画像が得られる。また画像処理としては超音波走査線間の補間を行ってモアレ縞などをなくすことや、画像をソフトにするためにフレーム間で平均をとるフレーム相関などのほかに、多画面表示や各モードの同時表示、振幅特性を変化させるポストプロセスなどが行われている。また画像の任意の部分をリアルタイムで画質の低下なく拡大表示する PAN/ZOOM 機能も使用されている。

(4) 特殊機能

(4.1) 画像メモリ

数十フレーム以上の超音波走査線信号やデジタル画像を数秒間分記憶してシネ再生やスローモーション再生するほか、M モードでもある一定時間記憶した任意の部分を拡大表示を行っている。また静止画像を一時的に多数枚記録し検査記録するなどの機能も用いられている。

(4.2) 計測機能

基本的計測は B モードでは距離、面積、周囲長、ドップラーでは時間、血流速度が基本計測で静止画像上でカーソルでマークを設定またはトレースすることで計測が行われる。さらにこれら計測値から種々の診断情報を算出することがコンピュータのソフトとして装備されている。例えば胎児の発育状況を知る胎児計測、心臓の左室容量などを計算する心機能計測、ドップラー法による血流量計測などが使用されている。

(4.3) 参考信号表示

超音波画像上に心電図や心音図などの生体信号を同時表示することが行われるほか、心拍同期で任意の心時相での超音波画像が得られている。

(5) 表示・記録部

表示は CRT や LCD による標準 TV モニタで行われ、画像記録は装置内のハードディスクやリムーバブルメディアに保存されるほか、ネットワークによる外部ファイリングも用いられている。また静止画はビデオプリンタやマルチフォーマットカメラにて紙やフィルムに印刷記録、動画記録は VTR や DVD が使用されている。

5.4.2 超音波診断装置の性能

装置の性能としては①総合感度②階調特性③分解能④表示精度がある。この中で分解能が重要で図5.4-4に示すように次の3種類に分けられる⁽⁴⁾。

- a. 方位分解能：走査方向の分解能
- b. 距離分解能：超音波の伝搬方向の分解能
- c. スライス方向分解能：走査方向と垂直方向(断面の厚み方向)の分解能

方位分解能は走査方向の音場で決定され距離によって異なるが、フォーカスのかけ方によって変化し、これを改善するために連続的にフォーカスを変化させるダイナミックフォーカスが用いられる。距離分解能は放射する超音波パルス波形によって決まり、短いパルスが要求される。またスライス方向分解能は円板単一振動子を用いた機械走査では走査方向と対称であるが、電子走査では矩形振動子を使用しているため音響レンズにより音場を収束させている。また最近では音響レンズだけでなく2次元アレーを用いてスライス方向の分解能を電子的に向上する方法も行われている。以上の空間分解能のほかに、反射波信号の階調方向のコントラスト分解能も重要で、システムの振幅特性のほかにサイドローブなどの音場特性によって大きな影響を受ける。

超音波画像の場合にこれらの特性のほかに、サイドローブやグレーティングローブや多重反射などのアーチファクトの少ないことが重要で、分解能の向上とともにこの減少が画像の良さを決定している。

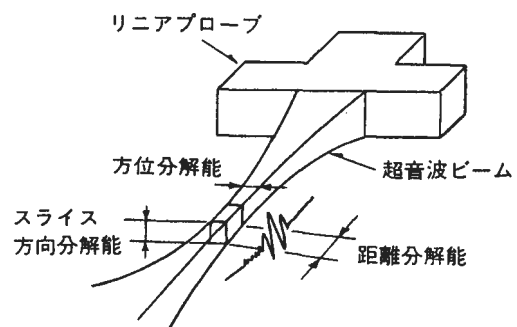


図 5.4-4 超音波画像の分解能

<参考文献>

- (1) ME 技術振興協会編：“ME 技術マニュアル” 4-4章，コロナ社，1983
- (2) 日本電子機械工業会編：“医用超音波機器ハンドブック”，Ⅲ-5，コロナ社，1985
- (3) 佐藤茂：人体用超音波診断装置の動向．非破壊検査 Vol.42，No.10，1993
- (4) 佐々木博：“超音波画像の解像力”，BME，Vol.1 No.4，1987

5.5 超音波診断装置の分類

超音波の医学的応用には超音波の動力的応用と通信的応用がある．前者には超音波ネブライザや超音波

洗浄器のほか超音波メス，超音波吸引器，超音波ハイパーサーミアや超音波結石破砕器などの超音波治療応用である．後者は微弱な超音波を生体に放射し，生体内で反射または透過してくる超音波信号を受信して生体内の診断情報を得るものである．これには大別して超音波パルス反射法と超音波ドップラー法が実用化されている．これらをまとめたのが表5.5-1に示す分類である．

超音波医学応用は治療応用も実用化されて超音波結石破砕器や高強度の収束超音波(HIFU)にて患部を焼灼する治療する装置など実用化されているが，その中心は前述した超音波パルス反射法による超音波診断装置である．

表 5.5-1 医用超音波機器分類(EIAJ AM-9)

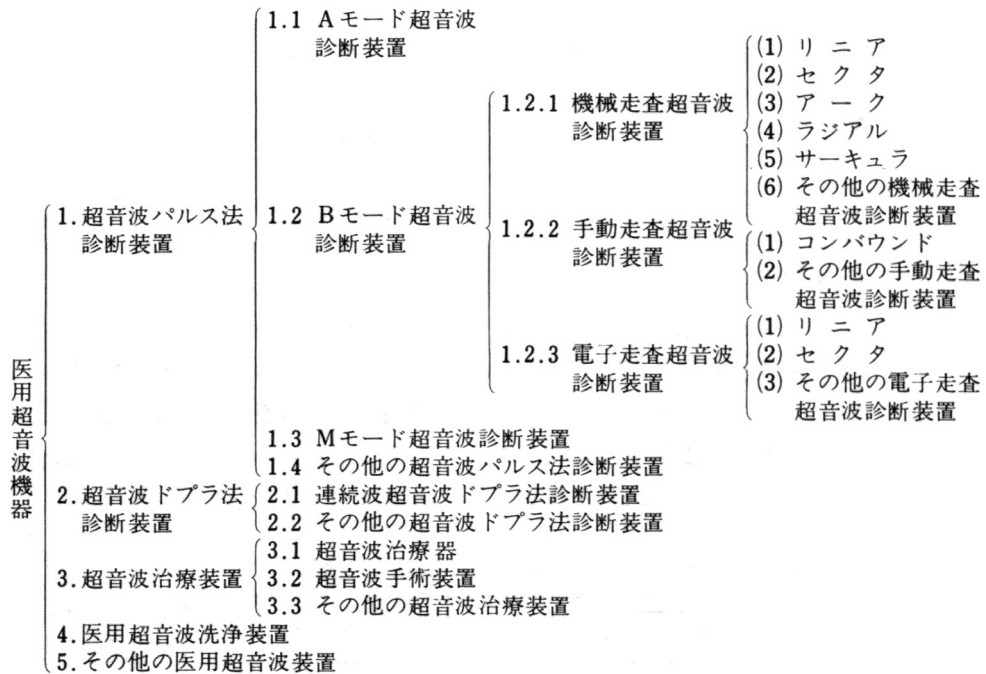


表 5.5-2 現在実用化されている超音波診断の各種走査方式

走査方法	電子走査			機械走査	
	リニア	コンベックス	セクタ	セクタ	ラジアル
走査形状					
診断適応	体表臓器 産科 腹部 ●前立腺	腹部 ★産科婦人科 ●前立腺	★心臓 腹部 東部	心臓 腹部 眼科	●前立腺 ●血管内 ●消化管

●体腔内走査．★体表および体腔内走査

超音波診断装置にはパルス反射法以外に透過法を用いた超音波ホログラフィや超音波CTなどの研究もされてきたが、透過法ではほとんどの対象部位において空気や骨の影響を受けやすいため適用領域が限られている。

前章で述べたパルス反射法による超音波診断法のうち、現在実用化されているものは表5.5-2⁽¹⁾のように走査方式と走査形状により数種類あり、診断目的に応じて使い分けられている。

<参考文献>

- (1) 佐藤茂：人体用超音波診断装置の動向，非破壊検査 Vol.42, No.10, 1993

5.6 リアルタイム超音波診断装置

5.6.1 各種走査方式

リアルタイム超音波診断装置が実現する以前は、手で超音波探触子を走査する手動走査方式の超音波診断装置が使われていた。この方式では、1枚の断層像を得るために時間を要するために、呼吸による臓器の移動あるいは心臓拍動による影響を受け、診断に必要な画像を得るためには、時間と装置走査の熟練が必要であった。

リアルタイム超音波診断装置の開発により、実時間（リアルタイム）で、断層像を観察モニタに表示することができるようになった。この方式の開発が、今日の超音波診断普及の大きな要因である。

リアルタイム超音波診断装置は、走査手段により電

子走査と機械（メカニカル）走査、走査形状によりリニア走査、コンベックス走査、セクタ走査そしてラジアル走査とに分類できる。これらの特長を表5.6-1に示す。これらの詳細について、以下の各章で説明する。

5.6.2 電子リニア走査

(1) 原理

電子リニア走査は、図5.6-1に示すような矩形、平板な超音波振動子を多数の矩形微小振動子に分割した探触子を電子的に走査する方式である。図5.6-2に示すように、微小振動子のグループをまとめて駆動し、このグループを微小振動子を1つずつ順次移動していくことにより超音波ビームを走査する。電子リニア走査では、超音波ビームのピッチは、分割された微小振動子の幅 d によりまた、視野幅は、 d とその数の積により決定される。

デジタルスキャンコンバータ（以下 DSC と略す）により画像を TV モニタに表示させると、超音波ビーム密度が低い場合、水平方向の補間処理により、方位方向（超音波ビーム走査方向と直角方向）の分解能が

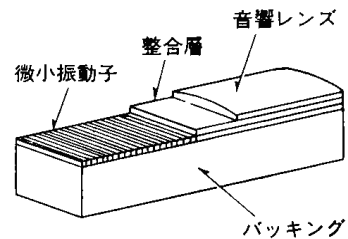


図 5.6-1 電子リニア走査探触子

表 5.6-1 各種リアルタイム走査法の比較

方 式	電子リニア走査	コンベックス走査	電子セクタ走査	メカニカルセクタ走査
走査形状				
近距離視野幅	大	中	小	小
深部視野幅	中	大	大	大
エコーウインド	大	中	小	小
探触子周波数	3 ~ 12 MHz	3 ~ 7 MHz	2.5 ~ 7 MHz	2.5 ~ 12 MHz
送受信回路規模	中	中	大	小
多段フォーカス	可	可	可	アキュアラレイにより可
同時B/Mモード	可	可	可	不可
心拍同期モード	可	可	可	誤差あり
診 断 部 位	腹部	腹部	心臓・腹部	心臓・腹部

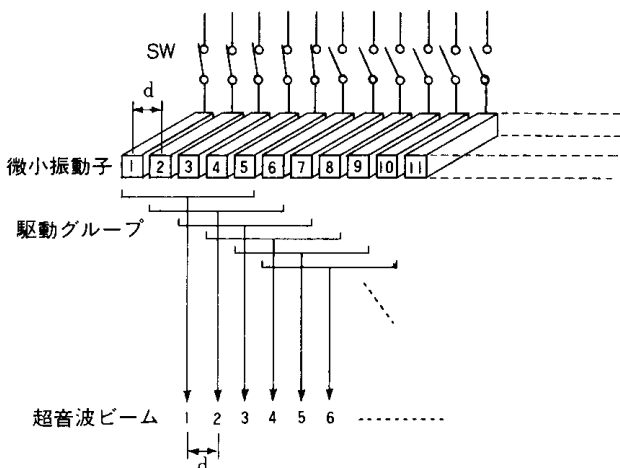


図 5.6-2 電子リニア走査の原理

ム低下してしまう。これを防ぐため、超音波走査線密度を上げることが重要である。超音波診断装置では超音波走査線密度を $d/2$ とし、超音波走査線密度を先に述べた例の2倍にしている。これを実現する方法として振動子増減法がある。

図5.6-3に示すように、送受のための振動素子数を交互に5個、6個と増減駆動することにより、送受信の超音波ビームの中心を $d/2$ ピッチで走査することができる。

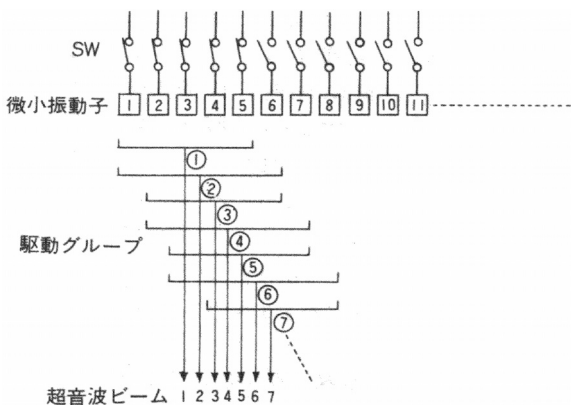


図 5.6-3 振動子増減法による走査密度の倍増

このほかに、走査線密度を上げる方法としては、超音波ビームが送信音場と受信音場の積で得られることを利用し送受で駆動素子数を変えていく方法や、超音波ビームを重ねないように $d/2$ だけ斜めに送受信する微小角セクタ法などがある。

以上に述べたように、断層像を得ることができるわけであるが、リアルタイムといっても1枚の断層像を完成させるためには生体中を伝搬する音速の制約を受け、下に示す式により求められる時間 T を要する。

$$T = N \left(\frac{2D}{c} + t \right) \dots\dots\dots (5.6-1)$$

N : 超音波走査線数

D : 視野深度

c : 音速

T : 1回のスイッチ切り換え時間

たとえば $t=0$ としても、 $D=20\text{cm}$ 、 $c=1530\text{m/S}$ 、 $N=100$ 本の場合、 $T=0.026$ 秒となり、1秒間に約38枚の画像となる。

(2) 電子フォーカス法

電子リニア走査におけるフォーカス法は、駆動する微小振動子に遅延時間を与えることにより実現される。図5.6-4に示すように送信時は各微小振動子から送り出される超音波波面が焦点 P でそろえるように、また受信時は微小振動子から電気信号が、焦点 P でそろえるように、焦点 P で波面がそろえるように遅延時間の制御を行う。

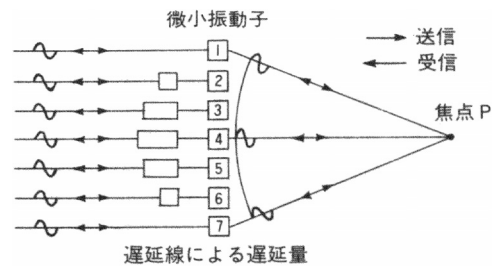


図 5.6-4 電子フォーカス法

焦点距離 F の焦点 P にフォーカスするために、 n 番目の微小振動子に必要な遅延時間 t_n は、

$$t_n = \frac{1}{c} \left(\sqrt{\frac{d^2(N-1)^2 + F^2}{4}} - \sqrt{d^2 \left(\frac{N+1}{2} - n \right)^2 + F^2} \right) \dots\dots\dots (5.6-2)$$

N : 駆動振動子数

n : n 番目

F : 焦点距離

c : 音速

d : 微小振動子ピッチ

N 個の微小振動子による指向性 $R(\theta)$ は次式により与えられる。

$$R(\theta) = R_e(\theta) \cdot R_a(\theta) \dots\dots\dots (5.6-3)$$

ここで、 $R_e(\theta)$ は、エレメントファクタと呼ばれ、一素子の微小振動子の指向性を示す。また、 $R_a(\theta)$ は、アレイファクタと呼ばれるもので、 N 個の理想化した等方向性をもつ素子(点音源)からなる指向性であり、間隔 d で配列された素子が等しい強度で音を放

射したとき、次式で与えられる。λは超音波の波長である。

$$Ra(\theta) = \frac{\sin\left(\frac{N\pi d}{\lambda} \cdot \sin\theta\right)}{N \cdot \sin\left(\frac{\pi d}{\lambda} \cdot \sin\theta\right)} \dots\dots\dots (5.6-4)$$

そして、微小振動子一素子の指向性であるエレメントファクタ $Re(\theta)$ は、次式で与えられる。

$$Re(\theta) = \frac{\sin\left(\frac{\pi a}{\lambda} \cdot \sin\theta\right)}{\frac{\pi a}{\lambda} \cdot \sin\theta} \dots\dots\dots (5.6-5)$$

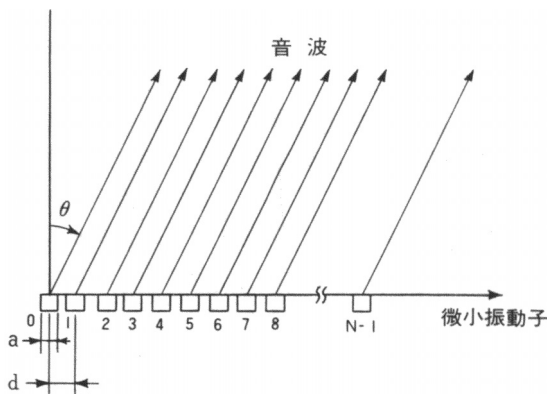


図 5.6-5 N個のアレイ状微小振動子の音場

式5.6-4から、正面方向のほかに $d \sin \theta$ が波長λの整数倍になる方向に強い、指向性を持つことがわかる。これは、グレーティングローブと呼ばれており、電子走査における画像中のアーチファクトの原因となるものである。グレーティングローブは、振動子ピッチ d を波長に対し小さくすることにより低減することができる。近年の電子リニア走査用探触子の振動子ピッチは、電子リニア走査が初めて実用化され始めたころのものに比べより小さくなっている。リニア走査に必要な視野幅を得るため、探触子は、高密度と多素子化が進んでいる。このため、装置本体は、駆動回路、受信回路の多チャンネル化対応を行っている。現在の診断装置では、アーチファクトの出にくい、高画質を提供しうるシステムが主流となっている。電子フォーカスの遅延時間は、アナログ遅延線あるいはデジタル回路により実現されている。

実用化されている電子リニア走査のフォーカス法に、多段フォーカス法がある。図5.6-6に多段フォーカス法を示す。図のように、3つの焦点 F1, F2, F3 に対し送受信を行い DSC 上でそれぞれの領域 N, M, L の各領域のデータを合成する。このように、送受信を3回行うことにより、分解能の良い画像を得ることが

できる。この方法は、動きの遅い部位の画像を得るには良いが、心臓のように動きの早い臓器には適さない。

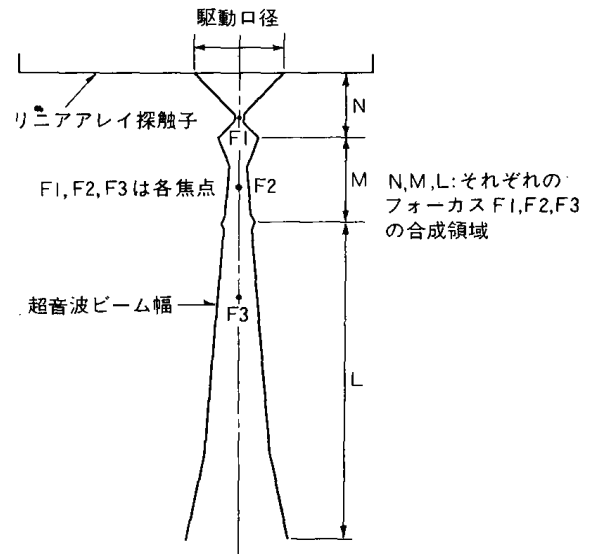
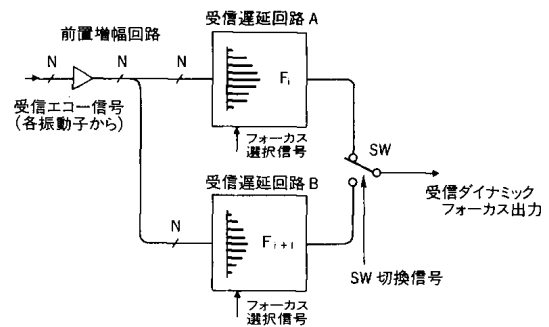


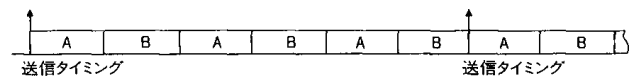
図 5.6-6 多段フォーカス法

(3) リアルタイムダイナミックフォーカス

リアルタイム性をそこなうことなく、受信時にフォーカスを次々と浅部から深部にわたりフォーカス点を切換えていく方式を受信ダイナミックフォーカスという。図5.6-7にこの方式の原理図を示す。



(a) 受信ダイナミックフォーカス回路



(b) 受信遅延回路の切換え

図 5.6-7 受信ダイナミックフォーカス方式

(4) 臨床応用

電子リニア走査は、近距離から広い視野が得られ、また深部までの分解能も良い画像が得られる。そして画像からの臓器のオリエンテーションがつけやすいことから腹部臓器、乳腺・甲状腺などの浅部臓器、関節などの診断に使われている。腹部臓器の診断は、次



(a) リニアステアリング機能付超音波診断装置



(b) リニア走査用探触子

図 5.6-8 リニア走査方式超音波診断方式

に述べるコンベックス走査により診断されることが多くなってきているが、体表近くの臓器の診断では、高周波化された探触子を用いリニア走査方式が多く使われている。近年では、末梢血管系の疾患に対し、血管と血流を同時に観察するため、リニア走査と超音波ビームを一定方向にステアリングさせる機能（リニアステアリング機能）を持った装置も開発されている。図5.6-8に装置の外形とリニア探触子の一例を示す。

5.6.3 電子コンベックス走査

(1) 原理

図5.6-9に示すように電子コンベックス走査は、凸形状の探触子を用いる。振動子は、電子リニア走査の場合と同様に多数の微小振動子に分割されている。駆動方式を図5.6-10に示す。1グループを単位として、このグループを順次シフトしていく方式である。コンベックス走査の超音波ビームは、振動子表面に直角方向に発射される。断層像の視野は、図5.6-11のようになる。コンベックス走査の視野範囲は、コンベックスの曲率により異なるが、一般的には浅部ではセクタ走査より広い視野が得られ、深部ではセクタ走査に近い視野が得られる。深部での視野は、リニア走査に比

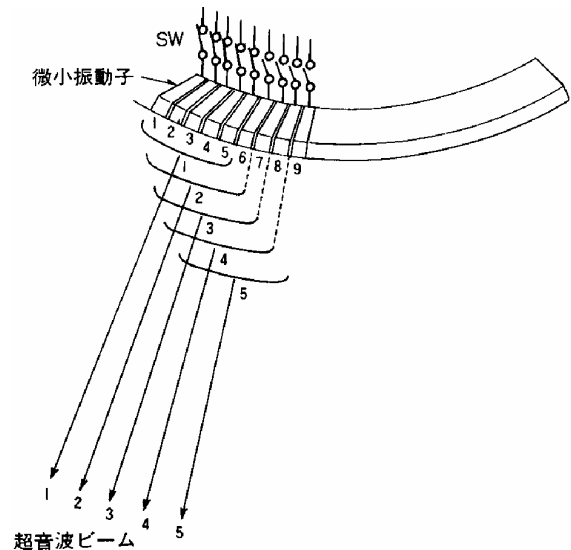


図 5.6-10 コンベックス走査の原理

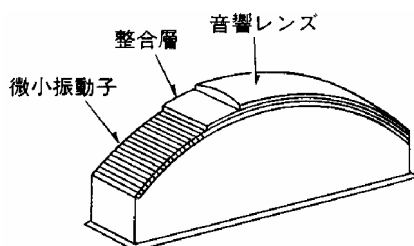


図 5.6-9 コンベックス走査方式の探触子

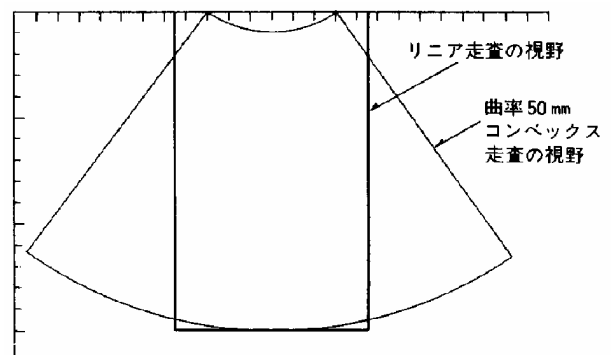


図 5.6-11 コンベックス走査の視野

べより広い視野が得られる。コンベックス走査用のプローブは、リニア走査に近い曲率の100mmから、セク

タ走査に近い視野が得られる曲率10mm程度のものまで開発されている。

(2) 電子フォーカス

電子フォーカス方法は、電子リニア走査と同様の原理であるが、振動子が凸形状になっているため、この形状を補正する遅延時間分だけ大きな遅延時間が必要となる。これを図5.6-12に示す。

分解能を高めるため、電子リニア走査と同様な多段フォーカス法、受信ダイナミックフォーカス法が用いられる。

グレーティングローブによるアーチファクトは、凸形状のため、電子リニア走査よりも大きくなる。このため振動子ピッチは、探触子の曲率に応じて適切な値が変化するが、この値は、音場シミュレーションにより求められる。電子リニアプローブに比べコンベックスプローブのエレメントピッチは小さく、高度な微細

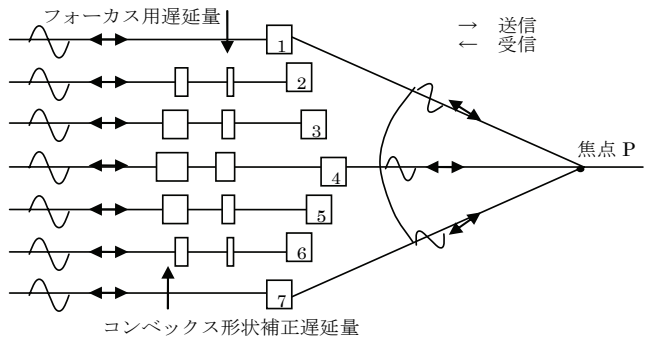


図 5.6-12 コンベックス走査のフォーカス

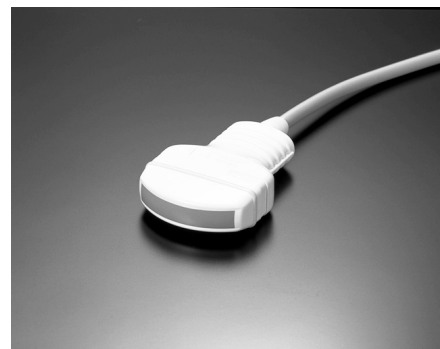
加工技術が必要である。

電子リニア走査とコンベックス走査が可能な超音波診断装置の外形を図5.6-13に、これらの走査により得られた甲状腺および腹部断層像を図5.6-14に示す。

コンベックス走査により深部で肝臓が広い範囲にわたって描出されているのがよくわかる。このコンベ

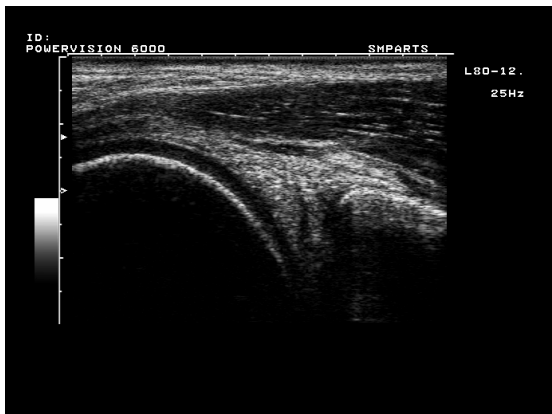


(a) 小型超音波診断装置



(b) コンベックス走査用探触子

図 5.6-13 複合走査型超音波診断装置および操作用探触子



(a) リニア走査による甲状腺断層像



(b) コンベックス走査による腹部断層像

図 5.6-14 甲状腺および腹部断層像

ックス探触子の曲率は、50mmである。

(3) 臨床応用

コンベックス走査方式は、急速に広まった。今では、ほとんどの腹部検査で、この方式が使用されている。その要因は次の利点があるからである。

- a. 視野が未広がりであるための深部で広い視野が得られる。
- b. プローブ先端形状が凸形状であるため、超音波伝搬の妨げになる消化管内ガスを排除しながら、断層像を得ることができる。

5.6.4 電子セクタ走査

(1) 特長

電子セクタ走査は、体表の一点から扇形状に生体内に超音波ビームを電子的に走査する方式である。肋骨、肺などの影響を避け、小さな音響的窓から生体内の断層像を得るのに用いられる。体表接触部は小さく、探触子も小型、軽量であるため、自由に走査面の角度を変えられ、深部で広い視野が得られるなどの特長を持つ。

電子セクタ走査は、心臓用に開発された走査方法であるが、リニア走査のブラインド領域を走査できることから、腹部領域でのセクタ走査も広く使われている。

セクタ走査には、本節で説明する電子セクタ走査と後述するメカニカルセクタ走査とがある。電子セクタ走査は、探触子が小型、軽量で走査性に優れている。また、電子的に超音波ビームは走査するため、同時B/Mモードや心拍同期モードなどの特殊なモードが可能である。さらに、電子的フォーカスを制御するため前節で述べた受信ダイナミックフォーカスを行うことができ、分解能の優れた断層像を得ることができる。しかし、その反面、超音波ビーム走査の制御回路規模が大きくなり、コストが高く、位相制御走査のため高周波化が困難である。

(2) 電子セクタ走査の原理

電子セクタ走査は、図5.6-15に示すような幅の狭い圧電素子からなる振動子を用いる。

N個の振動子を電子走査する原理は、図5.6-16に示すように、θ方向に波面が一致するようN個の振動子の駆動タイミングを制御することによるものである。n番目の振動子に必要な遅延時間tθnは、次式で与えられる。

$$t_{\theta n} = \frac{d(n-1) \cdot \sin \theta}{c} \quad (\theta \geq 0 \text{ の場合}) \dots\dots (5.6-6)$$

c : 音速

d : 振動子ピッチ

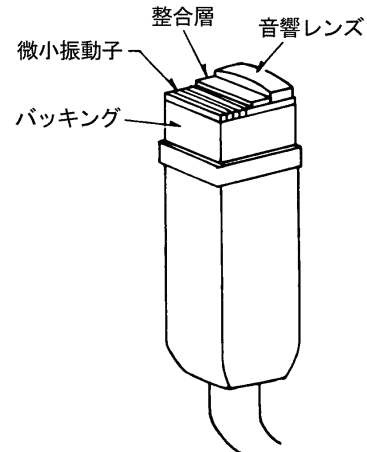


図 5.6-15 電子セクタ走査用探触子

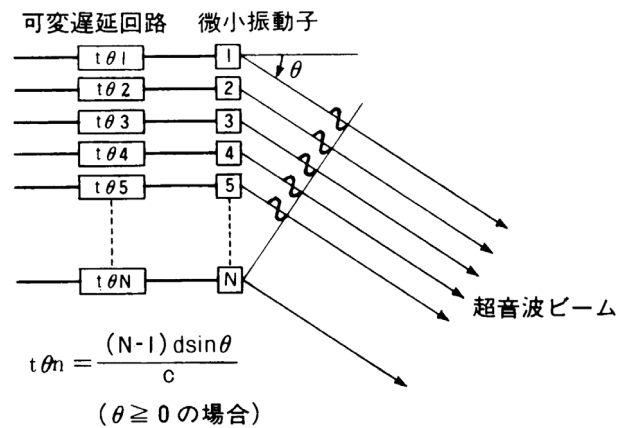


図 5.6-16 電子セクタ走査の原理

(3) フォーカス法

方位方向分解能を向上させるのに電子フォーカス法を用いる。図5.6-17に示すように、偏向角θ0で超音波ビームが焦点距離Fの焦点Pに波面が一致するよう駆動遅延時間を制御する。遅延時間は、5.6-7式で与えられる。

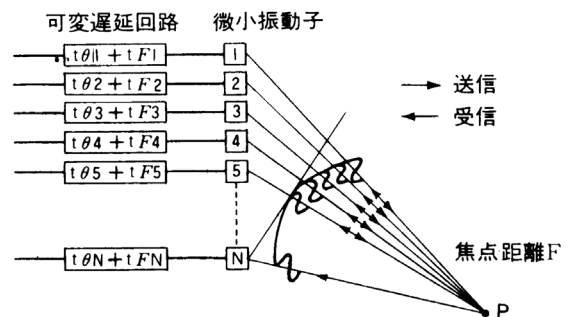


図 5.6-17 電子セクタ走査のフォーカス法

$$t_{Fn \theta_0} = \frac{\sqrt{(F \cdot \cos \theta_0)^2 + \left\{ F \cdot \sin \theta_0 - \frac{1}{2}(N-1) \cdot d \right\}^2}}{c} - \frac{\sqrt{(F \cdot \cos \theta_0)^2 + \left\{ F \cdot \sin \theta_0 - \left\{ \frac{1}{2}(N+1) - n \right\} \cdot d \right\}^2}}{c} \dots\dots\dots (5.6-7)$$

超音波ビーム走査のために必要な時間は、 $\theta_M = 45^\circ$, $d = 0.25\text{mm}$, $N = 64$ とすると、約 $7.3 \mu\text{s}$ の時間が必要となる。電子セクタ走査の場合、各振動子に与える遅延時間は、電子リニア走査に比べ大きい。遅延時間は、遅延線のタップ値により量子化される。量子化誤差が大きい場合、サイドローブレベルは増加し、画質劣化を生ずる。遅延時間は数十 ns の精度で管理する必要があり、きわめて高精度の遅延回路が必要である。また、遅延時間が電子リニア、あるいは電子コンベックス方式に比べて大きい場合、遅延回路の高周波化を難しくしている。

電子フォーカスは、5.6.2(2)で述べた多段フォーカス、受信ダイナミックフォーカスが用いられ、高い空間分解能が実現されている。次に、電子セクタ走査の音場について説明する。超音波ビームが θ_0 方向に偏向したときの音場は、次式で示される。

$$R(\theta) = \text{Re}(\theta) \cdot \text{Ra}(\theta) \dots\dots\dots (5.6-8)$$

ここで、 $\text{Re}(\theta)$ は細い振動子一素子の指向性を表すエレメントファクタ、 $\text{Ra}(\theta)$ はN個の理想点音源による指向性で、アレイファクタと呼ばれるものである。これらは、

$$\text{Ra}(\theta) = \frac{\sin \left\{ \frac{N\pi d}{\lambda} (\sin \theta - \sin \theta_0) \right\}}{N \cdot \sin \left\{ \frac{\pi d}{\lambda} (\sin \theta - \sin \theta_0) \right\}} \dots\dots\dots (5.6-9)$$

$$\text{Re}(\theta) = \frac{\sin \left(\frac{\pi a}{\lambda} \cdot \sin \theta \right)}{\frac{\pi a}{\lambda} \cdot \sin \theta} \dots\dots\dots (5.6-10)$$

である。これらを図5.6-18に示す。図の(a)の中心にあるのが、メインローブであり、そのほかのものがサイドローブである。 d/λ 値によっては、視野内に周期的にメインローブと同じ大きさのサイドローブが生ずる。(b)は、メインビームを偏向したときの音場プロファイルを示す。このように、偏向したときにグレーティングローブが生じ、アーチファクトの原因となる。

このグレーティングローブが視野内に生じない条件は、最大走査角を θ_M とすると、 θ のとりうる範囲は、 $-\frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \frac{\pi}{2}$ であるから、

$$d < \frac{\lambda}{1 + |\sin \theta_M|} \dots\dots\dots (5.6-11)$$

となり、ここで $\theta_M = \pm 45^\circ$ とすると周波数 3.5MHz では、 $\lambda = 0.44\text{mm}$ であるからエレメントピッチ d は、 $d \leq 0.26\text{mm}$ となる。

周波数を上げ、グレーティングローブを出ないようにするには、振動子のピッチ d を小さくしていく必要がある。このとき、方位方向の分解能を維持するためには、振動子数を増加させる必要がある。高周波の電子セクタプローブを実現するには、高精度の探触子加工技術が必要とされ、現在のところ 7MHz までが実用化されている。

エレメントファクタと a/λ (λ :波長, a :振動子幅)の関係を図5.6-19に示す。波長に対し、振動子幅が大きいと偏向角 θ が大きくなるにつれて、急速に感度が低下することがわかる。超音波ビームを偏向したときの感度低下を防ぐため、探触子の一素子(エ

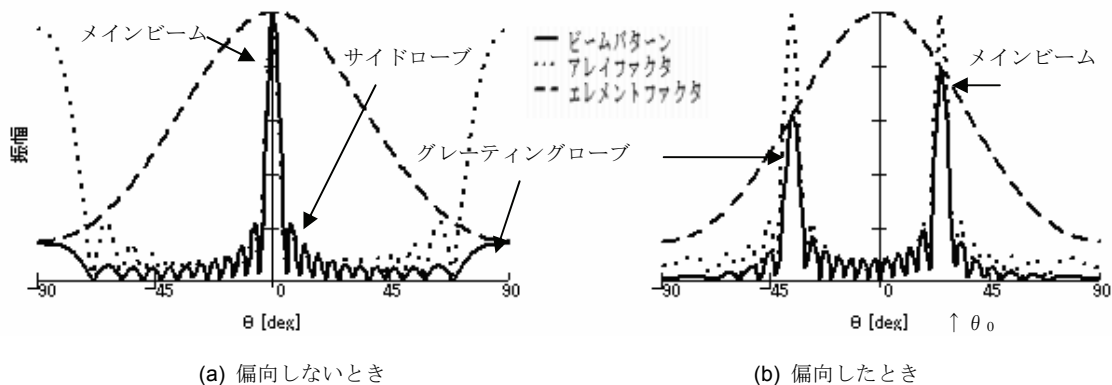


図 5.6-18 アレイ振動子のビームパターン

メント)は、微細化が必要である。

超音波ビームを走査した場合、上述のエレメントファクタの影響および、実効口径が低下するためメインビーム幅は広がり、感度も低下する。

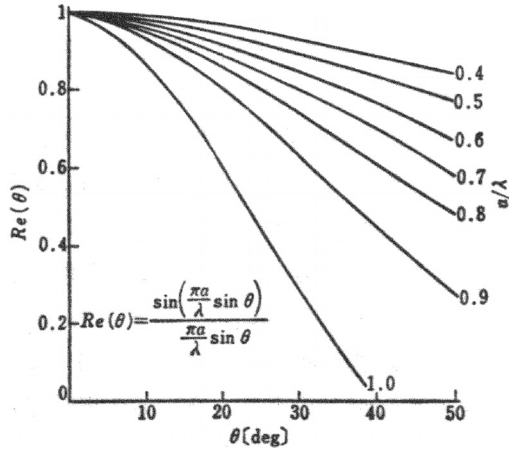


図 5.6-19 エレメントファクタ

図5.6-20に示すように肋間に囲まれた心臓の診断に有効である。図5.6-21に心臓の断層像を示す。心臓の診断では、弁、心筋などの動きを診断するために、Mモードを用いる。電子セクタ走査では、同時 B/Mモードが可能であり、Bモード(断層像)を観察しながらMモードの記録が可能である。この原理を図5.6-22に示す。

また、拍動する心臓の一時相の断層像をとらえるために、心拍同期モードも可能である。

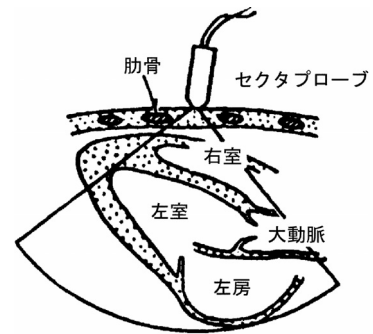
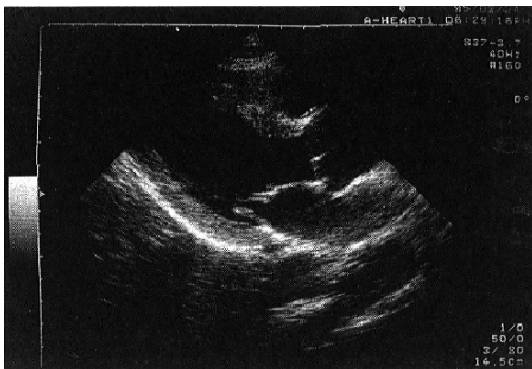


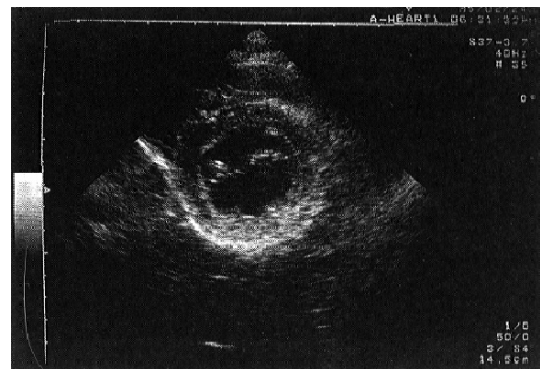
図 5.6-20 電子セクタ走査による心臓診断

(4) 臨床応用

電子セクタ走査法は、探触子が小型で軽量なため、

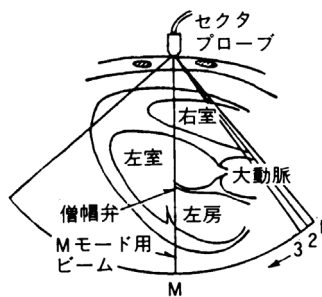


(a) 心臓長軸断層増



(b) 心臓短軸断層増

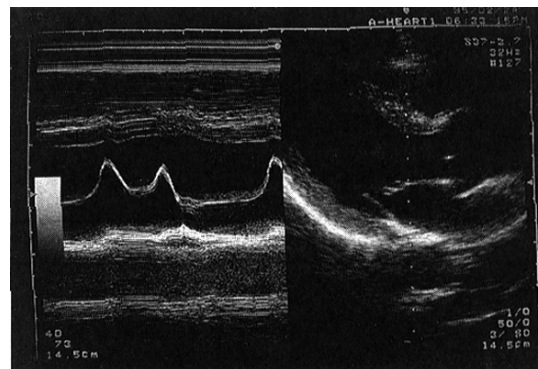
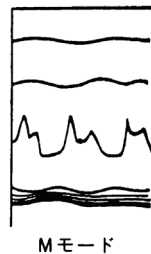
図 5.6-21 肋間走査の心臓断層像



走査順序:

- 1, 2, 3, 4, M, 5, 6, 7, 8, M, 9, 10, 11, 12, M, 13……

(a) 同時 B/M 走査の原理



(b) 同時 B/M 走査の超音波画像

図 5.6-22 同時 B/M モード走査法

電子セクタ走査は、小さな音響的な窓から生体内の断層像を得られるため、リニアあるいはコンベックス走査では見えにくい肝右葉や肋弓下からの腹部臓器の診断にも用いられる。腹部断層像の例を図5.6-23に示す。

装置の外形および電子セクタ走査用探触子の例を図5.6-24および図5.6-25に示す。

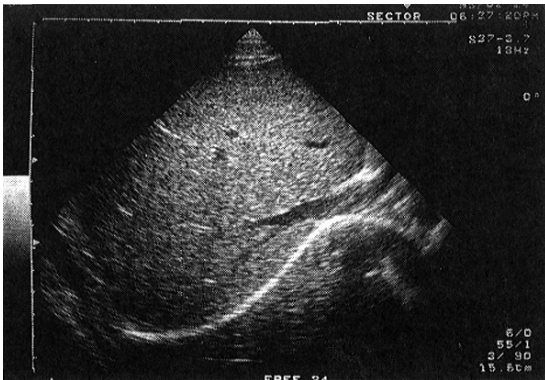


図 5.6-23 電子セクタ走査による腹部断層像



図 5.6-24 電子セクタ走査超音波診断装置



図 5.6-25 電子セクタ走査用探触子

5.6.5 デジタルビームフォーマ

近年の集積回路技術の進歩により、受信された超音波信号を直ちにデジタル化し、時間的遅延処理演算を実行する回路を実現することができるようになった。

この方式によれば、1画素単位での超音波ビームフォーカスコントロールや複数方向の超音波信号の遅延処理（並列同時受信）が可能となり、画質、フレームレートなどの性能を向上することができる。

5.6.6 メカニカルセクタ走査

電子セクタ走査の特長は、5.6.4(1)で述べたので、メカニカルセクタ走査の特長を説明する。

メカニカルセクタ走査は、機械的に1つの振動子を走査する方式である。このため、電子セクタ走査で必要だった超音波偏向のための遅延制御回路は不要であり、フォーカスのための電子回路も、振動子形状がフォーカスするように凹面状になっているため、不要である。しかし、振動子をメカニカルに安定して走査するために、サーボ制御回路は必要である。

送受信回路は、振動子が通常1つであることから、最もシンプルであり、小型の心臓用装置などに本方式は、使用されている。

位相制御で超音波ビームを走査する方式ではないため、グレーティングローブの発生はない。このため、プローブ周波数の高周波化が可能であり2MHz から10MHz までの探触子が実用化されている。電子セクタ走査とメカニカルセクタ走査の比較を表5.6-2に示す。

表 5.6-2 電子セクタ走査とメカニカルセクタ走査の比較

項目	電子セクタ走査	メカニカルセクタ走査
超音波周波数	～7.5MHz	～12MHz
同時 B/Mモード	可	不可
Mモード	可	可
心拍同期	可（正確な同期）	誤差あり
形状	小形・軽量	大きく、重い
操作性	良	やや難
システム全体のコスト	高い	比較的安い

(1) 原理

図5.6-26にインライントップのメカニカルセクタ走査方式の探触子構造を示す。この探触子は、モータ、角度検出器、回転運動を扇形運動に変える構造、走査制御回路、振動子、内容液、音響窓材から構成されている。図5.6-27にその機構を示す。

モータは、超音波診断装置本体内の制御回路により角度検出器からの情報をもとに、振動子が安定して走査するよう制御される。この方式により、安定した Bモード断層像用の走査や任意の方向に向きを固定する Mモード用の走査を実現する。本方式によるメカニカルセクタ用探触子は比較的小さくすることが可能であり、操作性に優れている。

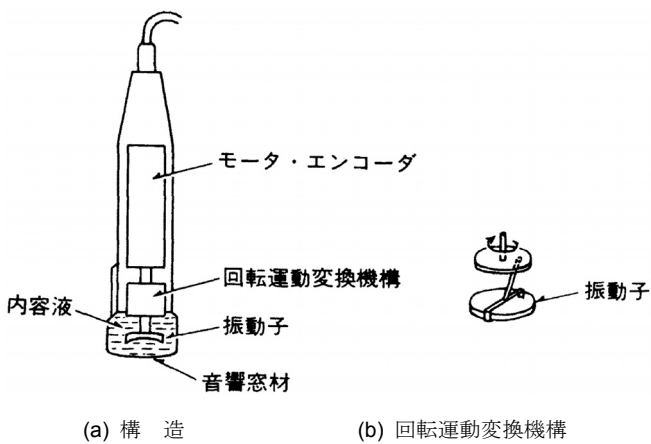


図 5.6-26 メカニカルセクタスキャナ

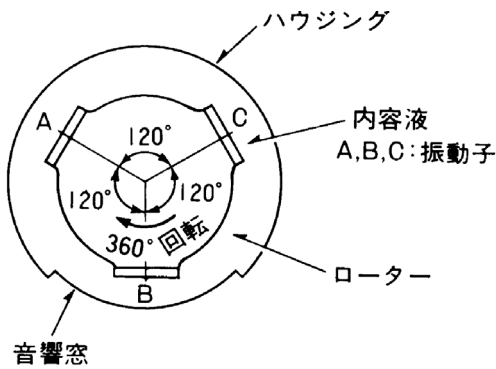


図 5.6-27 振動子回転式メカニカルセクタスキャナの原理

(2) アニュラアレイ方式メカニカルセクタ

メカニカルセクタ走査のフォーカスを電子的に制御できるようにしたのがアニュラアレイ方式である。振動子形状を図5.6-28に示す。図のように、円形振動子を木の年輪状に分割したもので、それぞれの振動子を位相制御することにより電子フォーカスすることができる。電子制御であるため、多段フォーカス、受信ダイナミックフォーカスが可能となる。アニュラアレイ方式により形成される音場はビーム中心軸に対し対象となり、超音波走査スライス方向にも音をしぼることが可能である。このため、高周波アニュラ方

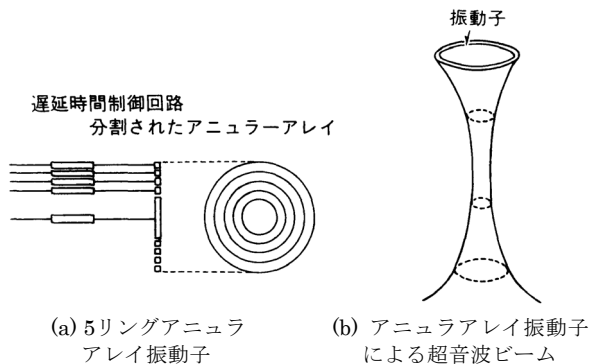


図 5.6-28 5リングアニュラ・アレイ振動子

式により、直径1mm程度の脈管などを鮮明に描出することが可能である。図5.6-29にアニュラアレイプローブで得られた画像を示す。動子を木の年輪状に分割したもので、それぞれの振動子を位相制御することにより電子フォーカスすることができる。電子制御であるため、多段フォーカス、受信ダイナミックフォーカスが可能となる。アニュラアレイ方式により形成される音場はビーム中心軸に対し対象となり、超音波走査スライス方向にも音をしぼることが可能である。このため、高周波アニュラ方式により、直径1mm程度の脈管などを鮮明に描出することが可能である。図5.6-29にアニュラアレイプローブで得られた画像を示す。

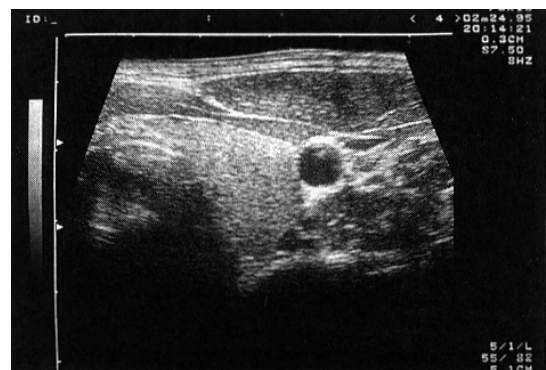


図 5.6-29 アニュラアレイ・メカニカルセクタ走査による甲状腺断層像

<参考文献>

- (1) 吉田孝他：レーダ技術，136，電子通信学会(1984)
- (2) Skoink, M.I：RADAR Handbook, MacGraw-Hill, Inc, 11(1970)
- (3) 住野洋一他：超音波パルス音場の理論解析，日超医講演論文集，40，227(1982)
- (4) 北村他：日超医講演論文集，43-C-60(1983)
- (5) 佐藤隆文他：上腹部臓器の超音波診断における電子セクタプローブの有効性，日超医講演論文集，44-209(1984)
- (6) 飯沼一浩他：高分解能電子走査形超音波診断装置，超音波医学，3，4(1976) 201-206
- (7) 城所剛，飯沼一浩：微小角セクタおよび電子フォーカスを採用したリニア電子スキャン方式の検討，第29回日超医(1976) 99-100
- (8) 飯沼一浩：超音波画像技術，第35巻，第1号，テレビジョン学会
- (9) 市川，佐々木，加藤，吉川：医用超音波機器ハンドブック(1985)，129-160 コロナ社

5.7 ドップラー応用超音波診断装置

超音波ドップラー法は超音波のドップラー効果を利用して体表から血流情報を得るもので、心臓血管の領域では必須の検査であり、そのほかの腹部領域でも広い応用が進められている。このドップラー法の歴史は古く1956年に日本で初めてドップラー効果が確認された⁽¹⁾。しかし、超音波ドップラー信号の発生源の確認方法がなく、またドップラー信号の実時間分析法がないなどの理由でなかなか普及しなかった。しかしBモード法との複合化やFFTによる実時間分析法の進歩などのめざましい技術的な性能向上と、2次元でドップラー信号をカラー表示するカラードップラー法の実現により急速に実用化され、普及した。

5.7.1 超音波ドップラー法の原理と種類

超音波ドップラー法は図5.7-1のように超音波が血管内を流れる赤血球からの散乱を受けると、その反射周波数は送信周波数よりわずかにドップラー効果により偏移することを利用するものである。この偏移周波数（ドップラー周波数） f_d は $c \gg v$ とする次式で与えられる。

$$f_d = \frac{2v \cos \theta}{c} f_0$$

ここで v は血流速度、 c は血液の音速で約1500m/sec、 f_0 は送信周波数、 θ は超音波ビームと血流方向との角度である。この式より $\cos \theta$ が知ることができて f_d を検出すれば v が算出することが可能である。例えば f_0 を2MHz、 $v = 1$ m/sec で $\cos \theta = 0$ のときは $f_d \approx 2.6$ kHz となる。

超音波ドップラー法には送波する超音波により次のように分類される。

- a. 連続波(CW)ドップラー
- b. パルス(PW)ドップラー

前者は距離分解能がなくビーム方向すべてのドップラー信号が重畳されるが、高速血流計測に優れており、狭窄部の数 m/sec 以上の測定に用いられ、簡易ベルヌーイの式により速度から圧較差を体表から簡便に求められるため広く応用されている。このほか、高周波の連続波ドップラーは末梢血管などに応用されている。

後者は変調波ドップラーの一種でパルス波変調によるドップラーである。パルス波を用いているため、ある特定の深度のドップラー信号を検出可能である。そのため心腔内や大血管や深部血管などに使用される。しかし、パルス波を用いているため、その繰返し周波数 f_r の制限により折返し現象（サンプリング定理により $-(f_r/2) < f_d < +(f_r/2)$ の範囲しか f_d は検出で

きない）が生じ、計測可能流速範囲が制限され、深部の高速血流測定は困難である。

このように両者にはそれぞれ長所、欠点があるため、診断目的に応じて併用されている。

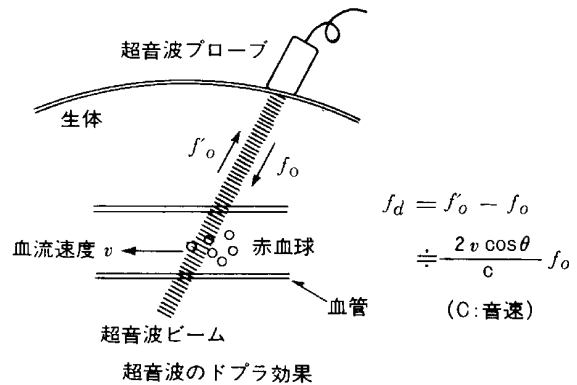


図 5.7-1 超音波のドップラー効果

5.7.2 超音波ドップラー診断装置

現在の実用的ドップラー装置は一般に B モード装置と組み合わせており、Bモード上でパルスドップラー法の場合はドップラーのサンプリング位置を設定確認しながら血流情報を検出している⁽²⁾。連続波ドップラー法の場合はそのビーム方向を B モードで確認している。図5.7-2にパルスドップラー装置のブロック図を示す。このブロック図で、ミキサは受信反射波と基準信号をかけ算することにより、ドップラー信号がある場合いわゆるうなり現象が発生する。この位相検波出力をサンプリングホールド回路である特定深度のドップラー信号のみ取出している。ドップラーフィルタは必要としている血流からのドップラー信号と、比較的動きの遅い心臓壁や血管壁からの不要低周波ドップラー信号を除去するためのものである。

ドップラー信号の表示にはドップラー信号から速度に対応するドップラー周波数に変換して表示する周波数分析が必要である。初期にはドップラー信号を直接スピーカで音で聞くことやゼロクロス法による平均周波数を求める方法などが行われたが、現在では実時間で高速フーリエ交換(FFT)することが実用化されており、FFT ドップラーとも呼ばれている。この表示は横軸に時間、縦軸にドップラー周波数（速度に対応）をとって FFT の出力波形（パワー）を輝度で示すスペクトラム表示が用いられている。そしてプローブに近づく流れと遠ざかる流れとを方向分離して表示している。このスペクトラム表示によればスペクトラムの広がりにより層流か乱流かの判断も可能で

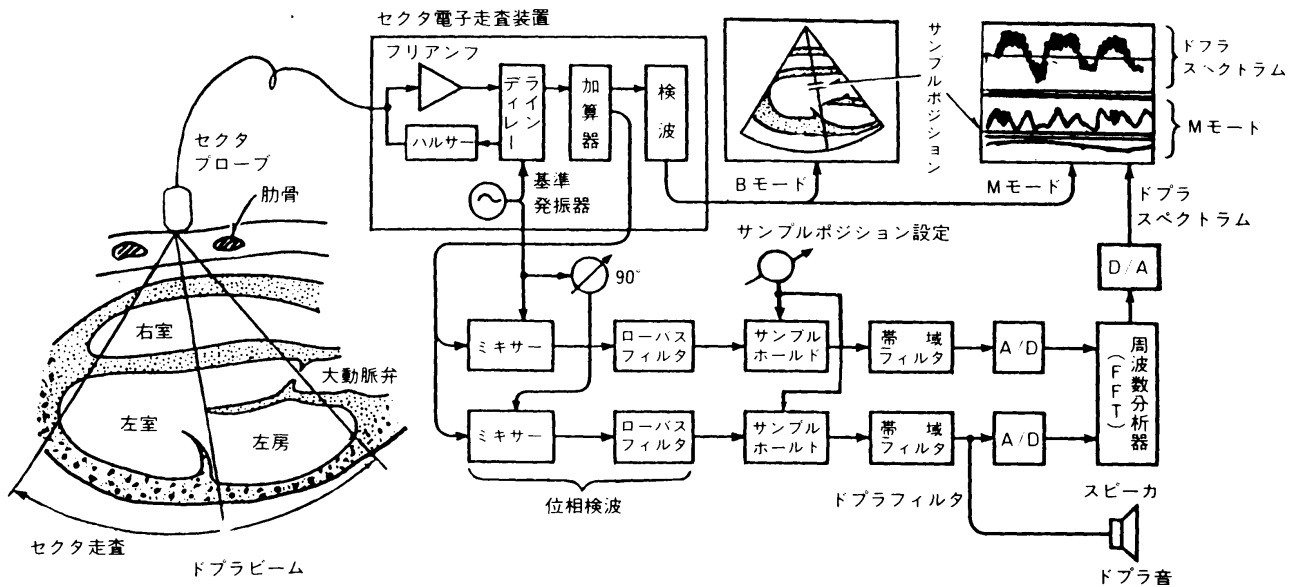


図 5.7-2 パルスドップラー法と断層法の複合装置

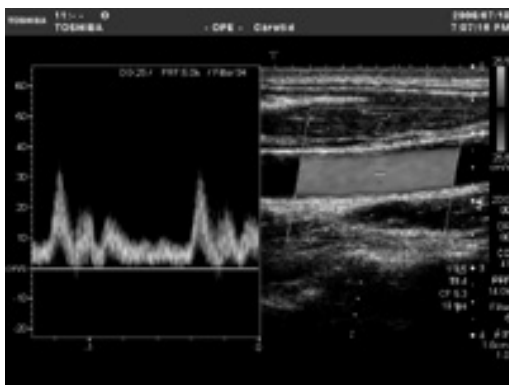


図 5.7-3 パルスドップラー法による頸動脈血流波形

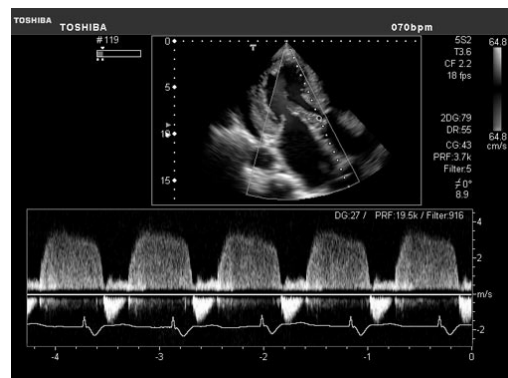


図 5.7-4 連続波ドップラー法（大動脈逆流，電子スキャンプローブによるステアリング連続波ドップラー）

ある。図5.7-3に頸動脈血流の例を示す。連続波ドップラー法は連続波のため送受信それぞれ別の振動子が必要である。このためBモード法と併用するときは種々の工夫が必要である。メカニカルセクタスキャンでは2分割の振動子を用いるのが一般的である。電子走査の場合には電子走査用の配列振動子を2分割して送信と受信に用いて電子的にビームを偏向するステアリング連続波ドップラー法が一般的である。

連続波ドップラーは図5.7-2のブロック図中のサンプリングホールド回路が不要なだけで、ほかは全くパルスドップラー法と同じ構成である。最近の装置ではパルス、連続波両方のドップラーが可能なものが一般的である。連続波ドップラーの例を図5.7-4に示す。

5.7.3 カラードップラー断層法

カラードップラー断層法はパルスドップラー法が1点の血流情報であるのに対して、2次元的血流情報を

リアルタイムで表示するものであり、基本的にはパルスドップラーと同じ原理である。表示は一般的にはプローブに近づく流れを赤、遠ざかる流れを青のカラー表示で行っている。このカラードップラー断層法はレーダで用いているMTI(Moving Target Indicator: 移動目標指示装置)の技術を応用したもので、1983年ころから実用化された。血流情報の2次元リアルタイム表示のための血流の方向、逆流や短絡血流などの異常血流の様子が容易に識別可能なため、急速に普及、実用化した^③。

カラードップラー断層装置のブロック図を図5.7-5に示す^④。この原理はパルスドップラー法と同じであるが、超音波ビーム方向のドップラー信号を効率的に検出するためにMTIフィルタを使用して心臓壁などの不要な固定反射波信号(クラッタ)を除去している。このとき超音波ビームの走査法はドップラー周波数を判定する一定のデータ取込み時間が必要で、同一

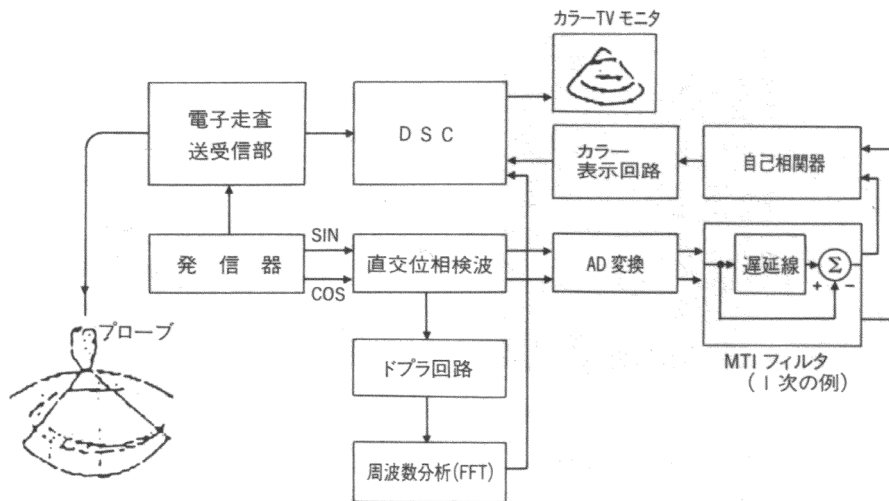


図 5.7-5 カラー Doppler 断層装置のブロック図

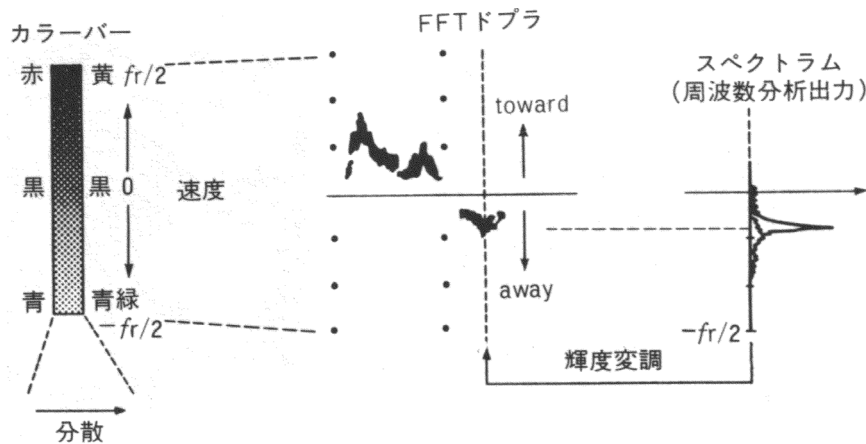


図 5.7-6 カラー Doppler 法カラー表示 (速度-分散表示)

方向に数回超音波送受信を行っている。この回数をデータ数(n)といい、n を多くすると Doppler 周波数検出精度は向上するが、表示画像のフレーム数が低下しリアルタイム性が悪くなる。またパルス Doppler 法と同様にパルス繰返し周波数 fr により測定可能流速 ($fd \leq |fr/2|$) が制限され、測定可能深度 D も限定される。このため目的に応じて n と fr を最適に選択する必要がある。

次に2次元の多点数の Doppler 信号の分析には FFT や実時間での分析も行われているが、一般には自己相関法により平均周波数 $fd(f_s(f)df/\int S(f)df)$ をリアルタイムで算出するものが多い。

最終的表示は図 5.7-6 のように方向分離を行いプローブに近づく血流を赤色系、遠ざかる血流を青色系 (逆もある) で表示し、速度を色相で示す速度表示や速度の分散 (速度の広がり) を色相、速度を輝度で表示する速度-分散表示のほかに、Doppler 信号の強

度をカラー表示するパワー表示などが使用されており、その色相の度合いなど目的に応じて選択されている。

このカラー Doppler 断層法に加えてカラー Doppler の M モード表示やパルス Doppler や連続波 Doppler のスペクトラム表示が併用、同時表示され、特定部位の血流情報を精度よく計測することが行われている。また電子セクタ走査以外にもリニア走査や機械走査によるカラー Doppler 法も実用化され用途が拡大されている。

図 5.7-7 にカラー Doppler 断層装置の外観と図 5.7-8 にその臨床例を示す。

5.7.4 腹部カラー Doppler 断層装置

心臓分野を中心に発展してきたカラー Doppler 断層法は腹部などのほかの部位での応用が進められているが、その場合に必要な性能としては①低流速の



図 5.7-7 カラー Doppler 断層装置



図 5.7-8 カラー Doppler 画像 (腎血流)

検出, ②フレーム数 (リアルタイム性) の向上, ③検出感度向上, ④分解能の向上などである. ①, ②は密接な関係があり, 測定可能血流速 v_{min} は $fd_{min} = fr/n$ (n : データ数, fr : 繰返し周波数) に比例するため, 低流速を検出するには fr を下げるか n を大きくすればよい. しかし画像表示フレーム数が毎秒数フレーム以下となるため, 走査線数やカラー Doppler の表示範囲の限定などを行うほかに, 1回の超音波の送信で複数方向からの受信を行うビーム形式法などによりリアルタイム性を向上させている. ③の検出感度は腹部の細く深部の血管の血流検出には重要で, プローブ感度向上やシステムの S/N の改善などが必要である. ④は細い血管の血流の映像化に重要で基本的分解能向上のほか, 血流画像の画素の細さや補間技術などの画像処理が行われている.

<参考文献>

- (1) Satomura S ほか: “A new method of mechanical vibration measurement its application”, *Memoirs of the Institute of Scientific and Industrial Research, Osaka Univ.* 13,125,1956.
- (2) S. Sato: “Ultrasound Doppler Technique”, *Toshiba Medical*

Review Vol.10,1983.

- (3) 吉川純一ほか: “超音波 Doppler 法の臨床” 7~23, *メディカルコア*, 1986
- (4) 瀬尾ほか: “カラー Doppler 断層法の原理と装置”, *BME*, Vol.1,14,1987

5.8 特殊プローブと臨床応用

超音波プローブは電子リニア, 電子コンベックス, 電子セクタおよびメカニカルセクタの各走査方式に, 用途に応じた各種超音波周波数, 各種視野のものがある. 本項では特殊用途のプローブと, 各種プローブの臨床応用の概要について述べる⁽¹⁾.



図 5.8-1 各種超音波プローブ

5.8.1 穿刺プローブ

超音波ガイド下穿刺術が開発される以前, 針生検は熟練を要する手技であったが, 超音波ガイド下では針先エコーが超音波画像上リアルタイムで観察できるため, 針を目的の部位まで正確に導くことができ, 血管を避け正確かつ安全に生検針を腫瘍部に到達させ, 組織片を採取することが容易になった.

穿刺プローブは超音波ガイド下穿刺術を容易に行うために開発された. 電子リニアまたは電子コンベックスプローブの一種で, 中央部または端部に穿刺針を通すための切れ込みが施され, そこにブロック状の穿刺アダプタを固定することで針をガイドする. 針が皮膚面に刺入した直下から針のエコーが確認できる.

本プローブの臨床応用は, 針生検による組織採取, 膵管などへの造影剤注入, 肝臓に対する局所的エタノール注入療法やラジオ波またはマイクロ波焼灼法, および胆管などへのドレナージチューブ挿入などである.

このように組織診断による確定診断だけでなく, 治療への応用ができる穿刺プローブは現在広く使用されている. また, 超音波ガイド下穿刺術のためには, 各種プローブの側面に取り付け, 穿刺針をガイドする



図 5.8-2 電子コンパックス式穿刺プローブ

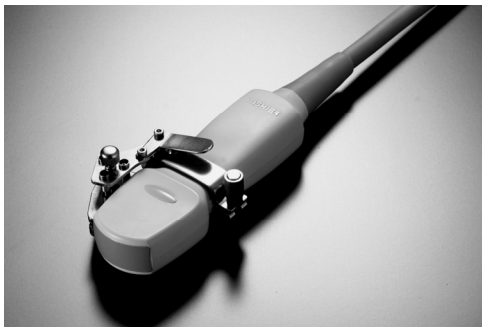


図 5.8-3 電子コンパックス式プローブと穿刺アダプタ

穿刺アダプタも広く使用されている。

5.8.2 超音波内視鏡プローブ⁽²⁾

超音波内視鏡プローブは、ファイバースコープ内視鏡または先端に固体撮像素子(CCD)を内蔵した電子内視鏡の先端に超音波振動子を組み込んだものである。電子走査式(リニア、コンパックス)、ラジアル式があり、消化器の診断に使用されている。

電子走査式は視野幅は狭いが、カラードップラー表示や穿刺に優れる。ラジアル式は振動子を機械的に回転させるため、広視野の断層像を得ることができるが、カラードップラー表示などは困難である。また、電子走査式は縦断面、ラジアル式は横断面と、両方式で断面が異なるため、注意が必要である。

両方式ともに、超音波の伝搬の障害となる消化管内ガスを避けられ、検査対象部位の近くから走査できるため、高周波の超音波(7.5MHz以上)が使用でき、高分解能画像を得ることができる。

これらのプローブは、胃がんの深達度診断や食道静脈瘤・胃静脈瘤の硬化療法の効果判定に使用されているほか、胆管・膵管内狭窄部の病変などの診断にも使用される。電子式では、鉗子口を経由して、超音波画像で患部を観察しながら穿刺が可能である。

また内視鏡で病変を診察した後、内視鏡の鉗子口から挿入して体腔内をラジアル走査する数mm径の高周波(10~20MHz)超音波細径プローブが消化管診断に



図 5.8-4 リニア式超音波内視鏡プローブ

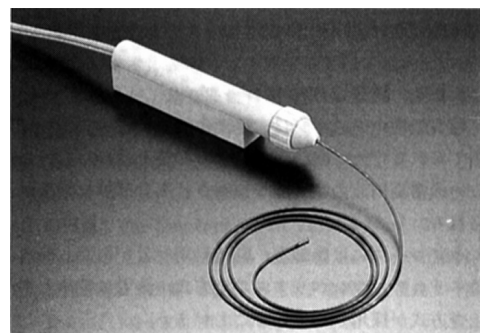


図 5.8-5 ラジアル式超音波細径プローブ

実用化されてきている⁽³⁾。

5.8.3 経食道心エコー法(TEE)用プローブ

カラードップラー法による循環器診断の普及と、内視鏡技術との組合せにより、食道または胃から心臓や大動脈を診断する経食道心エコー法(Trans Esophageal Echocardiography: TEE)が確立した。

心臓は肋骨と肺に囲まれているため、体表走査では、心断層像を得られる部位は胸骨左縁、心尖部、心窩部などに限られる。また、患者によっては胸壁の音響的影響を受けて画質が劣化することがある。

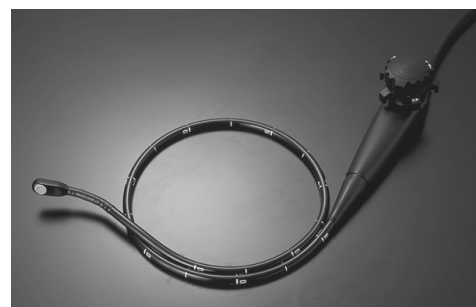


図 5.8-6 マルチプレーン TEE プローブ

本手技によって、体表走査では描出できない断層面を、心臓に近い部位から胸壁の影響なく高分解能な画

像で観察することが可能となった。また、開胸時でも使用できるため、外科手術前後のモニタリングや、手術の成否判定にも使用されている。

TEEプローブとしては、横断面と縦断面用の振動子を並べたバイプレーン方式と、円形の振動子部を機械的に回転させるマルチプレーン方式が実用化されているが、現在では、任意の断層面が観察できるマルチプレーン方式が主流となっている。

5.8.4 術中プローブ

術中プローブは、手術中臓器に直接プローブを当てられるため、腹壁や脂肪層、頭蓋などによる音響的影響を受けない。このため通常高周波の超音波が使用され高分解能な画像が得られる。

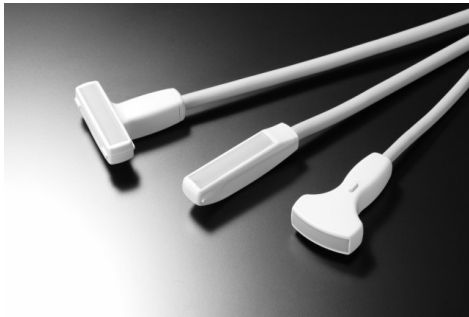


図 5.8-7 各種術中プローブ

(1) 腹部術中プローブ

腹部術中プローブは、電子リニアまたはコンベックス式が採用されていることが多い。

腹部術中超音波検査の適応は、病巣部位の同定、手術の可否の決定、胆管・膵管や膿毒性病変の穿刺のガイド、切除、切開のガイドおよび手術結果の確認である。特に腫瘍の切除手術の場合、カラードップラー超音波診断装置との併用により、主要血管の位置を確認し、これを避けて切除する部位を決定することができる。

(2) 超音波腹腔鏡プローブ

近年、患者のQOL(Quality of Life)向上のため、腹腔鏡下での手術が盛んに行われるようになってきた。それに伴い、腹腔鏡下での胆のう摘出時の、総胆管遺残結石の有無の確認、胆のう動脈・胆管・総胆管の同定のためリニア式超音波腹腔鏡プローブが実用化されている。

また、肝細胞がん治療時の腹腔鏡下穿刺用に、先端部にコンベックスプローブを配したエンドファイア型の超音波腹腔鏡プローブも実用化されている。



図 5.8-8 リニア式超音波腹腔鏡プローブ



図 5.8-9 エンドファイア型超音波腹腔鏡プローブ

(3) 脳外科用術中プローブ

電子セクタ式の脳外科用プローブは、小さく切除された Burr Hole にプローブを挿入し、脳腫瘍の位置の同定・腫瘍切除時のガイドを行う。また本プローブには穿刺ガイドアダプタが付属されており、これによりシャントチューブの挿入が超音波リアルタイム断層像をもとに、より正確に行えるようになった。

5.8.5 経直腸プローブ

前立腺診断のための経直腸プローブは、電子走査式とメカニカル走査式がある。電子走査式は、縦断面用のリニア式、または先端にコンベックス式振動子を配したエンドファイア型のシングルプレーンプローブと、縦断面用リニア、横断面用コンベックス、エンドファイア断面用コンベックスのうち、二つの振動子を配置したバイプレーンプローブがある。一方、メカニカル走査式は縦断面と横断面の任意の画像が得られ



図 5.8-10 コンベックス/コンベックス式経直腸プローブ

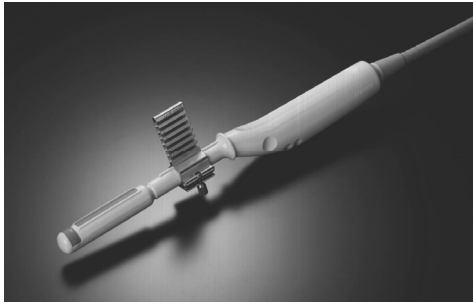


図 5.8-11 リニア/コンベックス式経直腸プローブ

るマルチスキャン式のプローブが実用化されている。メカニカル走査式は、安価な装置でも広い視野が得られる反面、カラードップラー表示ができない。

バイオプシ検査のための穿刺手技は、穿刺アダプタを取り付けることにより可能である。電子走査式の場合、経会陰穿刺にはリニア式が、経直腸穿刺にはエンドファイア型が用いられる。

5.8.6 経膈プローブ

産婦人科の超音波診断は、経腹的検査のほかに、電子コンベックスおよびメカニカルセクタ式による経膈プローブが、多く使用されている。基本的にはエンドファイア型のシングルプレーンプローブであり、経直腸プローブとしても使用されることがある。



図 5.8-12 電子コンベックス式経膈プローブ

主な臨床応用は妊娠初期から中期の胎児診断や発育計測であって、振動子を検査対象部位（子宮および卵巣）に近づけることができるため、高分解能の画像を得ることができる。また穿刺アダプタの併用により、卵胞採取による体外受精(In Vitro Fertilization: IVF)も、現在では多数の施設で行われている。

5.8.7 経頭蓋ドップラー(TCD)用プローブ

従来より頭蓋ドップラー診断は、シングルプローブによる検査が行われていたが、カラードップラー超音波診断装置により、正確な診断情報がリアルタイムで得られるようになり、頭蓋内血管の狭窄・閉塞診断、

側副枝容量の評価、頭蓋内静脈奇形の診断、血管収縮のモニタリング、眼動脈血流波形分析による動脈硬化度の判定^⑤などが研究され、実用化されている。頭蓋骨での減衰の影響を受けるため、プローブとしては、低周波数(2.5MHz 以下)の電子セクタ式が主に使用される。

5.8.8 血管用プローブ

体表から血管を診断するプローブとしては、高周波(6MHz 以上)の電子リニアまたはコンベックス式が主に用いられる。臨床応用としては、動脈硬化に伴う狭窄やプラークの診断の他に、手術などによる長時間の安静に伴う下肢深部静脈血栓症(DVT)の診断、血管内治療のためのガイドやモニタがある。

また、20~30MHzの高周波数の振動子をカテーテルの先端に装備し、血管内より血管壁の微細な構造を観察する血管内プローブも開発された^⑥。

X線による血管造影法では内腔の評価しかできないが、超音波画像では血管壁の内部の構造を表現することができ、動脈硬化の重症度の診断に有用であると考えられている。

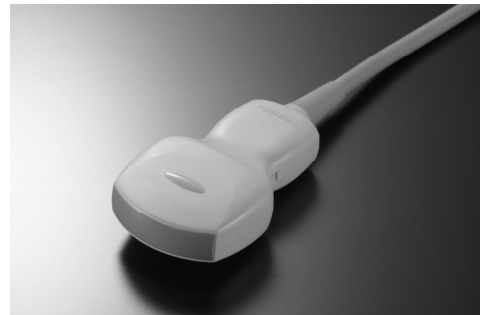


図 5.8-13 高周波電子コンベックス式プローブ

5.8.9 新生児用プローブ

新生児における先天性心疾患や、水頭症など脳内の異常を診断するため、保育器の中でも操作可能な小型のプローブが実用化されている。走査部位が大泉門などに限定されるため、電子セクタ式または、小曲率半



図 5.8-14 電子セクタ式新生児用プローブ

径の電子コンベックス式が用いられる。対象が新生児であり、減衰の影響を受けにくいいため、比較的高周波（6MHz以上）で、高分解能の画像が得られる。

<参考文献>

- (1) 町田薫, The Development of Various New Ultrasonic Probes, P.25~35, Toshiba Medical Review No.23.1988
- (2) 福田守道, 平田健一郎, 三谷正信, 超音波内視鏡—M側から, P.302~308, BME, Vol.5, 1988
- (3) 崔馨, 税所宏光, 大藤正雄他, 日超医講演論文集 63S4-4, 1993
- (4) 穂積正則, 井戸健一, 磯田憲夫他, 日超医講演論文集 73-P13, 2000
- (5) 紀平幸一, 川内章裕, 當間みゆき他, 日超医講演論文集, 63R2-8, 1993
- (6) 吉田清, 吉川純一, 血管内超音波診断法, P.93-95, Innervision(6.1)1991

5.9 超音波の非線形映像法

超音波診断装置のデジタル化に伴って複雑な信号処理がリアルタイムに可能となってきた。その中で近年、最も注目されているのは、超音波の非線形現象を利用した映像技術である。主として、Bモード画質の向上を目的としたティッシュハーモニックイメージング (Tissue harmonic imaging) と、造影剤とともに用いられ血流信号を映像化する目的のコントラストハーモニックイメージング (Contrast harmonic imaging) とに分けられる。特に後者は、今まで超音波では不可能であった微小かつ低流速の血流情報も可視化できる手法として、期待されている。本章ではこの2手法について概説する。

5.9.1 ティッシュハーモニックイメージング(THI)

非線形現象を超音波診断に利用しようとする試みは、1980年代に多くの研究報告が見られる。代表的なものとしては、臓器の中を伝搬する超音波の“非線形現象の度合い”を定量して、正常部と疾病部を見分ける、という「非線形パラメータの映像化」であった⁽¹⁾⁻⁽²⁾。残念ながらこの映像法は未だ実用化に至っていないが、それでもこの時期の研究成果は、生体内の音響的非線形現象の解明に大きな役割を果たしたと言える。ここで非線形パラメータについて簡単に記す。これは、静圧時からの音圧変化 p と媒質（水や生体組織など）の静圧時からの密度変化 ρ を以下のような近似式

$$p = A \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right) + \frac{B}{2} \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^2 \quad (1)$$

で表したとき、係数比 B/A の値を指す。ここで ρ_0 は静圧時の媒質の密度である。 B/A 値は、温度によって多少変化するが、媒質に固有の値であり、水で5.2、肝臓7.3、筋肉 7.5 程度である B/A の値が大きいということは、音圧と密度の関係が単なる比例関係で表せないということを意味する。

ある程度非線形特性を持つ生体内を超音波が伝搬すると、波形に歪が生じ、図5.9-1のように、送信の周波数スペクトル（点線）には含まれない高次の高調波成分が受信信号の周波数スペクトル（実線）に現れる。非線形伝搬によって発生した高調波信号成分を抽出して映像化するのが、THI とよばれる手法である。これは簡単には、図5.9-1中に示したようにデジタルフィルタを利用して所望の周波数成分を濾波すればよい。

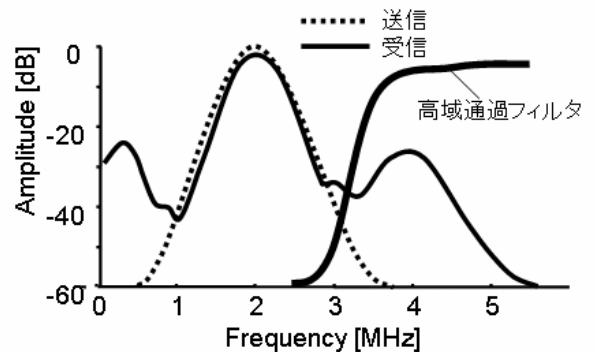


図 5.9-1 ティッシュハーモニックイメージングの概念図

ただしこの図からもわかるように、送信スペクトルがある程度の帯域幅を持っている場合、基本波成分と高調波成分が混在する帯域も存在してしまい、デジタルフィルタのみでは限界がある。純粋な高調波成分のみを抽出する別の方法としては、Phase inversion 法があるが、この原理については次節で述べる。

THI 法の利点は以下の通りである。送信超音波の収束音場にはメインローブのほかに必ずサイドローブが含まれる(図5.9-2)。一般的には、メインローブと比べるとサイドローブのレベルは十分低い、もしサイドローブの方向に非常に強い散乱体があると、それが画像化されてしまいノイズ（アーチファクト）となってしまう。ところで伝搬による非線形成分は、音圧振幅の二乗に比例する。つまり基本波成分においてメイン/サイドローブ比が $1/n$ であれば、そこから発生する2次高調波成分では $1/n^2$ となり、サイドローブが相対

的に軽減することになる。循環器領域では、サイドロープの方向に、肋骨や肺といった非常に強い散乱体が存在することが多く、この改善は非常に有効である。腹部臓器でも、画像外にある肺などの高散乱物からのアーチファクトが軽減することが知られている。

また同じ理由で、高調波成分のメインローブの幅が狭く（つまり音場プロファイルが急峻に）なり、方位方向の分解能が向上する。

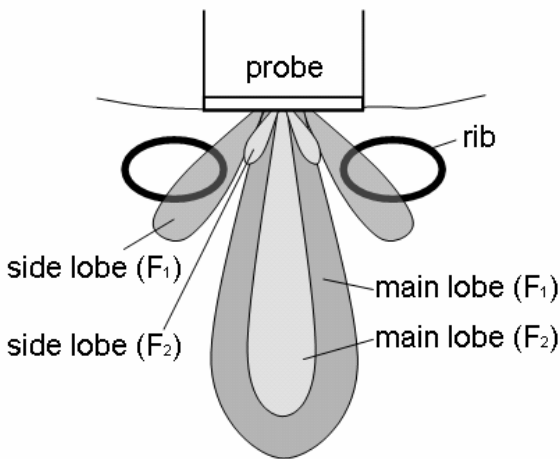
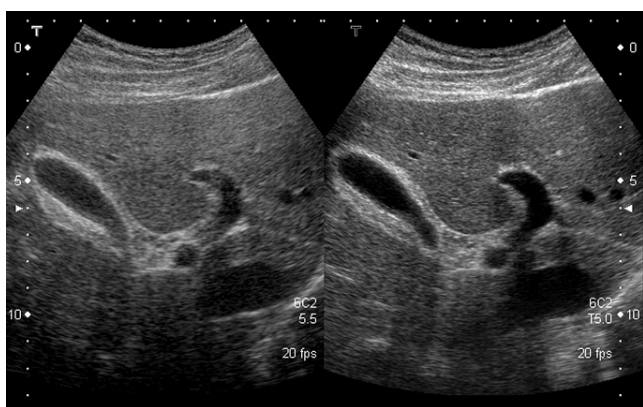


図 5.9-2 基本波成分(F1)および harmonic 成分(F2)の音場プロファイル

図5.9-3は、肝臓の超音波画像例である。通常 B モードと比較すると、THI 画像では血管や胆嚢内の無エコー部がより正確に描画されており、コントラスト分解能が向上していることがわかる。



(a) Bモード (b) Tissue Harmonic
図 5.9-3 THI による画質向上例（肝臓）

5.9.2 コントラストハーモニクイメージング(CHI)

近年、超音波造影剤を体内に投与して血流信号を選択的に映像化する、CHI 法（造影エコー法とも呼ばれる）が臨床で利用されている⁽³⁾。超音波造影剤の主成

分は数ミクロン程度の微小気泡(microbubble)であり、血液中では強い散乱を示すことよりエコー信号の大幅な増強が図れる。この手法は原理的には血流速に依存しないため、非常に遅い血流すなわち、心筋内や肝臓実質の毛細血管レベルの微小血流を映像化できる。ただし、従来から検出されている臓器からも、充分大きなエコー信号が得られるため、これらの信号から微小気泡由来のエコー信号のみを選択的に抽出することが望ましい。この抽出のカギとなるのが、微小気泡の強い非線形挙動である。CHI 法の原理を以下に概説する。

水中に存在する気泡が音波で励起されると、気泡自身の共振振動などによって、送信波とは異なる超音波が放射されることが知られている⁽⁴⁾。さらに高い送信音圧では、気泡の消失や断片化をとまなうより複雑な現象が起こる⁽⁵⁾。その結果、造影剤微小気泡からのエコー信号には送信基本波成分に加えて、2倍,3倍…といった高調波成分(harmonic components)が含まれる。前述の非線形パラメータ B/A でいえば、生体組織が5.5~11程度に比較して、気泡を含んだ媒質では $10^4 \sim 10^5$ であり、非線形現象は非常に大きい(図5.9-4)。ここで、前述の THI 法同様に、高域通過型フィルタなどで高調波成分のみを取り出せば、組織からのエコーが低減し、微小気泡由来の信号のみが映像化されることになる。

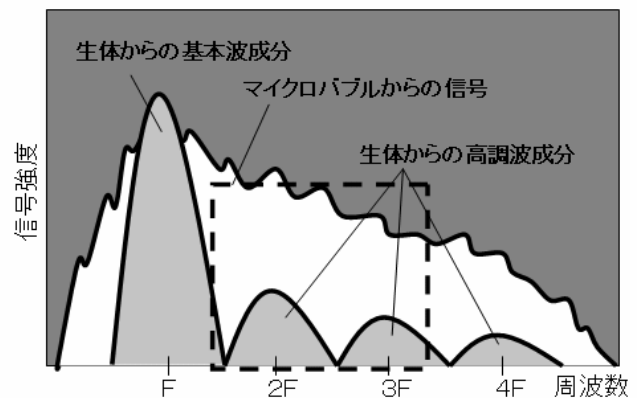


図 5.9-4 コントラストハーモニク法の概念図

5.9.3 マイクロバブルを利用した種々の映像法

微小気泡からのエコー信号を効果的に映像化する方法は、前述の高域通過型フィルタのほかにもいくつか考案されている⁽⁶⁾⁻⁽⁹⁾。その中から信号処理手法として代表的なものを解説する。

(1) 位相反転法 (Phase inversion harmonic) ⁽⁶⁾

この手法は Pulse inversion 法とも呼ばれる。従来 B モード画像では、一方向に対して1回の送受信を行うが、本手法は一方向に対して2回の送受信を繰り返

す。このとき、2回目の送信波形は、1回目に対して位相を 180° シフトさせる。受信信号には高調波成分が含まれるが、2回目のパルスに含まれる2倍高調波成分のシフト量は 360° ($=180 \times 2$) すなわち1回目のパルスと同位相となる。これら2つの受信信号を加算すれば、基本波成分は反転した位相のためキャンセルされ、偶数倍の高調波成分のみが抽出できる (図5.9-5)。

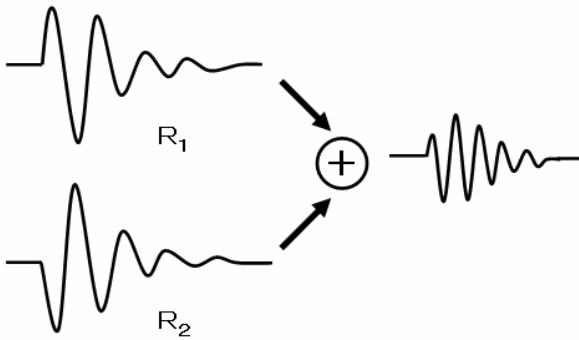


図 5.9-5 phase inversion 法

(2) 振幅変調法 (Amplitude modulation)⁽⁷⁾

この手法も位相反転法と同様に、一方向に対して2回ずつ送受信を繰り返すが、2回目の送信パルスは、形状が同一であるが振幅が1回目の振幅の2倍に設定される。照射される音圧が異なることでマイクロバブルの非線形現象の発生にも違いが生じる。受信後、1回目の受信信号を2倍すれば、線形な基本波成分は2回目の受信信号と同形となるはずである。この2つの受信信号の差分をとることで、非線形成分のみが残差として抽出される (図5.9-6)。なおこの手法は Power modulation 法とも呼ばれる。

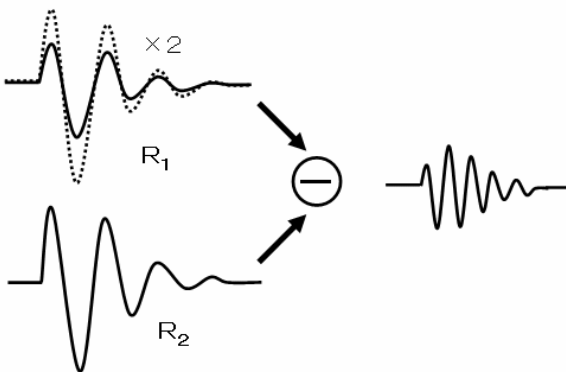
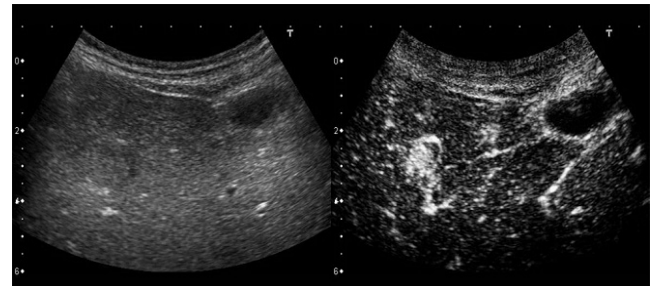


図 5.9-6 Amplitude modulation 法

手法 A,B とも、マイクロバブルが理論的な振動モデルとして扱える場合でも非線形信号を抽出できることを示しているが、マイクロバブルが消失や断片化が起これば、抽出されるマイクロバブルからの非線形

信号はさらに大きなものとなる。

最後に、CHI 法による肝臓の臨床画像例を図5.9-7に示す。通常 B モード(a)では、肝臓中央からやや左に腫瘍性の境界がかすかに見えているが、鮮明ではない上に、性状までは鑑別できない (右の黒い円は胆嚢)。CHI 法による造影剤流入直後の画像(b)では、肝実質に血流が行き渡る前に、腫瘍部が鮮明に増強されており、存在診断のみならず、性状診断として悪性度が高いこともうかがえる。



(a) Bモード (b) CHI

図 5.9-7 CHI 法による肝臓の臨床画像例

5.9.4 今後の課題と展望

超音波非線形映像法は進化を続けており、特に微小気泡を用いた応用は、診断のみならず、抗がん剤や血栓溶解剤を付加したドラッグデリバリーシステムなど、治療分野への研究が進んでいる。一方で、血中の微小気泡の挙動においては未解明の部分も多い。今後、マイクロバブルの挙動に関するさらに基礎的/理論的な考察についても、ますます重要な研究テーマとなると考えられる。特に、バブルの生体内での挙動、特に微小循環系における動態や、破裂時の細胞への物理的影響⁽¹⁰⁾など、医学的な見地からの考察も、この分野の発展には不可欠であると言える。

<参考文献>

- (1) N. Ishida, T. Sato, M Linzer: Imaging the non-linear ultrasonic parameter of a medium. Ultrasonic Imaging, 5, 295-299 (1983)
- (2) C. Cain: Ultrasonic reflection mode imaging of the nonlinear parameter B/A: A theoretical basis. J Acoust soc Am, 80, 28-32 (1986)
- (3) P. N. Burns, J. E. Powers et al.: Harmonic imaging: principles and preliminary results. Clin Radiol, 51 (Suppl I): 50-55 (1996).
- (4) B. Schrope, V. L. Newhouse et al.: Simulated capillary blood flow measurement using a nonlinear ultrasonic contrast agent. Ultrasound Imaging. 14, 134-158 (1992).
- (5) P.A. Dayton et al.: Optical and acoustical observations of

- the effects of ultrasound on contrast agent. IEEE Trans UFFC, 46, 220-232 (1999).
- (6) P.N. Burns et al.: Pulse inversion imaging of liver blood flow. Improved method for characterizing focal masses with microbubble contrast. Invest. Radiology, 35, 58-71 (2000).
 - (7) F.A. Duck: Nonlinear acoustics in diagnostic ultrasound. Ultrasound Med Biol, 28(1), 1-18 (2002).
 - (8) N. Kamiyama, F. Moriyasu, et al.: Analysis of flash echo from contrast agent for designing optimal ultrasound diagnostic systems. Ultrasound Med Biol, 25(3) 411-420 (1999).
 - (9) F. Moriyasu, N. Kamiyama et al.: Ultrasound contrast imaging of hepatic microcirculation using a flash-replenishment sequence. Radiological Soc. North Amer 2003, 620 (2003) (Proc.).
 - (10) 工藤信樹 岡田健吾 他: 微小気泡存在下で超音波が細胞に与える作用について: 血管内皮細胞を用いた検討. 日超医基礎技術研究会資料, AI2002-3-1, (2002)

5.10 3次元表示・4次元表示

超音波診断装置における3次元表示までの処理の流れと生成されるデータを図5.10-1に示す。以下、各段階における技術を説明する⁽¹⁾。

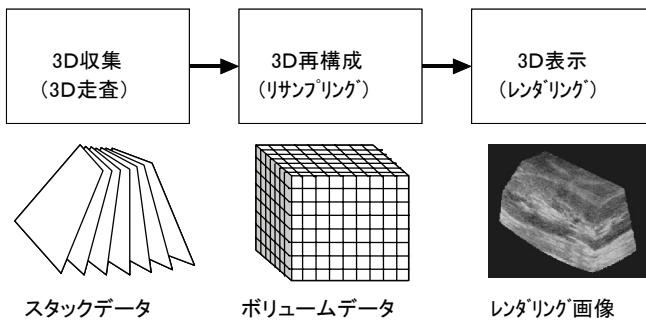


図 5.10-1 3D 処理の流れ

5.10.1 3次元/4次元データ収集技術

1次元アレイプローブを3次元的に走査することにより、3次元データの収集が可能である。さらに、メカニカル4D プローブや2次元アレイプローブを利用して、3次元的な繰り返し走査が可能となり、時間軸を含めた4次元データ収集が行われている。

(1) フリーハンドスキャン方式

1次元アレイプローブを^お手動に走査や平行移動走査を組み合わせることで定速度で行う手法と、図5.10-2のような磁気方式による位置センサをプローブに装

着し、任意方向に走査する手法がある。位置センサは3次元空間内における2次元スキャン面の位置(x, y, z)、および回転角度(α, β, γ)情報を与えるものであり、これらの6つの位置情報は画像と同時に収集される。

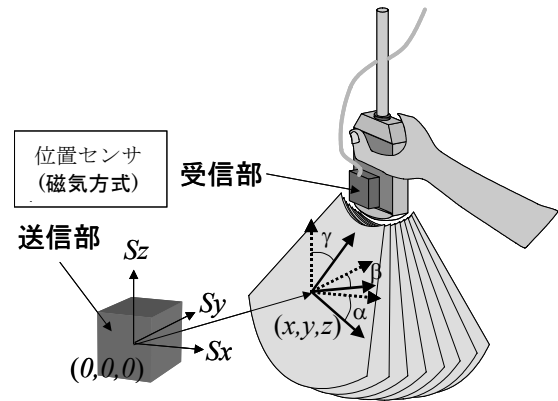


図 5.10-2 位置センサー利用の3D 走査方法

(2) メカニカル4D プローブ

メカニカル4D プローブは、あるエンクロージャ内に1次元アレイプローブとプローブ揺動用モータを備え、煽り走査や回転走査を機械的に行う。図5.10-3には、体表よりの胎児診断を目的とするメカニカル4D プローブの例を示す。コンベクスプローブがスライス方向に機械的に揺動し、4次元データを収集する。

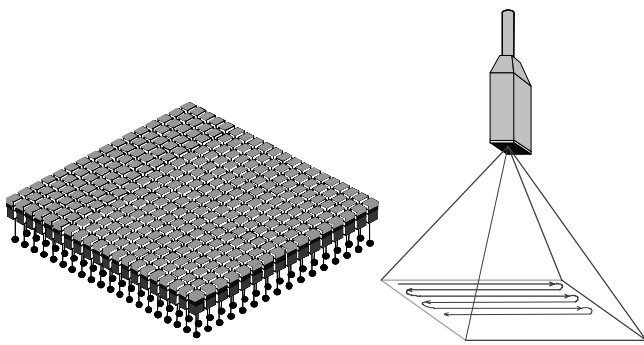


図 5.10-3 胎児診断用メカニカル 4D プローブ

(3) 2次元アレイプローブ方式⁽²⁾

2次元アレイプローブ方式は図5.10-4(a)に示すような2次元面上に配置された微小振動子を用いて同図(b)のように3次元データを電子的に走査収集する。

この方式はメカニカル4D プローブ方式に比べ、スタックデータの収集レートは極めて高く、走査の自由度も大きい。4次元データ収集が心臓でも可能となり、血流の4次元データの収集も可能になる。



(a) 2次元アレイ (b) 3次元走査
 図 5.10-4 2次元アレイプローブと走査方法

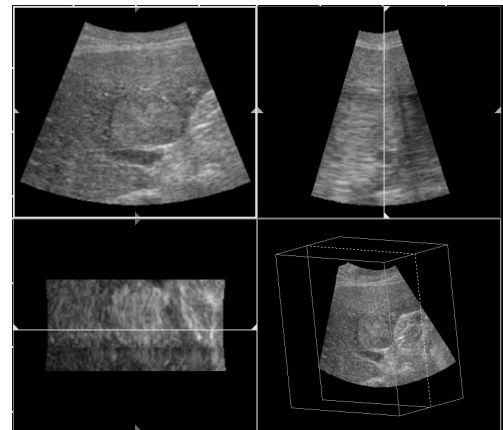


図 5.10-6 MPR 直交3断面表示

5.10.2 3次元データ再構成技術

図5.10-5のように、収集されたスタックデータである複数断層画像データは各々異なる座標系上にあるので、それらに共通に使用できる座標系を導入する必要がある。そのために等方的なボクセルとして3次元画像データを再構成（リサンプリング）する。

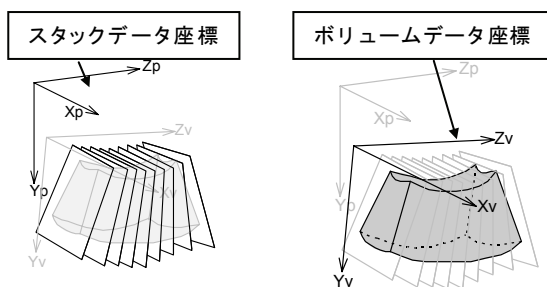
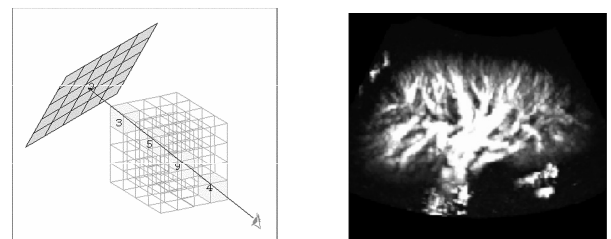


図 5.10-5 リサンプリング

(2) MIP(Maximum Intensity Projection)法

図5.10-7(a)に示すように視点と投影面間の直線上に存在するボクセル値を調べ、その中の最大値を投影面に投影する表示手法である。超音波造影エコー法における造影エコー像の立体描出などには有用である。ただし、本手法では同図(b)のように奥行き情報が消えるため、角度を変えて作成した像を回転させてシネ表示する必要がある。



(a)MIP 法の概念図 (b)MIP 画像

図 5.10-7 MIP 法

5.10.3 3次元データ表示技術^{(3),(4),(5)}

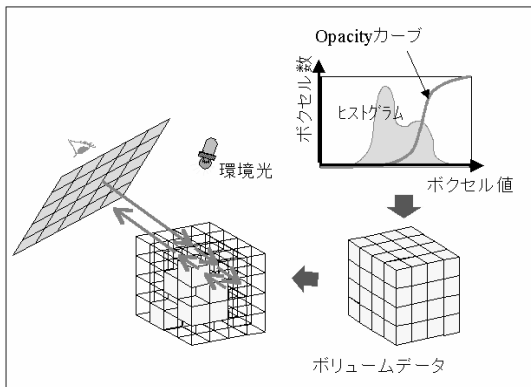
一般に3次元画像データを2次元面上に投影表示することをレンダリングという。以下に現在、超音波診断装置で用いられているレンダリング手法とその応用技術を説明する。

(1) MPR(Multi-Planar Reconstruction/Reformation)法

任意方向の断層像を作成する手法で、指定した断層面近傍のボクセル値を補間することで画素値を求める。本手法は通常の超音波撮像では見えない断面を観測できるという点で有用である。通常、立体構造を把握するために、図5.10-6に示すように指定断面とその断面に直交する2断面を合わせた3断面を同時表示する。

(3) VR(Volume Rendering)法⁽⁶⁾

本手法は仮想スクリーンから一様な光が発せられ、その光がボクセル値によって表現される3次元物体によって反射・減衰・吸収されるという仮想的な物理現象をシミュレーションしたもので、図5.10-8(a)に示すようにスタート点である仮想スクリーン上の点から、一定のステップ間隔で透過光、反射光を更新する。この更新処理時にボクセル値に応じた不透明度(Opacity)を設定することで、表面から内部構造の表現まで多様な表現ができ、同図(b)のように特に微細構造の抽出に優れている。



(a) VR 法の概念図



(b) VR 画像

図 5.10-8 VR 法

(4) Fusion 3D 法^{(7),(8),(9)}

本手法は上記ボリウムレンダリング法を応用したもので、図5.10-9に示すように同時収集された B モードとドップラーの3次元画像の座標情報を使って、B モードの3次元データより単一、あるいは複数の2次元断面を切り出し、この断面を貫くようにドップラー画像の3次元データから構築した血流3次元画像を合成して表示する。

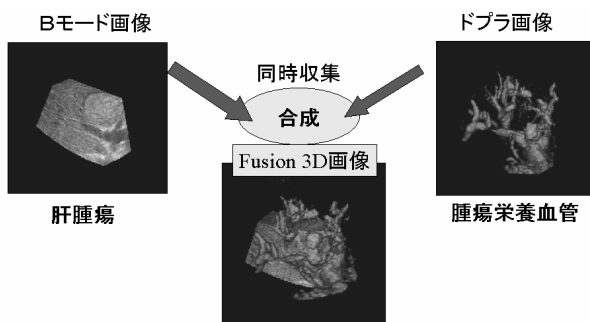


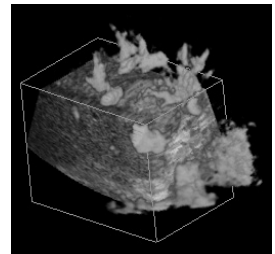
図 5.10-9 Fusion 3D 法

Fusion 3D において B モード画像情報の表現法として、図5.10-10に示すように、断層面を表現した (a)Plane Cut と、直交3断面を表現した(b)Cube Cut の2種類がある。Plane Cut は、疾患部位の形態を従

来の B モード画像の感覚で見ながら、血流との相対関係を把握できる。Cube Cut は、部位内外の組織像と血流との状況を一度に観察できると言う利点を有する。



(a)Plane Cut



(b)Cube Cut

図 5.10-10 Fusion 3D 表示

(5) Baby Face 表示法

胎児の顔や体表面を診断する目的で、ボリウムレンダリング法が応用されている。胎児の顔の表現では、光学的モデルにより顔の表面に明暗を付けるシェーディング(shading)が取り入れられている。

光学的モデルの表面の明るさの成分として、拡散反射光(diffuse)、鏡面反射光(specular)、環境光(ambient)がある。石膏像のように光沢のない反射が、拡散反射光である。図5.10-11に示すように、入射した光がすべての方向に同じ強さで反射する。反射による明るさは、光源からの光が物体の表面に垂直な方向から入射した場合に明るく見え、垂直な方向から離れるに従って暗くなる。光沢を表現するものが鏡面反射光である。図5.10-11に示すように、入射した光は物体表面で鏡面反射する。視点の方向が鏡面反射方向と一致しているときは明るく見え、鏡面反射方向から離れるにつれて暗くなる。

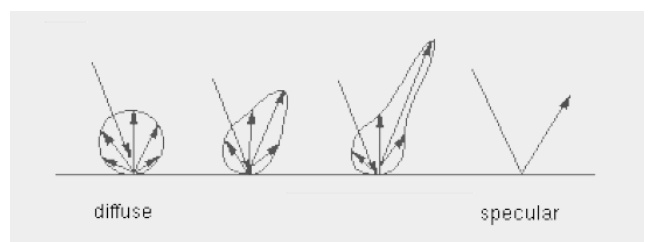


図 5.10-11 拡散反射光と鏡面反射光

間接光を表現するのが、環境光である。物体は間接光により物陰でも真っ暗なところはほとんどない。間接光は、すべての方向から均等な強さの光が入射すると考え、すべての方向に均等に反射する。これらの3つの成分により物体表面の明るさを表現したフォンモデル(Phong model)が知られている。

物体表面の明るさ

= 拡散反射光 + 鏡面反射光 + 環境光

Baby Face 表示法では、シェーディングの手法を駆使することで、胎児の顔や体表をあたかも体外で観察するように表示される。

図5.10-12に Baby Face の表示例を示す。図5.10-12(a)はプローブ直下の断層像とレンダリング像 (Baby Face 像) がリアルタイムに表示される。断層像を見ながらプローブを最適な位置に保持する。また、断層像で腹壁などの Baby Face 表示に不要な領域を設定し、レンダリング画像より削除される。図5.10-12(b)は、レンダリング像のみがリアルタイム表示され、胎児を詳細に観察できる。

超音波3次元表示は全体像把握、および微小血管構造などの複雑な構造把握に有用である。また、3次元情報を利用した体積計測などの計測への応用への展開もある。現在、3D 表示は産科領域・循環器領域・腹部領域・乳腺領域で臨床応用されている。今後、臨床応用が進み、2D 画像での診断が3D 画像/4D 画像での診断に置き換えられていくものと思われる。



(a) Baby face 表示法(Dual)



(b) Baby face 表示法(Single)

図 5.10-12 Baby face 表示法

<参考文献>

- (1) T. R. Nelson and D. H. Pretorius : Three-Dimensional Ultrasound Imaging, *Ultrasound in Med. & Biol.*, 24, [9] 1243-1270(1998)
- (2) G. D. Stetten, et.al. :Real-Time 3D Ultrasound: A New Look at the Heart, *J. Cardiovasc. Diagnos. & Proc.*, 15, [2] 73-84(1998)
- (3) 木原朝彦:画像処理技術,臨床画像,11,[4]増刊27-37(1995)
- (4) 森山紀之:実践三次元CT診断, 医療科学社
- (5) J. K. Udupa, et.al. : 3D Imaging in Medicine, CRC Press
- (6) R. A. Drebin, et.al.: Volume Rendering, *Comp. Graphics*, 22, [4] 125-134(1988)
- (7) S. Hashimoto, et. al. : A High-Speed Three-dimensional Ultrasound System, *CAR'98*, 869, (1998)
- (8) 橋本新一他 : B モードと Color Angio の同時3次元表示 (Fusion 3D),23回日本超音波医学会総会, 1999
- (9) H. Yamagata, et.al. : Development of a New Display Method for Compound 3D Ultrasound Images: Fusion 3D Image From B-mode and 3D Doppler Images, *Medical Review(Toshiba)*, 70, 43-46(1999)

5.11 臨床応用ソフトウェア

超音波診断装置によって得られた信号や画像を用いて、新たな診断情報を得るために、さまざまな解析ソフトウェアが診断装置に搭載されるようになってきている。主に心臓の機能計測に関するものが多いが、ほかの臓器への適用も試みられている。研究段階のものを含めると実にさまざまな解析が試みられているが、本節では主に製品として機器に搭載されている手法を中心に述べる。

5.11.1 ストレスエコー

患者に運動負荷もしくは薬物負荷を与え、心臓の壁運動を評価するストレスエコー検査が、近年広く普及してきている。ストレスエコー検査では、運動負荷直後の短い時間に効率的に画像データを収集したり、負荷前後での壁運動の変化を正確に評価する必要がある。それらを補助するためのソフトウェアパッケージが多く、多くの機器に搭載されている。

ソフトウェアの機能としては、動画像収集に関する機能と壁運動評価に関する部分に分けることができる。

(1) 動画像収集

画像収集は、検査のプロトコールに従って行われる。検査プロトコールは、被検者に薬物もしくは運動で与える負荷の強度と、取得する画像断面の組み合わせ順番を規定するもので、事前に図5.11-1に示されるよ

うなプロトコルエディタなどで登録する。プロトコルエディタでは、各収集の心拍数、フェーズ名（負荷前、負荷後など）、ビュー名（長軸断面、短軸断面など）などを設定することができる。

(2) 壁運動評価

図5.11-2に壁運動評価のための画面を示す。収集した同一ビューでの負荷前後の動画を比べて、壁運動の変化を詳細に評価することができる。また、その結果を左室のセグメントごとに数値化する WMS(Wall Motion Scoring)機能も用意されている。



図 5.11-1 プロトコルエディタ

きをカラーコーディングして映像化したり、数値としてグラフ化する。手法としては、組織ドップラー法による方法と、画像や内部信号のパターンマッチングによる方法に大別できる。主には心臓の壁運動の定量化への適用が活発に行われているが、乳腺や血管などの、組織弾性評価への適応も試みられている。

(1) 組織ドップラー法

血流像を得るためのパルスドップラー法やカラードップラー法では、臓器からの信号を除去するための処理が用いられていたが、組織ドップラー法では、図5.11-3に示すような尺度によって、組織からの信号のみを選択的に映像化し、組織の移動速度を表示する⁽¹⁾。

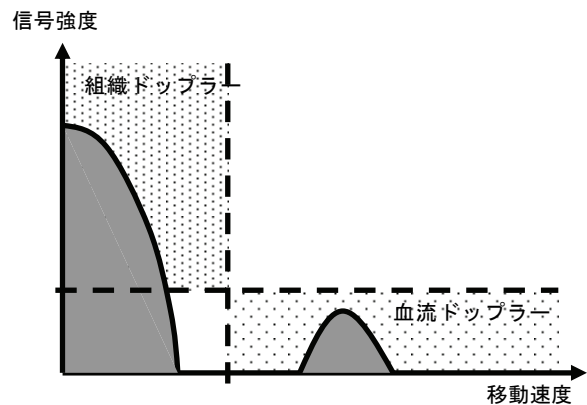


図 5.11-3 組織信号の抽出

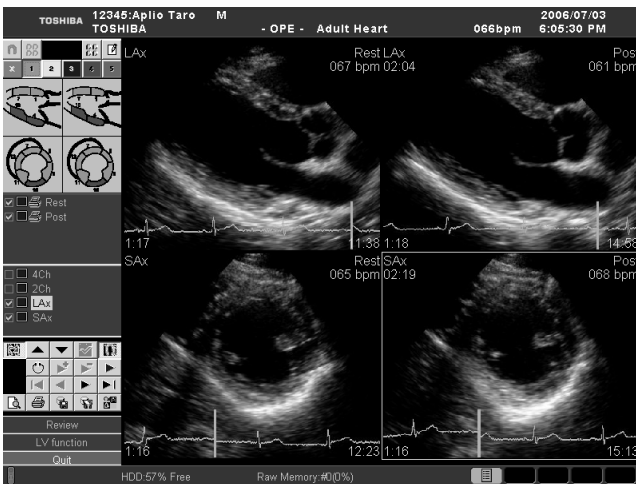


図 5.11-2 壁運動評価画面

組織カラードップラー法による2D 画像では、通常のカラードップラー法と同様に、プローブに向かう方向の速度が赤系で、遠ざかる方向の速度が青系の色で表されている。組織ドップラー法には以下のような問題がある。

- ・ ドップラー原理を用いているため、走査線に平行な速度成分しか検出できない。(角度依存性)
 - ・ 検出した速度には心臓全体の動きが含まれており、必ずしも心筋の局所的な収縮を反映しない。
- このような点を考慮し、組織ドップラー法により得られる画像を解析して、新たな情報を得るためのソフトウェアが開発されている。(2)(3)

それらのソフトウェアでは、心筋の収縮・進展を表す情報として、歪み(ストレイン)や速度勾配を速度から算出する。図5.11-4にストレインの例を示す。図の例では、組織ドップラー像で得られた速度を心筋が左室中心に向かって収縮・拡張すると仮定して角度補正を行った後、心筋局所のストレインを算出している。図中には、心筋後壁に設定した線上の時間変化を表す M モード像も同時に表示されており、内膜側の壁厚変化が外膜側の壁厚変化より大きいことが画像

5.11.2 組織の運動や変形の定量評価

上記のストレスエコーパッケージは、壁運動に対する検査者の主観的な評価を補助することに重点を置いて作られている。それに対し、本節で述べる定量評価法では、組織の移動速度や変位を自動的に検出し、それらを基本情報として、組織の変形やより詳細な動

として表現されている。

さらに、局所の速度やストレインの時間的な変化を、時間曲線として表示する機能も、解析ソフトウェアの重要な要素となっている。

(2) スペックルトラッキング法

組織ドップラーの角度依存性の問題を解決する手法として、画像のパターンマッチングにより組織の移動を2次的に追跡するスペックルトラッキング法がある。本手法は、2次的な組織の移動を得ることができるため、組織ドップラー法で提供されてきたストレインと同様な情報を、角度依存性の影響をあまり受けずに得ることができ、心臓の回転などの従来得られなかった情報を得ることもできる。

また、画像ではなく、超音波の位相情報を含むRF信号を用いて、類似のトラッキングを実施することで、組織の弾性に関する情報を映像化する手法も機器に搭載され始めてきている。

イファイドシンプソン法により収縮末期および拡張末期の容積および容積変化率を計測する。

また、Volume データの輪郭抽出を行う、3次元動画像に対する同様な解析も実用化されてきている。

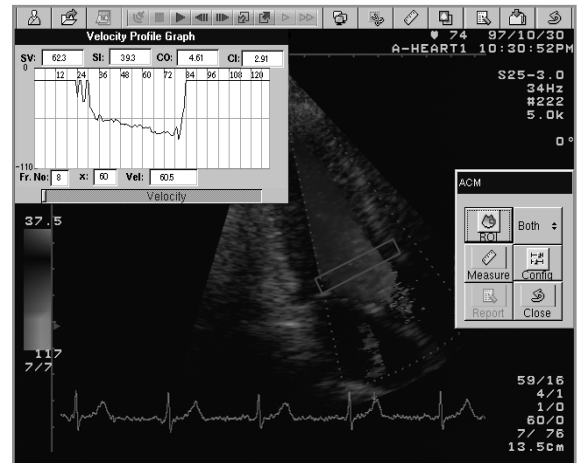


図 5.11-5 2 次的な輪郭抽出手法の例

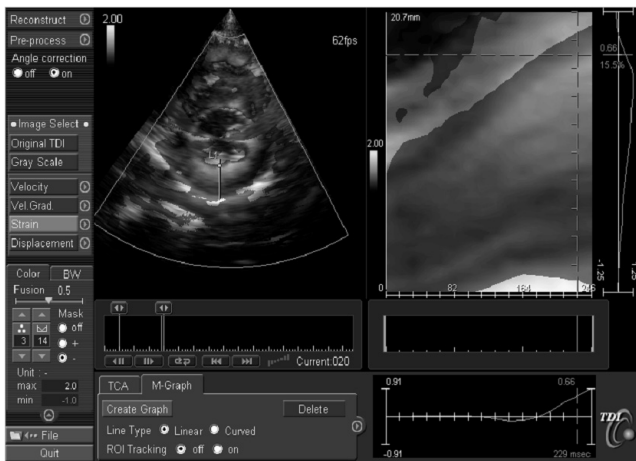


図 5.11-4 組織ドップラー法の解析ソフトウェア

5.11.3 輪郭自動抽出

臓器の境界線を自動的に検出して、臓器の大きさや動きを自動計測する機能である。臨床応用としては、心臓の左室容積計測や壁運動の定量化が主に行われている。左室容積計測では、収縮末期と拡張末期の2時相における左室容積を求め、それより容積変化率を得るために用いられ、壁運動の定量化では、動画を対象として、心内膜の動きを表示する。現在、各走査線の受信信号に対する境界抽出処理による手法⁽⁴⁾と2次的な境界抽出を行った後、境界線の滑らかさを考慮する手法⁽⁵⁾が実用化されている。

図5.11-5に2次的な境界抽出手法の例を示す。本手法では、まず画像のエッジ検出処理を行い、次に輪郭線の平滑化処理を行う。得られた輪郭線から、モデ

5.11.4 血流量計測

血流量計測については、従来より、Bモードとパルスドップラーの組み合わせによって、流量を推定する手法が広く行われている。また、近年、カラードップラーを用いた流量測定ソフトウェアが開発された⁽⁶⁾。

(1) パルスドップラー法を用いる手法

本手法は、臨床応用ソフトウェアというよりも、基本的な計測機能を用いて、流量を算出する方法である。算出方法を以下に示す。

- ・パルスドップラー法により、対象とする流路内の血流速度を測定する。
- ・Bモード像より、対象とする流路の径を測定し、円を仮定して面積を算出する。
- ・流速と面積の積により流量を得る。

(2) カラードップラー法を用いる手法

上記のパルスドップラーを用いる手法では、流路内での流速分布の対称性を仮定する必要がある。この仮定は、直線的な血管のような場合にはある程度成り立つと考えられるが、心臓の場合には一般に成り立たない。カラードップラーを用いた手法では、流路内の血流速度分布を直接計測することができるため、その積和により、対称性を仮定することなく瞬時流量を得ることができる。さらに、フレームごとに得られた瞬時流量を拡張末期から収縮末期まで積算することで1心拍出量を得ることができる。

図5.11-6に、本手法の例を示す。左室流出路での

流量を計測している例であるが、図中、左上に示されているプロファイルより、速度分布に対称性がないことがわかる。

5.11.5 造影画像での TIC 計測

TICは Time Intensity Curve の略であり、造影剤検査の際に、造影剤の染影の時間変化を解析するためのソフトウェアである。今まで述べられた計測は、主に循環器を対象としたものであったが、TIC 計測は、循環器以外の臓器に対しても、広く用いられている。

図5.11-7に本手法の例を示す。図中、2つの ROI の染影を比較している。1つは肝ガン、もう1つは肝実質を示しており、肝がんの染影が肝実質よりも早いことを示している。

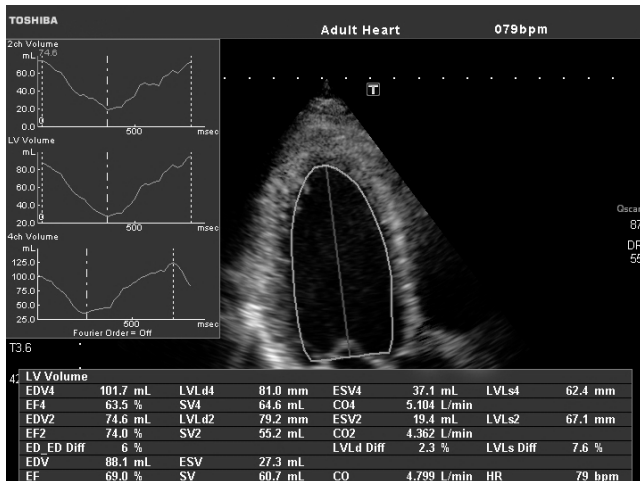


図 5.11-6 カラー Doppler 法を用いる流量計測

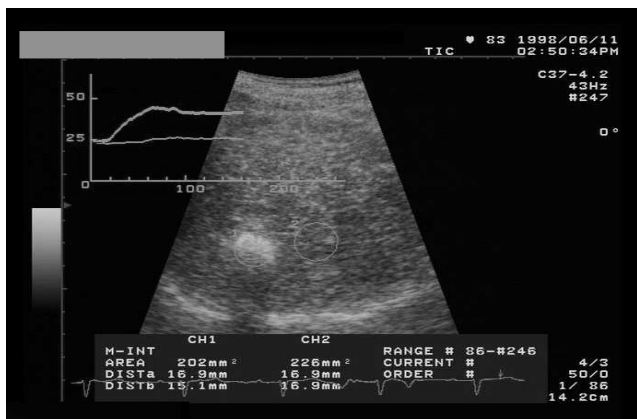


図 5.11-7 TIC 計測

<参考文献>

(1) R. Erbel et al.: Atlas of Tissue Doppler Echocardiography
 (2) M. Uematsu et al.: Usefulness of myocardial velocity gradient derived from two-dimensional tissue Doppler

imaging as an indicator of regional myocardial contraction independent of translational motion assessed in atrial septal defect., Am J Cardiol., 79, pp89-93, 1997

(3) A Heimdal et al.: Real-Time Strain Rate Imaging of the Left Ventricle by Ultrasound, JASE, 11(11), pp.1013-1019, 1998
 (4) H. Melton Jr. et al.: Automatic Real-time Endo-cardial Edge Detection in Two-dimensional Echocardiography, Ultrasonic Imaging, 5, pp.300-307, 1983.
 (5) 吉岡,湯浅: ACT(Automated Contour Tracking)法による超音波心壁輪郭抽出, Medical Imaging Technology, 15(1), pp.42-50, Jan.1997.
 (6) H. Tujino et al.: Quantitative Measurement of Volume Flow Rate(Cardiac Output) by the Multibeam Doppler Method, JASE, 8(5), pp.621-630, 1995

5.12 記録装置・システム化・その他関連機器

5.12.1 記録装置

超音波画像の記録装置には静止画像記録、動画記録があり、白黒画像およびカラー画像として記録されている。さらに近年膨大となる記録に対して光ディスクなどを使用した記録装置やファイリングシステムも一般的である⁽¹⁾。

(1) 静止画記録

従来は35mmカメラやインスタントカメラで静止画記録を行ってきたが、白黒記録ではサーマルプリンタ、カラー記録ではカラープリンタの画質が向上したことと、ランニングコストが安いことや、その記録の手間が簡便なことから、サーマルプリンタとカラープリンタが主として用いられている。

(a) サーマルプリンタ

サーマルプリンタは1列にならんだアレイ状のサーマルヘッドに電流を流して発熱させ、その熱により感熱紙を発色させて画像を記録するものである。階調表現にはサーマルヘッドの印加電圧振幅や、時間で各ドットの濃度を制御する濃度階調法と、ドットの密度を変化させる面積階調法がある。撮影時間が10数秒と長いのでフレームメモリを数枚使用してバックアップしている。欠点としては長期保管時に退色することがある。

(b) マルチフォーマットカメラ

X線フィルムに白黒画像を複数コマ撮影するものである。この特長は階調性が高く、保管時の画像劣化がほとんどないことのほかに、1枚に数枚の超音波画像が集約でき、保管もほかのX線、CTなどのフィルムと同等に扱えることもある。このため放射線科を中

心に広く利用されているが、現像処理のために自動現像機、暗室などの設備が必要である。

(c) カラープリンタ

カラードップラー断層像の記録として使用されラミネーションコストが低いことが特長である。方式としては昇華式の熱転写方式が主流であるが、撮影時間が数10秒と長いのでフレームメモリを数枚使用してバックアップしている。

(2) 動画記録

動画記録はVTRやDVDレコーダで行われており、主として心臓検査で使用される。VTRの方式はS-VHSが主流である。VTRは長時間の動画記録ができるが、ランダムアクセスができず検索が不便であるが、超音波診断装置と組み合わせて検索信号をVTRに記録させ、頭出しする機能が利用されることが多い。また最近ではDVDレコーダによるデジタル圧縮画像動画記録が一般的になりつつある。

(3) デジタル画像記録装置

近年の超音波診断のデジタル化、およびコンピュータ技術の発展に伴い静止画および動画のデジタル記録が一般に普及してきている。記録メディアとしては、光磁気ディスク(MO)、および、より安価なCD、大容量なDVDなどが一般的である。

(4) ファイリングシステム

超音波診断の普及にともない大量に発生する画像の記録、保管、検索、再生が場所をとらずにすばやくできる画像のファイリングが重要である。近年の超音波専用のファイリングシステムとしては、大容量のハードディスクドライブ(HDD)や光ディスク(MO,CD,DVDなど)を持ったコンピュータと組み合わせて、超音波画像と検査データ(患者情報など)を保管・管理するものであり、複数台数の超音波装置の接続も可能である。また、超音波診断装置との接続は、従来はアナログ映像信号であったが、近年はネットワークなどによるデジタル接続が主流になりつつある。

5.12.2 システム化対応

現在はX線, CT, NM, MR, および超音波診断装置などの画像診断機器ではシステム化が進んでおり、受付から検査, 読影・診断のほか検査所見入力など、一連の検査の流れをネットワークを用いて行われるようになり、このための医療診断画像のネットワーク規格として、DICOM (Digital Image and Communications in Medicine: 米国の放射線学会と工業界が制定したもの) が一般的に使われ、米国だけでなく欧州、日本でも急速

に普及してきている。

DICOMの特長はネットワーク、マルチモダリティ、マルチベンダーであり、患者情報と画像(過去画像やほかのモダリティ画像も含む)、検査情報(カルテ、レポート)などの共有化が可能なことである。DICOMにはサービスクラスと呼ばれる画像保存、プリント管理、クエリー/リトリブ、媒体保存など8つの機能があり、装置のDICOM対応の程度はそれらにいかに対応しているかによって決まる。

今後、病院システムの進歩と整備がさらに進むと考えられるが、その際、DICOM規格などを用いたマルチベンダー、マルチモダリティによるシステム化をより容易に導入可能とするためにIHE(Integrating the Healthcare Enterprise: 米国の放射線学会などにより始まった。日本ではIHE-J(Japan)が活動している。)の活動が重要になってきており、超音波診断装置においてもIHE対応が必須になってきている。

5.12.3 その他の関連機器

(1) 超音波ゼリ⁽²⁾

プローブから生体に効率よく超音波の送受を行うための音響結合剤が超音波ゼリである。古くはひまし油やグリセリンなどが用いられていたが、近年はポリマ、界面活性剤、蒸留水などからできているゲル状の超音波ゼリが一般的に使用されている。この超音波ゼリは音響結合剤として効率がよいことのほか、画像に悪影響を与えず、生体に安全で乾燥しにくく、粘度が安定して温度変化がないことなどが必要である。

(2) 音響カプラ

乳腺や甲状腺などではプローブと生体の密着が悪いため、その密度をよくする目的と体表近くの関心領域とプローブの焦点領域の深さを合わせる目的で、音響カプラが利用されている。このカプラとしては生体の音響特性と似た特性をもつ材質が望ましいが、液体としては水が軟質ゴムなどに収納され、プローブに装着しやすい構造となったWater Couplerとして実用化されている。液体以外は高分子物質が市販されているが、実験的にはこんにゃくや寒天が用いられていることもある。

(3) 穿刺用アダプタ (アタッチメント)

超音波画像をモニタにした超音波穿刺術は広く普及しているが、特殊なプローブを使用しなくともプローブに穿刺用アダプタを取付けて、簡単にしかも正確に穿刺を行うことも広く行われている。この穿刺金具は穿刺方向の固定、穿刺針の太さへの対応、穿刺後の着脱の容易さなどが考慮されている。

(4) 超音波ファントム

超音波装置の保守管理として画質のチェックは重要である。分解能や感度の正確な測定は種々の器材が必要で、実際には生体でチェックすることが多かったが、近年種々の生体等価のファントムが開発・販売されている。生体の肝臓組織と等価に近い音響特性を有するゲル状媒体の中にナイロン線が正確な間隔で埋め込まれており、これにより分解能やペネトレーションなどがチェック可能である。また、う胞や腫瘍に近い特性を持つゲルを配置して画像のコントラストのチェックを可能にしているもののほかに、ドップラー用ファントムとして、血球に似た物質を含む液体が循環するチューブを、生体等価ゲル状媒体に埋め込んだものも実用化されている。図5.12-1にファントムを使用し得られた画像の例を示す。

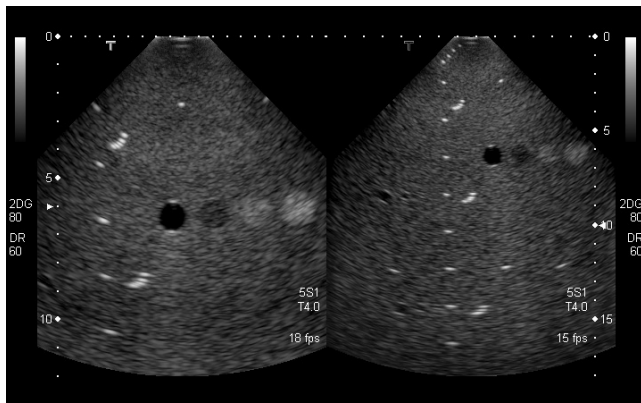


図 5.12-1 超音波ファントムの画像

<参考文献>

- (1) 小門剛：“記録装置”，BME, 344-349, Vol.2, No.5, 1988
- (2) 日本電子機械工業会編“医用超音波機器ハンドブック”，Ⅲ-7, コロナ社, 1985

5.13 超音波の安全性

超音波診断装置の電気・機械的安全性は一般の医用機器と同じであるが、ほかの医用機器と異なるのが音響出力に対する安全性である。従来から超音波診断の胎児診断にも広く使われてきたが、最近の装置の進歩によるプローブの効率の向上や、ドップラー法の普及により超音波の安全性に対する認識が高まっている。しかし、さまざまな音響出力パラメータと生物学的結果との関係は、現在完全には解明されていない。

超音波の強さは超音波診断装置が超音波パルスで収束音場を使用しており、空間的にも時間的にも変化するため、その規定は複雑である。超音波の強さの測

定には全体の出力を測定する天秤法とハイドロホンによる空間的・時間的分布の測定がある。空間的・時間的なものを考慮した測定としては空間ピーク時間平均値 I_{spta} 、空間ピークパルス平均値 I_{sppa} 、最大負音圧 p_r などが用いられている。超音波出力の測定方法は国際規格⁽¹⁾および米国 NEMA⁽²⁾により規格化されている。超音波出力については、FDA が各使用目的ごとに過去の装置の出力を基にして決定した規格値があり、生体内換算で抹消血管 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ 、心臓 $430\text{mW}/\text{cm}^2$ 、胎児イメージングとそのほかの場合 I_{spta} が $94\text{mW}/\text{cm}^2$ 以下であった⁽³⁾。しかし FDA の基準⁽⁴⁾も、患者への超音波照射ができる限り小さなレベルで最大限の診断情報を与えるとの観点から、生体への熱的指標(TI)と機械的指標(MI)を TV モニタ上に表示し、操作者の判断で音響パワーを最大 $720\text{mW}/\text{cm}^2$ まで調整可能にしている。ここで TI は超音波照射により吸収されるエネルギーで、生体へ及ぼす熱的影響(温度上昇)に関する指標で W_0/W_{deg} (W_0 : トータルパワーの時間平均, W_{deg} : 1度上昇に必要なパワー), MI は生体内で伸長された気泡が圧縮・破裂する際のエネルギーによる機械的影響の指標で、 $Pr.3/\sqrt{fc}$ ($Pr.3$: $0.3\text{dB}/\text{MHz} \cdot \text{cm}$ の減衰最大負音圧, fc : 音響作動周波数) で示される。Track 3として呼ばれているこの音響出力の米国 FDA のガイド⁽⁵⁾および国際規格⁽⁶⁾、日本工業規格⁽⁶⁾において超音波診断装置の使用者は、慎重な使用を勧告している。すなわち、ALARA(As low as reasonably achievable)、合理的に診断できる可能な限り少ない超音波音響出力で診断するよう要求している。なお TI は、組織により温度上昇が異なることから、軟部組織の温度上昇を示す指標 TIS、胎児の骨のような超音波が軟部組織を通過しフォーカス領域が近傍にあるような場合の TIC、頭蓋骨のように体表近くにある場合の TIC がある。今現在、これらの安全のための指標は、国際規格⁽⁵⁾、日本工業規格⁽⁶⁾、米国 FDA⁽⁷⁾の要求により超音波診断装置上に表示するよう求められている。

超音波照射の生体への影響、超音波診断装置の安全な使用についてのガイドは WFUMB による報告⁽⁸⁾を参考にすることができる。

<参考文献>

- (1) IEC 61102 : Measurement and characterization of ultrasonic fields using hydrophones in frequency range 0.5 MHz to 15 MHz
IEC 61161 : Ultrasonic power measurement in liquids in the frequency range 0.5 MHz to 25 MHz
- (2) NEMA UD2-2004, Acoustic Output Measurement Standard for Diagnostic Ultrasound Equipment

- (3) 510(k) guide for measuring and reporting acoustic output of diagnostic ultrasound medical devices. Center for Devices and Radiological Health, December, 1985
- (4) Information for Manufacturers Seeking Marketing Clearance of Diagnostic Ultrasound Systems and Transducers (1997)
- (5) IEC 60601-2-37 : Medical electrical equipment - Part 2-37: Particular requirements for the safety of ultrasonic medical diagnostic and monitoring equipment
- (6) JIS T 0601-2-37: 医用電気機器—第2部-37節 医用超音波診断装置およびモニタ機器の安全に関する個別要求事項
- (7) NEMA UD3-2004 : Standard for Real-Time Display of Thermal and Mechanical Acoustic Output Indices on Diagnostic Ultrasound Equipment
- (8) WFUMB Symposium on Safety of Ultrasound in Medicine, Ultrasound in medicine and biology, Vol.24, Supplement 1, 1998

5.14 今後の課題

超音波診断装置は電子走査を中心として、リアルタイム走査法とカラードップラー断層法が超音波診断の大きな発展をもたらしてきた。そして最近では装置のデジタル化が進み、従来の遅延線を用いたアナログによる超音波ビーム形成法から、振動子で受信した反射波を直接デジタル化するデジタルビーム形成が可能になり、これにより連続的な可変フォーカスや、2方向以上の受信ビーム形成（並列同時受信法）など、大量のデータ処理により、従来にない高性能が実現できるようになってきた。このようなデジタル化を背景にして、今後の課題は次のようなものが考えられる。

(1) 超音波画質の高性能化

受信系のデジタル化によって従来のアナログ的なビーム形成に比較して、連続的な可変口径・可変フォーカスや多方向からの並列同時受信法が可能で、フレーム数増加や送信フォーカス段数の増加なども容易となり、高度な画像処理が可能となり、Bモード画質が向上している。さらにスライス方向のビーム改善をスライス方向に振動子を分割したもの（1.5Dアレー）で電子的に行うことも実用化されている。

また、生体における超音波の非線形現象を応用し反射波の2次高調波で画像を作る、ハーモニックイメージング(THI)法が実用化されており、従来画像に比べ2次高調波を使用しているため、アーチファクトの少ない画像が得られている。このTHI法の技術としてはフィルタ法やフェイズインバージョン法が用いられているが、最近では2次高調波だけでなく複数の周波数

の信号を同時に送信し伝播の非線形で発生する和周波数成分も同時に用いて広帯域で距離分解能に優れた映像法も実用化されており、さらなる技術の発展が期待されている。

(2) リアルタイム3次元表示（2元アレー）

マトリックス状に分割された2次元アレーを用いて3次元的な走査を電子的に行いリアルタイムに3次元表示を行う装置が開発されている。現時点では心臓のように動きの速い臓器を映像化するには領域を限るか心電に同期させて複数心拍をかけて心臓全体の3D画像を得ている。さらにリアルタイム性が向上できればより診断に広く使用されるものと期待されている。

(3) 超音波コントラスト剤の応用

超音波コントラスト剤が実用化され、当初はカラードップラー信号の増強手段として考えられていたが、コントラスト剤のバブルによる非線形散乱をハーモニックイメージング法で映像化することでその利用範囲は飛躍的に広がっている。特に最近では100 μ m以下の血管の走行までも明瞭に映像化できている。より微細な構造を深部まで安定して映像化する技術の発展が期待されている。最近ではバブルに薬剤を付加して患部でバブルを割ることで薬剤を効率的に搬送したり、バブルが割れる際に生じる衝撃波によって薬剤の効果を高めるなどの研究も進んでおり、治療への応用が期待されている。

(4) 診断応用の拡大

生体内を映像化することで形状によって診断するだけでなく、組織の機能・性状を定量化・映像化することで診断応用を拡大してきている。これはデジタル化にともない種々の処理が可能になり、加速されてきている。心筋の歪を計測・映像化する方法・組織に圧力を加え発生する歪の量から組織の硬さを映像化する方法が実用化されてきている。このように新しいパラメータの定量化・映像化など新しい臨床ソフトの開発が進められ、より付加価値の高い診断が可能となる。

また産科領域において胎児を判り易く映像化するために電子走査プローブを電子走査方向と垂直方向に機械走査してリアルタイムに3D画像を得る装置が実用化されている。最近ではこれを腹部や乳腺などに応用範囲を拡大してきており、今後さらに臨床分野に適した技術の発展が期待されている。

(5) システム化対応

超音波診断装置も病院内のネットワークのインフラが進むに従い、単に超音波画像を表示するだけでな

く、一連の検査の流れに従ったワークフローや、システム化が重要になってきている。ネットワークに対して DICOM 出力があるだけでなくトータルシステムとしてのソリューションが求められており、いかに効率的に検査が手順に従って行われるかが重要になってきている。また最近の IT 技術を使って検査、診断、管理までを、病院内でのシステムだけでなく院外のシステムにも接続してトータル的に対応するようなシステムも、広く使われるようになる。

(6) 装置の小型化（ポータブル超音波診断装置）

最近の PC 技術を利用することにより、カラードップラー機能や応用ソフトを内蔵した高性能のポータブル機が実用化されている。これらポータブル機の用途は院内の回診や各部門の専用機としての使用だけでなく、在宅医療や救急医療にもニーズは高い。今後は据置き型の高級機と高性能ポータブル機との2極化が進んで行くと思われる。

以上のように今後の期待に対する課題は多いが、無侵襲、リアルタイム表示、簡便な操作など超音波診断の特長を活かしつつさらに発展していくと考えられる。

第6編 電子内視鏡診断システム

6.1 はじめに

医用内視鏡は、ファイバースコープから電子内視鏡へと発展を遂げ、現在では診断のモダリティから低侵襲の治療のモダリティとしてさらに発展を遂げようとしている。診断の能力も、内視鏡が高精細画像化に発展するにつれて、体内で着目する部位を大きく拡大観察する拡大内視鏡や、細胞レベルまでの観察診断を目指した各種技術が開発され、ますます向上してきている。それとともに、より低侵襲を目指してより細くするための開発努力、またより体内の深奥部まで観察・治療するための開発努力が続けられている。

現在、日本における医用内視鏡の主流は、電子内視鏡である。本編では、その電子内視鏡のなかで特に多く使用されている消化器分野の電子内視鏡の技術と最新のトピックスを概説する。

6.2 内視鏡の歴史

19世紀に、光を体腔内に導入して観察する試みが先人により行われ、器具も試作されたが、本格的な内視鏡は、20世紀に入り光学技術・照明技術の発展により実現された。

1938年には、「胃鏡の父」と呼ばれる Schindler が、リレーレンズ系の工夫により約 30° の曲がりを実現した軟性の胃鏡を開発した。これは視野角 55° 、長さ1,000mm、太さ13mmで6つのリレーレンズペアで像を伝送していたという。1950年東京大学外科の宇治は、国内光学機器メーカーの協力を得て、先端に小型のフィルムカメラを取り付けた胃カメラを開発した。この胃カメラはファインダを持たないため、胃の内部を順次撮影するだけのものであった。1957年、アメリカに帰化した Hirshowiz は、オプティカルファイバを使用したファイバガストロスコープを発表した。視野角 45° で有効長1,000mm、太さ11.5mmだった。これが本格的な軟性の医用内視鏡の始まりである。その後、アメリカの ACMI 社がファイバースコープとして商品化した。日本では1963年に国産ファイバースコープが発表された。

1983年アメリカのウエルチアレン社が、世界初の電子内視鏡を発表し、翌年の1984年には日本初の電子内視鏡が発表された。イメージガイドで画像を体外に伝送しているファイバースコープの解像力はせい

ぜい数万画素で、一人でのぞき込みながら操作するのに対し、電子内視鏡は数十万画素のデジタルデータであるため、モニタを介して多人数で見ることができ、電子記録性もよいなどの特長があり、電子デバイスの発展とともにますます進化してきた。この軟性の電子内視鏡は、日本の光学技術・精密機械技術・半導体撮像素子技術の発展と相まって、世界でも日本だけが開発・生産できる製品に育ってきた。

6.3 内視鏡の種類

技術的な分類と、使用目的、ないしは対象臓器別の分類がある。技術的には、いわゆる軟性の内視鏡と硬性鏡とに分けられる。硬性鏡とは、自由に曲がらない光学鏡筒中にリレーレンズ系、ないしはロッドレンズが組み込まれており体内深奥部の観察はできないが、比較的安価であり関節鏡を始め各所に使われている。軟性の内視鏡には前述したようにファイバ内視鏡と電子内視鏡がある。

技術・特性面からの切り口でない分類としては、臓器別の分類がある。

6.3.1 消化管用

(1) 上部消化管用スコープ

食道から胃、そして十二指腸にいたる上部消化管を対象としたスコープであり、診断用と処置用とがある。有効長は1,000mm程度であり、汎用診断スコープとしては、外径10mm弱・鉗子口径2.8mmが標準である。

最近では撮像素子などの技術進歩により、さらに細く鼻孔からも挿入のできる検査用スコープが発売されている。

(2) 十二指腸用スコープ

主に、側視、後方斜視の光学系が使われ、十二指腸の診断のみならず、逆行性膵胆管造影、乳頭切開術などに、処置具を通し起立させて使用される。

(3) 大腸用スコープ

直腸、S字結腸から下行結腸、横行結腸、上行結腸を経て回盲部まで検査、処置するスコープであり有効長は1,300~1,700mm程度までである。

軟性部の硬度、弾発性が挿入手技に密接に関連するため、硬いスコープ、軟らかめのスコープ、

硬度可変型のスコープなどがある。

(4) 小腸鏡

口側からも肛門側からも遠く内視鏡では挿入が困難な臓器であった小腸に関しては、従来はゾンデ式、ロープウェイ式、直視式などが提唱されていたが、いずれも挿入が困難であった。

近年、ダブルバルーン方式が提唱され、この方式のスコープが発売され、挿入の困難さが解消されて小腸疾患の解明が進みはじめた。

この方式に関しては、後に詳述する。

6.3.2 気管支用スコープ

肺疾患の増加にともない、より末梢の気管支を観察するため、より細い気管支スコープが開発されている。細径ながらある程度の生検も可能な汎用スコープ、処置具用チャンネルを持った処置用スコープ、観察診断を目的とした外径3mm程度の細径のスコープがある。

6.3.3 耳鼻咽喉用スコープ

鼻腔、声帯、鼓膜などの耳鼻咽喉科領域における観察・診断・処置を対象としたスコープで、観察用は外径3mm程度、処置用は5mm程度である。細さ・価格の関係でファイバースコープが多く使われていたが、現在電子スコープに置き換わりつつある。

6.3.4 ラパロスコープ

低侵襲の手術に対する要望の高まりにともない、腹腔鏡（ラパロスコープ）下の胆嚢摘出手術から始まり、消化器領域から婦人科領域、泌尿器領域にまで適用範囲が広がりつつある。

6.4 内視鏡の機能

ここでは、主に消化器用の電子内視鏡に必要な機能について説明する。内視鏡の機能の本筋は、まず苦痛を与えることなく容易に挿入できること、つぎに病変部を発見・診断ができること、さらに内視鏡で特長的なことは、他の画像診断機器（X線装置、CT、MRI、超音波、PET、赤外線など）ではできない診断と処置が、同時にできることである。

以下に、内視鏡に要求される機能を概説する。

6.4.1 良い画像を得るために

病変部の発見は、特に早期癌で重要になる。ここで重要なのは、良い画像と観察したい部位にスコープ先端を導ける操作性である。病変部の発見は、そ

の形態と色の変化によるものが多い。そこで画像としては、微少な病変部を発見して細部を詳細に観察して診断できるため高精細さと、わずかに発赤した病変部を発見していくため色分解能が高いこと、神経を集中して診断している医師が疲れにくく見やすい明るい画像が重要になってくる。

よい画像を得るためには、光学性能、撮像素子、電子回路などで決まる撮像機能が良いただけでは不十分である。

体液に覆われた粘膜表面の観察には洗浄が大事である。そのため、内視鏡には送水の機能が必要である。また、管腔臓器はしぼんでいては検査ができないため送気の機能が必要となる。また、レンズ前面に体液などがついては検査にならない。そこでレンズ面洗浄の機能が必要となる。さらに、吸引機能により体腔のふくらみを調整したり、注入した水や体液、血液を吸い出すことができる。

体腔内は光がない。そこで視野の範囲を明るく照らす照明系も必要になる。

6.4.2 観たいところをみる機能

いくら観たいところがあっても、挿入し、観たいところへ先端をもっていき、自在にコントロールできなければ仕方がない。消化器用の内視鏡の場合、視軸は先端の部分が体外にある手元操作部から上下左右に自在に動かすことができる。体内深部に挿入するためには先端と手元操作部をつなぐ軟性の管が堅すぎず、しかし柔らかすぎずほどよい程度の弾力性を持つこととともに、ひねりに対する追従のよさも重要である。

6.4.3 処置の機能

診断がつけば、次は処置である。処置のためには処置具類を先端から患部へ到達させるため、目的に応じた内径をもつ鉗子チャンネルが必要である。十二指腸鏡のように内視鏡の軸とは異なる方向に処置具を出すものは、処置具の方向を変え起立させる鉗子台を内視鏡の先端部にもうける。

この処置用のチャンネルを通して、生検鉗子、注射針、ポリープを切除するスネア、止血を行う止血具など数多くの処置具が活用される。

6.5 内視鏡の技術

電子内視鏡のシステムは、スコープと、ビデオ信号を処理して画像を出力するプロセッサ、画像を表示するモニタ、画像を記録するためのビデオプリンタ、ファイリング装置などから成っている。

さらに広義にみていけば、内視鏡を洗浄し感染症を防ぐ洗浄機、画像をデジタルで取り込み整理保管するイメージマネージメントシステムや、情報を院内の情報とつなぐネットワークシステムなども重要だが、ここでは電子内視鏡システムの核になるスコープ、プロセッサを中心にみていく。

図6.5-1に、電子内視鏡の技術体系を示す。

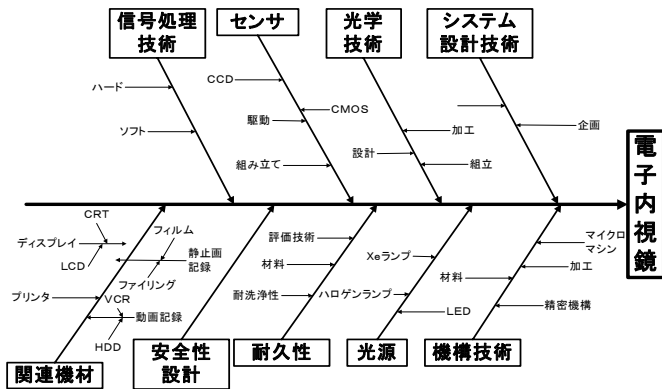


図 6.5-1 電子内視鏡の技術体系

光源は、ランプからその安定した駆動まで、その確実性という意味においても重要な技術である。さらに、色の技術は色再現性、光学系のコーティング特性に大きく関わっている。重要なセンサは、CCDを代表とする固体撮像素子そのものと使いこなしの技術が重要となる。

通常のTVカメラと異なり、内視鏡はCCDの駆動回路部とCCDが2~3mも離れており、その間微弱、かつ高速な信号が非常に細い電線を通すため、画像信号の終端反射、線間の分布容量も考慮する必要がでてくる。機構技術は、材料、加工、設計技術として先端部、湾曲部、挿入軟性部、操作部などスコープ全体に関わっている。

信号処理技術は、CCDから信号を受け取りTV信号に変換するプロセスから各種の画像処理まで関わっている。また、医療機器としての安全性は必須であり、漏れ電流に対する安全性確保、周辺機器接続の際の電気安全性、電撃保護、リスク解析なども一つの技術分野と考えてもいいだろう。さらに、電磁適合性として、不要輻射の低減、ラインノイズ、他機器からの輻射を受けても誤動作しないことを実現することも非常に重要な技術要素である。

6.6 内視鏡の構造

一般的な上部消化管用の内視鏡を図6.6-1に示す。大きく分けて各種コントロールを行う操作部と人体に挿入する挿入軟性部、照明光をライトガイドを経て伝送するライトガイド軟性部とその末端につくライトガイドコネクタ、信号の授受をする電気コネクタよりなる。

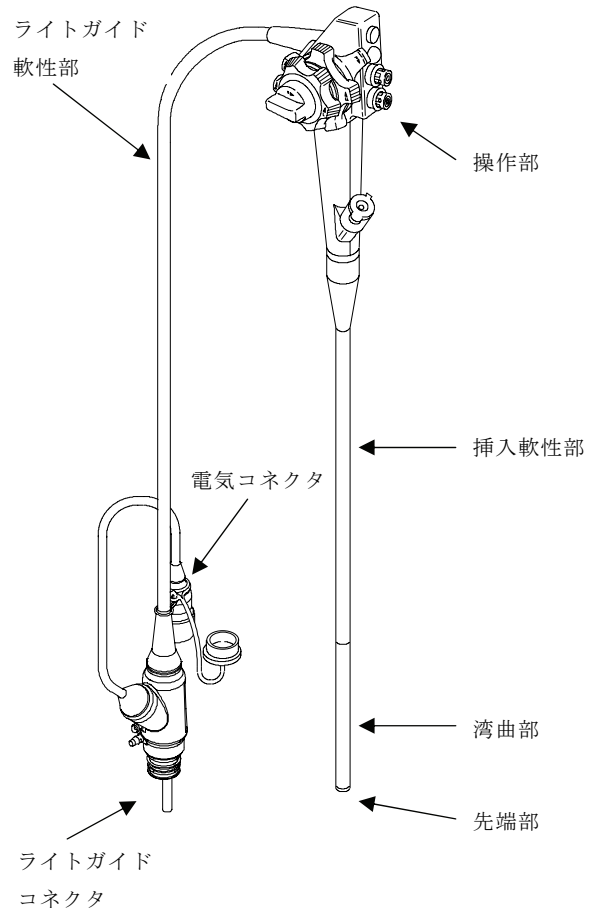


図 6.6-1 上部消化管用内視鏡の構造

6.6.1 先端部

内視鏡の寸法を決めるもっとも重要な部分であり、対物レンズ、CCD、先端部の信号処理回路、信号線、ライトガイドとその照明系の拡大レンズ、体腔を膨らませたり洗浄するための送気・送水チューブとノズル、組織採取や各種の処置を行う鉗子や処置具を出し入れする鉗子チューブが配置されている。先端部の一例を、図6.6-2に示す。

6.6.2 湾曲部

操作部のアングルツマミを操作することにより、内視鏡先端部を上下左右に湾曲させ、観察視野の中心に診断ないしは処置する領域が見えるようにする。

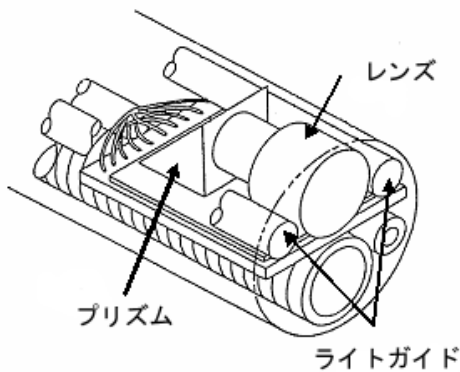


図 6.6-2 先端部の構造

多数のリングが互い違いに90度ずつずらして締結されており、アングルツマミの回転に応じてワイヤが引っ張られ先端の方向が変わるようになっている。そのリング機構の上に気密と機構部保護のために、ネットと薄いゴムチューブがかけられている。一例を、図6.6-3に示す。

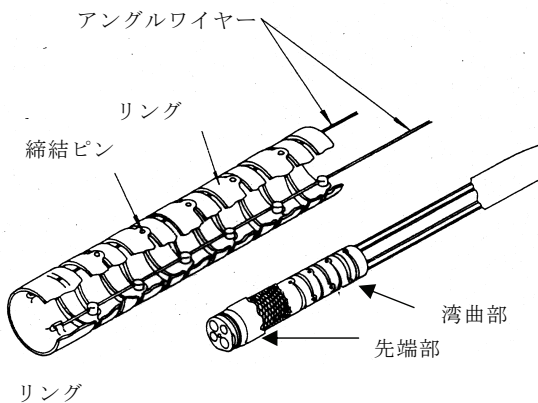


図 6.6-3 湾曲部の構造

6.6.3 挿入軟性部

ステンレスの薄い板をスパイラル状に巻いた螺管にネットをかぶせ、その上を何層かに樹脂で覆ったフレキシブルなパイプ状の部分である。挿入軟性部の構造を図6.6-4に示す。

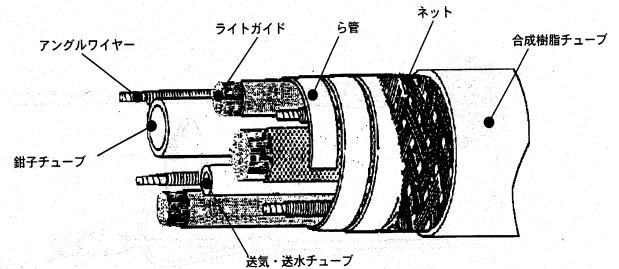


図 6.6-4 挿入軟性部の構造

6.6.4 操作部

内視鏡を左手で保持しながら湾曲部を動かし内視鏡の視野を上下左右に移動させるためのアングルツマミと、位置を保持するためのブレーキ機構、それに送気・送水ボタン、吸引ボタンなどがついている。

さらに、各種の電気コントロールのボタン（静止画像取り込み、調光制御、拡大制御など）がついている。

6.6.5 照明系

内視鏡の照明用のランプは、キセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドランプなどが用いられる。

ライトガイドに効率良く光を入れるためには、コンデンサレンズ、ミラーなどによる発光源の像がライトガイドの入射端面の大きさに結像されていること、入射する光束の角度がライトガイドの光束を取り込める角度を示す開口数に合っていること、が決めてとなる。

図6.6-5に、照明系とライトガイドの関係を示す。光源をより小さく結像させようとするファイバ

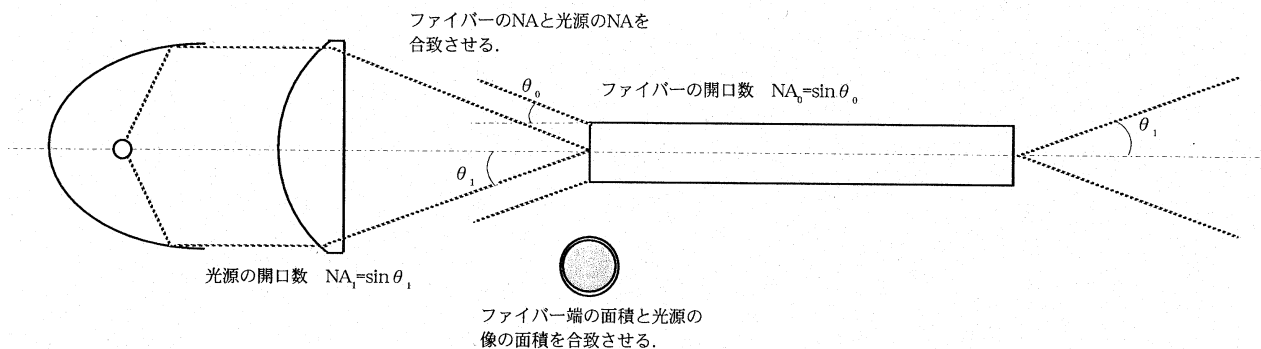


図 6.6-5 照明系とライトガイドの関係

に対する入射角は大きくなり、入射角を小さく取ると像は大きくなる関係にある。そのため光源は極力小さな発光部で明るいものが望ましい（＝高輝度）。

内視鏡では、組織の微妙な色の違いが診断に重要となるため、画像の色再現性が大事になる。このため、ライトガイドの分光透過率も重要となる。通常、ライトガイドは短波長側の透過率が落ちてくる。短波長側の透過率は、コアのガラス素材で決まってくる。線外径が30ミクロンのライトガイドの分光透過率を図6.6-6に示す。スコープの視野角は140°程度にも及ぶため、ライトガイドの射出光を極力均一に拡大するためのレンズ系を先端においている。

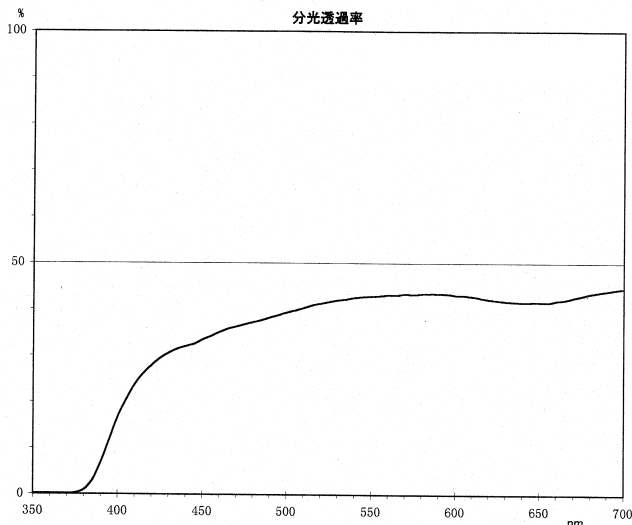


図 6.6-6 ライトガイドの分光透過率

6.6.6 撮像部

撮像部はレンズ、フィルタ類、CCD、そして前置回路などからなり、電子内視鏡の画像を決める心臓部でありまたいちばん込み合う先端部に組み込まれるため寸法的にも厳しく小型化を要求される部分である。

レンズは、通常のカメラレンズなどから見ると非常に広角（～140°）で、かつ大きな被写界深度が要求される。このレンズは、中央部が良く見え周辺部は畳まれて見える状態を作るために、大きなたる型の歪曲収差を持たせている。また、第一レンズの前面は体液（特に、強酸である胃液）とともに強力な洗浄液にもさらされるため、光学特性のみならず機械的な耐久性も重要であり、特別の材質が使われる。図6.6-7に内視鏡の先端光学配置の例を示す。ここでは内視鏡径の最大の部分に CCD 基板をおき、光はプリズムを使い屈折させる方式をとっている。第一レンズは、強い凹レンズのレトロの広角レンズ構成である。これにより、プリズムの焦点距離に対し

て長い光路長が使える長いバックフォーカスレンズとなっている。

また、このレンズと CCD の各素子についているマイクロレンズとのマッチングも重要である。電子内視鏡は、後述する拡大内視鏡以外は寸法の問題から焦点調節機能を持っていない。そのため、レンズの F-ナンバをある程度大きくして被写界深度を確保している。

1/10" CCD のスコープには焦点距離0.5～0.6mm程度、1/6" CCD のスコープには焦点距離1mm程度のレンズが使われる。

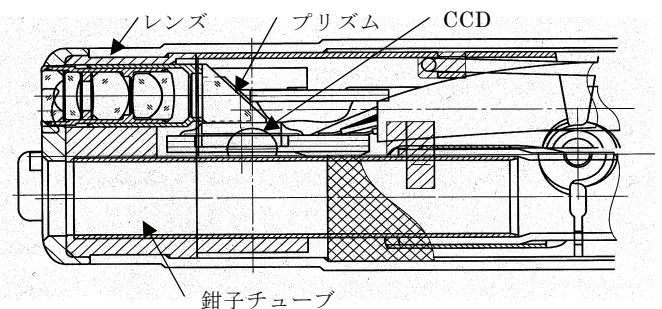


図 6.6-7 先端光学配置の例

6.6.7 信号処理部

カラーフィルムの場合、フィルム自体が色処理能力を持っているが、CCD 自体には色を処理する能力はない。

通常の TV カメラの場合、撮像レンズと撮像デバイス間に赤 (R)、緑 (G)、青 (B) 色分解光学系をもうけ、CCD への光を赤、緑、青の波長ごとに分けている。色分解光学系はプリズム光学系を使い像ごとに RGB に分け3つの CCD を使う方法と、1つの CCD 上に直接画素に対応したモザイク状のフィルタをつける方式がある。電子内視鏡の場合は小型であることが必須のため、単板方式を採用しており、前述の同時方式と、信号の取り込みに同期させて照明光を RGB に切替えて対象を照らし RGB 信号を取り込む面順次方式がある。

(1) 面順次方式電子内視鏡

単板 (1枚) の CCD を用い、被写体を光の三原色である RGB の光で順次照射し、赤・緑・青画像を CCD に取り込み、この画像信号を信号処理部のメモリに取り込み、時間差のある3枚の画像から1枚のカラー画像を合成して、テレビモニタに表示する方式である。図6.6-8にブロック図を示す。キセノンランプからの白色光は、同期制御されて回転する RGB フィルタにより RGB 光に分けられてライトガイド

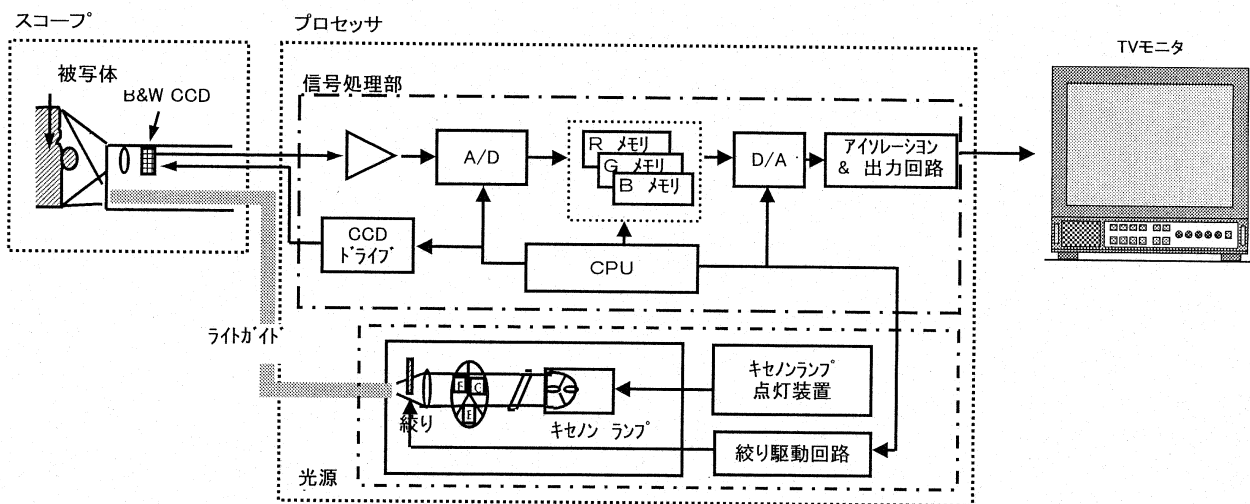


図 6.6-8 面順次式システム 信号処理ダイアグラム

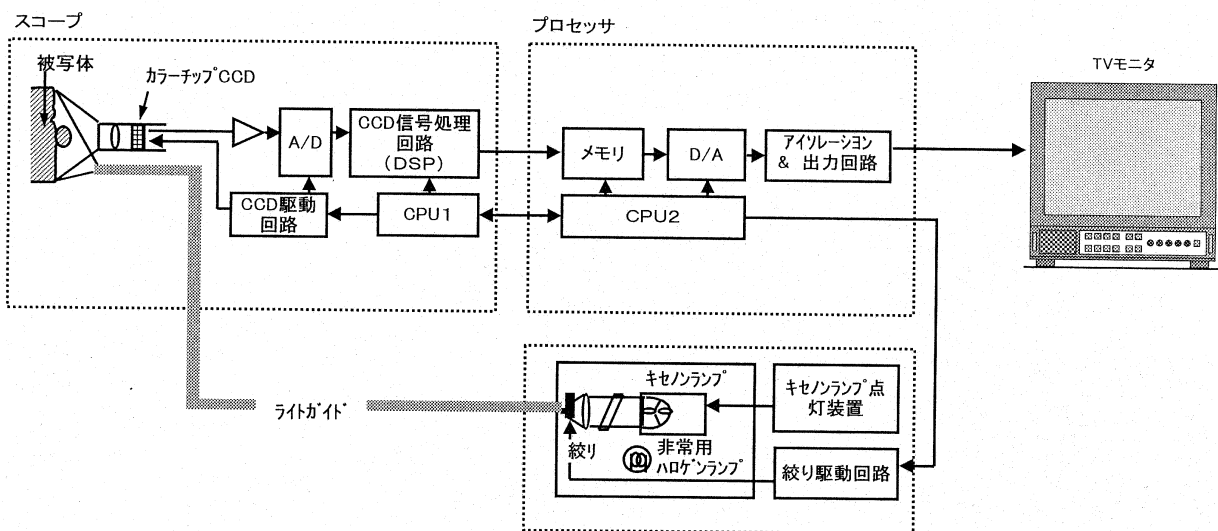


図 6.6-9 同時光源システム 信号処理ダイアグラム

を経て被写体に順次照射される。被写体は、内視鏡先端にある対物レンズにより CCD に結像され電気信号となってプロセッサに伝送される。映像信号として処理された CCD の信号は、AD コンバータでデジタル化され、それぞれのメモリに収納される。メモリから同期化されて読み出された映像データは、各種の処理を経て DA コンバータを通り標準的な TV 信号として出力されモニター上に表示される。

(2) 同時式電子内視鏡

同時式電子内視鏡に用いられる CCD は、CCD の各画素に対応した色フィルタを CCD センサ面上に置き、各画素対応でカラー情報を得る方式で、家庭

用のビデオカメラ、デジタルカメラでも使われている方式である。

この色フィルタには、色差線順次方式と原色フィルタ方式がある。色差線順次方式では、RGB の補色であるシアン(C)、マゼンタ(M)、イエロー(Y)からなり回路処理されてカラー画像が形成される。

原色フィルタ方式では、RGB を市松状に配列したものなどがあり、この方式はプログレッシブタイプの CCD によく使われる。現行 TV 方式より高精細な画像を提供するシステムには、原色フィルタ方式が使われているなど使い分けされている。図6.6-9 にブロック図を示す。

電子内視鏡システムを、図6.6-10に示す。



図 6.6-10 電子内視鏡システム外観図

6.7 拡大内視鏡

拡大観察による表面組織の微細観察は、発見病変により確実な診断の道を開いた。

拡大内視鏡は CCD の小型化・高精細化とあいまって、操作性、挿入性の点でも通常のルーチン스코ープに遜色のないものが出始めた。

拡大内視鏡は、大きく分けて固定焦点方式と、焦点調整方式、それと電子拡大方式がある。固定焦点方式は、あらかじめレンズを近接拡大観察ができる位置に配置したもので、可動部がないため機構が簡単で内視鏡としては通常のものと同様の寸法的にも変わらないが、遠景がぼけてしまい通常の操作がやりづらいという欠点がある。通常のビデオカメラやデジタルカメラ、フィルムカメラのように世の中の光学機器では、レンズの焦点距離自体を変化させて被写体に近づくことなく観察像の大きさを変化させるズームレンズ方式が主流だが、内視鏡の場合はズームレンズ方式をとると機構が複雑になり寸法が大きくなる問題が生じる。しかし、観察部位に内視鏡を近づけることにより像を大きくすることができるため、近接に対する焦点調整機構をつけた内視鏡を拡大内視鏡という。拡大率はレンズ焦点距離、CCD 寸法、画像処理系、モニターで決まってくるが、総合的には14インチの画像表示モニター上での画像寸法と対象の寸法比で定義されている。図6.7-1に定義を示す。

以下、拡大内視鏡の技術的特長を紹介する。

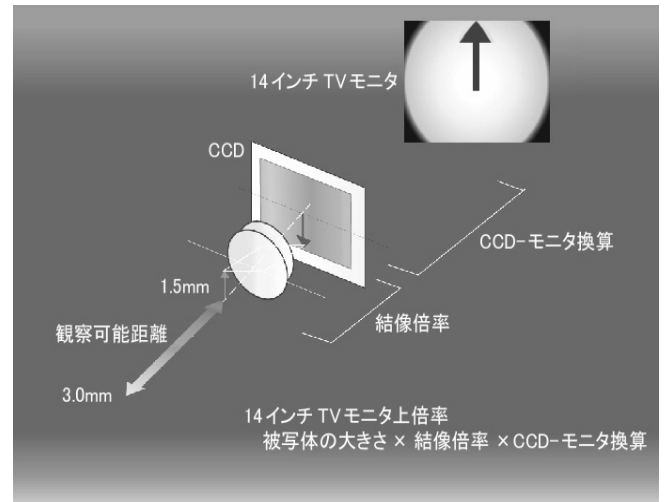


図 6.7-1 拡大倍率の定義

6.7.1 レンズ駆動部

レンズの駆動は、先端部に超小型のマイクロアクチュエータを組み込む方式、内視鏡の径に影響を与えないために、通常回転型の小型モータを手元操作部に組み込みフレキシブルケーブルでその回転を先端に伝えフォーカス用のレンズ群をカムにより駆動する方式がある。この機構により上部消化管用の光学拡大電子スコープは外径9.8mmと通常のルーチンスコープの9.4mmに対して遜色ない寸法でできている。また、運動特性に大きな影響を与える先端硬性部の長さも21mmを達成している。

図6.7-2に構造図を示す。

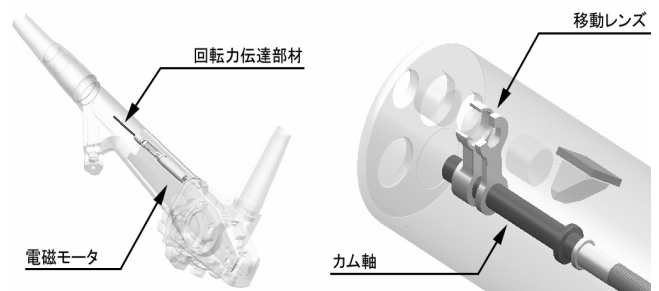


図 6.7-2 レンズ駆動部の構造

6.7.2 高精細画像

拡大内視鏡の目的は、粘膜表面の詳細な観察であり、特に高精細で、かつ色識別の良好な画像が求められる。NTSC と、NTSC を上回る画像でパソコンで容易に扱える SXGA (960×1280画素) の像を提供する2系列の拡大内視鏡がある。後者の拡大内視鏡では、SXGA 画像が NTSC 画像の約4倍の画素を持つため、4倍程度の電子ズームを行っても NTSC

程度の画像を提供することができる。内視鏡の CCD にはハニカム CCD を使用しているものもある。

症例写真を、図6.7-3に示す。

代表的な拡大内視鏡の仕様を、表6.7-1に示す。



図 6.7-3 拡大内視鏡による症例写真

めている。経鼻内視鏡は、外径が5.0~6.0mmで軟性部の腰も柔らかく造られており、鼻からの挿入が容易である。この手技によれば、鼻は総鼻道を中心に挿通するため、「おえっ」となる咽頭反射を起こさず、拒否反応が起にくい。技術的には、超小型ハニカム CCD (1/9.7 “) の採用、機構部の超小型化がポイントである。

本手技のパイオニアである出雲の宮脇医師の調査結果を、図6.8-1に示す。これは、経鼻内視鏡を行った患者さんに、次回の検査に関する希望をうかがったアンケートである。

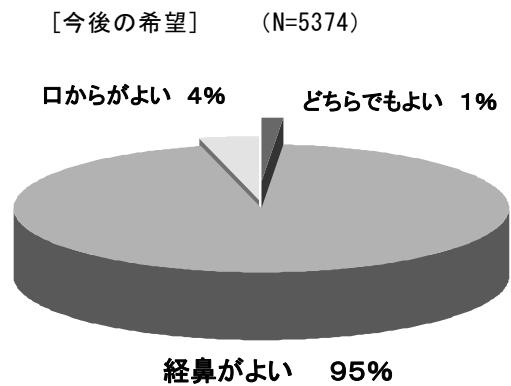


図 6.8-1 アンケート調査

6.8 極細径内視鏡

患者側からみると、内視鏡のメリットは理解できても、まだまだ苦しい検査と言える。

胃用のスコープは一般的になってきたが、口から入れて、舌根部を通過する際には「おえっ」という咽頭反射がおこってしまう。細い内視鏡を使うことにより、緊張がほぐれ反射の程度は低くなるが、どうしても避けられない反射であり苦痛である。

厳重な管理下において鎮静剤を使って検査を行うのも1つの方法であるが、最近では鼻から入れる（経鼻）ことのできる内視鏡が出てきて非常に注目を集

表 6.7-1 拡大内視鏡の仕様

メーカー		A社		B社
製品		製品1	製品2	製品3
観察範囲(mm)	WIDE	6~100	6~100	7~100
	TELE	2~3	2~3	2~3
視野角(deg)	標準	140	140	140
	拡大	55	55	80
最大観察倍率(光学)		135	135	70
先端部外径(mm)		10.8	12.8	13.6
湾曲角度(deg)		210/90	180/180	180/180
		100/100	160/160	160/160

6.9 ダブルバルーン小腸内視鏡

小腸は、十二指腸と大腸をつなぐ長さ6～7mの臓器で、栄養の吸収を司る。今までいくつかの試みがなされたが、小腸は内視鏡の検査が非常に難しい臓器であり、暗黒の臓器とも呼ばれていた。

最近、自治医大の山本医師の発案により製品化されたダブルバルーン小腸鏡システムを紹介する。

図6.9-1にシステム構成を示す。

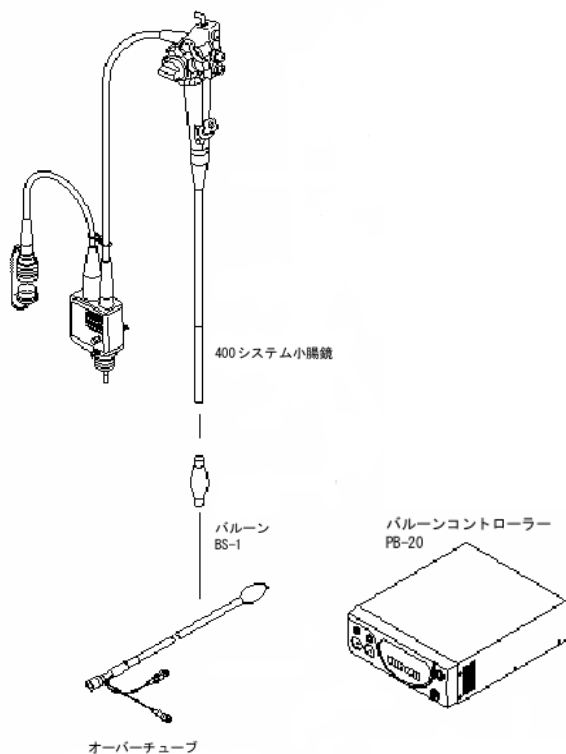


図 6.9-1 ダブルバルーン小腸鏡システム

小腸鏡本体は、外径8.5mm、有効長は2,000mmで通常の胃鏡の有効長1,000mm、大腸鏡の1,300mmに比べ長い。従来の小腸鏡の2,300mmに比べれば短い。このスコープは、通常の内視鏡の機能に付け加えて、先端に取り付けられるバルーンへの送気管路が取り付けられている。この小腸鏡は、オーバーチューブの中を通り体内に挿入されていく。オーバーチューブは、外径12.2mm、内径10mm、長さ1,400mmで、内外の表面には滑りを良くするため親水性のコーティングが施されている。オーバーチューブ先端には、やはりバルーンが取り付けられている。オーバーチューブのもう一方の端には、親水コート性能を引き出すための水の注入口と、バルーンを膨らませるための空気入

口のコネクタがある。それに2つのバルーンを制御するためのバルーンポンプコントローラがある。このコントローラは、内視鏡先端のバルーンとオーバーチューブのバルーンに空気圧を制御しながら空気を送り、かつコマンドに応じて逃がし、安全性を管理している。

ダブルバルーン小腸鏡の原理を図6.9-2に示す。

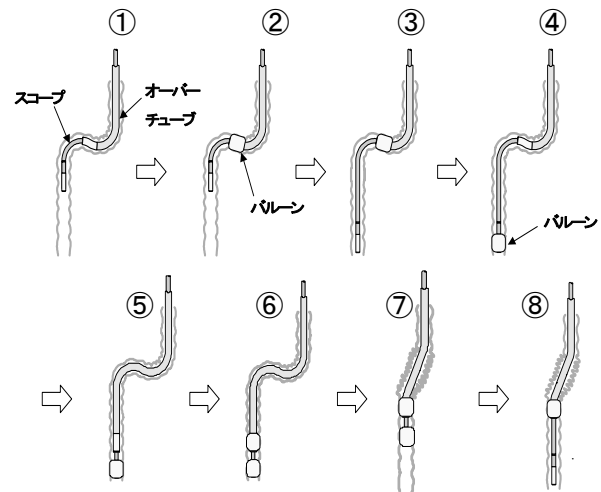


図 6.9-2 ダブルバルーン小腸鏡の原理

小腸鏡は、口側、肛門側どちらからも使用できるが、狙った患部に近いと思われるところから挿入するのが原則となる。基本は、この2,000mmのスコープで6,000～7,000mmの小腸を畳み込んで探査して、上部からの場合、小腸と大腸のつながる部分である回盲部まで到達することができる。

上部からの例で説明する。

- ① まず、小腸内視鏡を、胃を経て十二指腸まで挿入する。
- ② オーバーチューブを挿入して、オーバーチューブ側バルーンを膨らませる。これによりオーバーチューブが腸壁に固定される。
- ③ 次に、オーバーチューブの中にある小腸内視鏡本体を進めていく。挿入のしやすさとのかねあいだが、およそ400mm程度を進める。
- ④ 内視鏡の先端バルーンを膨らませ、内視鏡先端を腸壁に固定する。
- ⑤ ここでオーバーチューブ側のバルーンから空気を逃がし、フリーな状態にしてオーバーチューブを挿入していく。
- ⑥ オーバーチューブが、内視鏡先端に近づいたところで、オーバーチューブを止めてバルーンを

膨らませる．これで2つのバルーンが膨らんだ状態となる．

- ⑦ そして、内視鏡とオーバチューブの両方を引くことにより小腸は短縮化され、また内視鏡の前方の腸管は直線化されて、先への挿入が容易な状態になってくる．
- ⑧ ここで内視鏡のバルーンの空気を抜き、自由にして再度内視鏡を挿入する、この繰り返しを行い深部へ挿入していく．

小腸鏡が腹部に挿入された状態を図6.9-3に示す．

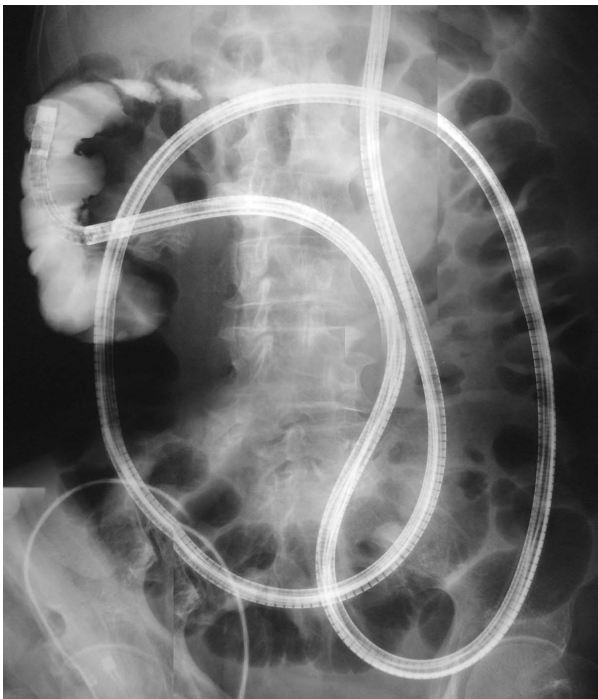


図 6.9-3 腹部に挿入された小腸鏡

6.10 分光画像

拡大内視鏡の進歩による内視鏡診断の進歩については、大腸における pit pattern 診断や食道での毛細血管パターンが詳細に観察されるようになってきたことが挙げられる．これらの観察時の情報は、被検体の形状、すなわち輝度の情報が重要な意味を持っている．

しかし、電子内視鏡はカラー画像であり、本来被検体の色情報(分光情報)を含んでいるものである．近年、被検体の持つ色情報(分光情報)に着目し、病変部の視認性向上による診断向上を目的とした“分光内視鏡”と呼ばれる技術が開発されている．

6.10.1 分光内視鏡

ある特定の波長成分の光による内視鏡画像(分光画像)を使った内視鏡を分光内視鏡と呼称する．

この分光内視鏡が、内視鏡診断においてどのような効果を与えるかについて、図6.10-1を用いて説明する．

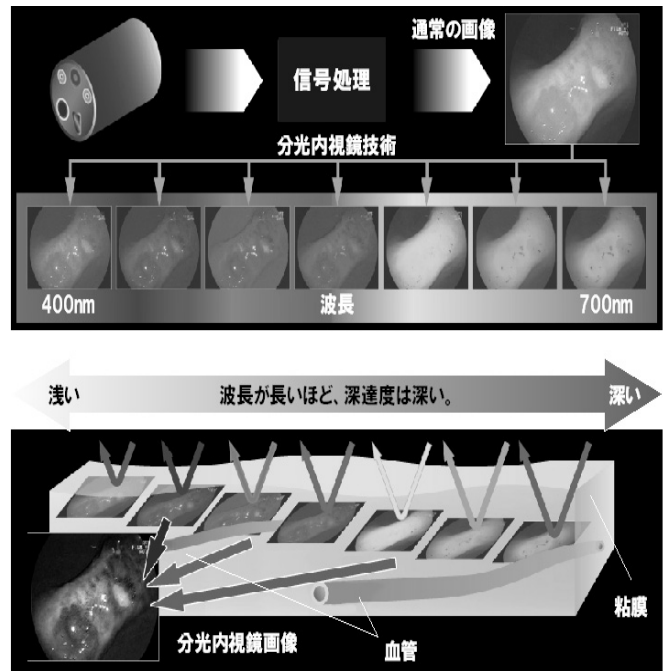


図 6.10-1 波長と深達度

図6.10-1は、消化管表層付近の構造と光の波長別深達性の関係を示すものである．光の波長が長くなるに従い、深達性は良くなり、より深くまで到達する．また、図6.10-2に示すように、血管中に含まれる酸化ヘモグロビンの吸収特性も、可視域の短波長側に特徴を持つ(400nm帯と550nm帯に吸収のピークを持つ)．したがって、400nm帯および550nm帯の波長成分の画像を得ることで、表層付近の血管走行をコントラスト良く観察できる．図6.10-1に、波長別の分光画像を例示している．この例において

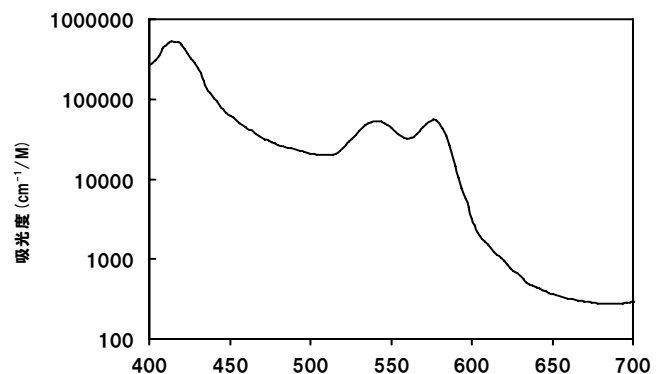


図 6.10-2 酸化ヘモグロビンの吸収スペクトル

も、短波長による分光画像では、被検体の表層の構造が良く抽出され、長波長による分光画像では、そのような構造を抽出しにくい傾向にあることを示している。

6.10.2 方法

分光内視鏡画像を得るための手法について説明する。前述の通り、分光内視鏡は分光画像が基となっており、分光画像を得るための手法により2つに大別される。1つは図6.10-3(a)に示す画像処理技術を用いるものであり、三宅らにより提唱・実現された被検体の分光反射率スペクトル推定技術を応用するものである。同図に示すように、白色光照射により得られる通常の内視鏡画像から、この分光反射率ス

ペクトル推定技術を基に、各波長の分光画像を生成する。次に、生成した分光画像の中より、例では3つの分光画像を選択して、これらの分光画像を表示モニタのRGB信号に割り当て、擬似カラー化して表示する。各分光画像はモノクロ画像に過ぎないが、電子内視鏡の普及により浸透したカラー画像との違和感を軽減し、かつ観察時の視認性向上のため、このような擬似カラー化がなされる。

他の1つは、田尻らにより提唱・実現された光学的手法であり、白色光源と専用の光学フィルタの組み合わせにより、被検体への照射時に分光された光で照射し、分光画像を得るものである(図6.10-3(b)参照)。各狭帯域光による分光画像を、図6.10-3(a)同様に擬似カラー化するものである。

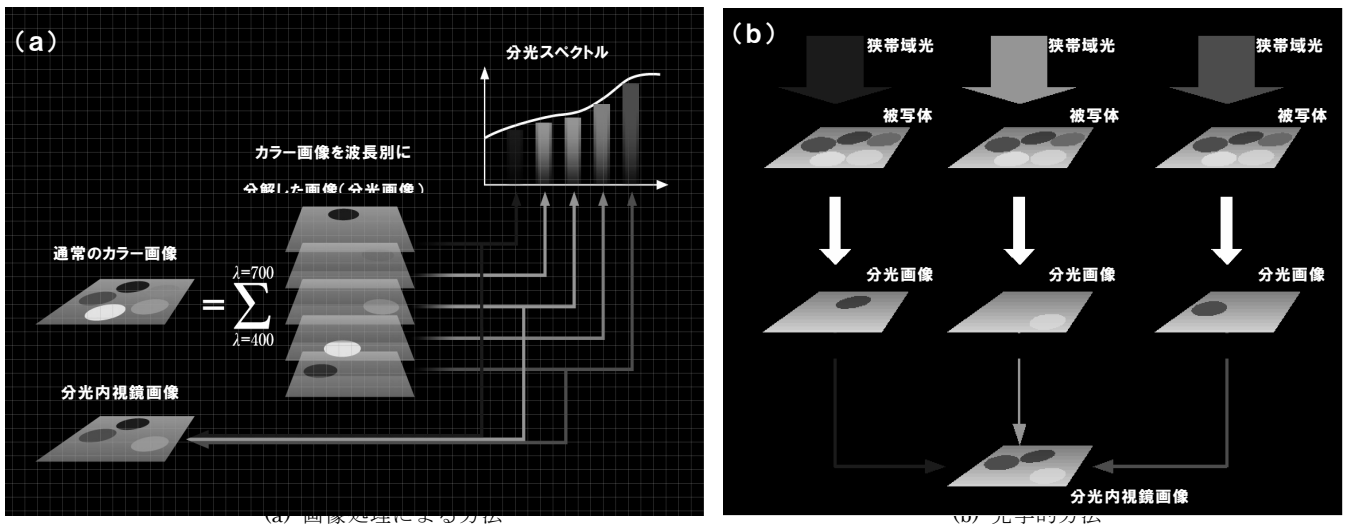


図 6.10-3 分光内視鏡の構成



(a)通常内視鏡画像



(b)分光内視鏡画像

図6.10-4 分光内視鏡画像の例

図6.10-3(a)に示す方法で得られた分光内視鏡画像と通常内視鏡画像との比較を、図6.10-4に示す。分光内視鏡画像処理により、表層の血管走行の視認性が向上している。このような血管走行の視認性向上により、血管走行パターンによる表在癌の深達度診断への取り組みが上部消化管を中心として行われている。

分光内視鏡の開発への取り組みは、拡大内視鏡などに比べ、まだ日は浅い。現状、酸化ヘモグロビンの吸収特性に基づく血管走行の視認性向上を中心に報告されているが、正常部と病変部の分光特性の差も画像として反映できる可能性も持っている。その意味でも、今後の内視鏡診断の広がりが期待できる技術と考えられる。

6.11 今後の発展方向

はじめに述べたように内視鏡は診断と処置のできる医療機器であり、医療費抑制下においてはさらに期待が高まっている。今後の内視鏡システムは光学技術のさらなる進歩、画像処理技術・コンピュータシステム・微小機構・素材の進歩、さらに遺伝子診断、各種処置具の進歩とあいまってさらに発展していくと予想される。

内視鏡による処置は、低侵襲ではあるが、他の機器に比べると患者さんの苦痛は大きいものである。この負担軽減は内視鏡にとって大きなテーマである。解決の方向は、当面は細径化、将来的にはカプセル内視鏡、ないしはその混合形態となろう。

内視鏡検査においては、今後ますます安全性が重視されるようになるのは自明であり、特に感染対策としてのディスポ化、洗浄、洗浄管理システムが重視されていく。

診断面では、現在のベテラン医師による形態学的診断から各種客観診断のツールが実用化されつつある。

分光内視鏡も有力なツールであるが、さらに顕微鏡レベルの細胞観察ができるOCT(光の干渉技術を利用し、細胞の特定深度からの後方散乱光を抽出して、断面像を得る技術)、LCM(対象物質のきわめて限られた個所に焦点を合わせ、断面像を得る顕微鏡技術)や各種の蛍光内視鏡、近赤外域画像利用があげられる。

処置の容易さ・安全は処置具によるところも大きいですが、バルーンを利用して体腔でのスコープ先端の固定なども今後発展していくであろう。

操作の容易化としては、医師のハンドリングが容易な各種補助機能の発展、洗浄性の容易さが期待される。

感染防止という観点からみると、さらに使いやすく、

ランニングコストが低く、内視鏡に対するダメージの少ない洗浄機の開発も求められるところである。

さらに、内視鏡室全体の運営の面からは、単なる画像を整理するイメージマネジメントシステムから内視鏡室全体のワークフローをサポートしていく使いやすく手頃な価格のマネジメントシステムの開発も待たれるところである。地域連携の観点からは、例えばクリニック、検診センターのリアル画像を基幹病院と結び、専門医による即時の診断、データの配信、患者紹介、予約など使いやすく、地域の実情・運営に容易にカスタマイズできるシステムの開発が期待される。

<参考文献>

- (1) テレビジョンカメラの設計技術
- (2) 光学 Vol.32 268-274
- (3) 消化器内視鏡 2005 June
Vol.17No.6 内視鏡ハイテク機器・先端技術
- (4) GASTROENTEROLOGIC ENDOSCOPY
MICHAEL V. SIVAK W.R. SAUDERS COMPANY
- (5) APPLIED OPTICS AND OPTICAL ENGINEERING 5
ACADEMIC PRESS
- (6) 消化器内視鏡ハンドブック 長廻 紘監修 文光堂
- (7) 内視鏡テクノロジー 諸隈 肇 裳華房
- (8) 胃カメラの技術物語 深海 正治監修 めいけい出版
- (9) 細胞 Vol.35No.6, 2003 フジノン東芝ESシステム (FTS)
の拡大視鏡について 宇田川 哲夫
- (10) Digestive Endoscopy 2001.13.163-169 DEVELOPEMNT
of MAGNIFYING VIDEO ENDOSCOPE with HIGH
RESOLUTION TETUO UDAGAWA et al.
- (11) ダブルバルーン内視鏡 菅野健太郎監修・編集 南江堂
- (12) 経鼻的胃内視鏡検査の手引き 経鼻的胃内視鏡研究会 (in
関西) フジメディカル出版
- (13) ポストゲノム時代の内視鏡学 中山書店
- (14) 三宅 編:「分光画像処理入門」 東京大学出版
- (15) 三宅, 神津, 山高:「分光内視鏡の開発(FICE)」, pp - 2006
年4月号, 画像ラボ
- (16) 田尻 編:「特殊光による内視鏡アトラス NBI・AFI・IRI
診断の最前線」, 日本メディカルセンター
- (17) 後野:「NBIのイメージング理論」, 臨牀消化器内科, Vol.21,
No.4, 2006
- (18) 有馬 他:「食道粘膜の拡大観察」, 臨牀消化器内科, Vol.21,
No.4, 2006
- (19) 藤崎 他:「拡大内視鏡を用いた早期胃癌の診断 -- Narrow
Band Imaging を併用した拡大内視鏡所見」, 臨牀消化器内
科, Vol.21, No.4, 2006
- (20) 岡, 田中 他:「早期大腸癌の深達度診断における拡大内視
鏡の有用性」, 臨牀消化器内科, Vol.21, No.4, 2006

第7編 医用画像管理システム

7.1 はじめに

X線CT装置、MRI装置、DR装置、あるいは、CR装置などのデジタル画像診断装置の普及により診断画像の発生量は、近年ますます増大している。

これにともないその膨大な画像を管理、ファイリングするPACS(Picture Archiving and Communication System)の必要性が増している。DICOM規格により標準化が整備され、すべての画像診断装置がこの規格を採用することにより、画像管理サーバあるいは画像表示装置との接続が容易となり、ネットワーク、コンピュータ技術の向上・低価格化も進み、また共通規格から電子保存への法的整備もされ、これらの背景のもとPACSを導入する施設が増加した。また、従来放射線部門内で利用されていた画像が、院内、他施設への転送・利用へと拡大してきており、へき地・離島へも適用されその有効性が現れつつある。

システムのスループット、CRTの画質や操作性の面で種々改善がなされ日常の臨床にも使われ始め、その有用性が確認されている。業務の効率を、さらに、高めるために、HIS-RIS-画像診断装置-PACS-読影レポート装置などを組み合わせ接続し、上部よりの情報の一元化を行う方向になりつつある。

本編では、これからの病院における画像診断システムに大きな影響を与えるPACSの現状と課題について、特に、構成要素や関連技術の展望、臨床評価より明らかになった問題点などを中心に記述する。また、医療機関で使われている実例を紹介する。

7.2 電子保管と伝送について

PACSは病院の実状に応じて、いろいろな目的と形態が考えられている。一般的には、図7.2-1に示すように、すべての医用画像をデジタルデータの形で遠隔画像伝送や画像データベースに格納し、必要に応じて画像検索しCRTにて画像受信、表示する。また、持ち出し可能な媒体などへ画像のハードコピーを可能とするシステムと考えられている。システムの構成は表7.2-1のように分類される。

画像を蓄積する大容量記憶装置としては、1枚が数GB以上の光ディスクが用いられ、その有用性を示している。しかしながら、画像の電子保管を考える場合、データの長期保管における信頼性、セキュリティの問題、媒体の互換性の問題、オリジナル画像の識別などの課題を明確にする必要がある。以前は、5インチおよび3.5インチ光磁気ディスク(容量640MB、1.3GB)

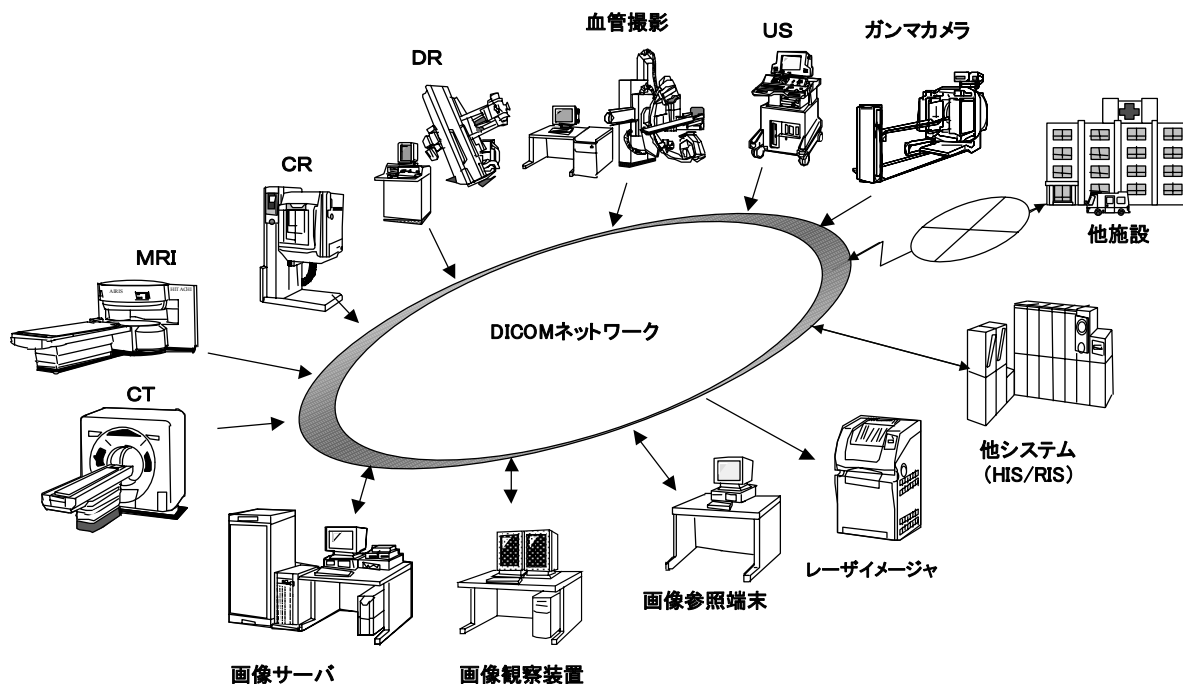


図 7.2-1 医用画像管理システムの構成

表 7.2-1 PACS の構成要素と関連技術

構成要素	具体的装置	関連技術
画像入力	画像診断装置(DR 装置, X 線 CT 装置, MRI 装置, CR 装置など) フィルムデジタイザ	オプトエレクトロニクス 高速演算処理, 医用画像工学 インターフェース
画像記録	光磁気/光ディスク(CD-R, DVD) 磁気ディスク, デジタルデータレコーダ 画像データベース	画像圧縮・復元, 大容量化, 高速化 標準化, 画像管理
画像処理	画像処理装置, ワークステーション	高速演算回路, 画像処理ソフト 大容量半導体メモリ
画像伝送	LAN, 電話伝送システム, 衛星通信システム インターネット	画像圧縮・復元, 高速大容量化 標準化
画像表示	画像ワークステーション, CRT 表示装置	高性能 CRT, 高速演算回路
	レーザプリンタ, マルチフォーマット・カメラ	オプトエレクトロニクス 医用画像工学, 写真工学

と、それを使用した共通規格により画像や各種医用データの記録形式の統一化が図られ、上記課題に対して解決方法を示したが、ネットワークを使用した画像データの一元管理が行えないなど、使用する側にとってのメリットが小さいなどのいくつかの問題点があり、現在では CD-R, DVD などのライブラリ装置を使用することでこの問題を解決している。

一方、画像診断装置とネットワークを使用した画像管理としては、以前は、接続するインターフェースがメーカにより異なっていたことが多かったが、現在では、各社とも米国の ACR-NEMA より発展した規格である DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)に従ったインターフェースの製品化を図っている。DICOM 規格は、MWM や DICOM-SR などの規格整備が続いている。ネットワークの方式としては、イーサネット(10Mbps, 100Mbps, 1Gbps)および ATM(Asynchronous Transfer Mode)ネットワークが広く使用されており、特に、前者は画像のみならず、ネットワーク構築において主流となり、重要な役割を果たしている。

しかしながら、画像診断機器から蓄積装置(画像サーバなど)、あるいは、画像表示装置までのスループットを考える場合、各装置内での入出力性能、処理性能も非常に重要である。このため、ネットワークの性能だけでなく、それに接続される周辺装置すべての性能を向上してトータルスループットを上げる工夫がなされている。

7.3 基礎技術の展望

7.3.1 記憶媒体と画像データベース

記憶媒体と画像データベースの役割は、効率の良い画像保管手段の提供と、画像表示装置への高速な画像データの提供にある。

(1) 記憶媒体の構成と機能

各種画像診断装置で発生する医用画像データの保存管理機能は、画像サーバで行われる。画像サーバに搭載される画像保管媒体は、高速に読み出しが必要な画像データを保管するための短期画像保管媒体、および大容量の画像データを長期間にわたり保管するための中長期画像保管媒体から構成される。画像保管用に使用される記憶媒体の一覧を表7.3-1に示す。

短期画像保管媒体には、大容量のディスクアレイ装置が使用される。ディスクアレイ装置は、複数のハードディスクを1ボリュームで管理でき、また、高信頼の冗長構成が可能なことから、近年では各メーカともに短期画像保管媒体にディスクアレイ装置を採用している。画像診断装置から画像サーバに転送された直近の医用画像データは、画像表示装置からの読み出し頻度が高く高速読み出しが必要なため、高速な実効転送速度を有するディスクアレイ装置への保管が必要となる。

読み出し頻度が低くなった過去画像データの保管場所は、短期画像保管媒体より中長期画像保管媒体に移行される。中長期画像保管媒体には、CD-R, DVD-R, DVD-RAM などの保管媒体を複数枚実装できるジュエックボックス型のライブラリ装置が広く使用されている。これは、ディスクアレイ装置ほどの実効転送速度はないが、大容量の画像データの保管に適しており、コストパフォーマンスが非常に高い。また、中長期画像保管媒体への画像保管時には、医用画像データを、DICOM3.0規格に準拠した JPEG 可逆圧縮や JPEG 非可逆圧縮などにより圧縮し、画像保管効率を高める処理が行われる。

(2) データベース

画像サーバのデータベースは、画像データの保管場所、および画像圧縮率と、検査・患者情報を関連づけて管理している。これにはリレーショナルデータベースが広く使用されている。画像表示装置からの画像検

表 7.3-1 画像保管用に使用される記憶媒体の一覧

記憶媒体	記憶容量	実効転送速度	消去・再記録	用途	備考
ディスクアレイ装置	19GB ~3.5TB	80MB/S	可	短期	RAID レベル設定により高信頼の冗長構成が可能
CD-R	640MB	3.6MB/S	不可	中長期	広く普及したが、DVD-R、DVD-RAMに移行しつつある。
MO	640MB 1.3GB	10MB/S	可	中長期	ライブラリ装置が普及していないため、あまり使用されていない。
DVD-R	4.7GB	3.35MB/S	不可	中長期	医療画像の長期保管に適するため、今後の普及が期待される。
DVD-RAM	片面4.7GB 両面9.4GB	2.77MB/S	可	中長期	医療画像の長期保管に適するため、今後の普及が期待される。
カートリッジ型 テープストレージ	20GB 80GB(圧縮時)	10MB/S	可	中長期	日本国内ではあまり普及していないが、海外でのシェアは高い。

※CD-R, DVD-R, DVD-RAM, およびカートリッジ型テープストレージは、ライブラリ装置構成が可能のため、これらのメディアを複数枚数組合せて大容量装置としての構成が可能である。

短期：短期画像保管媒体を意味する。

中長期：中長期画像保管媒体を意味する。

索要求に迅速に应答するために、検索キーとなり得る項目(患者 ID, 検査日, 画像診断装置名など)に、インデックスをつけて高速に应答できるようにすることが一般的である。

また、昨今の画像データ発生量の増加にともない、CT 用画像サーバ、MR 用画像サーバなど、画像診断装置区画ごとに画像サーバを設置し、画像データの分散管理を行う施設が急増している。

(3) 今後の動向

今後とも、画像データベースで重要な役割を果たすものはやはり記録媒体であると思われる。DVD-RAM や DVD-R などの中長期画像保管媒体の、さらなる大容量化が進むことが期待される。また、もともと媒体の記憶容量が大きく、技術進歩によりデータサーチ時間を大幅に短縮したテープストレージ装置の普及にも期待がかかる場所である。

一方、画像サーバ・画像表示装置間の画像データ転送速度を向上させる手段として、ネットワークも含めたストレージ・ソリューションに代表される SAN(Storage Area Network)があげられる。SAN は画像発生量の増大に対処する方法の1つとして、高速のファイバ・チャネルを用いて、ストレージを一元的に管理しようというものである。この方式は、同一ファイバ・チャネル上に接続されるノードから、ストレージへのデータ参照が非常に高速に行えるという特徴がある。これは、画像データを画像表示装置ですばやく参照したいという病院のニーズにこたえる手段であり、今後の普及が期待されるが、ハードウェアの規格および各社独自のメディア管理ツールに依存する部分が多くオープン性に欠ける。また、画像サー

バ・画像表示装置間の通信が、DICOM3.0規格に準拠できなくなるという一面もある。

これらを考慮すると、DVD-RAM や DVD-R を採用した大容量のライブラリ装置で画像データを保存管理し、ギガビットイーサネットなどの高速なネットワークおよび画像配送処理を組み合わせた迅速な画像データの提供が、今後の数年間の主流になるものと思われる。

7.3.2 画像の表示と関連技術

(1) 構成と機能

画像表示用モニタは、ほとんど CRT Cathode Ray Tube)モニタと LCD(Liquid Crystal Display)モニタが使用される。ここでは、CRT モニタと LCD モニタの関連技術を解説する。

(1.1) 画像表示装置の構成

(a) CRT モニタ

図7.3-1に CRT の内部構造を示す。CRT の奥に備え付けた電子銃から電子ビームを放射し、これを側面の偏光ヨークと呼ばれる電磁石で曲げて、装置前面の蛍光体に照射して発光させる。ビームはまず左上に照射され、右に平行に移動し、右端に達すると一段下がってまた左から右へ照射される。これを最下段まで繰り返す。左上から同様の走査を繰り返す。蛍光体の残光と視覚の残像により、画面全体で像を結ぶことができる。カラーCRT の場合には電子銃が3本あり、それぞれに対応した蛍光体を選択的に光らせるようなシャドウマスクが設けられている。

CRT モニタの長所は、コントラスト比が高く表示速度が速いことである。短所として、画像の歪みがある、輝度劣化が早い、磁気に影響される、奥行きが長いことである。

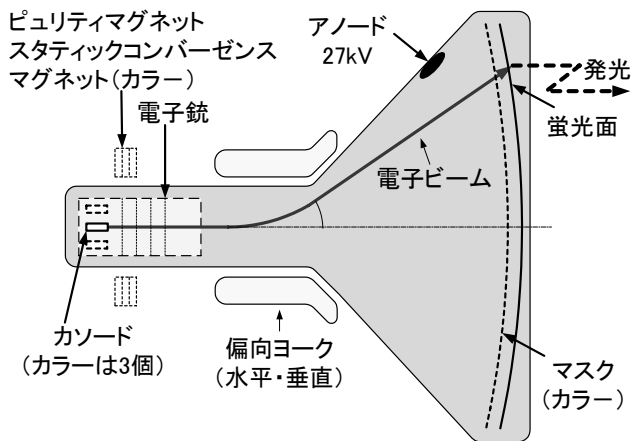


図 7.3-1 CRT の構造

(b) LCD モニタ

図 7.3-2 に LCD の基本構造を示す。LCD は、2枚のガラス板の間に分子構造的に異方性をもつ液晶分子を封入し、電圧をかけることによって液晶分子の配向変化を透過光量変化に変換し輝度を制御することで像を表示する構造になっている。現在主流の LCD は、アクティブマトリクス駆動の TFT(Thin Film Transistor)方式であり、背面にバックライトを付設した透過型 LCD である。画素数に応じて必要な液晶セルを集合させ、各液晶セルにそれぞれ独立したスイッチング素子を設けている。液晶の配列方法によって TN(Twisted Nematic), VA(Vertical Alignment), IPS(In Plane Switching)などに分類される。

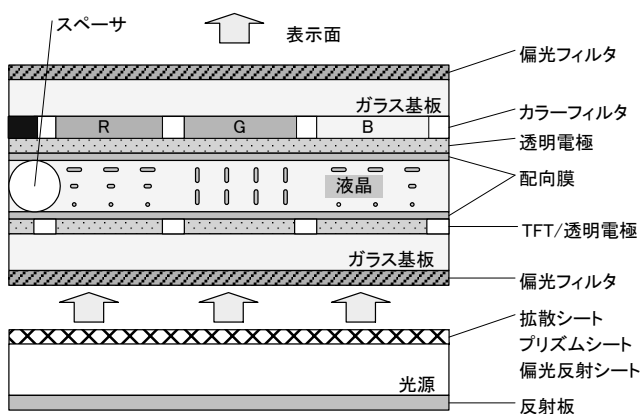


図 7.3-2 LCD の構造

代表的である TN 方式は、偏向板を直交させて液晶層をガラス基板ではさんで設置し、でた光は液晶分子の光学異方性効果により、電界を印加することにより

透過率を制御するものである。液晶分子は両基板表面の配列方向に従ってねじれて配向している。上部偏向板を透過し、液晶分子のねじれに従って回転(旋光)し、下部の偏向板を通過する。液晶層に電界を印加すると、液晶分子のねじれ配向が解けた状態となり、もはや、偏向面を回転させる効果はないため、入射光は下部偏向板に遮られる(図 7.3-3)。

TN 方式はガラス基板に対し、垂直に縦電界を使って液晶分子を動かすため、液晶分子が斜めに立ち上がった状態になると、見る角度によって光学特性が異なり視野角が狭い。これに対し、IPS 方式では、横電界を利用し液晶分子をガラス基板に平行に回転させるため、見る角度によって光学特性が変わることがなく高視野角化を実現している。

固定画素であることから、CRT のようなサイズ変化や幾何学歪みは無く磁気の影響も受けない。CRT より劣る特性は、コントラスト比、視野角、応答速度などであるが、徐々に改善されてきている。最近では、価格、性能、経時劣化、取扱の容易さの点から LCD モニタの導入が著しい。

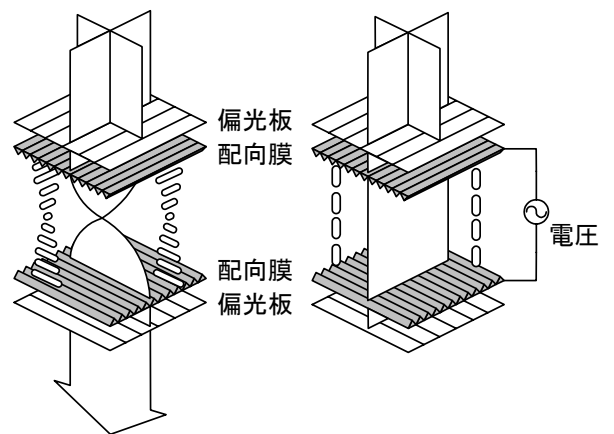


図 7.3-3 LCD の動作原理 (TN 方式)

(c) ビデオカード

図 7.3-4 に一般的な画像表示装置の構成を示す。モニタは PC と接続されるが、高解像度になると専用のビデオカードが必要になる。大容量のデータを高速に伝送し、違和感なく出力する必要がある。また、10~12bit の多階調表示への対応やマルチ出力への対応が求められる。CRT モニタではアナログ接続となるが、LCD モニタの場合は、内部処理がデジタルであることからデジタル接続が基本である。アナログ接続では、入出力電圧やインピーダンスの整合性、A/D 変換や D/A 変換時の誤差に注意する必要がある。

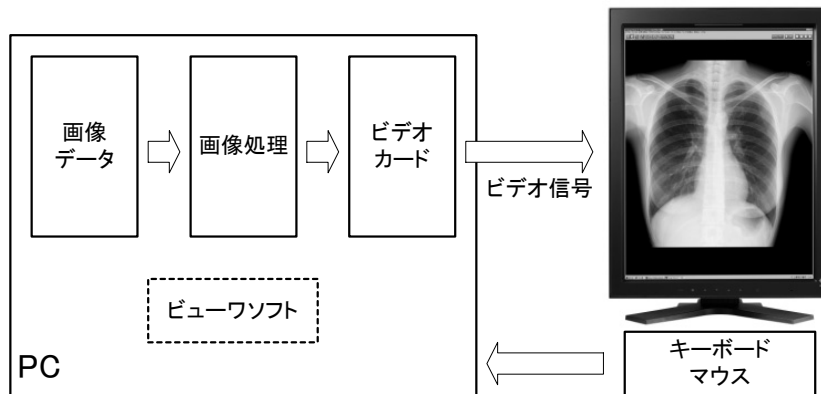


図 7.3-4 画像表示装置の構成

(d) 画像表示用ビューワ

モニタ上に画像を表示するためには、ビューソフトが必要になる。単に表示するだけでなく、より使いやすく効率を上げるためには画像処理機能と高速性が必要である。画像処理は階調変換、回転、拡大/縮小、位置合わせ、強調処理、計測処理、動画表示、サブトラクション処理、3次元表示、CADなど各種のものがあるが、すべての処理を搭載すると非常に大がかりとなるので、一般的には使用目的に合わせて必要なものを選択して組み込んでいる。

使いやすい操作性を提供するには、メニューの内容がわかりやすくできており、必要な結果を得るための操作が少ないことが重要である。特定の用途向けに専用コントローラを設けている装置もある。

(1.2) 表示画質

CRT モニタやLCD モニタの表示画質は、主に解像度、輝度、階調特性で規定される。ここでは、LCD モニタを中心に解説する。

(a) 解像度

LCD モニタは表示ピクセル(画素)が固定されている。1ピクセルの構造は図7.3-5のように3つのサブピクセルで構成されており、さらに1サブピクセルは複数の開口部によって構成されている。カラーLCD モニタの場合は、各サブピクセルに R, G, B が割り当てられる。また、各開口部間は、ブラックマトリクスにて光が遮断されている。ピクセルの形状はメーカー、サイズ、方式によって LCD 毎に異なる。表7.3-2に標準的な LCD のサイズと解像度を示す。

空間解像度に関して、LCD モニタはピクセルが固定であり開口部がほぼ一様に発光しているため、MTF(Modulation Transfer Function)はCRT モニタと比較高い値を示し、個体差や経年変化がほとんど無い。CRT モニタは電子ビームが電流(輝度)、ビデオ信号経路の周波数特性、走査位置、フォーカス調整に

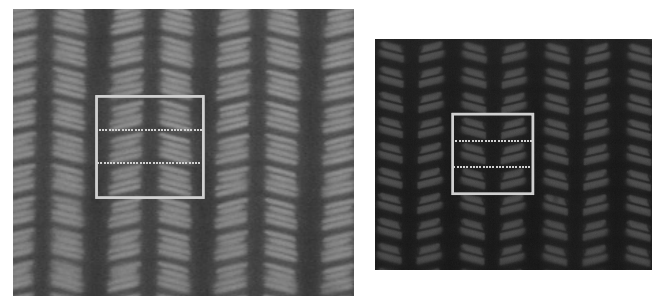


図 7.3-5 モノクロ LCD の画素構造(左)5M, (右)3M

表7.3-2 LCD の解像度とサイズ

呼称	解像度 (縦置き)	画面寸法 (mm)	画素サイズ (μm)	空間周波数 (lp/mm)
1M	1024 × 1280	287 × 359	280.5	1.78
2M	1200 × 1600	299 × 398	249	2.01
3M	1536 × 2048	318 × 424	207	2.42
5M	2048 × 2560	338 × 422	165	3.03

よって大きさや形が変化し、さらに経年変化するため大きなバラツキがある。

(b) 輝度・コントラスト比

最大輝度はモノクロ LCD モニタで約700cd/m²、カラーLCD モニタで約250cd/m²が一般的である。最近では、カラーLCD モニタの輝度が向上してきている。メーカーでは寿命を考慮して推奨輝度を設定しており、出荷時に調整されている。最小輝度はカタログには記載が無いが、コントラスト比が記載されているので、コントラスト比 = (最大輝度 / 最小輝度)より計算することができる。例えば設定輝度450cd/m²、コントラスト比600:1の場合、最小輝度は0.75cd/m²となる。コントラスト比はLCD パネルで決定される。

輝度は経時的に劣化していく。画像の品質を維持するためには、定期的な確認が必要である。

(c) 階調特性

モニタの階調特性はさまざまである。汎用モニタの場合は従来の CRT モニタを踏襲して $\gamma = 2.2$ を目標として設定されている。モダリティのコンソール上も同様である。PACS で使用される医用モノクロモニタでは GSDF が一般的である。GSDF とは、フィルムやモニタ間の輝度の異なる表示装置においても低階調から高階調領域まで同じような見え方となるように人間の識別閾を考慮して作成された関数である。

観察する画像にはモニタから発する光に室内光を反射した光が加算される。反射が大きくなると低輝度階調部のコントラストを下げることになるので、設置環境にも注意が必要である。

(d) 今後の動向

医療画像の表示に適した高品位の特性を持つデバイスとしては、LCD モニタが主流となっている。そして、画像表示の標準化や品質維持管理のためのキャリブレーション機能や管理用ソフトウェアも充実したものになっている。

LCD は現在もさまざまな材料や方式が研究されており、さらに性能改善が進むのは確実である。将来的なデバイスとして有機 EL (Organic Electro Luminescence) や FED (Field Emission Display) の開発が進んでいるが、医療画像用の大型高解像度パネルが実用化されるには時間がかかると予想される。

7.3.3 ネットワークと画像伝送

医療施設内のネットワークとして LAN を、医療施設関連のネットワークとして WAN をとりあげ、LAN, WAN の現在の状況と今後の動向について説明する。

(1) LAN の現状

現在、医療施設内の画像伝送や PACS では、基幹ネットワークの主流は UTP ケーブルの 1000Base-T や光ファイバを使った 1000Base-SX, 1000Base-LX であり、サーバとクライアントをつなぐ支線の主流は、100Base-TX または、1000Base-T である。1000Base-** のように帯域が 1Gbps 以上になると、サーバやクライアントで使用している PCI バスがボトルネックとなる。GigabitEthernet コントローラを PCI バスに接続する場合、32ビット/33MHz の PCI バスの最大帯域が 1Gbps であるのに対し、GigabitEthernet は双方向で 2Gbps に達する。PCI バスはネットワーク以外にも多くのデバイスで共有するため、GigabitEthernet の性能を十分に活かすことができない。PCI バスを経由しない配慮がされたオンボードの LAN インターフェースを使用したり、最大

2.5Gbps の帯域をもつ PCIExpress を使用するなど PCI バスネックにならないよう配慮が必要である。

コリジョンやブロードキャストを抑制することができるようになったことも LAN の高速化に大きく貢献している。コリジョンは半二重通信から全二重通信にかわったことで解消され、全二重通信に対応した NIC, スイッチング HUB などのネットワーク機器により実現されている。ブロードキャストはスイッチング HUB 導入による VLAN 化や、ルータ, L3(Layer3) スイッチによるパケットフィルタリングによって影響範囲をセグメント内に絞り込むことができるようになった。

無線 LAN は医療機器への影響から導入に慎重な医療機関もあるが、看護部門や物流部門では PDA とサーバとを無線 LAN で接続するシステムが一般的になってきた。2.4GHz の周波数帯域で最大 11Mbps の規格である IEEE802.11b に加えて 54Mbps まで可能な IEEE802.11g の登場により、画像転送も充分可能である。課題とされてきたセキュリティについても AES 暗号を用いた TKIP, 高度な認証として IEEE802.1X/EAP, セキュリティ技術の統合として WPA, IEEE802.11i など強化が進んでいる。有線 LAN と比較して障害時の原因究明・対処が困難である点是否めないが、これも解析ツールの機能強化により解決されていくであろう。

(2) WAN の現状

情報通信サービス全体の傾向として、高速デジタル伝送サービス、超高速デジタル伝送サービス、ATM 専用線サービスはいずれも 2001 年度をピークに減少傾向にあるが、これらに代わって広域 LAN サービスや IP-VPN サービスが急増している。医療の分野でも病院-病院間の連携、病院-診療所間の連携など医療施設間連携の増大にともない、WAN サービスの活用が増加している。高い信頼性と通信品質を維持しながら低コストで利用できるサービスが理想的であるが、残念ながらそこまでのサービスは出現していない。現在の WAN サービスの特徴は以下のとおりである。

① IP-VPN

キャリア(通信事業者)が提供する独立した IP ネットワークを使うためセキュリティに優れる。MPLS を使って IP パケットにラベルを付加・判定するため、導入施設には MPLS ルータが必要となる。

② 低価格 VPN(Group-VPN)

IP-VPN サービスのひとつ。キャリアが所有するブロードバンド回線(ADSL や FTTH など)を使ってキャリアの IP 閉域網を利用するため、一般の IP-VPN サービスよりも低価格であり、回線手配や保守受付などを一括窓口で行えるなど利便性が高い。トンネリング

として L2TP を使っているキャリアもある。

③ 広域イーサネット

レイヤ2スイッチを使ってイーサネットで LAN 間を接続するサービス。ひとつの広域イーサネット網に複数顧客のイーサネットフレームが転送されるため VLAN が構築されている。IP-VPN と違ってルーティングプロトコルの使用に制限がなく、RIP や OSPF を利用することもできる。

④ インターネット VPN

インターネットを活用するため、ネットワーク処理性能はインターネットを流れる他のトラフィックの影響を受ける。インターネット VPN では IPsec-VPN と SSL-VPN の利用が進んでいる。

IPsec-VPN では VPN を構成する拠点ごとに VPN 装置の設置(またはクライアントソフトウェアの導入)が必要であるという手間がかかる反面、IP 上で稼動するすべてのアプリケーションに対応できるメリットがある。

SSL-VPN では対応する Web ブラウザがあれば VPN 環境を構築できるメリットがあるが SSL 対応していないアプリケーションは VPN 対象にならないというデメリットがある。

(3) 今後の動向

ネットワークの主流が今後もイーサネットで継続していくことは間違いないであろう。IEEE802.3ae 委員会で10ギガビット・イーサネットの規格が策定されたが、ここでは従来アクセス制御方式として採用されてきた CSMA/CD が完全に非対応となり、全二重通信のみがサポートされることとなった。これによりイーサネットが LAN だけではなく WAN にも対応可能となり、LAN との互換性を考慮した LAN PHY(10GBASE-X,10GBASE-R)と WAN との互換性を考慮した WAN PHY(10GBASE-W)の2種類の仕様が定められている。WAN との互換性は、物理層に SONET/SDH プロトコルに互換性を持たせることで実現している。今後は10ギガビット・イーサネット対応のネットワーク機器普及とともに、LAN・WAN の境目がなくなっていくであろう。技術的には利用者がいつでもどこでも医用画像を扱える環境が整ってきた。医療の分野では他の分野よりもセキュリティが重視される傾向があるが、セキュリティについては技術の向上に加えて、運用を含めたシステム全体で考慮すべき課題である。

<参考文献>

- (1) ギガビット&ワイヤレス 最新図解でわかる LAN のすべて 小泉修 日本実業出版社,p159-169,2004年4月

- (2) PCI のボトルネックを回避するコミュニケーション・ストリーミング・アーキテクチャ (CSA)
<http://www.intel.co.jp/jp/developer/update/contents/nc08031.htm#section1>
- (3) PCI Express とは PCI Express 製品情報 NEC エレクトロニクス
http://www.necel.com/pci_express/ja/whats.html
- (4) テレコムデータブック2006(TCA 編) 第2章情報通信サービス利用状況
<http://www.tca.or.jp/japan/database/annual/2005/index2.html>
- (5) キーマンズネット スペシャルレビュー-ネットワーク構築の「最適解」を探る WAN サービス最新動向
<http://www.keyman.or.jp/>

7.3.4 画像の入出力

(1) 画像入出力方式と原理

X 線写真に代表される医用画像データをデジタル化する2つの方法について概説する。

(1.1) X 線写真をデジタル化する方法

この方法によるシステムを光検出器の形状で分類すると、(a)レーザスキャナに代表される点状検出器を用いるもの、(b)ライン状 CCD スキャナに代表される線状検出器を用いるもの、(c)TV(CCD)カメラシステムのような面状検出器を用いるものの3つに大別される。

レーザスキャナは、光検出器として光電子増倍管を使用しており、広いダイナミックレンジと写真濃度全域にわたって高い S/N 特性を有している。一方、ライン状 CCD スキャナは、構造的にシンプルであり、信頼性が高いという利点があるものの、CCD のダイナミックレンジが狭く、S/N 特性の点においても写真濃度の高い部分でレーザスキャナに劣る。TV カメラによる入力装置は、画像の入力速度の点で他を圧倒しているが、空間分解能の点で他の2つの方式に遠く及ばない。

現状では、レーザスキャナが他の2つのシステムより画質的に優るが、ライン状 CCD スキャナは、本質的に構造がシンプルで、高速読み取りが可能であり、小型・低価格の装置として普及している。

(1.2) 医用画像データを直接デジタル化する方法

この方法は、人体を透過した医用画像データ(X 線の強弱)を X 線検出器により直接デジタル情報に変換するものであり、Digital Radiography(DR)と総称される。DR においては、空間分解能、コントラスト分解能などの画像特性をいかにスクリーン/フィルム(S/F)システムに近づけるかがポイントとなる。

DR システムを、X 線検出器の形状により分類すると、スキャナ同様(a)点状、(b)線状、(c)面状の3つのタ

イブに分類できる。

点状検出器を用いるシステムでは、ペンシル状の X 線ビームと同期して検出器が走査されるため、散乱 X 線の除去効率が高くコントラスト分解能に優れているが、空間分解能が低いことと、撮影時間が長いことによるモーションアーチファクトが発生しやすい欠点がある。線状検出器を用いるシステムでは、扇状の X 線ビームと同期して検出器が走査されるため、点状検出器の場合と同様、コントラスト分解能が高い。しかし、点状検出器ほどではないにしろ、空間分解能とモーションアーチファクトの点で S/F システムに劣る。

面状検出器を用いるシステムは、S/F システムのようにコーン状の X 線を照射するものである。このシステムの代表例を表 7.3-3 に示す。

イメージインテンシファイア(I.I.)と TV(CCD)カメラを組み合わせた I.I./DR システムは、リアルタイム性に優れた点を活かして、透視撮影システムや DSA システムに用いられる。輝尽性蛍光体を用いたシステムは、Computed Radiography(CR)として知られている。このシステムは、X線感度、画像品質、使い勝手の点で S/F システムに最も近い能力を有しており、S/F システムに代わるものとして、広く普及している。アモルファスセレン(a-Se)上に形成された静電潜像を静電荷プローブで読み取るシステムは、立位撮影専用装置として商品化されたが、装置が大がかりとなり普及していない。FPD は、最近急速に普及し始めたシステムであり、ディテクタ部に可動部を全く含まない点が最大の特徴である。X線を直接電気信号に変換する直接型と、X線をシンチレータで光に一度変換した後、電気信号にする間接型とに分類される。直接型は、人

体を透過した X 線をダイレクトに a-Se で電気信号に変換するので、画像の鮮鋭度がきわめて良い。間接型は、X線をシンチレータで光信号に変換する過程で画像のぼけが発生するので、直接型ほどの鮮鋭度は得られないが、X線量子効率が高い特徴を有する。FPD は低価格化とカセットを用いた撮影システムへの発展が今後の大きな課題であろう。

(2) 画像出力方式と原理

電気信号に変換された医用画像データを、フィルム上に可視画像として再生する方法を概説する。

(2.1) 書き込みに光を用いる方法

この方法を、フィルムへの書き込み光源の形状から分類すると、(a)点状光源を用いるもの、(b)線状光源を用いるもの、(c)面状光源で記録するものの3つになる。点状光源を用いるものとしては、レーザプリンタが最も良く知られている。レーザプリンタは、画像信号に応じて強度変調されたレーザビームを、フィルム上で2次元に走査することによって画像を記録する。この方法は、レーザビーム径と走査ピッチを細かくすることにより、原画像信号を忠実に再生でき、現在最も広く使用されている。

しかも最近では、水を全く使用しないで熱で現像/定着を行うドライ銀塩フィルムが開発され、従来のウェット銀塩フィルムに代わって普及しつつある。

面状光源で記録するものとしては、マルチフォーマットカメラがあり、過去広く使用されてきた。マルチフォーマットカメラは、医用画像を CRT に表示し、この CRT 画面をレンズ系を介してフィルムに写し込むことによって、画像を記録する。原理的には、構造が簡単で、高速な画像記録が期待できるが、マルチフ

表 7.3-3 面状検出器の種類と特徴

検出器種類		開発メーカー	特 徴	欠 点
I.I.+TV カメラ		多数	・動画撮影が可能	・空間分解能が低い ・コントラスト分解能が低い ・ディテクタが高価
輝尽性蛍光体+レーザ走査		Fuji Film KonicaMinolta Kodak Agfa	・ディテクタ(含読取系)が安価 ・読取画素サイズを容易に変更可能 ・カセットシステムを容易に実現	・読取に時間がかかる ・機械的駆動部分がある
a-Se+静電荷プローブ読取		Philips	・原理的には S/F より鮮鋭度が良い	・読取に時間がかかる ・装置が大がかりになる
F P D	a-Se+TFT (直接型)	Shimazu Hologic	・鮮鋭度がよい ・動画撮影が可能 ・可動部分が無く小形	・ディテクタが高価 ・温度による Se 劣化がある ・高圧帯電が必要
	シンチレータ+a-Si+TFT (間接型)	Canon Trixell GE	・動画撮影が可能 ・直接型に比べ X 線量子効率が良い ・可動部分が無く小形	・ディテクタが高価 ・カセットシステムは困難

フォーマット記録するためには、1画面を複数回に分割して記録する必要があり、書込みに比較的長時間を要するし、操作も面倒である。また、解像度や階調性は、CRTの初期および経時特性に強く影響され、常に安定な画像を得ることは極めてむずかしい。

線状光源を使用するものとしては、例えば1次元CRTを用い、フィルムをCRTに対し相対的に搬送しながら画像を記録する一種のCRTプリンタが考えられる。しかし、これまでに製品化されたものはない。

(2.2) 書き込みに熱を用いる方法

この方法の代表例は、感熱フィルムと感熱ヘッドを用いるものであり、感熱ヘッド形状によってシリアル方式とライン方式に分かれる。感熱プリンタは構造が簡単で安価なシステムを構築できるが、印刷時ヘッドとフィルムとが接触するため、ヘッドが摩耗して定期的な交換が必要である。また、感熱フィルムは熱に対する安定性が低く、経時での画像劣化が大きい。

(2.3) インクジェット

この方法は、フィルム上に微細なインク粒を用いて画像を形成するものであり、熱による方法と同様にヘッド形状によりシリアル方式とライン方式に分かれる。インクジェットプリンタも、構造が簡単で安価なシステムとなるが、現状では濃度分解能の点でレーザープリンタに及ばない。しかし、インクジェットプリンタの技術革新は目覚ましく、医用プリンタとして普及する可能性を秘めている。

(3) 画像入出力機器の応用と課題

医用画像データの入出力装置に関してごく簡単に解説した。これらの入出力機器は、放射線画像や可視画像というアナログの世界とコンピュータというデジタルの世界を結ぶ重要な役割を担っている。放射線画像がコンピュータ上で扱われ、デジタル信号として伝送・保管されるようになると、これら機器の役割もますます重要となる。

ところが現状において、これらの機器は、コンピュータに対する入出力機器とは明確に位置づけられていない部分も見受けられ、コンピュータ側からすると使いづらいものとなっている。コンピュータに対する入出力機器という立場に立つとき、今後これらの機器は、データ構造やインターフェイスの標準化などが行われる必要があろう。それによって初めてコンピュータネットワークを核として、医用画像データが真に有効に利用できるようになる。

7.3.5 画像データの圧縮

(1) 方式と原理

2次元のデジタルデータで表現された画像には実は

いろいろな冗長度が存在し、それをうまく利用することにより画像データの量を小さくすることができる。

(1.1) 空間的な冗長度の削減

例えば、規則正しい模様の画像や平坦な画像は空間的な冗長度が大きい。このような画像は隣接する画素の間の相関が強いので、すでに符号化された画素の値から次に符号化すべき画素の値をある程度予測できる。したがって、予測できなかった成分だけを抽出して符号化するようにすれば、画素相関が強い画像では大幅な情報の圧縮が期待できる。このような考え方に基づく符号化を、「予測符号化」と呼ぶ。予測符号化方式では、予測誤差を完全に符号化すれば可逆的な符号化を行うことができ、予測値を符号化するときあとで述べる視覚特性を利用した符号化を行うと非可逆的な符号化となる。

また、相関が強い信号は、周波数軸上で見ると、ある特定の周波数成分にエネルギーが集中していることが多い。その場合には、信号をまずフーリエ変換して、エネルギーが集中している成分の係数のみを符号化すればよい。実際には、フーリエ変換でなくても、特定の成分にエネルギーが集中するような変換であればよい。画像の符号化では2次元の離散的コサイン変換(DCT)を用いることが多い。しかし、DCTを用いる場合には、多くは8×8画素、16×16画素などのブロック単位で変換を行うので、圧縮率が高くなると隣り合ったブロックの境界に生じる不自然なアーチファクトが目立つようになる。一方、このような欠点を原理的に持たず、かつ圧縮効率のより高い符号化として、あとで述べるウェーブレット変換を用いる方式がある。

(1.2) 視覚特性の利用

原画像が物理的に完全に再現(可逆符号化)されなくても、人間の目で見たとときに原画像と同じように見れば良い場合がある。この場合には、人間の知覚で感知できない成分は画像符号化の観点からは一種の冗長度として扱うことができる。このように、視覚特性を利用して情報圧縮を行うと必然的にひずみが混入し「非可逆符号化」となる。圧縮率の大きい効果的な情報圧縮は、非可逆符号化によって、視覚的な冗長度を効果的に除去することによって初めて達成される。

例えば、DCTやウェーブレット変換では、周波数成分の一部や周波数成分を量子化して符号化することで視覚的な冗長度を落とす。このような視覚的な冗長度を利用した圧縮方式は、対象とする画像ごとに視覚的な冗長度がことなるために、いろいろなメーカーから各種の方式が提案されている。一般的には、画像の中に含まれる高い周波数成分を落とすことが多いが、医用画像を非可逆圧縮するためには、その画像の利用目的を考慮して、どの程度の画質/圧縮率であれば目的対

して十分であるかを臨床的に検討する必要がある。

(1.3) JPEG 方式

JPEG 方式は CCITT と ISO のジョイントグループで検討が進められた標準圧縮方式で、DPCM 方式の可逆圧縮方式と DCT 方式を使った非可逆圧縮方式の2つの独立した方式を含んでいる。

(1.4) ウェーブレット方式および JPEG-2000方式

約15年前、ウェーブレット変換と呼ばれる技術が登場した。以来さまざまな分野で有用性が確認され、DCT を用いた JPEG 方式を凌駕する圧縮性能が得られるようになった。ISO/IEC は、2000年に JPEG-2000 と呼ばれる符号化方式を標準化し、基本方式としてウェーブレット符号化を採用した。以下、簡単にウェーブレット符号化の特徴と応用の可能性に関して紹介する。

フーリエ変換や DCT は、原画像を周波数空間へ信号変換することで信号の偏りを発生させ冗長度圧縮をしている。一方、ウェーブレット変換は、周波数情報と空間解像度情報の双方を持った信号に変換されるため、この両方の情報の偏りを利用して冗長度圧縮を行っている。よって、原理的に効率の高い圧縮が可能となる。また、JPEG 方式は画像をブロックに分割して DCT を行うことでブロック間の情報の偏りを利用しているが、圧縮率を上げるにつれてブロック境界で段差が生じブロック歪みと呼ばれるアーチファクトが発生する。このようにウェーブレット符号化は、ブロック歪みのない不自然な画質劣化を生じさせず、かつ高効率な画像圧縮が可能となる。

さらに、ウェーブレット方式は、画像データを多重解像度に分解して圧縮するため、原画像と同じ画素数の精細な画像を復元することも可能であるが、途中までの解像度レベルの画像も復元可能である。近年の医用画像ネットワークの実用化にともない、画像利用の目的も多様化してきており、例えば読影用途には高精細画像、参照用途には粗い解像度の画像の観察などが考えられ、ウェーブレット方式はこのような利用に適した方式であると言える。

(2) 応用と課題

一般的に医用画像のデータ量は非常に大きい。この大量のデータをシステムの中でそのままの状態ネットワーク伝送したり、ファイルしたりすると、実用にならない時間がかかったり、多大な消耗品の経費がかかったりする。したがって、医用画像管理システムを実用的に、しかも経済的に成り立つように構築するためには、この圧縮技術の有効な利用が不可欠である。例えば、一度診断がついた画像の参照用、保管用などには非可逆圧縮を用いることができる。一方、高い品

質が求められる場合には可逆圧縮方式を用いることができる。

このように医用画像管理システムにはさまざまな画像の利用状態が求められるので、可逆圧縮方式を使って品質を求める用途と、非可逆圧縮方式を用いて品質を多少落としても経済性が重要な用途をきちんと区別してシステム設計を行うことが重要である。

7.4 標準化

7.4.1 DICOM

(1) 概要

DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)は、ACR(American College of Radiology : 米国放射線学会)と NEMA(National Electrical Manufacturers Association : 米国電気機器工業会)が中心となり組織した DICOM Standards Committee(以下、DICOM 標準化委員会と記す)によって制定される医療情報交換のための標準規格である。

DICOM 標準化委員会は、医用機器・システム製造業者、ユーザ、標準化団体、工業会などをメンバーとして構成され、それらの出身母体は、アメリカを中心に、ヨーロッパやアジアにもおよんでいる。その国際的な広がりから、DICOM は事実上の国際標準として認知され、ISO(International Organization for Standardization : 国際標準化機構)の参照標準にもなっている。

DICOM は、X 線装置や CT などのモダリティで撮影された医用画像を、他の機器やシステムに送信して保存したり、表示または印刷したりする機能から開発が進められた。様々な情報が電子的にネットワーク上でやり取りされる今日、DICOM も HIS(Hospital Information System : 病院情報システム)、RIS(Radiology Information System : 放射線情報システム)や PACS(Picture Archiving and Communication System : 画像保管・通信システム)などとの相互運用性(インターオペラビリティ)を強く意識したものへと進化してきている。それぞれの医用機器は単独で機能するだけでなく、統合化された医療情報システムの中の1コンポーネントとして、互いに連携することが求められるようになってきており、そのような対応が可能な仕様を DICOM は定めているのである。

表7.4-1に DICOM 標準化委員会傘下のワーキンググループ(WG)の一覧を示す。これらの WG によって、各分野ごとに標準の策定が行われている。

表 7.4-1 DICOM 標準化委員会傘下のワーキンググループ (2006年6月現在)

WG 1	心臓および血管系情報	WG14	セキュリティ
WG 2	投影X線撮影および血管造影	WG15	デジタル乳房撮影およびCAD
WG 3	核医学	WG16	MR
WG 4	データ圧縮	WG17	3次元処理
WG 5	交換媒体	WG18	治験および教育
WG 6	基盤標準化	WG19	皮膚科
WG 7	放射線治療	WG20	画像と情報システムの統合
WG 8	構造化報告書	WG21	CT
WG 9	眼科	WG22	歯科
WG10	戦略諮問	WG23	アプリケーションホスティング
WG11	表示機能標準化	WG24	外科
WG12	超音波	WG25	獣医学
WG13	可視化画像	WG26	病理学

(2) DICOM の構造

医用画像の扱いは複雑である。画像の一般的応用では、画像は単に参照される場合が多いが、医用では画像から診療に必要な情報を読み取る必要がある。さらに、臨床検査情報や治療方針など、他の診療記録と連携して整理されたり、処理されたりする必要がある。そのためには、画像の大きさや1画素当たりのビット数などの基本的な情報のほかに、患者情報、検査情報、検査手技など、処理の際に参照される各種情報が付帯されている必要がある。

DICOM では、それらの間の関係をモデル化して、仕様が定められている。そのモデルの概念を図7.4-1に示す。

患者を診察し、各種検査を実施し、検査結果を元に診断を行い、治療し、経過を観察するという診療の業務フローにおいて、画像検査は重要な項目のひとつである。

図7.4-1では、(HISで発行された)検査オーダーが、放射線部門で受信され、DICOMが定める機能によってその情報がモダリティに入力され、撮影が行われ、撮影された画像が読影され、レポートが作成されると

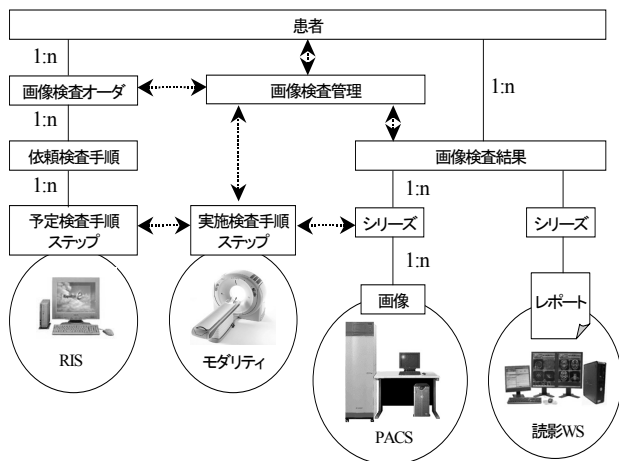


図 7.4-1 DICOM データ概念図

いった業務フローの間に発生するデータの関係を示している。DICOMで画像を扱う場合、これらの関係を正しく認識し、画像の付帯情報を設定することが必要となる。

(3) DICOM の機能

診療の業務フローの中で、効率よく画像検査を行うための仕組みをDICOMは用意している。その仕組みを提供するための主な機能を表7.4-2に示す。

表 7.4-2 臨床上一般的に要求される DICOM のサービスクラス

サービスクラス	機能説明
Storage	画像データ等の保存
Query/Retrieve	画像データ等の問合せ/取得
Print Management	画像データのプリント出力
Study Management	画像検査の生成、スケジューリング、実行、追跡
Worklist Management	画像検査における作業リストの取得
Storage Commitment	画像データ等の安全な保管のコミットメント

表7.4-2でサービスクラスとは、DICOMで規定されているサービス機能の種類呼び名である。表に示した機能は、ネットワーク環境でHIS、RIS、PACSとモダリティが連携する際、必要とされる機能である。

(3.1) Storage-画像などの保存

画像データなどを他の装置に送信し保存を要求する機能である。例えば、この機能によってモダリティはPACSに画像を送信し、PACSは受け取った画像を記憶装置に書き込む。

(3.2) Query/Retrieve-画像などの問合せ/取得

画像データなどを検索し取得するための機能である。例えば、読影ワークステーションがPACSに保管されている画像を検索し取得する際に用いられる。検索に用いられるキー情報としては、患者名、患者ID、検査日、検査IDなどいろいろな項目を、単独で、あるいは組み合わせることで使うことができる。

(3.3) Print Management-画像のプリント出力

画像をフィルムなどにハードコピーするための機能である。プリンタに画像の出力を要求する際には、表示フォーマットを指定したりすることができる。

(3.4) Worklist Management-検査作業リストの取得

昨今のネットワーク化された環境では、モダリティが単独で存在することは少なく、画像検査オーダーがHISやRISから発行されることが多い。そこには、患者情報や検査内容に関する情報が含まれており、これらを直接モダリティに取り込むことができれば、重複

入力を免れ、誤入力を減らすこともできる。

Worklist Management は、HIS、RIS から検査に関する情報を取得する機能を提供する。取得のタイミングや取得する情報の範囲には自由度がある。例えば、モダリティが一日の検査の初めに、当日の検査一覧を取得したり、患者が到着した時点で、当該患者の情報を取得したりするといった具合である。この機能は、モダリティ・ワークリスト・マネジメント、略して MWM と呼ばれる。

(3.5) Study Management—画像検査のスケジューリング、実行、追跡

画像検査部門のシステムが HIS などと連携している場合、特定の検査が完了しているか否かを他部門の医師や看護師らが知りたいという場合があるだろう。DICOM は画像検査の進行状況や検査実施状況を通知する機能を用意している。モダリティ検査実施手順ステップ(MPPS: Modality Performed Procedure Step)と呼ばれる機能である。

この機能によって、HIS や RIS などの医療情報システムは、検査状況や検査の実施情報を知ることができる。

(3.6) Storage Commitment—画像などの安全な保管のコミットメント

Storage が、画像データなどの保存を要求するのに対し、Storage Commitment は、それらの恒久的な記録保管を要求する。例えば、モダリティは安全に保管して欲しい画像のリストを PACS に送り、PACS はそれらの画像の保管をコミットすることになる。

(4) DICOM による運用

DICOM が定める各機能は、そのサービスを要求する側と提供する側とに分けて実装される。サービスを要求する側を SCU(Service Class User)と呼び、サービスを提供する側を SCP(Service Class Provider)と呼ぶ。

DICOM は非常に膨大な規格であり、DICOM 対応機器と言っても、実際には DICOM の一部を実装しているに過ぎない。機器を導入する際には、各々のサポート範囲の確認が必要である。DICOM では、適合性宣言書(CS: Conformance Statement)によって、個々の機器がサポートする範囲を明確にすることが求められている。CS には、どのような装置であるか、要求または提供する機能はどのようなものであり、どのような情報を、どのように利用するか、通信の手順はどのようなものであるか、といった内容が記述される。CS を手がかりに、個々の機器が互いに通信可能であるか否かを、ある程度判断することができる。

DICOM によって、画像検査部門が必要とする通信機能は、ほぼ満たされるようになってきた。近年、診療に関する情報の保護(セキュリティ)が議論されてい

るが、DICOM は画像検査にかかわる情報の安全なやり取りについても標準化を進めている。例えば、情報の秘匿化、ユーザ認証、電子署名、監査証跡など、既存の技術を利用しつつ標準化を図ろうとしている。

<参考文献>

- (1) DICOM 規格書 (2006年版): NEMA 発行

7.4.2 IHE

(1) 概要

IHE は Integrating the Healthcare Enterprise の頭文字をとった用語で、「マルチベンダーによるシステム構築」のために「標準規格を使用したシステム構築の枠組み」を開発しようという活動である。

IHE は1999年に米国で始まり、その後、欧州や日本と連携を取りながら、国際的な活動を進めている。IHE が定める枠組みをドキュメント化したものを「テクニカルフレームワーク」と呼び、その中には HL7 や DICOM の使い方のガイドが示されている。医療情報システムは国毎に事情があるため、「基本となる部分」と「国別の拡張の部分」を考慮しながら検討が進められている。

当初、IHE は放射線部門のシステム化を対象に検討をされてきたが、放射線部門で成功を納め、その後、検体検査部門や循環器部門、部門の情報交換のインフラなどに関する活動も活発になってきている。特に、最後の情報インフラは IHE が、部門システム構築から、電子カルテ構築に向けた枠組みの検討に入ったことを意味している。

(2) IHE の活動内容

IHE では、マルチベンダーでシステムを構築するために、現存の標準規格をどのように使ったらよいかというガイドラインを開発している。医療情報の世界で標準規格といえば DICOM と HL7があるが、それらを活用して情報システムを組むガイドを作ろうという活動である。したがって、新しい標準規格を作ろうという試みではない。

標準規格を決めただけではさまざまな問題が生じてきた。

例えば、DICOM 規格に準じた実装をする場合、実はいくつかの規格の解釈が存在する。所謂「DICOM の方言」である。例えば、検査オーダを一意に識別するための情報に、オーダ番号があるが、この情報を DICOM 規格で格納する場合、いくつかの解釈が存在する。規格上では、オーダ番号は Study ID, Accession Number, Order Placer Number, Order Filler Number などに格納することができる。ある情報シス

テムがオーダ番号を Study ID に格納して情報を送信し、ある別の情報システムでそれを受信しオーダ番号を Accession Number で参照する場合、正しくオーダ番号の情報が伝わらなくなる。この場合の解は「オーダ番号は DICOM 規格のここに格納しましょう」というガイドを作り、両システムがそれを実装することである。IHE ではこのガイドを作成している。このガイドが「テクニカルフレームワーク」である。IHE では、医療情報の標準規格である DICOM と HL7 を実際に使う場合のガイド「テクニカルフレームワーク」を作成している。

(3) IHE の考え方

(3.1) 統合プロファイル

IHE では標準規格(DICOM/HL7)のガイドとして「テクニカルフレームワーク」を開発している。標準規格の使い方のガイドを作る場合、その規格を使う場面を定義する必要がある。IHE ではその使う場面を「統合プロファイル」と呼ぶユースケース(シナリオ)を最初に定義する。そのシナリオに従って情報がシステムの中でどのように動くべきかを定め、その情報を伝達するためにはどのように標準規格を利用するか定めるわけである。

放射線部門のテクニカルフレームワークでは12個のITインフラのテクニカルフレームワークでは5個の統合プロファイルが定義されている。現在もいくつかの統合プロファイルの検討は進められており、今後もその数は増えていくであろう。

(3.2) アクター

IHE では情報の送り手と受け手を「アクター」という機能を表す抽象的な表現で記述する。医療情報システムは、例えば放射線部門であれば、撮影装置、放射線部門情報システム(RIS)、画像管理装置、画像参照装置、レポート作成支援装置などで組み上げられるが、それぞれの装置で実装される機能はベンダーによって異なることがある。例えば、あるベンダーではオーダエントリシステムから検査オーダを受信し、撮影実施情報を処理するのは RIS の機能であるが、あるベンダーでは撮影実施情報を処理するのは画像管理装置であるということもありうるわけである。このようなベンダーごとの実装仕様の差異を吸収しガイドを作成するために、IHE では「アクター」という抽象的な機能の表現を用いる。具体的には、オーダエントリシステムから検査オーダを受信する機能は Order Filler というアクターで、撮影実施情報を管理する機能は Performed Procedure Step Manager というアクターで表現するわけである。そして、各ベンダーはそれらのアクターをどの装置でどう実装しても良いわけ

である。アクターは情報の送受信を司る機能として限定的に定義されているので、それ自体の詳細な機能仕様や画面表示仕様や操作仕様は定義されない。それはベンダーが定義し、差別化をはかる範囲と考えているわけである。

(3.3) トランザクション

アクター間の情報のやり取りを「トランザクション」と呼ぶ。

このトランザクションの定義こそが IHE の「肝」となる。トランザクションでは情報の形式とその通信手順が定義される。もちろん、それは DICOM や HL7 という標準規格にのっとったものとなる。具体的には、この統合プロファイルでは、このアクターからこのアクターへのトランザクションでは、DICOM/HL7 のどの情報項目に何を設定し、どのタイミングで送信されるべきであるということが定義されるわけである。このことによって、標準規格の解釈の違いによる接続時の問題を軽減することができることになる。

テクニカルフレームワークの中では、情報の形式は「情報項目の一覧表」で示され、通信手順は主に「相互関連図」で示されることになる。

(3.4) テクニカルフレームワーク

統合プロファイルとアクター/トランザクションの定義はすべてテクニカルフレームワークに記載されている。各ベンダーはこのテクニカルフレームワークと標準規格の規格書を参照することにより、IHE が期待する実装ができることになる。テクニカルフレームワークの第1巻には統合プロファイルが、第2巻と第3巻にはアクターとトランザクションが記述されている。第4巻は「国別拡張(National Extension)」が記載されており、各国の法律や慣例などの事情で変更せざるを得ない部分が記述されている。例えば、欧州では患者情報に宗教の記述を入れてはならないなど、国別の拡張仕様や制約などが記述されるわけである。

(3.4) コネクタソン

IHE ではテクニカルフレームワークに従った実装を行ったベンダー間で接続の試験を行う。1週間かけて集中的に行われるその接続試験はマラソンの意味を込めて、「コネクタソン」と呼ばれる。このコネクタソンの結果は公開され、各ベンダーやシステムの導入検討をされる方々への情報とされる。コネクタソンは、米国、欧州、日本でそれぞれ行われている。ただし、コネクタソンはベンダーがシステム間の接続を確認する試験であり、IHE が何らかの接続を保障するといった性格のものではない。

7.5 応用例

7.5.1 全体病院システムの実例

(小平記念東京日立病院)

(1) システム構成

1990年に、病院開設30周年を期に病院のリニューアルを図り、同期して病院全体の統合的 PACS を導入した。しかしながら、当時の PACS は通信規格にはメーカ独自のフォーマットを採用していた。ハードウェアの老朽化、2000 年対応をかねて、1999 年 DICOM 対応 PACS(OPEN-PACS)にリプレースを行った。構築の際には、従来 PACS の画像をすべて DICOM 化し、データの移行を行った。システム構成図を図7.5-1に示す。

画像観察するワークステーションには、21インチモノクロームモニターを採用した。6モニタの画像観察装置(以下 WS と呼ぶ)がカンファレンス室に1台、2モニタ WS が4階、3階の入院病棟ナースステーションに各1台と、整形診察室、内科診察室1に各1台、1モニタ WS が外科診察室、内科診察室2、内科診察室3、放射線科受付に各1台設置されている。放射線科受付設置の1モニタ WS からは、レーザイメージャへの出力が可能となっている。画像保管は、地下 PACS 室設置の DICOM サーバにて行っている。一次保管媒体として RAID(143GB)装置、長期保管媒体として、CD-R ライブラリ装置(300GB/台 計2台 トータル容量600GB)を

有している。従来の PACS に保管されていた過去5年分の画像を、DICOM コンバータを用いて DICOM 化し、DICOM サーバの CD-R ライブラリ内にデータ移行した。ネットワークは100Mbps の Fast イーサネットにて構築されている。

画像診断装置は、CT, MRI, CR が各1台、DR 装置が2台接続されており、出力形式は DICOM を採用している。

(2) 運用

撮影された画像は、画像に付帯された依頼科情報に元を、検査を依頼した診療科の WS へ自動配送され、医師によって観察される。最も依頼の多い内科への画像配送は、DICOM サーバの配送負荷を軽減させるために、一度 DICOM サーバからターミナルサーバに画像を送った後に、ターミナルサーバから3か所の内科診察室に配送している。これにより、内科に配送される画像に関して、DICOM サーバの負荷を3分の1に軽減した。WS への自動配送時には、新たに撮影した画像(今回画像)に対し、関連する過去画像をサーバにて自動検索し、今回画像・過去画像を同時に送信することが可能である。過去画像の関連付けには、患者 ID、モダリティ、部位名、依頼科の AND, OR が可能である。

従来の PACS では、表示スピードや、検索スピードに課題が残されていたが、新たに導入された PACS は、

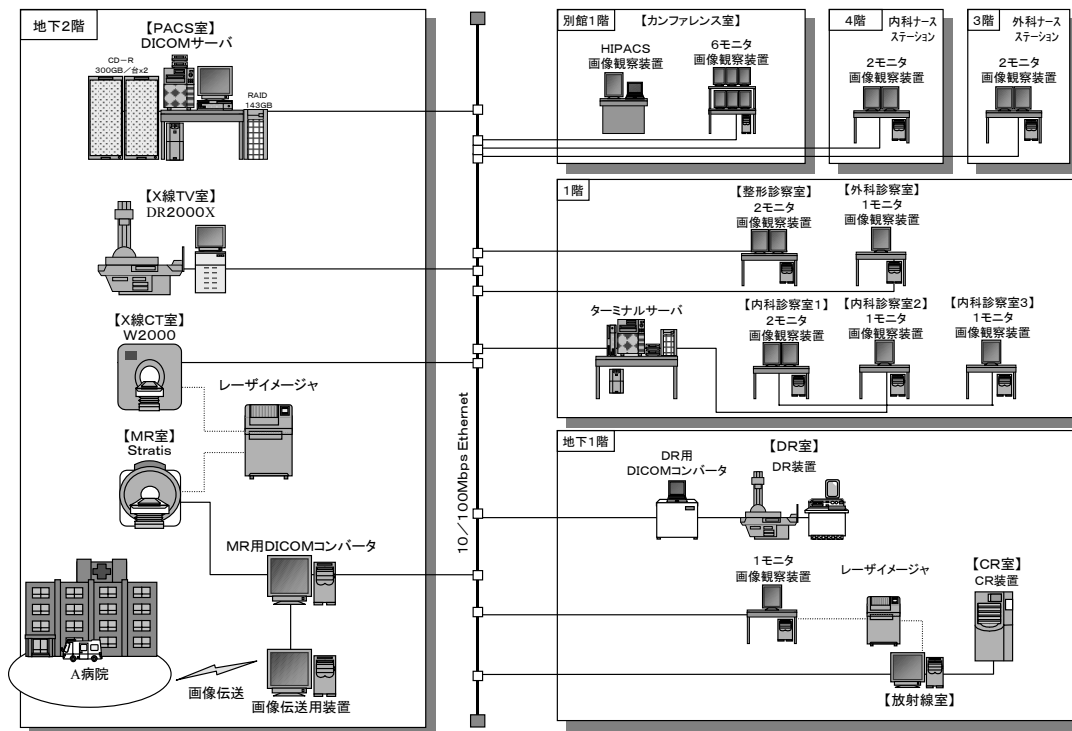


図 7.5-1 全体病院におけるシステム構成図

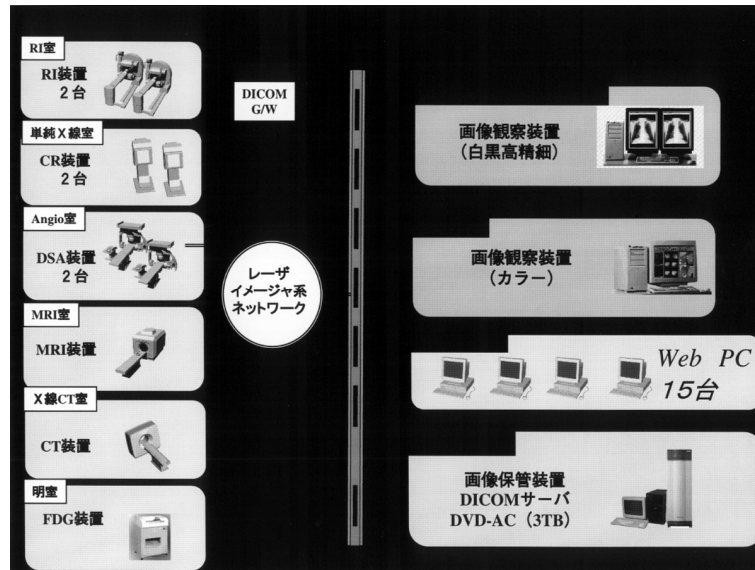


図 7.5-2 放射線科内におけるシステム構成図

ハードウェア/ソフトウェアの向上により改善されており、病院運用に即したシステムとすることができた。また、DICOMを使用することにより、モダリティの更新、増設に柔軟に対応可能となった。

7.5.2 放射線科内システムの実例 (千葉県救急医療センター)

本センターは病床数が100床の救急外来を主たる業務とする専門施設で、フィルム保管スペースなどの問題から法定保管年限を過ぎたフィルムについては廃棄することやフィルム搬送の手間の軽減などを目的としPACSの導入に至った。

このPACSの特記すべき点は医用画像保管装置(サーバ)がDICOM画像を扱う機能とWebサーバとしての機能を有しており、Web用PCを多数導入することにより高価な白黒高精細DICOMViewerを最小限にとどめ、全体としてのシステム導入コストを押えたことにある。この2つの機能をカンファレンス室や病棟などで有効に活用している事例を紹介する。

(1) システム構成

システムは3つのコンポーネントから構成されている。画像を発生させる画像診断装置(図7.5-2)、画像を保管し、DICOM送受信やWeb画像配信をつかさどる画像保管装置(図7.5-3)、画像観察装置(DICOM Viewer)、Web用PC(図7.5-4)である。これらがイーサネット(100Mbps)で接続され高速通信を行っている。

PACSに接続されている診断装置はCR×2、CT×1、MRI×1、Angio×2、RI×2、フィルムデジタイザ×1である。これらの診断装置のうちMRI、Angio×2、

RI×1については装置側がDICOM出力不可能なためイメジャ信号をDICOMプロトコルに変換するゲートウェイを使用し接続している。



図 7.5-3 画像保管装置

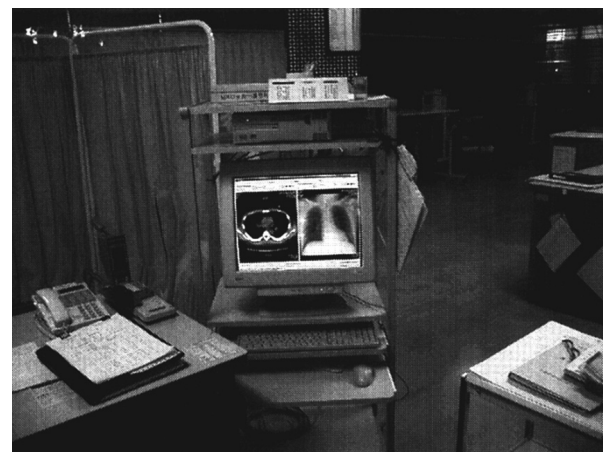


図 7.5-4 画像観察装置 (web用PC)

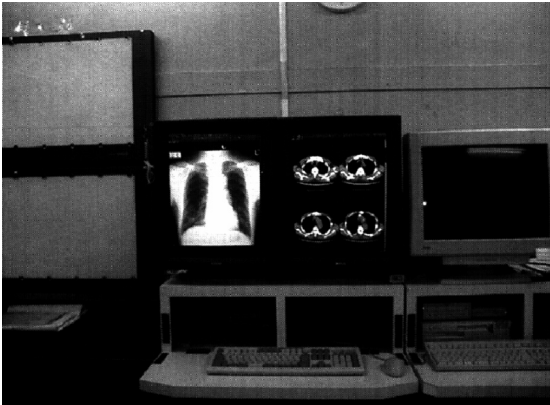


図 7.5-5 画像観察装置・白黒高精細タイプ

画像保管装置には108GBのRAIDディスク、約3TBのDVDオートチェンジャが配されておりRAID上では約3か月、DVDオートチェンジャ上では10年以上の保管が可能になっている。RAIDにはRAID5が採用されており、ディスク故障時にも画像データを失わない仕組みが考慮されている。また、この画像保管装置はDICOMサーバとしての機能とWebサーバとしての機能を有しており、設定したロジックにしたがったDICOM自動転送やHTTPによるWeb用PCへの画像配信などのサービスを提供している。

画像観察装置(DICOMViewer)は2台接続されており、2048(横)×2560(縦)の白黒高精細タイプ(図7.5-5)をカンファレンス室に、カラータイプの観察装置を放射線科にそれぞれ設置している。

Web用PCは病棟、ICU、CCU、医局などに計15台設置している。各Web用PCでは標準で搭載されているインターネットブラウザを用いてサーバ内の画像を参照することができる。

(2) 運 用

各診断装置で撮影された画像はDICOMにて画像保管装置に送信されRAIDディスク内に格納されると同時にカンファレンス室の白黒高精細画像観察装置に自動転送される。

カンファレンス室ではこの高精細モニターを用いて毎朝全科合同カンファレンスを行い治療方針が検討される。カンファレンスのため、大量のフィルムを準備し整理するという繁雑な作業から開放され、スピーディに高画質の画像を提供できるようになった。必要に応じて階調の変更、各種計測、過去画像との比較などの機能が備わっているため、効率的に読影することができる。

センタ内15個所に設置されたすべてのWeb用PCにおいても検査を選択することにより画像を参照することができる。必要に応じ階調変更、各種計測、シ

ネ表示などの多彩な処理を行うことができるため、患者説明、画像確認に使用している。夜間人手の少ない時間帯では、カテ先確認などにも利用され時間と人手の節約に役立っている。また、表示している画像を汎用ファイルに変換してメディアやハードディスクに保存することができるため、各科のドクターの資料作りにも利用されている。

7.5.3 健康管理センタの実例 (A 健診センタ)

(1) システム構成

図7.5-6にシステム構成を示す。2室の胃部X線撮影室には、透視撮影台とリアルタイムデジタルラジオグラフィ装置DR-2000AD、胸部X線撮影室には天井式保持装置とCR装置、さらにCT撮影室にはCT装置RADIX-Turboが設置されている。

DR装置、CR装置およびCT装置から胸部、胃部、全身部位の画像を撮影終了単位にDICOMサーバにLANを経由して送信され、さらにDICOMサーバから画像観察装置および健診システム側画像サーバにも送信される。画像観察装置は、21インチ2モニターにて構成され、画像検索・観察に使用する。DICOMサーバには5インチ光ディスクライブラリ2台が接続され、画像保管の役割を果たし、また、レーザイメージャがDASM接続され、必要時にフィルム出力を可能としている。健診システム側の画像クライアントは面接室に設置され、健診データとともに参照画像を表示し、面接に利用されている。

(2) 運 用

健診センタ全体として、1日当りの受診者を50人の目標にて、胃部X線造影撮影は13ばく射9枚(2分割1枚、4分割1枚を含む。)、胸部X線単純撮影は正面と側面の2枚を撮影している。CT撮影は肺がん検診を中心に行われている。

DR-2000ADによる胃部撮影はリアルタイムに撮影画像を確認しながら撮影できるため撮影精度は高い。本施設では受診者1人当りの胃部撮影時間は約8～10分である。

CR装置による胸部撮影は1人当たり約1～2分で終了している。

撮影は午前中、画像観察は検査終了・面接のタイミングに合わせて随時行っている。また、画像消失に対して安全を期すため、1日の最後に光ディスクライブラリに記録保管している。本システムの運用は、フィルムを使用せずCRT画像観察を原則としており、画像観察装置は21インチ1000本ノンインターレースCRT2台で構成されている。画像観察する受診者を受診リストから1名指定し、該当受診者のID番号をキー

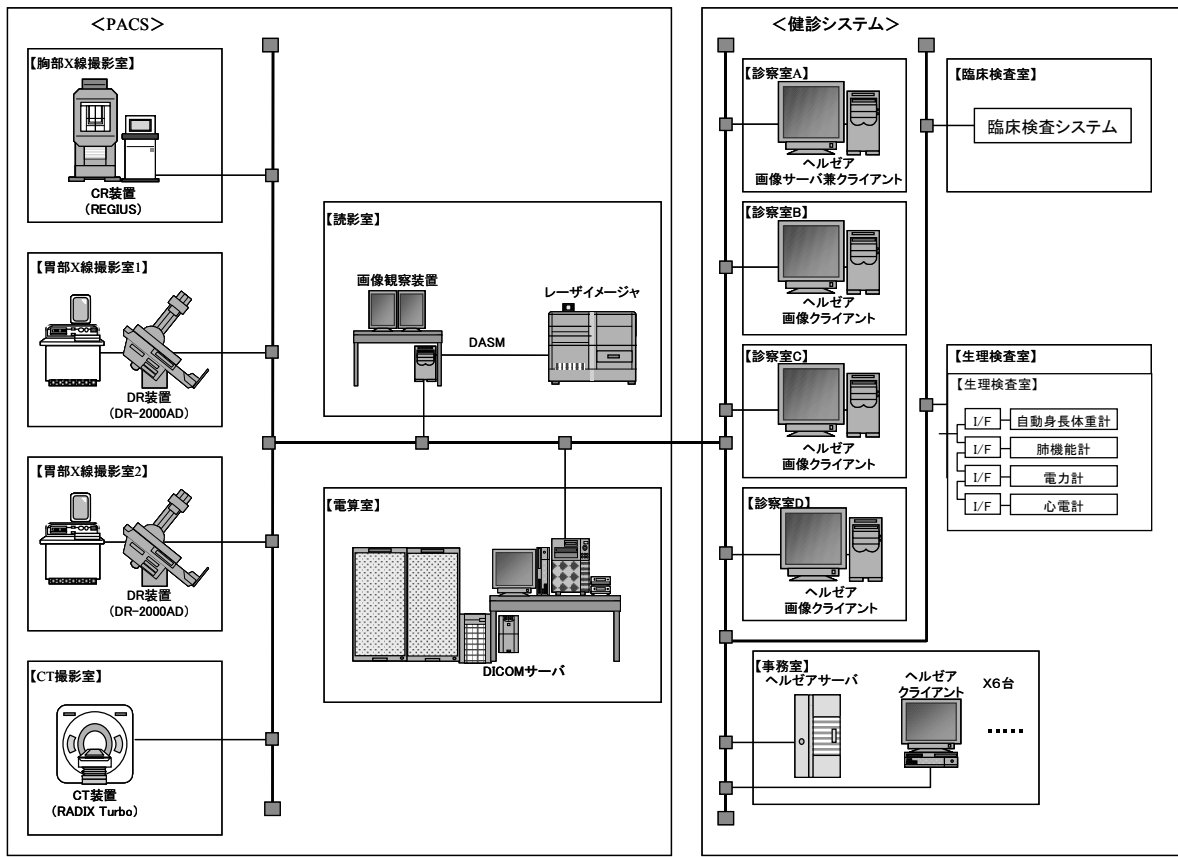


図 7.5-6 健康管理センタにおけるシステム構成

にして、胸部画像と胃部画像、必要に応じてCT画像を画像観察装置内磁気ディスクの中から画像表示メモリへ読み出して表示する。医師はマウスカーソルを次画像表示アイコン上に設定しクリックしながら観察する画像を次々と表示して観察していく。

過去画像との比較も可能で、前夜に該当者過去画像を事前に画像観察装置内に呼び出し保管しておいて、比較画像観察を行っている。

健診システム側画像クライアントでは、PC表示参照画像を同一画面に健診データ並列表示を行いながら、受診者に面接指導を行っている。画像表示方法は画像管理システムとほぼ同じであるが、面接終了者には画面表示リスト上にカレント行カラー表示できるようにして、面接済か否かが一目でわかるようにしているのが特徴である。

フィルム法で運用した場合には、フィルムおよび現像液の費用がランニングコストとして必要になるが、本施設の場合のような光ディスクあるいはCD-R、DVDに記録保管した場合の記録媒体購入代金はかなり抑制できる。また、一人の撮影が終了するとすぐにDICOMサーバを通して画像観察装置および健診側画

像クライアントへ伝送して画像観察や面接を即時に始めることができるのは、現像不要なことから出てくる大きなメリットである。その上、光ディスク、CD-R、DVDなどの記録媒体に画像を記録保管できるため(容積比率1/270)、フィルム保管室が不要になる。

さらに、画像観察装置での画像観察は、シャウカステン使用時のフィルムの掛け換えや保管袋からの出し入れ、前回(過去)画像との比較のためのフィルム探し・搬送が不要になる。さらに、今まで人手がかなりかかっていた撮影後のフィルムの現像・管理・搬送および保管袋への出し入れ、保管室への整理も不要になる。

以上のメリットが出てくるため、画像検査のルーチンワークが一般的な健診の分野にて、PACS技術が応用でき、かつ明確な効果も期待できるものと思われる。

7.6 安全性

PACSにおける安全性については、システムが直接患者に関連するものではないが、システムの信頼性、データの長期保存性、データのセキュリティの点を考えなければならない。

システムの信頼性向上については、費用的な面も考慮しなければならないが、システムの二重化、ネットワークの二重化、データベースの二重化が考えられる。データの長期保存性については、複数種類の媒体への保存が考えられる。一方、データのセキュリティについては、データに対する不正アクセス防止、データ記録媒体を一般の記録媒体と区別する、データの唯一性の確認機構の構築が考えられる。

また、医療機関スタッフに対する安全性として、転倒、感電、火災を防止するよう考慮する必要がある。

7.7 将来展望

HIS, RIS, PACS, 分析システム, 医事会計, 医事オーダ, レセコン, 健診といった既存の製品分野の垣根がなくなりつつある。大規模システムでは、電子カルテという言葉のもとに、製品分野の垣根がなくなり電子化診療カルテに統一されて行く傾向がある。しかし一方では、小規模施設で依然として部分的な医療の情報化(IT化)が進展して行く。

(1) ワークステーションの高機能化

最近の高性能チップを使用したワークステーションやパソコンの性能向上が著しい。1GHzを超える処理性能をもつチップを利用し、かつ高速回転の磁気ディスクを使用したり、これらを複数並列駆動したディスクアレイにより高速に画像の入出力、表示を行えるワークステーションやパソコンが入手可能となりつつある。また、これら高性能のチップを利用して、診断支援を目的とした画像処理が実用化されてきている。また、近年のマルチスライス型CT装置や高速撮影オープンMRI装置の開発と普及により、3次元画像処理の利用も盛んになりつつある。ユーザインターフェースについても、ワークステーションやパソコンの強力なグラフィック表示・処理機能を利用して、操作メニューもマウス、アイコン、音声認識を導入するなど、医療の現場で使いやすいようになってきている。

今後はさらにCPU、周辺機器の高性能、高速化により、画像処理・表示の高速化が加速され、より一層

使いやすい装置が出現するものと考えられる。

(2) ネットワークの高機能化

ワークステーションやパソコンの普及とともに、イーサネット(100Mbps)が広く普及してきた。また、さらに高速なギガビットイーサネット(1Gbps)のネットワークも導入されつつある。ネットワークは世界的な広がりをもち、インターネット接続され、その利用は急速に広がりつつある。

一方で、静止画像の他に動画像や音声の電送も可能な500MbpsのxDSL接続も、普及が始まり、専門医と治療医が医療画像をインターネットTV電話で検討することも始まりつつある。また、放射線情報や病院情報のネットワークと接続し、単にDICOM画像だけではなく患者情報(DICOM Modality Worklist)や読影レポート(DICOM-SR)もワークステーションやパソコンに表示することで、PACSの付加価値が高まりつつある。

(3) 読影レポート

PACSを有効に利用するため、画像読影レポートシステムとの接続が実用化され、現在では、日本語による音声認識レポートシステムが臨床現場で使用されている。

(4) 他システムの連携

HIS-RIS-PACS-読影レポートのシームレスな接続のための検討がIHEに代表される共通の場で行われている。各システム間の共通のインターフェース・プロトコルを定めることにより、システム連携が容易となり、放射線部門PACSから病院のトータルシステムとしてPACSは発展してゆくと考えられる。

<参考資料>

- (1) 木村博一監修「最近の医用画像診断機器」, 朝倉書店, 1988年
- (2) (社)日本医療画像システム工業会「医用画像・システム実用ハンドブック」, (2000年)

第8編 治療システム

8.1 はじめに

本編では、放射線治療システム、ハイパーサーミア（温熱治療）および体外衝撃波結石破碎装置の説明を行う。

放射線治療を実施するためには放射線治療装置、位置決め装置および治療計画装置が不可欠である。8.2項には、放射線治療装置の代表であり広く普及しているリニアアクセラレータ、8.3項には円形加速器であるマイクロトロンを記述している。8.4項のベータトロンは黎明期の放射線治療装置であり現在ほとんど使用されていない。8.5項の各種大型治療用粒子加速装置は、今後期待されている大型装置である。8.6.1項の ^{60}Co 遠隔治療装置は製造中止されているが稼働中のものもある。8.6.2項にはアフタローディング式治療装置を記述した。8.7項の放射線治療計画システムとしては、位置決め装置としてのX線シミュレータ、治療計画用のX線CTを使用したCTシミュレータおよび線量分布計算システムをまとめている。

8.8項のハイパーサーミア装置は、単独よりも放射線治療装置と併用して用いられることが多い。

8.9項の体外衝撃波結石破碎装置は前述の放射線治療装置やハイパーサーミア装置のような、がん治療装置ではないが本編で取扱っている。

8.10項のガンマナイフは頭蓋内の小さな病巣を対象にした定位手術的照射を行う ^{60}Co を使用した放射線治療装置の一種である。

8.2 リニアアクセラレータ

高エネルギー放射線治療装置の代表といわれているリニアアクセラレータ（Linear accelerator）は、英語を略してLinacまたはLineacと書かれ、ライナックまたはリニアックと表現されている。

1960年代後半に、がん治療用として登場したライナックは、加速原理の単純さとマイクロ波源の信頼性向上により、実用的な治療機としての評価が高まり、 ^{60}Co 遠隔治療装置に代わって急速に普及した。

X線治療専用の小型機、X線・電子線治療併用の中型機と大型機とに分類できるが、最近ではイメージングシステム（Imaging System）、ゲーティングシステム（Gating System）を装備し、呼吸性移動などに対応して患部により正確に照射できる高精度機器が普及しつつある。図8.2-1に大型ライナックの治療室設置

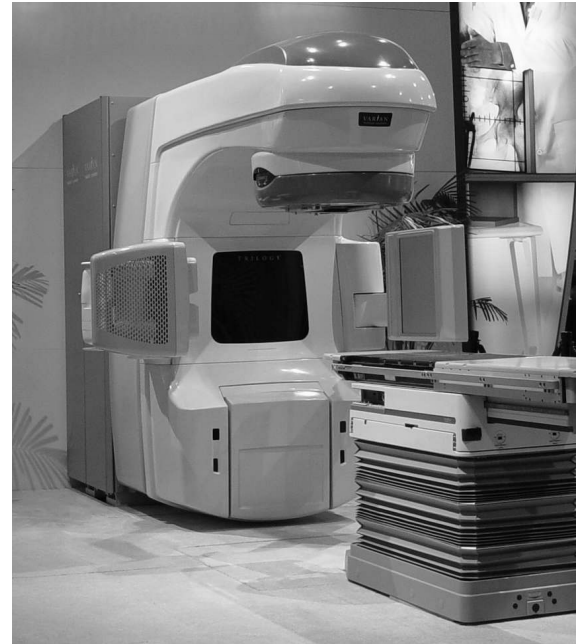


図 8.2-1 大型ライナック設置例

例を示す。

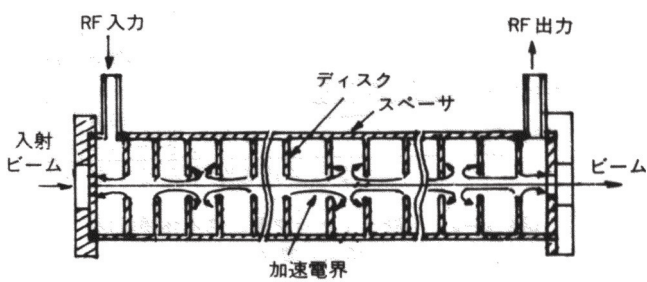
8.2.1 原理

ライナックは、加速管内に形成されるマイクロ波電界により、電子ビームを直線的に加速する装置である。図8.2-2は、代表的な2種の加速管の断面図である。

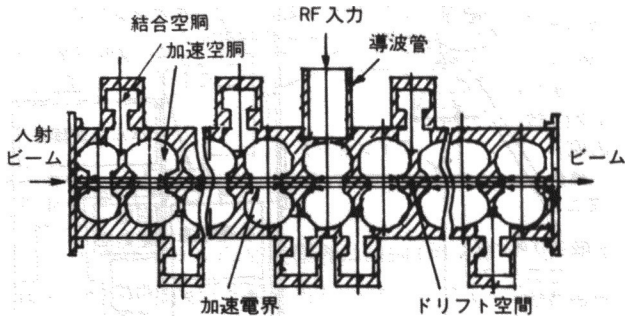
(a)は円板装荷式進行波形加速管（Disk-loaded traveling wave type accelerating structure）で(b)は現在最も良く使われている側面結合式定在波形加速管（Side coupled standing wave type accelerating Structure）である。進行波形は入口導波管からマイクロ波電力を供給し、加速管の中に図に示すようなマイクロ波電界が形成される。この加速管内を伝搬するマイクロ波電界の位相速度が、通過する電子ビームの速さに等しく設計されているので、加速位相にある電子ビームは絶えず加速され続けて、加速管の出口に達する。ビーム加速に使われずに残ったマイクロ波電力は、出口導波管から外部のダミー負荷に吸収される。

このように、マイクロ波電界がビームと一緒に加速管内を進むことにより、この加速管は進行波形と呼ばれる。

一方、定在波形加速管は球面構造の加速空洞とリエントラント形の結合空洞から成り、結合空洞を通じてマイクロ波の伝搬が行われ、加速空洞に定在波が形成される。したがって、マイクロ波電力の入口はあって



(a) 円板装荷式進行波加速管 ($2\pi/3$ モード)



(b) 側面結合式定在波加速管 ($\pi/2$ モード)

図 8.2-2 加速管の構造例

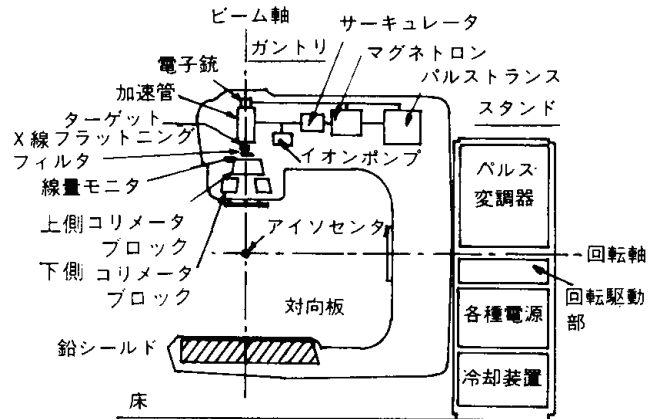


図 8.2-3 小型ライナック照射部本体構成図

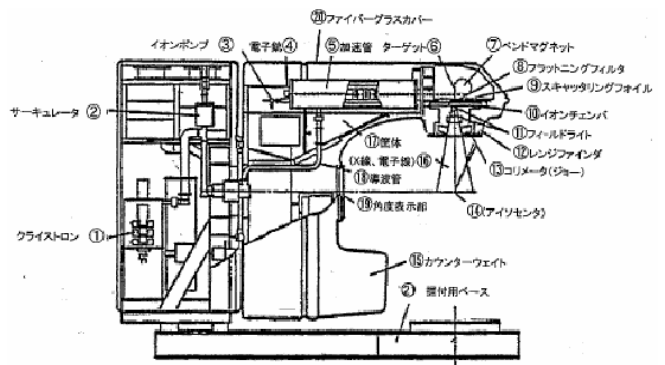


図 8.2-4 大型ライナック照射部本体構成図

も出口はない。

空洞に曲面が多いため加工はめんどろであるが、エネルギーゲインが高いという大きな特長があり、かつ結合空洞にマイクロ波の伝搬を制御するエネルギースイッチを設けることにより、幅広いエネルギーの切り替えを可能にすることができるため、コンパクト化および治療に応じてエネルギーの切り替えを必要とする、医療用ライナックに広く採用されている。

医療用ライナックに使われているマイクロ波の周波数は、2856MHzと2998MHzが主流で、いずれもS-バンド帯に属するためS-バンドライナックと呼ばれる。

マイクロ波電力も数マイクロ秒のパルス幅で尖頭値2~7MWのものが多く使われており、したがって得られるX線または電子線もパルス出力となっている。

この場合は、加速電界がビームと位相的に合うように、ドリフト空間の長さが設計される。

8.2.2 構成

医療用ライナックは、患者が治療台の上に寝て、患部の照準がやりやすく、標的線量/表面線量が大きい照射方法がとれるように、アイソセントリックな回転構造体となっている。

小型および大型ライナックの代表的な構成を図8.2-3および図8.2-4に示す。

小型ライナックの場合は、マイクロ波源に発振管で

あるマグネトロンを、加速管に定在波形を採用しているものが多く、6MeV以下のライナックに多い。

加速管をヘッド部にアイソセントラに向けて垂直に設置しているものが多く、偏向マグネットなどは無く、比較的シンプルな装置となっている。

一方、中型または大型ライナックでは、高いエネルギーのX線、電子線が要求されるため、長い加速管をガントリ内に回転軸にほぼ平行に設置し、加速されたビームを偏向マグネットで270°偏向している。

その後、ヘッド部で、X線の場合はターゲットとX線フラットニングフィルタを、電子線の場合は電子散乱体を挿入して、自動切り替えができるようになっている。

中型および大型ライナックはSADが1mにとってあるため、ヘッド先端とアイソセントラ間が40~51cmもあり、自由度と移動範囲の大きい治療台と組み合わせれば、使いやすい装置となる。

ただ、ビームを偏向しているため、偏向方向に平たん度がずれる可能性がある。

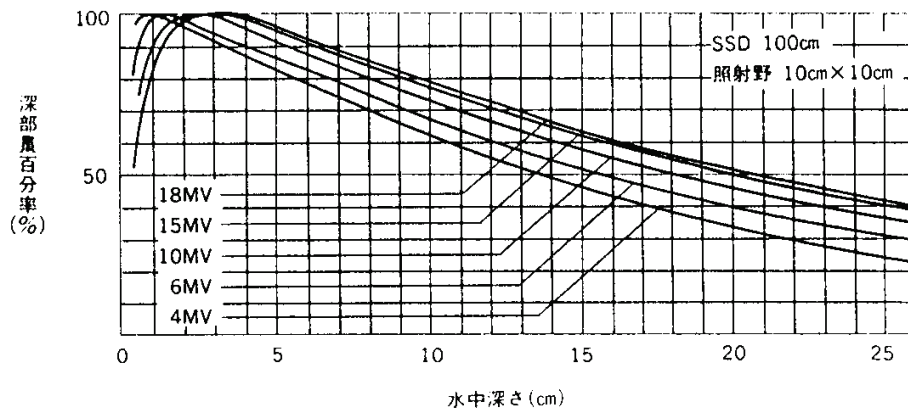


図 8.2-5 X線深部量百分率曲線

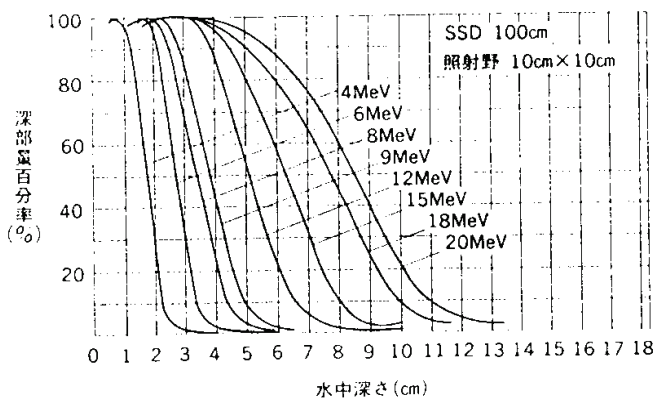


図 8.2-6 電子線深部量百分率曲線

これを防ぐため、マイクロ波源に出力安定性・信頼性の高いクライストロン（増幅管）を採用したり、 270° アクロマティック偏向系を採用したり、線量モニタに内蔵された前後左右二対のチェンバの差出力を加速電子ビームの軌道制御回路に帰還したりして平坦度の安定化が図られている。

X線および電子線出力の安定化は、線量モニタ出力をビームのパルス繰返し周波数に帰還するか、パルスあたりのビーム電流値に帰還することにより行っている。

8.2.3 性能

X線のエネルギーは、小型ライナックで4MV または6MV、中型および大型ライナックで6～18MV のものが多い。最近では1台のライナックで2種類のX線が選択できるデュアルフォトンライナック、また3種類のX線が選択できるトリプルフォトンライナックが普及している。線量率は4 MVX線では2.5 Gy/min、6 MVX線では4Gy/min、10-18 MVX線では6Gy/minの程度である。以前に比べて照射野も40cm×40cmと大きくなり、全身照射などに便利が良くなった。図8.2-5に各々のエネルギーのX線深部量百分率曲線を示す。

大型ライナックでは、電子線エネルギーは4～20MeVが一般的である。患部の大きさ（深さ）に自在に適用できるよう5～7種類の電子線が選択でき、術中照射などに使いやすく設計されている。線量率はX線に比べて大きく、10 Gy/min程度まで使用できる。図8.2-6に各々のエネルギーの電子線深部量百分率曲線を示す。

8.2.4 安全対策

最近の医療用ライナックは、治療機器として一段と充実してきており、各種の安全機能を装備している。日本画像医療システム工業会では、医用電子加速装置の安全性が規定されている国際規格である IEC 601-2-1を審議し、JIS化した。

主な点をあげると、

- a. 電撃に対する保護
- b. 機械的な危険に対する保護
- c. 不要または過剰な放射線に対する防護
- d. その他の安全

などである。

装置を長期にわたって安全に使用するためには、メーカおよび使用者による定期的な保守点検が必要である。

8.2.5 今後の課題

高エネルギー放射線治療装置として確固たる地位を獲得した医療用ライナックは、多分割コリメータによる原体照射や IMRT、ライナックラジオサージェリ、イメージングシステムやゲーティングシステムを装備し呼吸性移動に対する高精度治療を実現するなど、今後、高精度、治療効果改善のため加速度的に進歩している。コンピュータによる自動照合記録および自動セットアップ、画像診断装置である MRI や X線 CT などとのオンライン画像転送によるネットワーク化などの方向に向っている。

装置としては、さらに小型化の努力が続けられると

思われる。最近ではリング状の筐体に加速器を搭載した機器、ロボットアームに搭載されたラジオサージェリ専用機も製品化され始めた。

8.3 マイクロトロン

マイクロトロンの加速原理は、1944年ソ連の Veksler によって発見された。発見当初のマイクロトロンは、電子線出力が小さいために治療用機器として注目されることはなかった。その後1976年にスウェーデンの加速器メーカーにより22MeV の治療用マイクロトロンが製品化され、ウメオ大学に納入された。同機は電子銃の改良により大きな出力をもっている。その後1988年までに15台の治療用マイクロトロンが世界各地に納入された。日本には1985年までに3台がスウェーデンより輸入され、1988年に国産化され1994年に装置をデジタル化し、その後延べ29台のマイクロトロンが設置された(2006年現在)。現在は諸般の事情により、本編8.3.5項のレーストラックマイクロトロンも含め販売を中止している。

マイクロトロンは従来使用されてきたリニアックとベータトロンの特長を持つといわれているが、以下にその概要を述べる。

8.3.1 原理

マイクロトロンはマイクロ波電場で電子を加速する円軌道電子加速器である。

電子を加速するためには、まず対向する一対の磁極が必要であり、この磁極間は真空となっている。この磁極に対し垂直に入射した電子はロレンツの法則により円運動を行うので、この電子を何らかの方法で加速してやれば速度が増加してゆく。この磁束密度を B 、電子の質量を m 、電荷を q 、円運動の周期を T とすると次の式が成り立つ。

$$T = \frac{2\pi m}{qB}$$

すなわち、非相対論領域では回転周期 T は粒子の速度(エネルギー)の増加とともに質量 m が増加し、回転周期 T が大きくなるため、通常のサイクロトロンで電子を加速することは難しい。ところが、マイクロトロンは磁場の一隅に共振加速空洞1個を置いて、繰り返し電子を加速する方法をとることにより、相対論的質量増加の効果を巧みに解決することに成功している。

図8.3-1に示すように、一様な磁場中に1個の加速空洞を置き、これに電子銃から次々と電子を送り込むことにより加速される。加速された電子群は再び元の加速空洞の窓に突入するように円形軌道を走り、加速される度に円形軌道の半径が1ステップ大きくなってゆく。加速空洞には3GHzのマイクロ波による定在波

が形成され、この位相に合致した電子群だけ加速される。

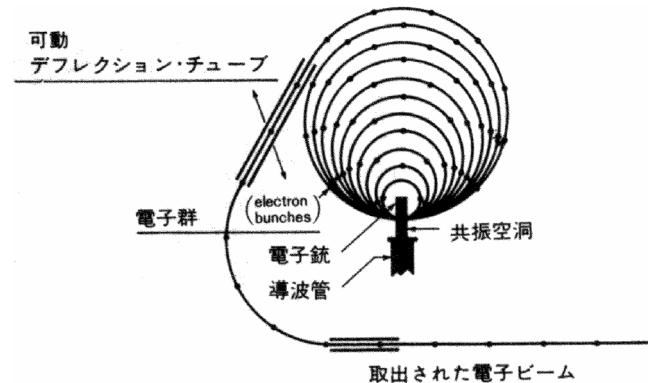


図 8.3-1 マイクロトロンの原理

8.3.2 構成

マイクロトロンは下記により構成される。

- a. マイクロトロン本体
- b. 治療用ガントリ
- c. ビームトランスポートシステム
- d. 治療台
- e. 制御筐体

マイクロトロンは図8.3-2に示すように高エネルギー電子線を発生させるマイクロトロン本体、ビームトランスポートシステム、治療用ガントリなどより構成される。マイクロトロン本体からの電子線の引き出しは、磁気を遮へいする鉄製のデフレクションチューブを磁場の適当な位置に挿入することによって任意の軌道上から任意のエネルギーの電子線を引き出すことができる。どの軌道から引き出された電子線もそのエネルギーが極めて安定し、しかも、エネルギーの拡がり小さく、長いビームトランスポートシステムを介しても効率よく搬送することができる。このように搬送された電子線は治療室内のガントリへ導かれ電子線治療に供される。

X線治療の場合は、電子線を照射ヘッド内の金属ターゲットに当てて制動放射X線に変換して治療を行う。

8.3.3 性能および特長

マイクロトロンは円軌道電子加速器のため、次の特長をもっている。

- a. 電子線のエネルギーが極めて安定している。
- b. 電子線エネルギーの単色性が良い。即ち、電子線のエネルギースペクトル幅が狭いため、治療部位の深さ方向の精度が良い。
- c. 電子線エネルギーの切り換えが容易である。(標準で10種類利用できる)

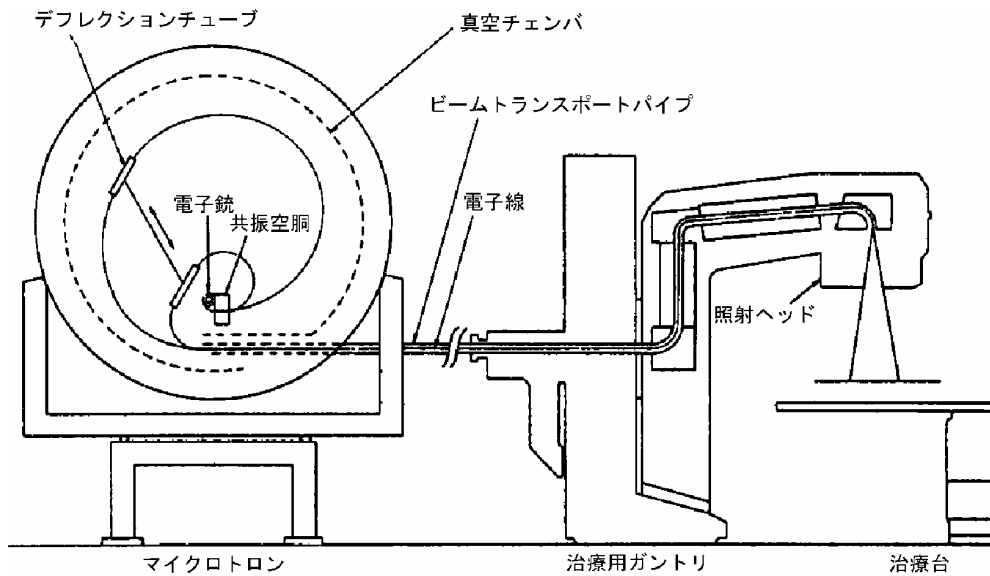


図 8.3-2 マイクロトロンの構成

- d.X線エネルギーも最大4種類利用可能である。
- e.加速器1台に対し治療用ガントリを複数(2~3台)付加することが可能である。
- f.加速器の構造が簡単なので保守が比較的容易である。

マイクロトロンの標準仕様を表8.3-1のように示す。

マイクロトロンの電子線深部線量曲線を図8.3-3, X線深部線量曲線を図8.3-4に示す。

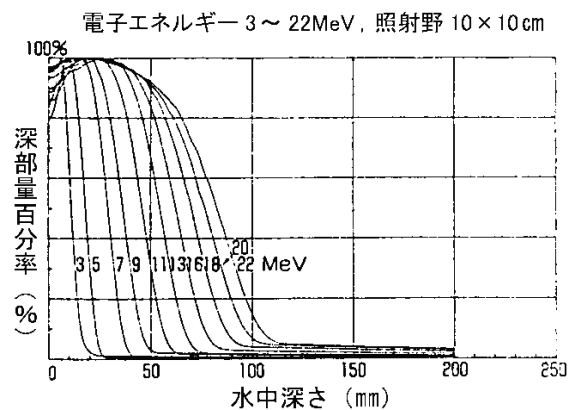


図 8.3-3 電子線深部量百分率曲線

表 8.3-1 マイクロトロンの標準仕様

		(標準22MeV型)
電子線エネルギー (MeV)		3, 5, 7, 9, 11, 13, 16, 18, 20, 22
X線エネルギー (MeV)		4, 6, 10, 14, 21 (最大4種類, 選択可)
線量率	電子線	100~1000 cGy/min (10×10cm, NTD=1m)
	X線	50~300 cGy/min (10×10cm, NTD=1m) (ただし, 4MVを除く)
照射野	電子線	3×3~32×32cm (NTD=1m)
	X線	1×1~40×40cm (NTD=1m, ただしマルチ・リーフ・コリメータ装着時) (50cmφで規定)
照射野平坦度	電子線	±5%以内 (照射野10×10~25×25cm, SSD=1m)
	X線	±3%以内 (照射野10×10~30×30cm, SSD=1m)
照射野対称性	電子線	5%以内 (照射野10×10~25×25cm, SSD=1m)
	X線	3%以内 (照射野10×10~30×30cm, SSD=1m)

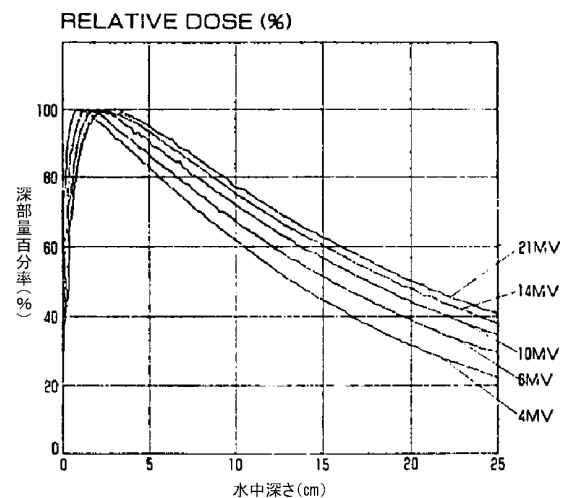


図 8.3-4 X線深部量百分率曲線

8.3.4 安全対策

マイクロトロンは以下に示す安全対策が施されている。

主な点をあげると、

(1) 線量モニタシステム

照射線量の測定は、電氣的に独立した2系統の透過型線量計によって行われる。安全性を考慮して重複構成による計測を行っている。また、照射に先だって各線量計は作動が正常であることを自動的にチェックされる。もし作動不良があれば照射開始できないシステムになっている。

(2) 照射条件設定時の誤操作防止

照射前に電子線または X 線エネルギーの種類を選択、ウェッジフィルタの種類、固定または運動照射の選択および線量などの設定が必要である。

装置はこれらの照射パラメータの選択または設定のうち1つでも未終了の場合、あるいは、組み合わせを禁じられたパラメータを選択した場合には、照射が開始できないシステムになっている。

(3) インタロックシステム

患者の安全、操作ミスのチェックおよび装置の保護のため、数多くのインタロックを装備している。

インタロックシステムは大別すると2つの部分に分けられ、治療インタロックシステムとマイクロトロンインタロックシステムになる。

治療インタロックシステムは、患者に予定外の照射をさせないために、種々なインタロックを制御する。

マイクロトロンインタロックシステムは、マイクロトロン運転時におけるいろいろな状態を制御すると同時に、作動状態の不調を検出して故障に発展するのを防ぐ。

8.3.5 レーストラックマイクロトロン

図8.3-5において、2個の電磁石の間に5MeVの小型ライナックを挿入して円軌道型マイクロトロンと同様の原理でくり返し加速を行う。

1ターン当りのエネルギーゲインは5 MeV で、10軌道まで加速することができ、最大50 MeV のエネルギーを得ることができる。エネルギーの切換えは、Deflection Magnet により行われる。

レーストラック型マイクロトロンの主な仕様および特長を下記に示す。

- a. エネルギー (X 線, 電子線) : 10~50MeV.
5 MeV ステップで可変
- b. ビームスキヤニング方式 : 電子線, X 線の平坦化は“Narrow Beam”を走査させる方式.
- c. ビームスキヤニング方式と 40 対多分割絞り装置の連動による Segment Therapy が可能.
- d. Non-uniform Beam による線量分布の最適化

8.4 ベータトロン

ベータトロンは現在生産されていないが、医療現場では使用されている施設があるので以下に解説を行なう。

ベータトロンは電磁誘導によって電子を一定半径の円軌道上で加速する装置である。1928年にベータトロンの原理がスイスの R.Wideröe によって提案され、1940年アメリカの D.W.Kerst が2.3 MeV ベータトロンを実現した^{(1),(2)}。

その後、高エネルギー化、大出力化が進められるとともに、1950年ころから高エネルギー X 線・電子線によるがん治療が行われるようになった。

ベータトロンは他の加速装置に比べ、

- a. 小型で高エネルギーの装置である。
- b. エネルギーが容易に、広範囲に変更できる。
- c. 可動性がよく、位置決めが容易である。回転運動、首振り運動、放射軸方向の移動が可能である。

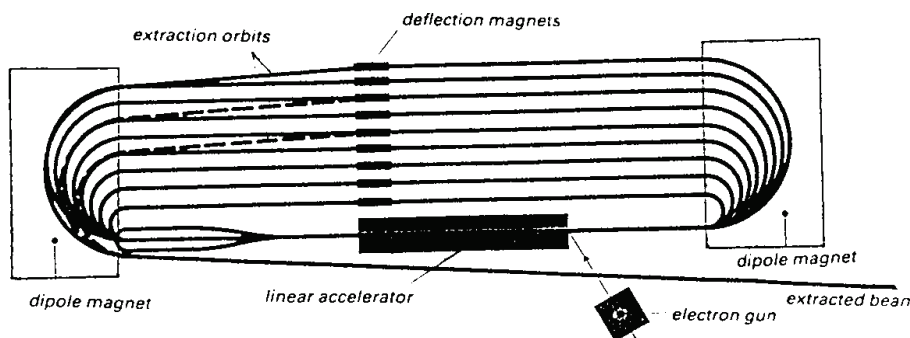


図 8.3-5 レーストラック型マイクロトロンの原理

d. 装置の冷却は空冷で十分であり、付帯設備が少ない。

e. 維持費が少ない。

などの特長をもっている。ベータトロンはリニアアクセラレータなどに比べ X 線出力が少ない反面、電子線エネルギーが広範囲に、きめ細かく調整できるので、電子線治療を主体とした治療装置に適している。特に、外科手術によって腫瘍を露出させて電子線を照射する術中照射など電子線治療が重要視されている⁽³⁾。

現在では最高エネルギー20MeV~35MeVの医療用ベータトロンが利用されている。図8.4-1に20MeVベータトロンマグネット部の写真を示す。

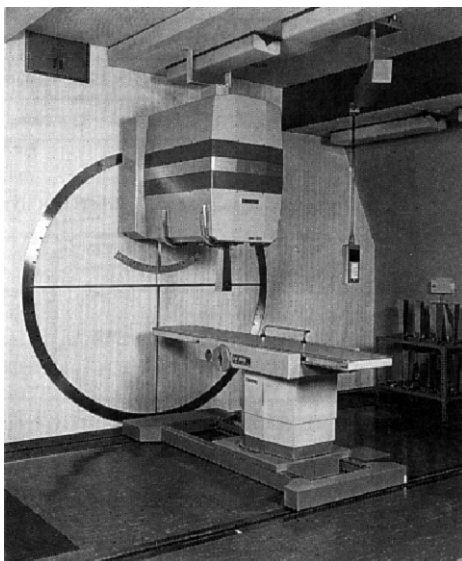


図 8.4-1 20MeV ベータトロンマグネット部

8.4.1 原理

(1) ベータトロンと変圧器

ベータトロンは別名インダクションアクセラレータ (Induction Accelerator) ともいわれるように、電磁誘導によって電子を加速する装置であって、その動作は変圧器と類似している。変圧器は鉄心に1次および2次巻線があり、1次巻線に交流電圧を印加すると、1次巻線に流れる電流によって鉄心に交番磁束が生じ、この交番磁束によって2次巻線に巻数比例した電圧が誘起される。

図8.4-2に示したように、2次巻線の代わりに電子が自由に動けるような通路 (加速管) を設けると、電子は交番磁束によって誘起される電界により加速され、一定の半径で多数回回転したのち、非常に高いエネルギーを得ることができる。これを実現したのがベータトロンである。

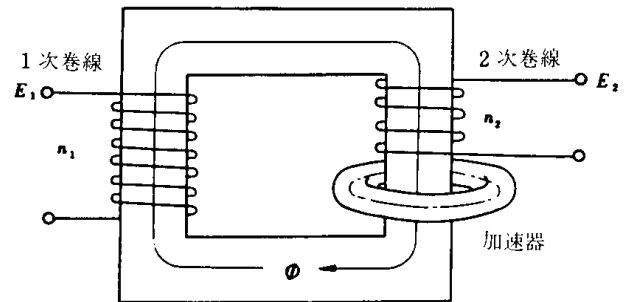


図 8.4-2 ベータトロン原理

(2) 電子の軌道

ベータトロンでは前述のように、電子は一定の半径で加速管の中を回転する。いま速度 v の電子が一様な磁場に入射すると、フレミングの左手の法則に従って電子は磁場・運動方向に対し直角に力を受け、次式で定まる円運動をする。

$$\frac{mv^2}{r} = eBv \tag{8.4-1}$$

v : 電子の速度 (m/sec)

m : 電子の質量 (kg)

e : 電子の電荷 (クーロン)

B : 円軌道上の磁束密度 (Wb/m²)

r : 軌道半径 (m)

この場合、電子は定速度 v で回転を続けるだけでエネルギー増加はしないが、磁束密度を連続的に増加して v を大きくすれば、電子は一定の半径を保ちつつ大きなエネルギーを得る。電子を加速するための電界は磁束の時間的変化によって作られる。電子が半径 r で回転しているとき、その軌道の内側の全磁束を ϕ とすると、軌道上の加速電界 E_θ は

$$E_\theta = \frac{1}{2\pi r} \frac{\partial \phi}{\partial t} \tag{8.4-2}$$

で与えられる。電子に働く加速力は eE_θ であるから電子の運動方程式は

$$eE_\theta = m \frac{\partial v}{\partial t} \tag{8.4-3}$$

で表され、(8.4-1)および(8.4-2)式を代入すると

$$\frac{1}{2\pi r^2} \frac{\partial \phi}{\partial t} = \frac{\partial B}{\partial t} \tag{8.4-4}$$

これを t について積分すれば、

$$2\pi r^2 B = \phi - \phi_0 \tag{8.4-5}$$

ただし、 ϕ_0 は磁束の初期値である。通常のベータトロンでは $t=0$ で $\phi_0=0$ であるから(8.4-5)式は

$$2\pi r^2 B = \phi \tag{8.4-6}$$

となる。軌道上の磁束密度 B と、軌道内の全磁束 ϕ とが(8.4-6)式の関係にあれば電子は半径 r で円運動しながら加速される。このときの半径 r を r_0 とし、安定軌道と呼ばれる。この(8.4-6)式はベータトロン条件と呼ばれ、ベータトロン加速を行うための重要な式で

ある。

(3) 電子のエネルギー

電子のもつ静止エネルギーは m_0c^2 (m_0 : 電子の静止質量, c : 光速) で 0.51MeV である。電子が加速されて速度 v , 質量 m になったとき, 電子の運動エネルギーは

$$K = mc^2 - m_0c^2 \tag{8.4-7}$$

ただし,

$$m = m_0 \frac{1}{\sqrt{1 - (v/c)^2}} \text{ である。}$$

一方, (8.4-1)式から

$$mc^2 = mv \cdot \frac{c^2}{v} = eBr \cdot \frac{c^2}{v} \tag{8.4-8}$$

となる。電子は質量が小さいから 1MeV 程度まで加速されるとその速度はほぼ光速となり, 電子の運動エネルギーは磁束密度 B と半径 r の積に比例し,

$$K = mc^2 - m_0c^2 = 3 \times B_0 r_0 \times 10^2 - 0.51(\text{MeV}) \tag{8.4-9}$$

となる。

(4) 加速のプログラム

電子の加速はいろいろな条件の上に成り立っている。例えば, 電子は磁場の弱いときに加速を始めなければならないし, 回転方向と加速電界の方向とが一致しなければならない。ベータトロンは交流電源によって運転(励磁)されるから, その電圧・電流の極性は半サイクルごとに反転し, これにともなって加速電界も電子の回転方向も反転する。この関係を図8.4-3に示す。

この図から明らかなように, 電子の回転方向と加速電界が一致する期間は1サイクル中に2回ある。実際のベータトロンは放射線取出方向が1つであるから, 電子は1サイクルに1回だけ加速管に入射され加速される。所定のエネルギーに達した電子はターゲットと呼ばれる原子番号の大きい白金などに衝突させ制動放射による X 線に変換されるか, あるいは, 電子のまま取り出される。

電子のエネルギーは前述したように軌道上の磁場にほぼ比例するから, エネルギーを可変とするためにはこの磁場を調整すればよい。一つは電子の入射から X 線(電子線)発生までの時間(1/4サイクル)を固定し, 軌道上の磁場の最高値, すなわちマグネットの励磁電流を調整する方法である。これを図8.4-3の A, A' 点で示す。

もう一つの方法は, マグネットの励磁電流を一定にし, 軌道上の磁場が所定の値に達した瞬間に軌道を拡

大あるいは縮小して X 線(電子線)を発生するもので同図 B 点でそのエネルギーは $A \sin \theta$ となる。これらの方法は単独あるいは組み合わせて用いられる。

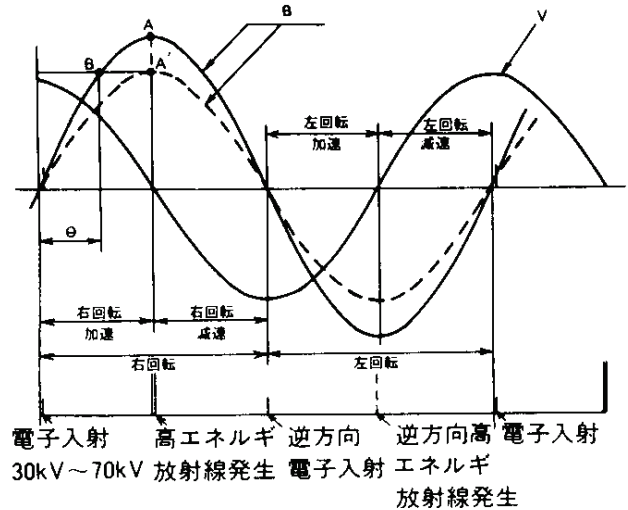


図 8.4-3 電子の加速プログラム

8.4.2 構成

ベータトロン本体の主要部分は電子の加速に必要な交流磁束を発生するマグネットと, 電子が回転するための空間を形成するドーナツ形の加速管で構成される。マグネット部の構造は図8.4-4のようになっている。

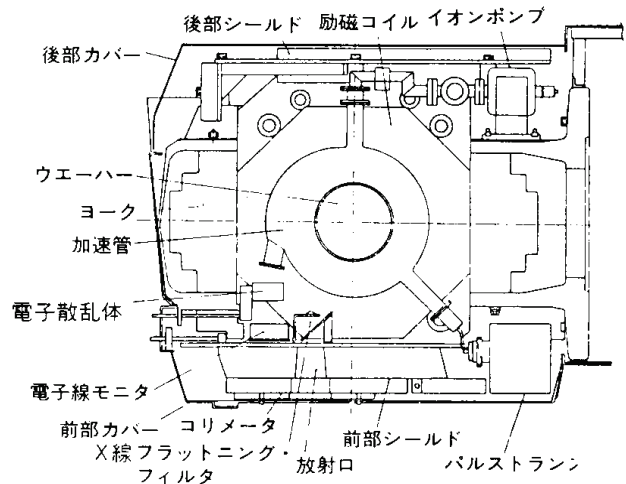


図 8.4-4 マグネット部の構造

電子はパルストランスからパルス電圧によって電子銃から打ち出され, 加速管の中を回転しながらエネルギーを増加し, 所定のエネルギーに達した後, 軌道を縮小, あるいは, 拡大することによってターゲットに衝突させ高エネルギー X 線を発生するか高エネルギー電子線として電子線取り出し窓から取り出す。発生する高

エネルギー X 線は放射方向に鋭い指向性をもっているため、治療に必要な照射野内の分布を均等にするための X 線フラットニング・フィルタを備えている。電子線も細いビームとなって出てくるので、電子散乱体を備え、均等な電子線分布が得られるようになっている。

8.4.1.(4)項で述べたように放射線の発生は1サイクルに1回であり、放射線出力は励磁周波数に比例する。医療用ベータトロンでは50~180Hz が用いられている。本体のほか、本体を保持し患者の回りを回転、あるいは、首振りなどをさせる保持装置、線量のモニタリングや各種操作回路を含む制御装置、電源装置、パルス発生装置などで構成されている。

8.4.3 性能

放射線出力向上努力の結果、X 線出力として、20×20cm (FSD1m) の照射野に対し、線量分布を均等化して50cGy/min 以上得られるようになっている。電子線出力は、4MeV 以上において100~500cGy/min 程度である。

電子線照射の場合、4MeV から最大エネルギーまで2MeV 段階にエネルギー切替ができるようになっている。

高エネルギー X 線を治療に用いる場合は、比較的大きな照射野が必要となる。このため、金属の吸収体 (X 線フラットニング・フィルタ) を入れて中心部の線量率を減少させて、照射野内の線量分布を均等にして利用される。X 線フラットニング・フィルタは照射野の大きさに応じて数種類用意されている。

高エネルギー電子線を治療に用いる場合も、同様に照射野内の線量分布を均等にする目的で、電子散乱体がエネルギーおよび照射野の大きさに応じて5種類程度用意されている。

8.4.4 安全対策

機械的安全、電気的安全および放射線安全があるが、まず機械的安全では構造設計に十分なる安全係数をもたせ、可動、あるいは、選択機構部分はリミットスイッチを二重にし安全をはかっている。

電気的・放射線安全では前述の機械的安全とからませて種々のインタロック回路を構築し、X 線フラットニング・フィルタ、あるいは、電子散乱体が所定の位置にあるか、積算線量計は設定されているか、照射室入口扉は閉まっているかなどすべての確認がされてからはじめて放射線が発生できるようになっている。

また、積算線量計も主線量計のほかにバックアップ線量計を備え、もし主線量計に故障が生じてバックアップ線量計で放射線を停止し、患者への過度の照射が防止できるようになっている。

<参考文献>

- (1) Wideröe R. : Archiv für Elektronentech. 21 400(1928).
- (2) Kerst D. W. : Phys. Rev. 58 841 (1940).
- (3) 松川他: ベータトロンによる放射線治療, 島津評論 Vol.34 No. 1 (1977).

8.5 各種大型治療用粒子加速装置

現在、放射線治療において主として用いられている放射線は、ガンマ線、X 線、電子線である。放射線源としては、RI、高エネルギー電子加速器が利用されている。一方、1950年代の後半からより高い治療効果を求めているいろいろな粒子線による治療が試みられてきた。これらの粒子線には、速中性子線、陽子線、重イオン線、負パイ中間子線があり、その発生にはいずれも高エネルギー粒子加速器を必要とする。これらの粒子加速器としては、サイクロトロン、シンクロサイクロトロン、シンクロトロンなどが用いられている。

粒子線による治療の特徴は、粒子線のもつ大きな生物学的効果とすぐれた線量分布を実現する物理的特性にある。

一般に、荷電粒子は物質中を通過するとき、その飛跡に沿ってエネルギーを与えながら進む。荷電粒子がその飛跡の単位長さあたりに物質に付与するエネルギーを、LET (Linear Energy Transfer) と呼び、keV / μ m の単位で表す。

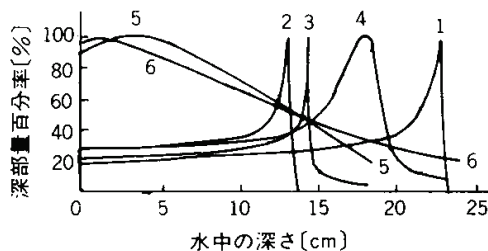
速中性子線、重イオン線は高 LET 放射線であり、その生物学的効果比 RBE (Relative Biological Effectiveness) は大きな値を示す。一方、陽子線は、X 線、電子線などと同様に低 LET 放射線である。負パイ中間子線には高 LET 放射線の成分と低 LET 放射線の成分とがある。

これらの高 LET 放射線がもつ生物学的効果には、低酸素状態にあるがん細胞に対しても損傷を与え、さらに、細胞分裂周期によってその有効性が変化しないことなどがある。X 線に対する細胞の放射線感受性はその低酸素状態のとき低下することが知られ、また細胞分裂周期によっても変動するといわれている。しかし、高 LET 放射線の場合はこれらに影響されることが少なく高い治療効果が期待できる。

荷電粒子は、物質を通過するとき、電離、励起作用によってエネルギーを失いながらその初期エネルギーによって決まる飛程まで進む。荷電粒子の飛跡の単位長さ当たりの電離作用の大きさを放射線源からの距離に対して描いた曲線をブラッグ曲線という。重荷電粒子はその飛程の終端付近で大きな電離作用を示すので、ブラッグ曲線にはピークが現れる。これをブラッグピークという。また、ブラッグピークに至るまでの

比較的平坦な部分をプラトーという。重荷電粒子のもつこのような特性を利用すれば、治療の対象である病巣にブラッグピークの位置を合わせ、プラトー部における正常組織の損傷を少なくして病巣に線量を集中させることができる。

図8.5-1に種々の放射線の水中における深部線量分布を示す。図で番号1, 3, 4の曲線は陽子線, 重イオン線, 負パイ中間子線の例でブラッグピークが見られる。番号6の曲線は速中性子線で荷電粒子線とは異なる線量分布を示している。



- 1 : 187MeV p (Larsson, 1961)
- 2 : 190MeV d (Tobias, 1952)
- 3 : 400MeV Ne (Tobias, 1972)
- 4 : 170MeV $-\pi$ (Dicello, 1975)
- 5 : 35MeV e
- 6 : 30MeV d-Be n (放医研, 1975)

図 8.5-1 種々の放射線の水中の深部量百分率曲線

8.5.1 速中性子線治療装置

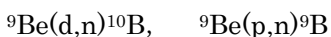
(1) 概要

速中性子線治療は1938年から数年間米国パークレーの研究所において実施されたが、期待したような治療成績が得られず中止した。第2次世界大戦後、速中性子線の治療に関する基礎的な研究が行われ、1968年英国の Hammersmith 病院でサイクロトロンを用いて治療が再開された。その後、米国はじめ各国で実施されるようになった。

国内では1975年放射線医学総合研究所において、続いて1976年東京大学医科学研究所でも治療を開始した。放射線医学総合研究所で20年近く続いた速中性子線治療は、後述の HIMAC にとってかわり治療が中止された。

(2) 原理

速中性子は高いエネルギーに加速した重陽子、あるいは、陽子をベリリウムなどのターゲットに衝突させて発生させる。このときの原子核反応は次のとおりである。



また、加速エネルギーの低い装置で比較的高いエネル

ギの速中性子を得る方法として、



の反応を利用する提案もある。

速中性子線治療では上記した原子核反応を利用するため、重陽子または陽子を高エネルギーに加速する必要がある。この目的にはサイクロトロンを用いることが多い。

このほかに、コッククロフト・ウォルトン型加速器で加速した重陽子をトリチウムターゲットに衝突させ ${}^3\text{H}(d,n){}^4\text{He}$ の原子核反応 (DT 反応) によって発生させる方法もあるが、最も一般的な方法は上記の ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ 反応を利用する方法である。

速中性子線は高 LET 放射線でその大きな生物学的効果のため高い治療効果が期待されているが、線量分布は従来の X 線の場合と大差はない。

(3) 装置

放射線医学総合研究所の速中性子線治療装置では、重陽子エネルギー35MeV のサイクロトロンを用いている。治療では、エネルギー30MeV の重陽子を4mm厚さのベリリウムターゲットに於て、 ${}^9\text{Be}(d,n){}^{10}\text{B}$ 反応で速中性子を発生させている。重陽子電流30 μ A で SSD が200cmのとき空气中で4cGy/min の線量率が得られている⁽¹⁾。一方、東京大学医科学研究所に設置された加速器は AVF サイクロトロンで重陽子の加速エネルギーは15MeV である。DT 反応による速中性子の発生は、加速する重陽子のエネルギーが低く装置も小型になるが、ターゲットとして用いる三重水素が大量に必要であり、速中性子線の線量率が低く、治療に用いるのは難しい⁽²⁾。

速中性子線治療装置の照射装置の例として、放射線医学総合研究所の装置の垂直固定中性子照射装置⁽³⁾の断面図を図8.5-2に示す。この照射装置では速中性子線のコリメータ系は3部から構成される。第1コリメータは天井の照射孔に設置されている。第2コリメータはモニタ線量計、照射野表示用光学系を内蔵する。第3コリメータは不整形照射野を設定するもので主コリメータとなる。第1、第2のコリメータの材料は Benelex (密度 1.4g/cm³の圧縮木材) である。第3コリメータは左右各々8枚の厚さ19.9cmの鉄板からなる。第2コリメータの上部と第3コリメータの下部にはガンマ線シャッターが設けられている。

(4) 治療

放射線医学総合研究所における速中性子線治療の対象は、唾液腺がん、肺がん、骨肉腫、さらに食道がん、子宮頸部がん、前立腺がんなどである。唾液腺がん、肺がん、骨肉腫で治療成績がよいという。

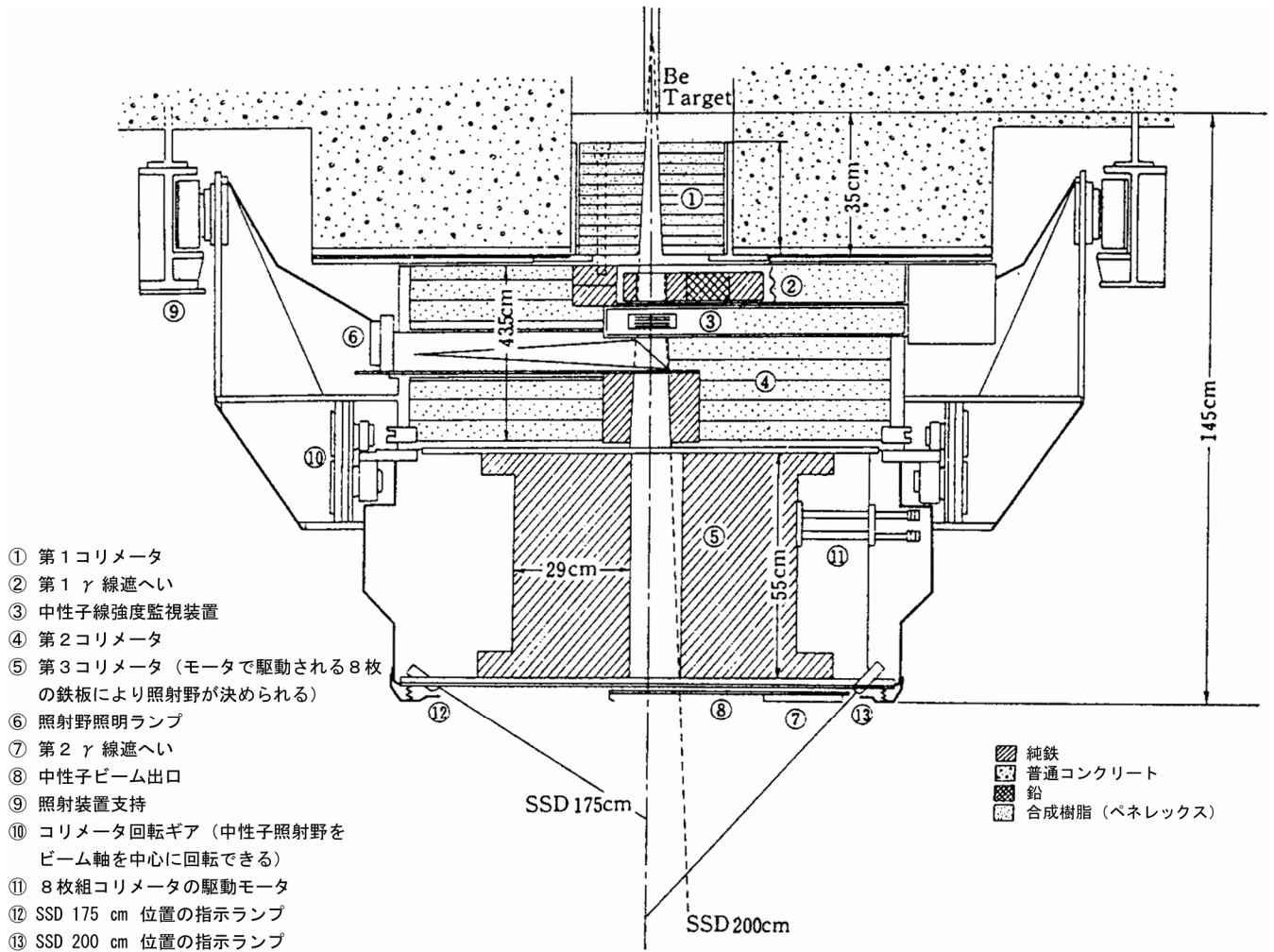


図 8.5-2 速中性子の照射装置

(5) サイクロトロン⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾

① サイクロトロン

サイクロトロンは直流磁場内で加速粒子を同心円状に運動させ、一定の高周波電場により粒子を加速する装置である。この装置では、通常、軸対称の磁極間に真空の加速箱を置き、このなかにディーと呼ばれる加速電極を配置する。この電極間に高周波電圧を印加し、加速粒子が電極間のギャップを通過するとき加速する。加速箱の中央にはイオン源を置き、ここから引出される荷電粒子は高周波電場によって加速されてエネルギーを増し、渦巻状の軌道を描きながら軌道半径を大きくしてゆき、最後にデフレクタに高電圧を印加してサイクロトロンの外部へ取り出す。

この種のサイクロトロンでは加速粒子のエネルギーに限界がある。サイクロトロンに用いられる磁場は磁極の中心軸から遠ざかるにつれて少しずつ弱くしている。このような磁場は上下の磁極間で磁力線が樽形をしており、加速粒子が軸方向、半径方向にずれたと

き、これをもとの位置に戻すように集束力が働く。しかし、このような磁場の場合、加速粒子のエネルギーが大きくなるにつれて相対論的な効果により粒子の質量が大きくなって粒子の回転周期が長くなり、高周波加速の位相がずれる。この方式による加速エネルギーの限界は約20MeVといわれている。

② AVF サイクロトロン

サイクロトロンの磁場を方位角 θ により磁場の強さが $\sin(n\theta)$ (n は整数) に比例して変化するように設計すると、中心軸方向に集束力をもたせることができる。これを AVF (Azimuthally Varying Field) サイクロトロンという。AVF サイクロトロンでは磁極の表面にくさび形の磁極をはりつけ、磁極間隔の狭い磁場の強い部分 hill (山) と、磁極間隔の広い磁場の弱い部分 valley (谷) とをつくる。このようにすると加速粒子が磁極の中心面からずれた場合、そのずれの量に比例する修復力が働き粒子を中心面の方へ戻す。

③ リングサイクロトロン

さらに、加速エネルギーを高めるためには渦巻形のセクタ電磁石を分離して円周上に配列し、外部から加速粒子を軌道の途中に入射して加速する。これをリングサイクロトロン、あるいは、セクタ分離形サイクロトロンという。

8.5.2 陽子線治療装置

(1) 概要⁽⁶⁾⁽⁷⁾

陽子線治療は1950年代から米国、スウェーデンで開始された。特に米国ハーバート大学の160MeV シンクロサイクロトロンを用いて実施された網膜メラノーマの治療で好成績をおさめ注目された。その後、欧米の数施設で網膜メラノーマの治療を中心として陽子線治療が実施されている。国内では、1979年から放射線医学総合研究所でサイクロトロンを用いた速中性子線治療と並行して実施している。しかし、このサイクロトロンは陽子の最大加速エネルギーが80MeV であり、深部治療のためには十分なエネルギーではない。

一方、筑波大学では1983年から高エネルギー物理学研究所の500MeV ブースターシンクロトロンで加速した陽子線を用いて陽子線治療を実施していた⁽⁸⁾。しかし、筑波大学で専用の陽子線治療装置を建設することになり、2000年7月で治療を中止した。新しい治療装置は2001年9月から治療を開始した。陽子線で深部臓器の治療を行うためには200MeV 以上の陽子線エネルギーが必要である。筑波大学の陽子線治療装置ではこの深部臓器を主な対象として治療を行い、肺、食道、肝臓などのがん治療で好成績をおさめている。

このように陽子線治療ですぐれた成績が得られつつあり、世界各地で陽子線治療が行われるようになった。さらに、陽子線治療の専用加速器が計画、設置されるようになった。その最初の施設は米国ロマリダ大学で、1990年に250MeV 陽子シンクロトロンを設置して治療を開始した。日本では国立がんセンター東病院、筑波大学陽子線医学利用センターで陽子線治療専用施設が建設された。

(2) 原理

陽子線は低 LET 放射線であり、生物学的効果の点では従来の X 線と大差はない。しかしその空間的な線量分布は鋭いブラッグピークをもち、治療成績の向上が期待できる。実際には治療対象の病巣の大きさに合わせてブラッグピークを拡大(拡大ブラッグピーク SOBP)して照射する。このため生物学的効果比 RBE は1.0~1.2程度になるとい⁽⁹⁾。

(3) 装置

陽子線治療装置では回転ガントリが使用できるので、最適な方向から照射できる。陽子線治療装置の概要は以下のとおりである。

陽子加速装置は陽子線治療用のサイクロトロンか小型のシンクロトロンを利用している。陽子線のエネルギーが230MeV のとき、水中における飛程は32cmで体内の深部臓器の治療が可能である。このことから、陽子線治療に利用される専用加速器の最大加速エネルギーは230MeV 以上に設定されている。

陽子線治療専用装置の特徴は、装置が比較的コンパクトにできるので回転ガントリ治療室を設けることができることである。さらに、水平専用の照射が可能で水平固定治療室を設ける場合が多い。回転ガントリ陽子線照射装置の概要を図8.5-3に示す。陽子ビームは加速器室で水平方向に輸送され、回転ガントリ治療室に導入されあらかじめ設定された最適な角度方向から治療台に向けて照射される。この間に陽子ビームの照射野形成、体内飛程の調整、ブラッグピーク幅の拡大を次のように行っている。

第一は細い陽子ビームから大きさが10×10cm²以上(一般的にφ20cm 程度)で平坦な線量分布をもち、病巣形状に合致する照射野を形成することである。照射野拡大にはワブラ法が用いられているが、二重散乱体を用いる場合もあり、ガウス分布状になった陽子ビームを所定の大きさのガウス分布に広げてから線量分布を平坦化する。ビーム形状を病巣に合わせるために多葉コリメータを用いる。例えば、3.75mm 幅、80枚の鉄製のリーフから構成されている。

第二は陽子ビームの飛程の調整とブラッグピーク幅の拡大である。前者では陽子線の飛程を病巣の深さに対応するように陽子の加速エネルギーを変える。シンクロトロンでは直接陽子線加速エネルギーを得ることができるが、サイクロトロンではエネルギーディグレーダで陽子線エネルギーを減衰させる。さらに飛程を微調整するためにバイナリ型のレンジシフタ装置を用い厚み0.5~1.0 mm 以内の変更幅で変化させる。後者では幅の狭いブラッグピークを病巣の大きさに対応する幅に拡大する。この機能をもつ装置としてリッジフィルタがある。リッジフィルタは所要の厚さと面積からなるくさび状の吸収体であり、同時に数種の飛程をもつ陽子線を入射してブラッグピークを拡大し平坦化する。また、レンジモジュレータによりブラッグピークを所要の幅になるように制御することもできる。

第三は線量モニタ、平坦度モニタである。線量モニタは平行平板の電極からなるチェンバを使用している。平坦度モニタは複数方向の多チャンネル電極で構成された電離箱方式を採用している。

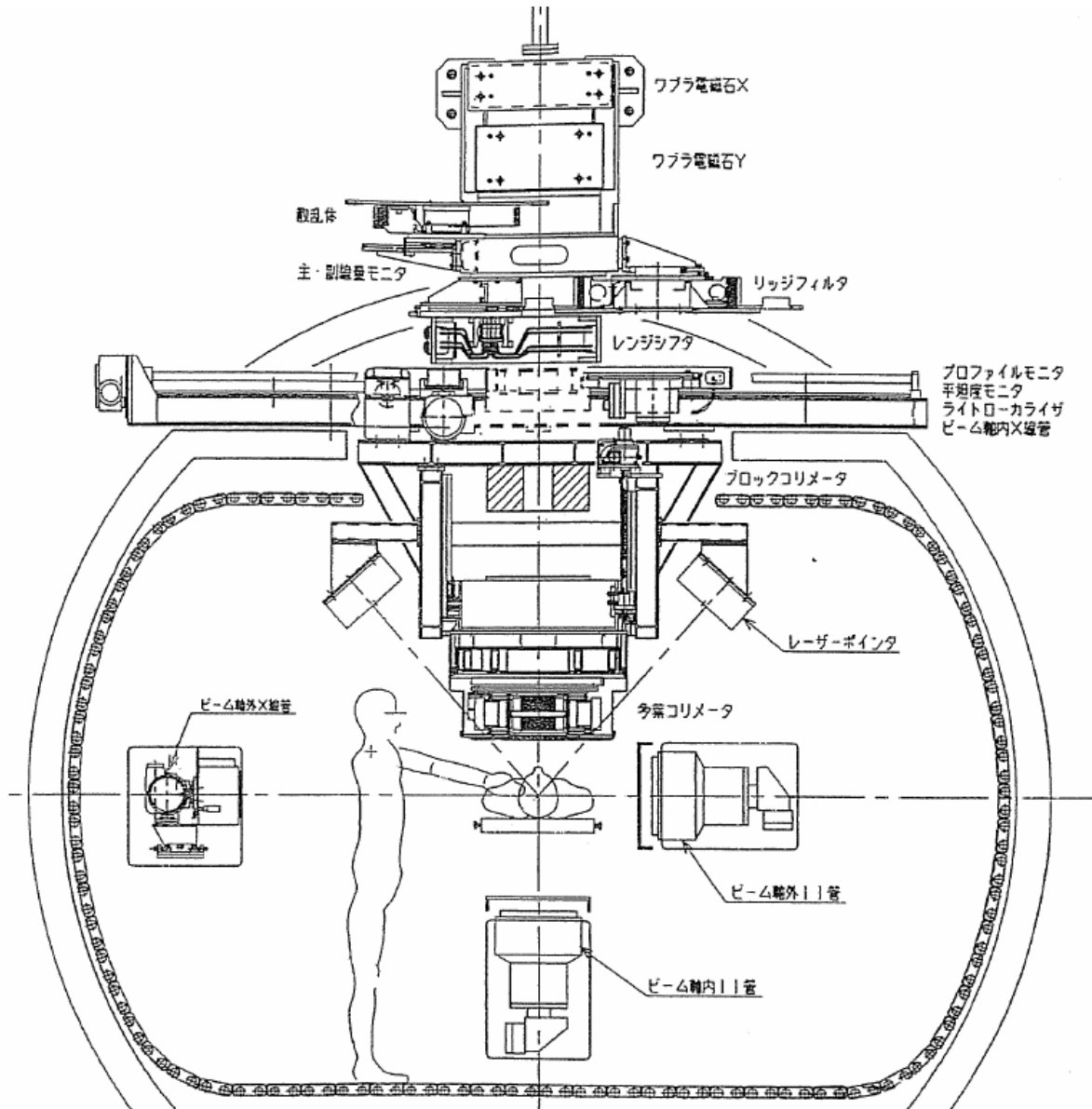


図 8.5-3 陽子線のガントリ照射装置

(4) 治療

陽子線治療の対象としては、脳、頭頸部、肺、肝臓、前立腺などの例が多い。また陽子線の線量分布の利点が生かせる部位に発生した骨軟部腫瘍も対象とされている。治療では患者1人に対し1日1回、10～37回の分割照射で最大80Gy程度の線量を照射している。肝臓や肺に対しては呼吸同期照射も実施されている⁽⁷⁾。

(5) シンクロサイクロトロンおよびシンクロトロン

① シンクロサイクロトロン

シンクロサイクロトロンの原理はサイクロトロンにおける加速エネルギーの限界を乗り越える一つの方法として AVF サイクロトロンより早く発明されてい

る。シンクロサイクロトロンの磁場はサイクロトロンの磁場と同じようなものであるが、加速粒子のエネルギーが増加するとともに低い周波数の電場で加速するようにした。これにより陽子線治療専用の小型のサイクロトロンが開発された。

② シンクロトロン

シンクロサイクロトロンで加速粒子のエネルギーをさらに増加させようとする、電磁石の重量が大きくなり、また、加速に必要な高い共振周波数をもつ周波数変調型の共振器の設計が難しくなる。このためシンクロトロンでは小型の電磁石をリング状に並べ、別の加速器で加速した粒子をこのリングに入射して加速する。ビームの入射時には磁場を低い値とし、加速粒

子のエネルギーの増加とともに磁場を強くして加速粒子の軌道半径を一定に保つようにした。これによって電磁石の半径方向の幅を狭くし電磁石の総重量を小さく抑えることができた。

シンクロトロン例として、特に陽子線治療用として設計された例⁽⁹⁾を図8.5-4に示す。

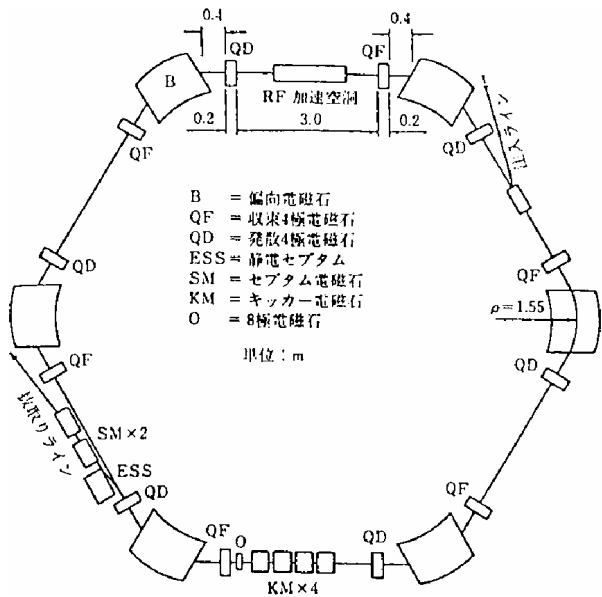


図 8.5-4 陽子線治療用シンクロトロンの設計例

8.5.3 重イオン線治療装置

(1) 概要

重イオン線治療では重イオンを高エネルギーに加速する大規模な加速装置が必要である。これまで米国のローレンス・バークレー研究所 (LBL) で1957年ころからネオンなどを用いた治療が行われ、その物理的特性、生物学的効果に関して各種の基礎データが集められてきた。しかし、1992年初め治療は中止された。国内では放射線医学総合研究所で医療専用施設が建設され、1994年から臨床応用されている。この施設は重粒子線がん治療装置 HIMAC (Heavy Ion Medical Accelerator in Chiba) と呼ばれている。さらに、ドイツ (GSI) で炭素イオンによる治療が開始され、炭素イオン治療の成果が注目されている。

(2) 原理

重イオン線治療で用いられる重イオンは、ヘリウム、炭素、ネオン、シリコン、アルゴンなどである。

重イオン線は高 LET 放射線で、X 線、陽子線などと比べて高い生物学的効果が期待できる。また重荷電粒子線に見られるブラッグピークを形成し、すぐれた線量分布が得られる。このように重イオン線は放射線治療上好ましい特性を併せ持ち理想的な放射線として期待されている。

(3) 装置⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾

放射線医学総合研究所の施設の概要を図8.5-5に示す。その装置の重イオン線治療の基本的な仕様は次のとおりである。

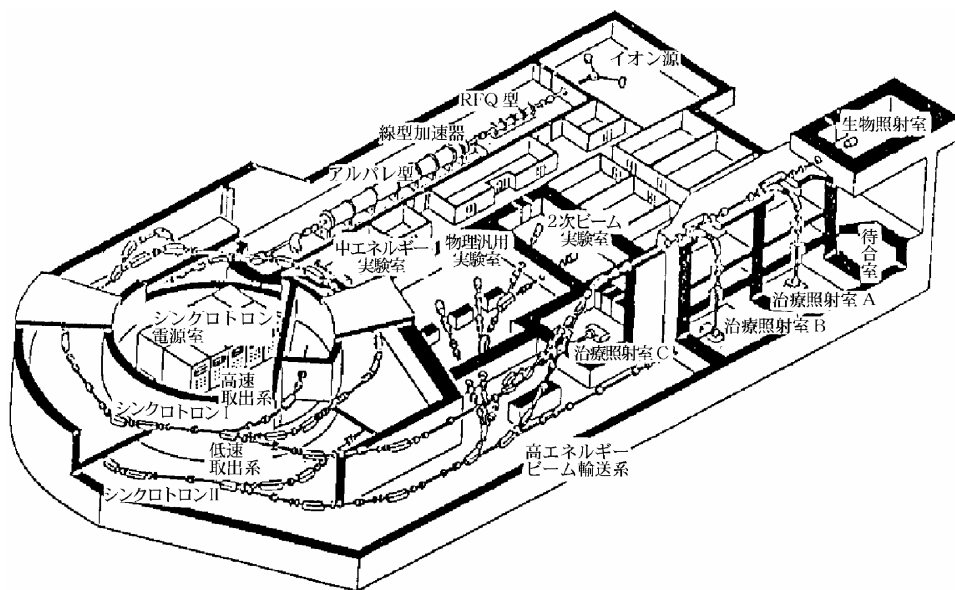


図 8.5-5 重粒子線がん治療装置 HIMAC の鳥かんと

- a. 加速粒子 He, C, Ne, Si, Ar
- b. 飛程 30cm (軟部組織中)
- c. 線量率 5Gy/min
- d. 最大照射野 22cm φ
- e. ビーム方向 垂直・水平の2方向

加速装置としては最大エネルギー800MeV/u, ビーム強度 2.0×10^9 pps/加速リング (炭素に対して) の性能をもつ。

加速系: 加速系はイオン源, 前段加速器 RFQ ライナック, アルバレイナック, 主加速器シンクロトロンからなる。イオン源は加速する重イオンの種類が多いこと, 高い安定性を得ることなどを目的にして PIG, ECR イオン源の2種類が装備されている。PIG イオン源はイオン価数の低い重イオンについて大きな強度が得られ, ECR イオン源は多価イオンの生成に適している。

イオン源からのビームは, 低エネルギーのビーム輸送系に入射して静電4極電極で集束させ, さらに, 分析用電磁石で荷電状態の異なる粒子を選別する。次の RFQ ライナックの入射条件に整合させる。この段階の重イオンビームのエネルギーは8keV/u である。

RFQ ライナック (高周波四重極型ライナック) は大強度の低速イオンビームを加速するのに適してい

る。この段階の重イオンビームのエネルギーは800keV/u である。

次段のアルバレイナックは電磁石を用いたドリフトチューブ型のライナックである。この段階では重イオンビームのエネルギーは6MeV/u である。ビームは続いて中エネルギービーム輸送系を経由して主加速器シンクロトロンに入射する。

シンクロトロンの大きさは直径40m, 周長130m である。入射エネルギーは6MeV/u で, 荷電質量比1/2の重イオンに対して100MeV/u~800MeV/u まで連続的なエネルギーの重イオンビームを取り出すことができる。放射線医学総合研究所の施設ではシンクロトロンが上下2組配置され, 2リング構成をとっていることが特徴である。これによって, 水平垂直の2方向から重イオン線を同時に照射することができる。

照射系: 放射線医学総合研究所の施設のうち治療室 B の照射装置の概要を図8.5-6に示す。この治療室では垂直水平の2方向から重イオン線の照射ができるのが特徴である。

高エネルギービーム輸送系から治療室へ入った細い重イオンビームに対して, 病巣の位置形状に合わせたビーム幅の拡大, 深さ方向の到達距離の調整, 病巣の厚さに対応するブラッグピーク幅の拡大を行う。こ

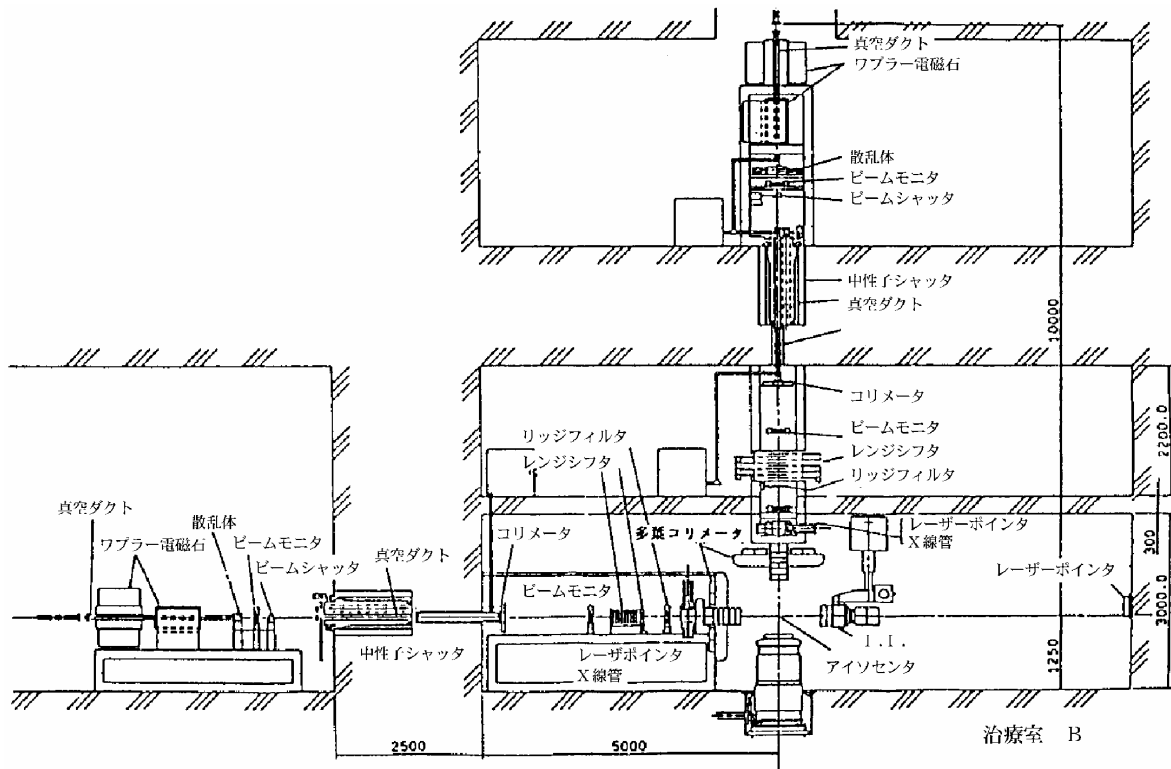


図 8.5-6 重イオン線の照射装置

のため治療室の真空ダクトの直線部に、一対の走査電磁石と散乱体、リッジフィルタ、レンジシフタ、マルチリーフコリメータを配置している。

直交する一対の走査偏向電磁石は90°の位相差をもつ正弦波電流で励磁して、重イオンビームの位置をその進行方向に垂直な面内で円運動させる。これを散乱体で散乱させると照射位置で平坦で広がりのある照射野が得られ、最大22cm直径の照射野を形成することができる。一般に、病巣はブラッグピークの幅よりも大きいので、リッジフィルタを通過させて重イオンビームの深さ方向の到達距離を変える。リッジフィルタでは重イオンビームが種々の透過厚さをもつように設計されており、透過後のビームを合わせると平坦で拡大されたブラッグピークが得られる。エネルギーの微調整にはレンジシフタが用いられる。

多葉コリメータはビーム形状を病巣に合わせるためのものである。6mm幅、46枚の鉄製のリーフから構成されている。

8.5.4 負パイ中間子治療装置

(1) 概要

負パイ中間子治療はこれまでに世界の3施設で実施されてきた。米国ロスアラモス研究所、スイスPSI（ポールシュラー研究所）、カナダTRIUMFである。しかし、ロスアラモス研究所では、特に、有効性は認められないとしてすでに中止している。これとは別に電子線による負パイ中間子発生装置の開発も実施されている⁽¹⁾。

(2) 原理

パイ中間子は電子の約280倍の質量をもち、寿命が 2.54×10^{-8} sである不安定な粒子である。パイ中間子には電荷が正、中性、負の3種があるが、このうち放射線治療に用いられるのは負のパイ中間子である。

負パイ中間子は高エネルギーの陽子、あるいは、電子をベリリウムターゲットにあてて発生させる。がんの治療に用いるためには陽子を500~800MeV程度に加速する必要がある。

負パイ中間子は他の荷電粒子と同様に物質中でエネルギーを失いながら進み、その線量分布はブラッグピークを形成する。図8.5-7にその例を示す。特徴的なことは、図8.5-8に示すように、負パイ中間子はそのエネルギーを失うと物質中の原子核に捕獲されてその原子核を多くの小さな粒子に破壊することである。たとえば酸素の原子核に捕獲されたときには原子核がこわれて、陽子、中性子、 α 粒子、重イオンなどが発生し、全放出エネルギーは約100MeVに達する。この現象をスターと呼ぶ。

スター現象によって放出されるエネルギーは大部分、負のパイ中間子の飛程終端付近で吸収されるので、その線量分布はブラッグピークに加算された形になり、より鋭いピークが形成される。

負パイ中間子は低LET放射線であるが、スター現象によって放出される速中性子などの粒子は高LET放射線である。したがって、負パイ中間子のプラトー部は低LET放射線、ピーク部は高LET放射線の成分をもつ。ただし、陽子線の場合と同様に、病巣の広がりに合わせてブラッグピークのピーク幅を拡大して治療を実施するとこの特長はかなり損なわれるといわれている。

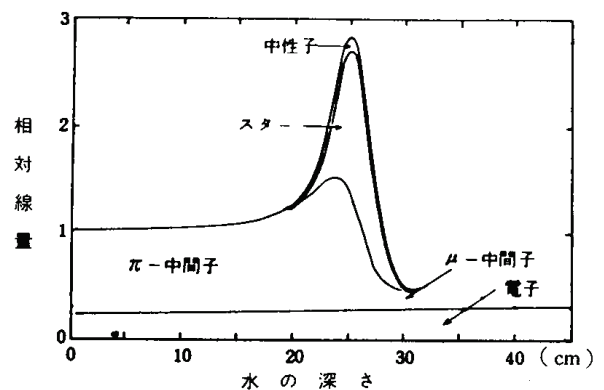


図8.5-7 水中における95MeVのエネルギーをもつ負パイ中間子およびバックグラウンド放射線の相対線量-深部曲線 (Raju より) 中間子の崩壊生成物、およびスター発生の中性子を含む

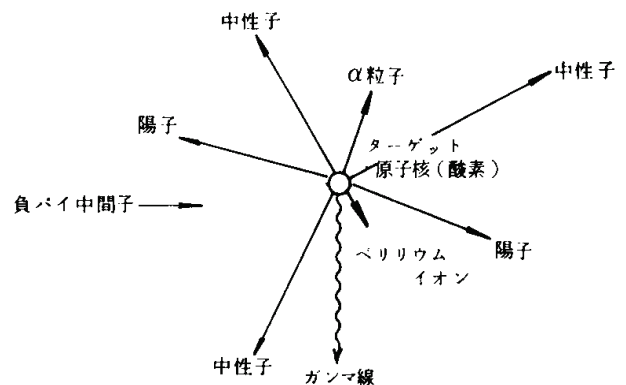


図8.5-8 負パイ中間子による原子核のスター現象

(3) 装置

加速器としては、ロスアラモス研究所では800MeV陽子線形加速器、TRIUMF、PSIではリングサイクロトロンを用いている。

TRIUMFでは負に帯電した陽子を500MeVに加速して150μAの陽子ビームを発生させ、病巣の位置で 10^8 個/sの負パイ中間子を発生させている。この装置

では陽子線を10cm厚さのベリリウムターゲットにあて、前方30°の方向に放射される負パイ中間子ビームを治療に用いている。PSI では陽子ビームに対して60°の方向に放射される負パイ中間子線を、広い立体角にわたって補集して高効率の負パイ中間子ビームを発生させる装置を開発している⁽²⁾。

(4) 治療

TRIUMFにおける負パイ中間子治療では、脳腫瘍、大腸がん、膀胱がん、前立腺がんなどの骨盤内腫瘍を対象にしている。前立腺がんの治療で良好な結果が得られていたが、すでに、すべての施設が治療を中止した⁽¹²⁾。

<参考文献>

- (1) 丸山：速中性子線治療のための治療技術，がんの治療，23(4)，272-276(1977)
- (2) 吉永：DT Generator，がんの治療，23(4)，262-265(1977)
- (3) 田坂，他，編：放射線医学体系，第34巻，放射線物理学，中山書店(1984)
- (4) 日本物理学会，編：加速器とその応用，丸善(1981)
- (5) 三枝，他：放射線機器工学（Ⅱ），コロナ社(1991)
- (6) 辻井：陽子線によるがん治療，Isotope News, No. 460, 2-7(1992)
- (7) 福本：粒子線治療の現状，日本原子力学会誌，35(10)，885-890(1993)
- (8) 稲田，他：高エネルギー垂直陽子線治療装置，日本医学放射線学会雑誌，44(6)，844-853(1984)
- (9) 稲間：陽子線治療，Radioisotopes，38(1)，28-39(1989)
- (10) 河内：21世紀のがん治療を目指す HIMAC，放射線科学，33(1)，2-10(1990)
- (11) 河内：重粒子線がん治療装置 HIMAC の建設状況，第21回日本アイソトープ・放射線総合会議論文集，B-640(1994)
- (12) 白上：TRIUMF におけるパイ中間子治療，粒子線科学，No.13,10-11(1989)

8.6 RI 治療装置

高エネルギー放射線治療を行うため、 ^{60}Co 、 ^{137}Cs 、 ^{226}Ra 、 ^{192}Ir 、 ^{252}Cf などの放射線同位元素 (Radioisotope) から放射される γ 線または速中性子線を利用する装置で、一般的に RI 治療装置と呼ばれている。代表的なものは、外照射形の ^{60}Co 遠隔治療装置と内照射形のアフターローディング式治療装置とがあり、前者は病巣と離れた外部線源から、後者は病巣に近接する位置へ線源を導入して γ 線を照射するものである。

これらの装置で使用する線源の大部分は ^{60}Co が占

め (最近では ^{192}Ir も増加) 外照射用で約150TBq、腔内照射用で約300GBq 程度 (1Ci=37GBq) が実用されている。

このほか、RI 治療には ^{226}Ra などの組織内刺入法も行われている。

8.6.1 ^{60}Co 遠隔治療装置

(1) 原理

この装置は、 ^{60}Co 線源で患者に対して外部から照射をする外照射用の RI 治療装置である。外照射用には固定型と回転型があるが、現在では殆ど回転型のものである。

外照射用では、SSD (線源と患者の皮膚面間距離) を0.6~1m 程度に設定し、線源シャッタの開閉により γ 線を照射するもので、通常固定または回転照射を行うが、照射容器自体が前後および左右に首振り機能を持っているので、接線照射などもできる。

照射時に施術者の被ばくを少なくするために、装置の操作は制御器により遠隔制御で行う。

図8.6-1、図8.6-2、表8.6-1に外観と線源の比較を示す。

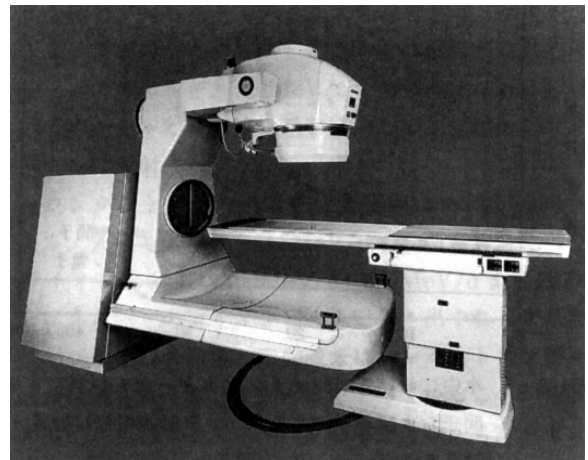


図 8.6-1 回転型 ^{60}Co 遠隔治療装置



図 8.6-2 ^{60}Co 遠隔治療装置用制御器

表 8.6-1 密封小線源の主要特性の比較

核種	半減期	γ線のエネルギー(MeV)	照射線量率定数 (R・m・h ⁻¹ ・Ci ⁻¹)
⁶⁰ Co	5.271年	1.173-100% 1.332-100%	1.30
¹³⁷ Cs	30.17年	0.662- 90%	0.32
²²⁶ Ra	1.60×10 ³ 年	0.186- 3.3% α線 4.785-94%	0.825 0.5mmPtカプセル 入射角平衡
¹⁹² Ir	74.2日	0.317- 83%	0.48*
²⁵² Cf	2.64年	γ : 0.8 n : 2.348	γ : 1.14 n : 2.13 (R・m・h ⁻¹ ・mg ⁻¹)

特長としては、

- a. 照射容器の前後および左右の首振りと架台回転により、振り、接線照射などの特殊な術式の選択が容易になる。
- b. 線源から放射されるγ線の出力の安定性と深部率特性が良いので、常に安定な照射が行える。
- c. 装置を構成する機構、制御回路などが極めて簡易なため、操作性が良く故障も少ない。
- d. 絞り装置は、線源を頂点にとったピラミッド形の球面状の多段絞り形が多く、各絞りブロックにタングステン合金を使用しており、遮へい能力に優れている。また、モノブロック原体絞り制御機能を追加して、モノブロック原体照射も可能である。

(2) 構成

装置は図8.6-1に示されているように、照射容器、支持架台、対向遮へい板、制御器、手持操作器、治療台および付属品などから構成されている。図8.6-3に照射容器の例を示す、

① 照射容器：線源収納容器、絞り装置などから成り、線源の収納、シャッタの開閉および照射野の限定を行う。線源収納容器はターンテーブル式回転シャッタで、⁶⁰Co線源はターンテーブル内シリンダの中に収納されている。停電の際は内蔵のスプリングによってシャッタが自動的に閉鎖される停電時安全機構が備わっている。絞り装置は、一般的に半影を少なくするために多段形の絞りで、照射野は最大35cm×35cm程度のものである。

② 支持架台：固定架台と回転架台から成り、回転架台の一端に照射容器、反対側に対向遮へい板を支持する。回転架台は固定架台の主軸に取り付けられて、アイソセントリック回転ができるもので、SCD（線源と架台回転中心間距離）80cm程度のものである。

③ 対向遮へい板：遮へい板およびカウンタウエートである。対向遮へい板は線源容器の放射口部と対向

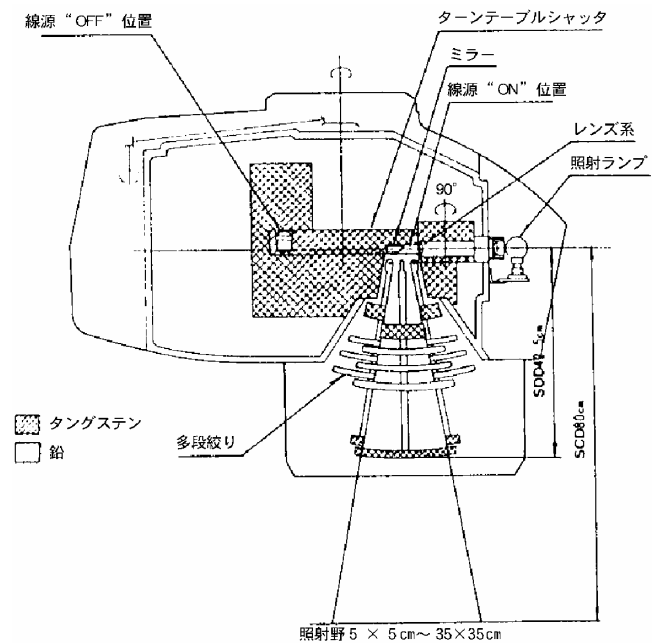


図 8.6-3 照射容器の例

する位置に設けられており、照射容器に対する平衡重錘としての役割と利用線錐および患者からの2次散乱線を遮へいする目的を兼ねている。対向遮へい板は利用線錐を1/1000程度に減少させる能力を持っている。

④ 制御器：治療条件の設定、架台回転、シャッタの開閉、照射の開始と停止などの遠隔操作と表示などを行う。照射時間の計測、表示および制御は安全のために2系統で行われている。

⑤ 手持操作器：患者に対する位置決め設定を患者の近傍で行うもので、架台回転、照射野設定、治療台の設定などの操作ができる。

⑥ 治療台：天板、天板支持機構、駆動機構、ベースなどから成り、回転および天板支持部の支柱回転ができる単脚支持形のもので一般的に用いられている。また、天板のアイソセントラ部は、目的に応じて、アクリル天板とマイラ天板を差し替えて使用されている。

⑦ 付属品：ポインタ類、シャドウトレイ、ウエッジフィルタおよびスポットライトなどがあり、治療時の補助器具として用いられる。

(3) 性能

代表的な装置の主な性能は次のようである。

- 線源 : ⁶⁰Co (2重密封形カプセル入り)
- 最大充てん量 : ⁶⁰Co 555TBq
- ⁶⁰Co線源径 : 直径10mm~25mm
- 漏えい線量率 : 2.06×10⁻⁸C/kg・h (555TBq 充てん時) (at1m)
- 照射野 : 5×5cm²~35×35cm²

	(SCD80cmにおいて)
絞り構造	: 5段球面絞り
絞り回転角度	: $\pm 105^\circ$
照射容器	: 前後動 $+130^\circ$, -30° 左右動 $\pm 165^\circ$
架台回転角度	: 360° 全回転
架台回転速度	: 0.1~1.0rpm (連続可変) SCD 80cm
回転中心	: 床上115cm
治療台	: 天板上下動 75~115cm床上 天板前後動 ストローク80cm 天板左右動 ± 15 cm 支柱回転 $\pm 180^\circ$ アイソセントリック回転 $\pm 90^\circ$
治療術式	: 固定照射, 回転照射, 振子照射 間欠照射, 接線照射

(4) 安全対策

装置には種々の安全対策または安全機構が備わっているが、主なものは次のとおりである。

① 停電時安全機構：万一、照射中に停電したときは照射容器の内蔵スプリングによりシャッタが回転し、線源は自動的に収納される。また、非常用手動ハンドル操作もできる。

② 絞り装置接触安全機構：照射容器の放射口部先端が患者、あるいは治療台などに接触すると、照射が自動的に停止する安全機構で、回転照射中では、架台回転が数秒間の逆回転後停止し、シャッタが閉鎖される。

③ 対向遮へい板接触安全機構：対向遮へい板上面に患者、あるいは治療台などが接触すると、照射が自動的に停止する安全機構で、回転照射中では、架台回転が数秒間の逆回転後停止し、シャッタが閉鎖される。

④ 治療台非常用安全スイッチ：治療台天板上下動の電動機構の故障に備えて、モータを停止させる非常時用の安全スイッチである。

⑤ 機械的表示機構：線源の照射、収納の位置は、照射容器および制御器上に電气的に表示されるが、電源故障時の対策として機械的な表示機構も備えている。

⑥ 2系統の照射時間計測：照射時間を制御する時間計測制御系は独立した2系統で行われ、独立に照射を停止できる。

⑦ 照射表示灯：治療室入口扉の上部に照射表示灯を設け、扉が不用意に開けられると扉上部の表示灯が消灯し、照射が自動的に停止し、線源は収納される。また、治療室入口扉が開いていると、照射は開始でき

ない。

(5) 今後の課題

^{60}Co 遠隔治療装置は構造が簡単で出力が安定している利点はあるが、欠点として、 γ 線の1つのエネルギーしか出力できず、その出力線量率が少ないために治療時間が長くなり、さらには線源を輸送する場合の輸送費の増大などがある、これに比べて、同じ放射線治療装置であるリニアアクセラレータは、機種によっては、X線と電子線出力、エネルギー可変可能、出力線量率の増大などの特長を持っているため、最近では ^{60}Co 遠隔治療装置からリニアアクセラレータへの更新がほとんどである。そのため新規需要はほとんどなく、国内の生産もほとんど行われていない。現在稼働中の装置が更新されるに従い減少し、近い将来なくなる可能性が強い。

8.6.2 アフタローディング式治療装置 (RALS)

キュリー婦人がラジウムを発見してから RI 線源は悪性腫瘍の治療に供されてきた。その歴史は100年以上にもなる。しかし、複雑な部位に線源を装填する場合、時間がかかり術者の放射線被ばくが多くなる。被ばくを低減するために、繰り返して線源を正しい位置に素早く装填できる、マニュアル・アフタローディング (Manual Afterloading) が開発された。あらかじめアプリケーションを患者に装着し、スプリング・ワイヤなどに接続された線源をアプリケーションに装填して治療を行う方法である。アプリケーションを装着して長時間の治療は患者に大変な苦痛を伴う。短時間で同じ治療効果を得るために線源の量を多くする必要性が生じた。しかし、これにともない術者の放射線被ばくも増大する。そこで移送装置を開発し、しかもこの装置を遠隔 (remote) で操作できるようにした。リモート・アフタローディングシステム (Remote After Loading System, 以下 RALS と略す) の誕生である。これにより術者の放射線被ばくがほとんどなくなり、しかも短時間で治療ができるようになった。

RALS は、金属製のカプセルに密封された RI 小線源を遠隔操作でワイヤまたは圧搾空気を使用して、患者の病巣に事前に装着したアプリケーションに導入し、 γ 線を至近距離から集中的に照射する内照射用装置で、コンピュータにより照射時間、照射位置などを正確に制御し、術者、看護師などが被ばくせずに治療できる。また、線源は貯蔵容器と患者の間を移送管の中のみを通過して自動的に移送、格納されるので安全性が高く、かつ、各種の安全チェック機構を装備して線源を管理し、放射線安全管理上の配慮を行っている。

現在各種の RALS に使用されている主な線源の種

類を表8.6-2に示す。

表 8.6-2 現在 RALS に使用されている主な線源

核種	表記	形状
コバルト	Co-60	管状, ワイヤー体型
セシウム	Cs-137	管状, ビーズ状
イリジウム	Ir-192	ワイヤー体型

RALS を使用した放射線治療の特徴としては、

- ① 小線源で、しかも、低いエネルギーのγ線を近接照射するため、病巣に対して健全組織が受ける放射線障害の影響が少ない。
- ② 小線源の位置、照射時間の組み合わせを変えることによって腫瘍の端縁に沿って必要な照射線量分布が得られ、健全組織への影響を最小に押さえ、きめの細かい治療ができる。
- ③ 治療に従事する人の放射線被ばくが無く、放射線安全管理が容易になった。
- ④ 充実した機械的安全機能による誤照射の防止。
- ⑤ 非観血的治療・集学放射線治療に有用。

(1) 原理

Ir-192を線源として使用した高線量率 RALS について説明する。

代表的な装置の内部構造を図8.6-4に示す。

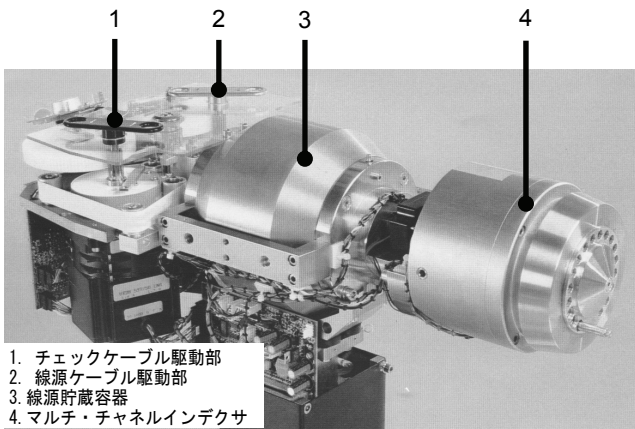


図 8.6-4 RALS の内部構造

線源は原子炉で照射されたイリジウム・ペレットが外径0.9mmのステンレス製カプセルに封入されている。

線源カプセルは柔軟性に優れたステンレス製ワイヤにレーザ溶接され、一体型になっている。装填時の放射能は交換時で370GBq(10Ci)となっている。

線源カプセルはタングステン製の貯蔵容器に格納されており、線源カプセルに溶接されたワイヤはコンピュータで制御された駆動機構により正確に移送さ

れる。1個の線源をマルチ・チャンネル・インデクサでチャンネルを切り替えて、2.5mm, 5mmまたは10mmのステップで移動でき、各チャルごとに最高48箇所照射ポイントを設定できる。いずれもコンピュータで制御され、停止位置精度は±1mm以下となっている。

マルチ・チャンネル・インデクサはチャンネルコードと特殊なロック機構を有し、移送管(移送チューブ)の誤接続および接続不良をチェックする。治療装置とアプリケーションアダプタ、あるいは移送チューブでつながれ、アプリケーションの接続はすべて特殊なロック機構を持ったワンタッチ・カプラで接続される。

超極小線源カプセルとしなやかなワイヤを使用しているため、線源は曲率半径1.5cmの小さなループもスムーズに移動することができる。したがって、アプリケーションも線源移動の制約をほとんど受けないため、治療部位・形状に適応した多種多様の製品が製造されている。汎用アプリケーションとしてフレキシブル細管状のカテーテルがある。カテーテルの材質、形状から患者の体動などで線源の移送経路が折れたり曲がったりするおそれがあるため、治療開始前の使用する全チャンネルと本線源を送り出す直前に、当該チャンネルに線源ワイヤと全く同じ形状を持ったチェック・ケーブルがアプリケーションの極度の曲り、折れや接続不良をチェックする機構が備わっている。

使用方法としては、あらかじめCTやMRIなどで腫瘍の位置を確認しておき、最適な位置にアプリケーションをセッティングする。専用のX線カテーテルをアプリケーション内に挿入し、X線位置決め装置やCTで撮影し、取得した画像を元に放射線治療計画装置を用いて照射線量を最適化計算し決定する。放射線治療計画装置はターゲットの基準線量、着目位置での線量、決定臓器への線量を指示することによってコンピュータで計算し、治療条件であるチャンネル番号、照射位置、照射時間などを表示する。その後治療計画装置から、RALSのトリートメント・コントロール・ワークステーションに、FDまたはオンラインでそれらの治療情報を転送する。転送された治療情報を確認し治療開始ボタンを押すことにより治療が開始され、プログラムされた内容に従って自動的に各チャンネルの治療を行った後、線源は貯蔵容器に格納されて治療が終了する。

(2) 構成

装置は、治療装置本体、コントローラ部に分かれている。治療装置本体は、マルチ・チャンネル・インデクサ、線源貯蔵容器そして駆動部を内蔵したヘッド部と、コンピュータボード、電源部が内蔵されたボトム部より構成されている。コントローラ部は、トリートメント・コントロール・ワークステーションおよびトリー

トリートメント・コントロール・パネルなどで構成される。
また、アプリケーションや治療補助用品として、移送チューブ、X線カテーテルなどがある。

図8.6-5に RALS の構成図を示す。

① マルチ・チャンネル・インデクサ：1個の線源とチェック・ケーブルをプログラムに従って18チャンネルに移送する。また、キーコード式の誤接続防止機構を有している。

② 貯蔵容器：タングステン製の小型遮へい容器で370GBqのIr-192線源を安全に貯蔵できる。

③ 線源駆動部：ステッピング・モータにつながれたワイヤ・リールとワイヤ脱落防止ベルトで構成されている。線源ワイヤの送り出し、引き戻しの長さはモータ軸のエンコーダ情報をコンピュータでコントロール・計測し、貯蔵容器とインデクサの間に設置された光学装置でチェックしている。

④ チェック・ケーブル駆動部：線源駆動部と全く同一の機構を有し、チェック・ケーブルを使用し、線源の移動、位置をシミュレートできる。

⑤ 本体エレベータ部：治療時にヘッド部を最適な位置にセットするために40cm上下動できる機構。

⑥ トリートメント・コントロール・ワークステーション：治療管理コンピュータで機器に装填されている線源強度のデータ、患者情報データベース、治療計画装置からの治療情報の転送機能、機器のセルフチェック機能、簡易シミュレーション機能、トリートメント・コントロール・パネルへのデータ転送および治療監視機能を有している。

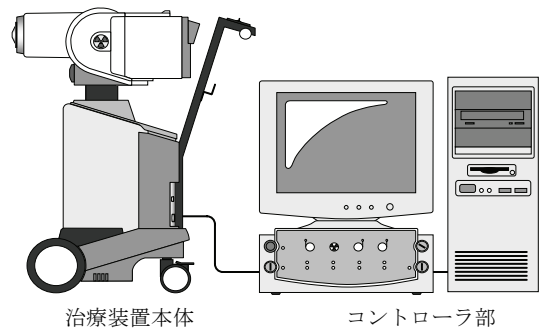
⑦ トリートメント・コントロール・パネル：治療装置およびトリートメント・コントロール・システムと連動し、装置の安全機構の監視・表示および警告を発する。治療開始および緊急停止機能を有している。

⑧ アプリケータ：金属製、樹脂製、金属・樹脂製があり、最も細いものとしては金属製のニードルで外径1.3mmがある。治療部位・用法などにより多種類が用意されている。いずれもワンタッチ接続方式を採用している。

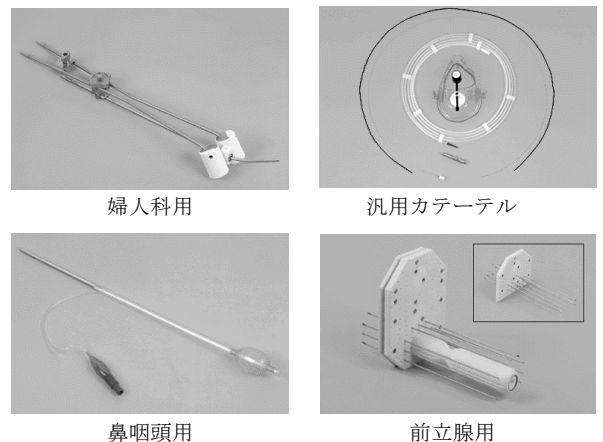
⑨ 移送チューブ：金属の補強を施した樹脂でできており、インデクサとアプリケーション間を結ぶ移送管。使用されるアプリケーションに適合したワンタッチ・カップラがついた各種が用意されている。

⑩ X線カテーテル：治療計画時にアプリケーション内に挿入し、X線撮影によりアプリケーションの経路を道程するために使用する。X線カテーテルにはプラチナ製のマーカがついており、透視下でも位置を容易に判別することができる。また、多チャンネルの治療でも判別ができるよう、マーカの位置をずらしたり、マーカの二進化配列を採用している。

・装置系統図



・アプリケーション



・治療補助用品

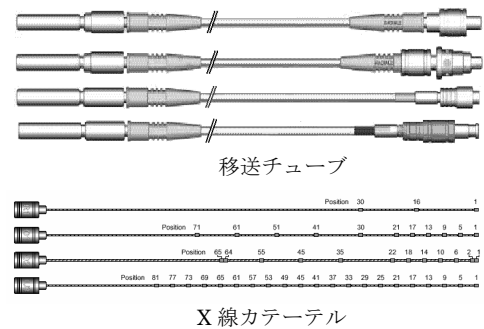


図 8.6-5 RALS の構成図

(3) 性能

代表機種の基本性能などを次に記載する。

- a. 線源：Ir-192ステンレス製カプセル密封線源
カプセル寸法：φ0.9mm×4.5mm
放射能：370GBq
- b. チャンネル数：18ch
- c. 電源：100V
50/60Hz
400VA
- d. 主な治療方法としては、腔内照射，組織内照

射、管腔内照射、術中留置照射などがある。

- e. 主な治療可能部位としては、子宮、食道、前立腺、頭頸部、胆道、気管支、脳、乳房、舌、直腸、皮膚などがある。

(4) 安全対策

治療中における術者、看護師など従事者の放射線被ばくや、線源交換時の被ばくもリモートで行うため皆無になった。システム面では、本体およびトリートメント・コントロール・パネルにそれぞれ独立したコンピュータボードを有し、お互いに会話しながら基本作動をチェックしており、線源の移送機構、線源の停止位置、停止時間、チャンネルの切り替え、安全機構などのすべてを管理している。また、独立した機構のトリートメント・コントロール・ワークステーションの装備によりすべての情報を一括で監視し、過照射防止機能も有している。主な安全対策としては、

① バッテリーを内蔵しており、治療中に停電があってもバッテリーを使用し、線源を迅速に貯蔵容器に格納する。その後、治療経過、中断原因などをトリートメント・コントロール・ワークステーションに記録してシステムを安全に停止する。

② チェック・ケーブルが治療開始前に全チャンネルにわたりアプリケーション、移送チューブなどの曲り、折れをチェックが可能で、各チャンネルに本線源が移送される直前に再度当該チャンネルをチェックして安全を確認してから治療が開始される。

③ 万一、治療途中でも移送チューブ、アプリケーションに異常があった場合、迅速に線源が貯蔵容器に格納され、異常があったチャンネルと位置、異常の種類、治療経過をトリートメント・コントロール・ワークステーションに記録・表示して装置を停止する。

④ ドア・スイッチと連動しており、ドアが閉まっていないと治療が開始できない。また、治療途中に間違っただけでドアを開いたり、緊急停止などの中断があっても線源を迅速に貯蔵容器に格納して中断の原因、時刻、治療中の位置での照射済み時間などをトリートメント・コントロール・ワークステーションに記録・表示する。さらに、原因を確認後、容易に残存治療を行うことができる。

⑤ マルチ・チャンネル・インデクサと移送チューブの接続については、キーコードで誤接続を防止し、機械式、光学式の接続確認システムを有している。

⑥ 移送チューブとアプリケーションの接続は、迅速・確実に接続するためすべてワンタッチ式となっている。

⑦ 緊急停止用のボタンが操作室、治療室内、治療装置本体に設置され、緊急用の独立駆動系により数秒

で線源が貯蔵容器に格納される。

⑧ 本体に線源を監視する放射線ディテクタを装備し、線源の挙動を機械式の監視と併用して管理している。

(5) 今後の課題

患者の放射線障害が少なく、治療効果が大きいため期待されているが、RALS 治療系全体（アプリケーション装着手法、撮影手法、放射線治療計画手法など）、システムの合理化、系統化を進め、より精度とスピードを向上させることが、集学的治療分野、非観血的治療分野に不可欠である。近年、X線撮影装置、RALS として治療計画装置が一連のシステムとして連動したインテグレートなシステムの登場で、それらが飛躍的に向上した。

今後、罹患数の増加、また舌、前立腺、乳房などの温存が提唱される中、極小線源を使用した RALS の導入はさらに増加すると思われる。

8.7 放射線治療計画システム

がんの治療に際し実施される放射線治療では患者に投与される放射線量を正確に把握することは治療および治療後の管理の点からも大変重要なことである。放射線治療を行う時には、医療画像を利用して治療部位の診断や病理組織の検討など多く情報が収集され、それに基づき集学的治療の手順が決定される。この集学的治療においては手術や化学療法などとの併用療法の可能性も含めて方針が決定される。このために、ICRU-24の勧告では放射線治療を行う場合の手順書(フローチャート)を作成している。また、ICRU-24および IEC のガイドラインでは放射線治療での標的線量の精度を5%以内とすることを勧告している。これを実行するには治療計画時の誤差を4.3%以内に収めることが必要になる(図8.7-1,2)。また、1993年に発行したICRU-50および1999年発行のICRU-62の報告では治療計画の中で規定されるべき、領域について示されている。ICRU-50では治療の対象となるべき容積について規定された(図8.7-3)。また、ICRU-62ではより詳細な領域規定がなされ、治療計画がこれらの規定にのっとって実施されることが必要となった。

ICRU report 50では光子による放射線治療における線量の規定、記録、報告の方法が説明されている。詳細は報告書を参照していただきたいが、報告書の要約の中に治療方針、体積の規定(図8.3を参照)、線量の報告、ICRU 参照点、ターゲット内の線量勾配、線量評価のレベルの規定などがある。

線量の報告ではPTVの中心か近傍の線量と最大線

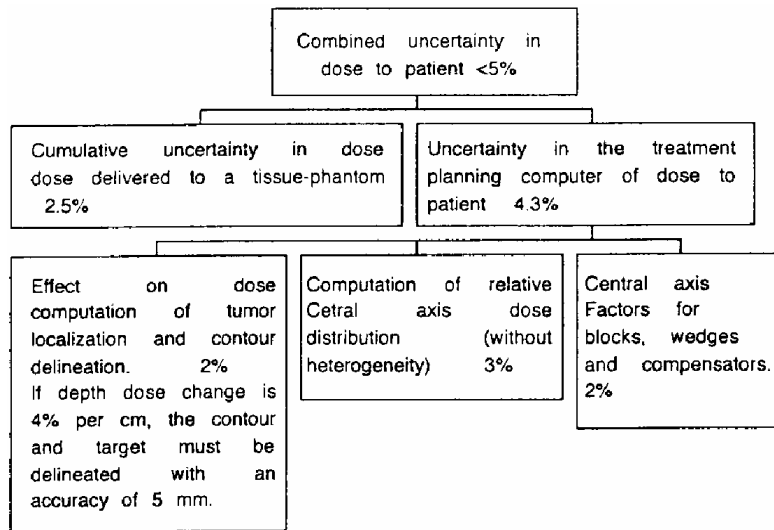


図 8.7-1 放射線治療のフローチャート (ICRU#24, 1976)
(放射線治療システム研究会資料より)

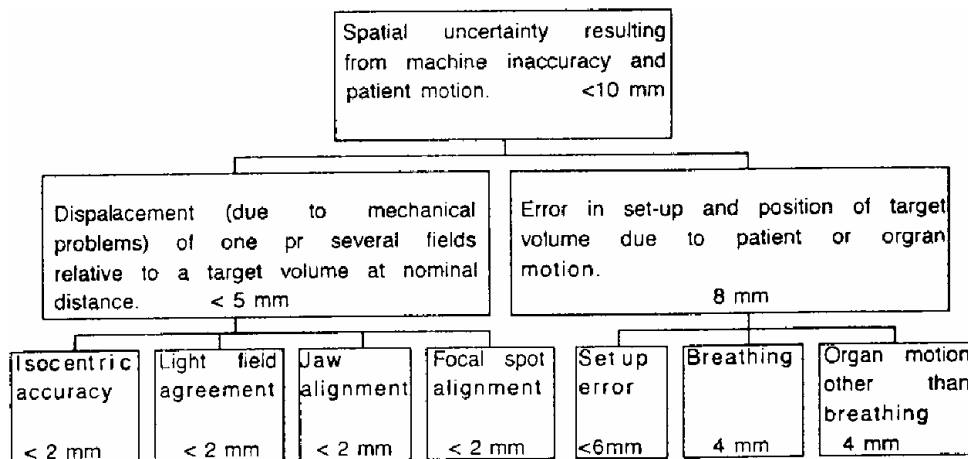


図 8.7-2 Example of spatial uncertainties (at the 95% confidence level) in the radiation therapy process. (放射線治療システム研究会資料より)

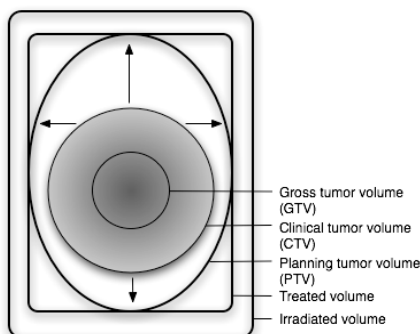


図 8.7-3 ICRU-50 説明図

Gross tumor volume (GTV):肉眼的腫瘍体積
 悪性腫瘍が触知できるか、また肉眼的に実証できる範囲である。
 Clinical tumor volume (CTV):臨床標的体積
 GTV と顕微鏡下での亜臨床的悪性疾患の両方か、またいずれか一方を含む組織体積であり、取り除かなければならない。
 Planning tumor volume (PTV):計画標的体積
 幾何学的な概念であり、実際に吸収される投与線量を確かめるために出来る限りの幾何学的な変動と不正確さを考慮して、適当な照射野と門数が決められる。
 Treated volume:治療体積
 治療方針 (根治または姑息的) を達成するために放射線腫瘍医によって適切に決定され、特定の等線量分布で囲まれた体積である。
 Irradiated volume:照射体積
 正常組織の耐容線量を考慮した組織体積である。
 (放射線治療研究会刊:資料[ICRU REPORT 50]熊谷孝三発行より)

量と最小線量の記載が要求されており、PTV内に設定した点をICRU参照点とするよう求めている。この点は以下の条件を満たす点とされている。

- 点での線量は、PTVに対する線量を臨床的に関連があり、表現できるべきである。
- 点は明快で一義的な方法で簡潔に決定されるべきである。
- 点は線量が（物理的正確さ）正確に決定される場所が選ばれるべきである。
- 点は線量の急勾配でない領域内で選択されるべきである。

また、ICRU report 50の補足として報告されたICRU report 62では、体積とマージンの関係が見直された。

この中で、腫瘍に対するマージンとして Internal Margin(IM)と Internal Target Volume (ITV)、Setup margin (SM) が規定された。

これらのマージンはより解析を行ったデータをもとに決定されるようになり、単純にCTVの周りに均等なマージンを設定することでPTVを作成するのではなく、PTVの決定には臨床的にどの程度、内部臓器の変異が発生をし、患者の照射セットアップではどれだけの精度が確保できるのかを解析することで、両方のマージンの適切な値を求めている。

治療計画装置では患者に投与される線量を正確に見積もっておく必要がある。患者に対してどのように放射線を照射すべきかを検討、シミュレーションをする装置が治療計画システムと呼ぶ。

本章では、8.7.1項で患者に放射線を照射したときどのように線量が患者体内で分布するかを計算する線量分布計算システムについて、8.7.2項ではX線CT装置を患者の位置決め利用したCTシミュレータについて、8.7.3項では現在でも広く一般的に利用されているX線シミュレータについて述べる。

8.7.1 線量分布計算システム

(1) 原理, 方法

放射線治療を行うとき臨床腫瘍医は放射線の量（線量）が照射必要領域に対して腫瘍組織が制御されるように高い線量で、かつ、正常組織に対しては障害の発生の危険性がないまでに低い線量になるよう、つまり空間的、時間的に最適な線量分布が得られるように線量の投与計画をたてる。患者に放射線を投与する方法にはX線や電子線を患者の外部から投与する外部照射治療と患者の腔内や組織内に放射線線源を埋め込む密封小線源治療がある。

患者の体輪郭や内部臓器の位置などは個人によっ

て差があり、同じように照射された放射線でも体内での放射線分布は個人によって違ってくる。また、患者の体内は均一な物質から成り立っているわけではないので、当然、線量吸収も散乱線などの影響により不均質な部位では変化を生じてくる。このために、患者個人の輪郭情報を正確に入手することが線量分布の計算では重要である。このために、現在利用されている線量分布計算システムではCT装置などで取得された患者画像を利用できるようになっている。CT画像はX線の吸収の差異をグレーの濃淡にして作成されたものであり、このCT画像およびCT値から正確な体内の臓器の形状および密度の変化を求めることができる。ただし、CT画像を利用する場合に注意しなければならないのは、画像に含まれるアーチファクトや診断能を向上させるために施される造影剤の影響で画像内のCT値が変わってくることである。また、超音波やMRI、PETなどで患者の腫瘍や臓器に関する画像が得られるようになっており、これら画像の線量分布計算システムでの利用も進められている。しかしCT画像と比較して画像にひずみがあることや電子密度への変換ができない点など問題もある。

外部照射で患者体内の線量分布を計算するとき、患者の輪郭データと同様に重要なものに放射線源のデータがある。線源データは利用する計算方式（アルゴリズム）によって必要とされるものが違ってくる。

線源データには、機械的寸法や座標系などを示す幾何学的なデータと線量の特性を表すデータの2つに大別出来る。

線量の特性を表すデータとしては、水の中で測定した深部量百分率（パーセント・ディプス・ドーズ:PDD）とよばれるビーム中心軸に沿ったデータと軸外線量比（オフ・センター・レシオ:OCR）とよばれるビーム中心軸に垂直な方向のデータがある。この他に、コリメータの透過線量を示す透過係数、照射野の大きさによる放射線の出力の変化を示す散乱係数（出力係数）、ウェッジを利用した場合の線量の変化を示すウェッジ（くさび）係数などがある。

線量分布計算では深部量百分率のデータは線量の性質を表すテーブルとしてTARおよびTMR (TPR)に変換される。また、このデータはいくつかの大きさの照射野について求められ、コンピュータシステム内でルックアップテーブルとして格納されている。

線量分布計算方式（後述）によって、使用される線源データに違いがある。測定データを主に使用する場合は、TARおよびTMR (TPR)を使用する。それとは別に、物理的な特性を再現して、線量計算をする場合には、X線に含まれるスペクトルやフルーエンスなどが使用される。

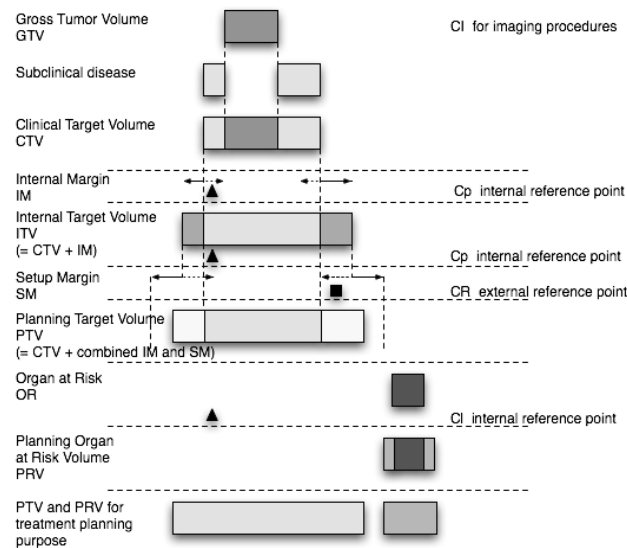


図 8.7-4 ICRU-62 の説明

GTV に対して設定するマージンや指定する輪郭について記述をしている。

GTV に対しては微視的な疾病を見積もって CTV とする。この CTV が治療期間中に発生する Internal Reference Point に関して寸法や形状、位置の変動を非対称な Internal Margin(IM)として設定する。Internal margin を含んで Internal Target Volume(ITV)と呼ぶ。Setup margin(SM)は日々の患者のセットアップで発生する誤差に対するマージンである。PTV は ITV と Setup margin とを加味して決定される。このときに、いくつかのシナリオが用意されている。

シナリオ A : ICRU report 50 にあったように IM と SM を単純に加算して得られる。

シナリオ B : シナリオ A によって使用された幾何学的な不確かさを単純に(直線的に)加算では、ときとして、正常組織の周りのトレランスは両立しないものになる。解析された誤差(数式 $\sqrt{\sum \sigma^2}$ を使用して、ランダムエラーとシステムティックエラーを利用する)を管理することにより"Global" Safety Margin として IM と SM を加算するのではなく、両者の誤差から適切な値を求められる。

シナリオ C : 多くの場合はシナリオ B が受け入れられる、いくつかの場合では、(脊髄や視神経の存在など)リスク臓器の存在は許容できる安全マージンを画期的に縮小する。他の場合では大きな安全マージンが許容されるであろう。

微視的な浸潤の発生が GTV(図 8.7-3)からの距離を減少するかもしれないので、微視的浸潤へのマージンの減少が、たとえより低い確率の割合であっても治療の機会がそれでも同等であることができる。

PTV を望むそれぞれの角度によって違った安全マージンの厚みに変化があることを強調することは重要である。この放射線治療計画システムでは今までは放射線治療に関するデータだけを個別に取り扱ってきたが、現在では放射線治療にかかわる多くの装置がコンピュータ化され、ネットワーク上で接続されてきており、治療計画システムもその一要素となってきた。このような状況から、治療計画システムでは今後照射記録なども含めたより広い範囲での治療に関する情報の統括的な取り扱いも必要になってくると考えられる。

ルックアップテーブルとしての利用はコンピュータシステム内のディスクやメモリの占有領域が大きくなってしまいう傾向があるが、現在ではコンピュータシステムのメモリや、ディスクの容量は格段に大きくなっており従来と比較してルックアップテーブルの占有領域は充分小さいものになっている。

腔内、組織内治療の線量分布計算に必要な密封小線源の線源データについては治療の部位が線源から近い領域であり、この線源近傍の吸収線量を正確に測定するのが困難であることなどから線源データとしては実測値を用いず、利用する放射線性同意元素に対応した物理定数を使用して理論的に線量の計算を行う。

(2) 線量分布計算方式 (アルゴリズム)

(2.1) X 線

線量分布計算方式は不均質部内や不均質部の境界でより正確に線量を計算することを目的に多くの方式が考案されている。また、使用する放射線の種類によって違ってくる。現在、市販されているシステムが採用している X 線およびγ線用の計算方式としては物理特性を再現する手法を用いたコンボリューション/スーパーポジション法が一般的に採用されている。計算方式はその生い立ちから第一世代から第四世代までに分けることができる。

① 第一世代

第一世代の計算方式が市販システムのほとんどで

利用されている。この世代に含まれるのはレシオ・TAR法である。この方式はCT装置が出現する前に考案されたもので、患者の輪郭のみを利用し、その輪郭内を均一な密度として取り扱っている。また、一次線のみに対し不均質部位の密度の変化を考慮し、散乱の影響は考慮しない。一次線の密度補正は一次線が均質部を通過した長さとその密度を密度1.0の物質に対する実効長に置き換えて補正する。

近年レシオ・TAR法でもCT画像を利用し計算精度の向上が計られている。しかしながら、これらの方式では散乱線の考慮がされていないため計算精度はあまり期待できない。通常で5%程度の誤差が発生し、悪い場合で10から15%の誤差を生じるとの報告もある。ただし、計算結果の再現性がよく計算にかかる時間も短いため多くの線量分布計算システムで採用されている。

② 第二世代

第二世代の計算方式にはべき関数法、クラークソン法、等価TAR法と微分SAR法などがある。これらの方式は一次散乱線も理論式、半経験式で考慮しており、第一世代の計算方式より計算精度が向上している。また、CT画像より入手できる不均質部の形状や位置も線量分布計算に反映できる。べき関数法は一次散乱線の影響を半経験式により概算で実行しており、クラークソン法は一次散乱線量をTAR/TMRテーブルを用いて計算している。等価TAR法は密度尺度理論に基づき密度比から等価距離を換算し散乱線の補正を行う。しかし、これらの方式では高次の散乱線の寄与は考慮されていないために計算精度は飛程が長くなる高エネルギーのX線では悪くなる。微分SAR法は散乱線の補正を概算ではあるが高次まで拡張させることで精度の向上を計っている。

③ 第三世代

第三世代の方式は、近年のコンピュータの性能向上とともに実用化が進んできた。ペンシルビーム法、コンボリューション/スーパーポジション法やドーズ・スプレッド法などの計算方法が提供されている。これらの方式の多くは一次線光子、散乱線、二次電子をそれぞれ区分して追跡する計算方式をとる。ただし、高次散乱線および電子平衡は実験式や近似式で計算されている場合が多い。

④ 第四世代

第四世代のモンテカルロ方式は、純物理的な現象として忠実に再現計算する方式であり計算の精度はもっとも優れている。しかし、この方式は非常に多くの演算を実行することが必要であり、線量計算時間が長くなる短所もある。この計算法も多くの研究によって計算時間の短縮がなされており商用線量計算機に実

装される日も近い。

(2.2) 電子線

電子線の線量計算では年齢拡散方程式や半理論式を用いたペンシルビーム法が一般に使用されている。この方式は照射される電子線が非常に細いビームの集合と考え、実際の照射野に対応したペンシルビームの束を作り積分を行うものである。また、電子線用のモンテカルロ法も市販システムに採用されている。

(2.3) 密封小線源

医療用密封小線源を腔内および組織内に刺入する治療法(Brachytherapy)の種別を表8.7-1に示す。これらの違いは放射性同位元素を針状にして直接幹部に刺入する方法と線源をカプセルに入れて遠隔操作装置からワイヤなどで駆動する方法である。

一般的には、治療を行う前に照準写真を直行二方向で撮影し線源の位置の三次元座標を求める。この線源位置の同定の精度は線量計算の結果に大きく影響するので、特に注意が必要である。線源位置計算方法に関しては1986年放射線治療システム研究会から「RALSの線量計算基準」として詳しく報告されている。

密封小線源治療時の線量分布計算は針状の線源とシード(点)状の線源との違いから2つの計算方式がある。針状のものは線量計算点での線量は線源の長さだけ増加するわけである。つまり、線源の長さに対して積分を行う必要がある。また、線源容器の壁の減衰も考慮する必要がある。一方、シード状の線源では線源の長さが無視されるので、計算では積分を必要としない。

表 8.7-1 Brachytherapy 用線源使用法

密封小線源	226 Ra	60 Co	137 Cs	192 Ir	222 Rn	198 Au	125 I
線種							
MeV							
α平均	0.83	1.25	0.662	0.380	0.33	0.412	0.03
β最大	3.20	1.49	0.514	0.209	3.20	0.316	0.03
治療法	一時装着	一時装着	一時装着	一時装着	永久刺入	永久刺入	永久刺入

(3) ソフトウェア構成

線量分布計算システムは登録をした患者データと治療に使用する線源データを使用して患者への治療方法を検討する。

この線量分布計算システムで得られた線量分布を使った、主な機能には、腫瘍や臓器ごとに求める容積線量の算出がある。この容積線量の計算で治療計画の比較検討や健常組織の障害の予測などが行える。また、観察者の視点を放射線の線源の位置において照射さ

れる範囲と腫瘍や重要臓器の位置関係を見ることが出来るビームズ・アイ・ビューやCT画像を利用してシミュレータ画像やライナックグラフィと同様な像を作成するデジタル再合成像 (DRR) の作成なども重要な機能である。

また、コンピュータの性能向上とソフトウェアの開発によって、放射線が患者の体内に入射してから、なだらかに線量の減少が起こるX線、ガンマ線では実施することが難しかった、複雑な腫瘍組織の形状に線量を集中させる、強度変調放射線治療(IMRT)が開発された。この技術は、今までは照射野の内部を均一な線量で照射をしていたが、腫瘍に十分な線量を投与して、治療後に発生する放射線による有害事象を最少にするために不必要な線量を押さえるように、照射野内の線量の強度に変調をかけることで、より臨床的な目標に一致をした線量分布を実現している。

(4) ハードウェア構成

(4.1) 中央演算処理装置

手作業により線量分布を求めていた時代、そしてこの作業がコンピュータ化され、さらにCT画像上への線量分布の投影が可能となり、現在では患者の輪郭を立体的に取り扱い三次元的な線量の広がりをも求め、より正確な放射線治療が必要な時代となっている。

近年のコンピュータ技術の進歩は線量分布計算システムに使用するプラットフォームにも大きな影響を及ぼしている。従来は、線量計算にかかる時間の短縮や線量分布の表示機能の強化などのために線量分布計算システムではそれぞれの機能を強化した専用機が製作されていた。現在は、コンピュータの能力が向上し、画像処理機能を持った特殊なエンジンを搭載した表示装置が広く利用できるようになった。装置の構成例を図8.7-5に示す。



図 8.7-5 線量分布計算システム

(4.2) グラフィック・ディスプレイ

グラフィック・ディスプレイには患者の輪郭や腫瘍の広がり、内部臓器の位置などを三次元的に表示できる機能が求められている。このために1280×1024以上の解像度と自然色の表示、表示物体の自由な回転や拡大縮小が基本的な機能として必要となる。

(4.3) 入出力装置

線量分布計画システムの入出力装置としては患者の輪郭や密封小線源の位置をサンプルするためのタブレット、線量分布計算結果を出力するためのプロッタなどがある。

(4.4) その他

CT画像の利用に際して、今までは画像の転送に磁気テープやフロッピーディスクが多く使用されていたが現在ではイーサネットなどのネットワーク転送が一般的である。DICOM規格による画像転送は多くの装置にて対応が可能になり、一般化している。照射する条件やMLCの開度データなどを転送する治療関係のDICOM規格であるDICOM-RTは徐々に対応する機器が増えており、近年中に標準的な規格になるであろう。

<参考文献>

- (1) Sontag, M. R. : Cunningham, J. R. : The Equivalent Tissue-Air Method for Making Absorbed Dose Calculation in a Heterogeneous Medium. *Radiology* 129, 787-794, 1978.
- (2) 佐方周防, 他: RALSの線量計算基準, 放射線治療システム研究会, 31), 1986

8.7.2 CTシミュレータ

放射線治療の分野は、治療精度(局所制御率)の向上とともに進歩してきた。治療精度に寄与する要因はシミュレーション時の位置決め精度と治療部位に照射する放射線量の制御精度である。後者に関する解説は、治療装置および線量分布計算システムの項に譲るとして、本項では位置決め精度の観点からCTシミュレータに関して述べる。

CTシミュレータが出現する以前は、治療シミュレーションにX線シミュレータが主として用いられてきた。しかしX線シミュレータは、その構造上からくる軟部組織に対する密度分解能不足、透視像による2次元のシミュレーションによる精度的限界があり、より高精度のシミュレータが望まれていた。一方、その当時からCTは線量計算に必要なモダリティとして補助的に利用されていた。CT画像の持つ3次元的情報並びに密度分解能を治療計画に積極的に利用すべく開発されたのがCTシミュレータである。

(1) 原理

CTシミュレータはそれ1台でCT撮像から治療シミュレーション、計画結果のマーキングまでの機能を兼ね備えた装置であり、CT画像によるシミュレーション精度の向上とコンピュータ技術による治療計画時間の短縮を実現したシステムである。

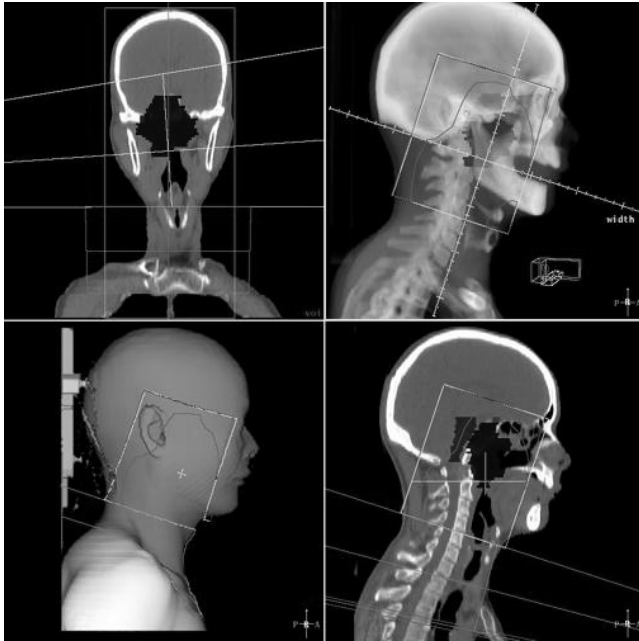


図 8.7-6 治療計画画面

① CT 撮像

放射線治療装置の寝台に似せたフラットな天板と治療装置と同等の位置決め用投光器を用いて、治療を実施する体位と同一の体位で CT 撮像を行う。

先に正側、あるいは、任意方向からのスキヤノグラム (CR) 像を撮像し、スキヤノグラム像から連続したスライス像を撮像する計画を行う。スキヤノグラム像はほかにベッド長手方向の位置決めや仮の照射野を決定する参照像などに用いる。

② 治療シミュレーション

撮像された一連の CT 画像に対し、腫瘍輪郭、重要臓器輪郭を入力する。一方、連続した CT 像を用いて MPR 像 (任意断面像) や DRR 像 (治療焦点から眺めた透視像) を作成する。MPR 像や DRR 像上に重ね合わせ表示された腫瘍輪郭や重要臓器輪郭から腫瘍の位置や拡がりを定量的に測定ができる。DRR 像を参考にしてセーフティマージンを加味し、照射野の形状を決定する。照射野の形状としては、モノブロック以外にマルチリーフコリメータをシミュレートすることも可能である。

最終結果として照射野形状が書き込まれた DRR 像が得られ、これは治療時の照合画像として利用される。

近年では、DRR 作成が高速化されたこともあり、輪郭入力なしで、正に X 線シミュレータにより透視画像上で位置決めしている感覚でシミュレーションを可能とした装置もある。

③ マーキング

CT ガントリに付設する投光装置を用いて、CT 寝台上で患者に照射位置条件を照準し、皮膚面もしくはシェルに対してマーキングする。投光装置は照射野、ブロックなどが投光できる装置とアイソセンタ (治療中心) のみを投光するタイプがある。

④ 線量分布計算システムとの通信

線量分布計算システムに、CT 画像、CT 画像上に入力した腫瘍輪郭、重要臓器輪郭、照射中心座標、照射野形状、照射条件などを送信する。線量分布計算システムにおいて CT 値から電子密度に換算する。さらに自動不均質補正を行わせ、線量分布図を作成する。

治療モダリティ間の通信は、画像に関する規格として DICOM3.0 や輪郭情報や治療パラメータ、線量計算結果、治療履歴までもカバーした規格として DICOM-RT の普及が進み、線量分布計算システムとの通信に採用されている。

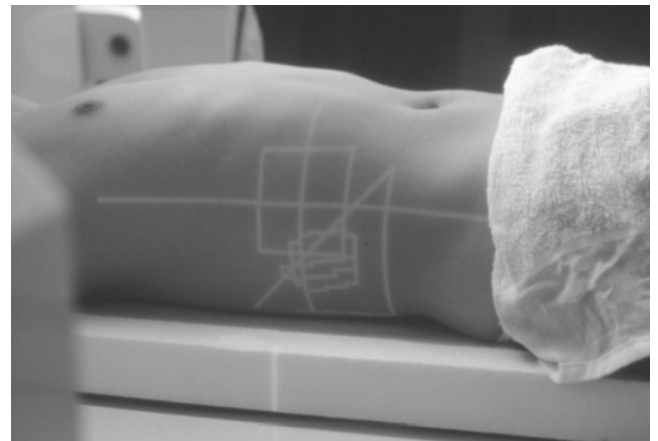


図 8.7-7 投光例

(2) 構成

装置は図8.7-8に示されるように、CT スキャナ本体、治療計画用コンソール、投光装置および付属品などから構成されている。図示はされていないが、これ以外に線量分布計算システム、治療装置とオンラインで接続されているケースが多い。

① CT スキャナ本体

診断用 CT と異なる部分は主に寝台部分で、たわみの少ないフラットな天板が採用されている。

② 治療計画用コンソール

CT の撮像コンソールとは独立しており、CT 撮像と並行して治療計画が可能である。

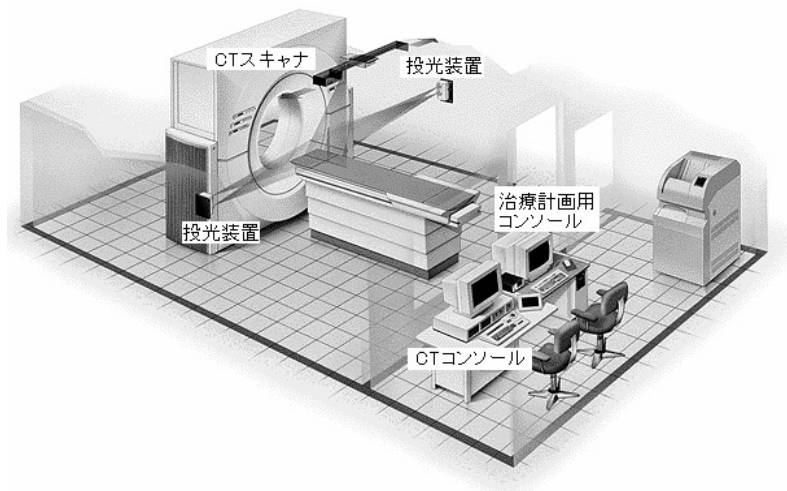


図 8.7-8 CT シミュレータ装置構成

③ 投光装置

図中の投光装置はアイソセンタのみを投光するタイプである。寝台を駆動、または可動型の投光装置を採用するなどによって、治療計画で決定したアイソセンタ位置を投光する。

(3) 応 用

CT シミュレータに対する要求は単独装置の改良に止まらず、ほかの治療システムとの有機的な結合により、さらなる高度な治療を実現する要求が増えてきている。最近の話題を中心に以下に列挙する。

① 画像の重ね合わせ

MRI や核医学処理装置などの画像を用いて CT では抽出できない病変部の治療計画を行うものである。特に、近年の PET 装置や PET/CT 装置の普及により、PET による機能画像と CT による形態画像を重ね合わせた画像を用いての治療部位同定、治療範囲決定への寄与が期待されている。

② 同室設置

同室設置は設置室の効率化を図るだけでなく、相互補完を目的としている。兼用ベッドにより患者を乗せ換えずに使用できることから、より精度の高い治療を提供することが可能である。

X線シミュレータとの同室設置は、体幹部計画や照合写真ではCTシミュレータに勝る部分もあるために補完的に使用されている。

放射線治療装置との同室設置の目的は、ラジオサージェリであり、治療直前に治療部位の位置をより精度高く確認するためにCTシミュレータが用いられている。

③ 呼吸同期

CT シミュレータの弱点である呼吸性移動をとまらう部位に対する解決策として考案されたものである。CT 撮像を呼吸同期センサを用いて行い、その画像による治療計画を行った後、CT 撮像時と同じ呼吸位相の瞬間だけ治療ビームを間欠照射する方法である。最近では、4D-CT 機能を用いて全位相画像作成しようとする試みもあり、呼吸を含めた体幹部の移動を伴う部位への高精度治療への応用が期待されている。

(4) 今後の課題と方向

近年では、高精度の位置決めを可能とした IGRT 機と呼ばれるフラットパネルディテクターX線管搭載型放射線治療装置など、放射線治療はさらに高精度対応に向かっている。

CT シミュレータにおいても、高速スキャンが可能なマルチスライス CT を用いることで、短時間で広い範囲の薄いスライス厚の画像が得られるようになり、より高精度な MPR 画像や DRR 画像が得られるようになってきている。また、開口径と有効視野を拡大した CT を用いることで、治療時と同じ体位での撮影が行いやすくなってきている。CT シミュレータも CT や関連技術の進化に合わせてさらに発展を続けていくものと思われる。

8.7.3 X線シミュレータ

近年、高エネルギー放射線治療の分野において、放射線治療の高精度化の必要性が論議され、実施されつつある。放射線治療の成否は、患者の状態はもちろんのことながら治療計画、治療技術、治療装置の性能など

が大いに関係し、なかでも、治療計画の精度の重要さが臨床的に明らかにされてきたことである。

治療計画の基本には、患者の病巣などの情報と治療装置の特性を活用することで、これを基にして患者に対する線量計算を行い、照射の方法、条件、位置などを画定することである。一般的な患者情報としては、X線撮影などによる病巣周辺の平面像と外輪郭像（横断面）が用いられるため、それらの画像が精度良くとれる計画装置が必要となる。

これに対応するものとして一般的に X 線位置決め装置（X-ray Simulator）が平面画像用として用いられ、CT 装置（Computed Tomography）が体輪郭画像用として用いられてきた。CT 装置が出現する前には回転横断撮装置（Axial Transverse Tomography）が外輪郭画像用として用いられてきたが、CT の出現によりほとんど使用されなくなった。

本項では X 線シミュレータについて述べるが、回転横断撮影装置についても、その概要だけ述べる。

(1) 原理および特徴

この装置は、使用する放射線治療装置にシミュレートさせて、X 線透視または撮影を行い治療部位を位置決めする X 線装置である。放射線治療装置には、固定形と回転形があるが最近ではほとんど回転形のものが用いられ、治療計画用装置も回転形のものが使用されている。

X 線シミュレータは、SAD（線源と架台回転中心間距離）、絞り開度などの幾何学的条件を放射線治療装置と等価に設定できる機構を備えている。この装置を用い病巣の位置、形状、大きさなどの確認と照射位置、照射野などの照射条件を決めるため、X 線透視または撮影が行われる。

透視された画像や撮影されたフィルム上には、病巣などの被写体とともにワイヤコリメータ線、シミュレート目盛が同時に投影される。これらの画像情報を参照して患者に対する位置決めおよびマーキングを行うものである。図8.7-9、図8.7-10に外観と原理を示す。特徴として、

- a. SAD の異なる治療装置をシミュレートできる。
 - b. 一般の診断用 X 線装置に比べ機械的精度が高い。
 - c. 治療装置と等価条件でシミュレートするため照射位置、照射野などのマーキングの精度が良い。
- などがあげられる。

(2) 構成

装置は図8.7-9に示されているように、回転支持装置、絞り装置、制御装置、X 線管装置、透視装置、寝台および付属品などから構成されている。

回転支持装置：固定架台、回転支持アームなどで構成

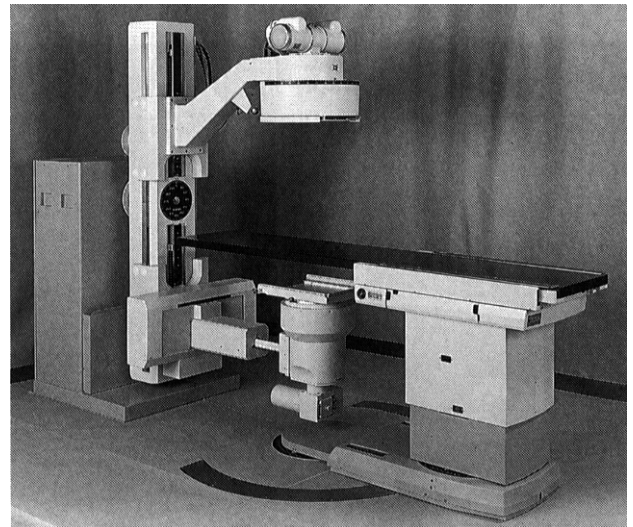


図 8.7-9 位置決め装置

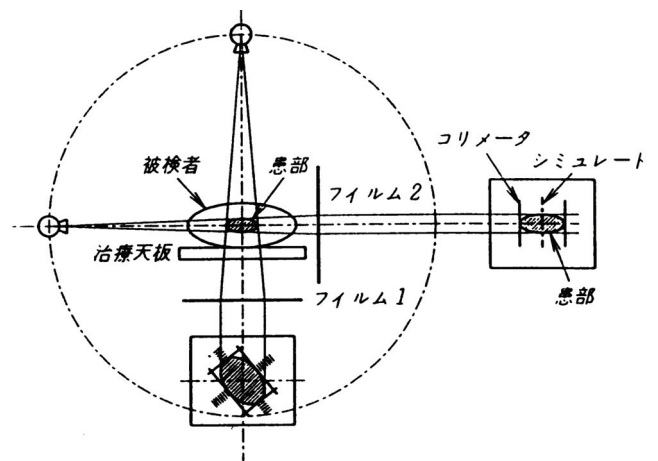


図 8.7-10 位置決め装置の原理

され、X 線管装置、絞り装置、I.I.（蛍光増倍管）などの支持および駆動を行う回転形の支持装置である。支持アームの一方には X 線管装置と絞り装置、他方にはカセットホルダと I.I. システムが取付けられ、これらは SAD 約80～130cm、AID（架台回転中心と X 線フィルム間距離）約10～50cm/（9" I.I.）の範囲でそれぞれ独立に設定される。回転支持アームは±190° /（SAD：100cm）程度回転することができる。

② 絞り装置：X 線絞り、シミュレート絞り、光照射野表示器。駆動機構などで構成される。絞りには、余剰 X 線の遮へいと照射野の限定を行う X 線絞りと病巣などの照射範囲を決めるためのシミュレート絞りがあがる。絞りは、ワイヤコリメータ、シミュレート目盛および照射野の中心を示す十字線などで構成され、使用時には体表面、X 線透視または撮影フィルム上に投影される。

③ 制御装置：主制御器（本体制御部，X線制御部）および手持操作器で構成される。本体制御部では、電源緊急停止・架台回転などの操作を行い、絞り開度，SAD，AID，架台回転などの設定および表示を行う。X線制御部は、X線の透視または撮影の選択，操作を行い、X線管電圧管電流および照射時間などの条件設定を行う。主制御器は遠隔制御されるが、手持操作器では照射野，I.I.の位置，架台回転角度など患者に対する条件設定を患者に近接した位置で行うものである。

④ X線管装置：X線管，ハウジング，鉛フィルタなどで構成される。焦点の大きさは0.6～1mm，陽極電圧（最大）150kVp，管電流（最大）600mA程度のものが用いられる。

⑤ 透視装置：I.I.，光学レンズ系，TVカメラおよびモニタ，カセットホルダなどで構成される。病巣の位置，大きさなどの目視確認用として，通常9"～12"のI.I.が用いられる，大きな被写体に対しては14" I.I.やI.I.およびTVカメラを前後，左右にスキャンする方法も用いられる。いずれも透視像はTVモニタ上に映像され，絞り装置の回転角度，シミュレート絞りの開度を定めるために用いる。フィルムによる撮影は，I.I.前面に取付けられたカセットホルダの位置で行うことができる。

⑥ 寝台：天板部，天板支柱部，駆動機構部およびベースで構成される。一般的には，アイソセンタ回転と天板支柱回転の二軸に回転するものが用いられ，天板はX線の吸収と散乱の影響を少なくし実用時の画質を向上させるため，材質は木材，アクリル，カーボンなどでAl当量1.5mm以下のものが一般的に用いられる。

⑦ 付属品：光学距離計，フロントポインタ，シャドウトレイおよびスポットライトなどがあり，治療計画時の補助器具として用いられる。

(3) 回転横断撮影装置

この装置は，放射線治療計画に必要な患者の体輪郭写真を撮影するために，架台回転軸に対して約70°の角度を持つ軸上に，X線管装置と撮影用カセットを対向配置した回転型のX線装置である。架台回転軸と直交する方向に面してカセットを設定し（架台回転と逆に同期回転する），架台を180°以上回転させる間にX線を連続ばく射する。絞り装置の放射口には，絞り機構のほかに体輪郭像を鮮明にするための可変フィルタ機構がある。この装置を用いて得られた写真には，被写体の横断面の輪郭とその内側の断面像が同時に投影されるので，治療用の診断および治療計画用の生データとして用いられる。図8.7-11および図8.7-12に装置の外観と原理を示す。

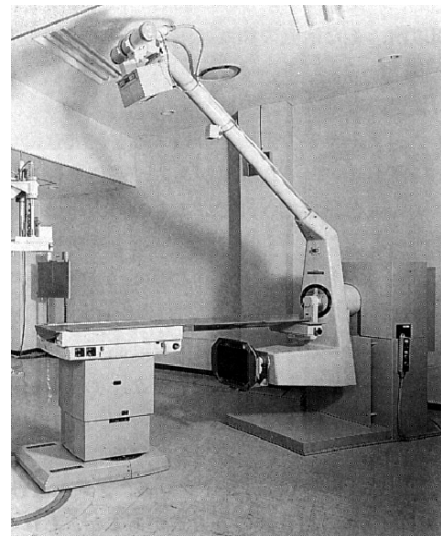


図 8.7-11 回転横断撮影装置

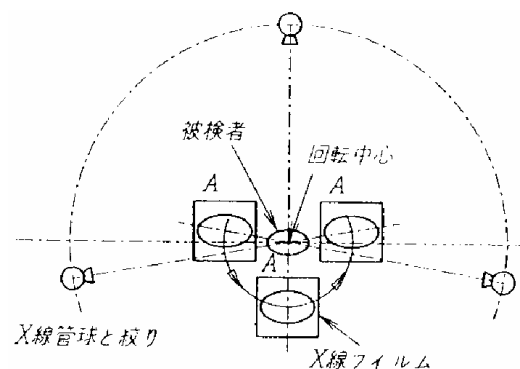


図 8.7-12 回転横断撮影装置の原理

(4) 今後の課題

放射線治療の分野での大きな課題の1つとして治療の高精度化がとりあげられているが，これは治療の際に，病巣に対し放射線を集中させ正常組織をいかに保護するかである。このためには，放射線治療装置の性能と治療計画装置の精度向上が望まれる。特に，複雑な治療方法に対応した治療計画装置とX線位置決め装置の開発が重要な要素となる。また，治療用CTやCTシミュレータのようなコンピュータ応用装置の利用，普及も一つの課題である。

8.8 ハイパーサーミア装置

ハイパーサーミアはがんの温熱治療である。ハイパーサーミアのがん治療効果が近年注目され^{(1),(2)}，従来の治療法では治癒困難と判断された進行がんに対しても放射線や化学療法との併用でその治療効果が認められることから，わが国の医療機関において広く普及

しつつある。

温熱のがん治療効果について、歴史的には古く紀元前にヒポクラテスによって記述され、19世紀になって発熱によるがん治療効果の報告もなされているが、この原理を応用して実用化しようという試みは20世紀後半に入ってからである。がん細胞と正常細胞で温熱感受性に差があることが、*in vitro*（試験管内）あるいは *in vivo*（生体内）において証明され、腫瘍を約43℃に加温することでがんの治療が可能であることが示唆されたことから、1970年代に入って生物学的研究とともに加温技術についても本格的な研究が始まり、1975年には米国ワシントンで第1回の国際シンポジウムが開かれた。わが国においても1978年に第1回ハイパーサーミア研究会が開かれ、1984年には日本ハイパーサーミア学会が誕生した。

8.8.1 原理

(1) 医学・生物学的基礎

腫瘍細胞の生存率は図8.8-1に示すように42.5℃以上で大きく低下し、加温温度が高いほど、また加温時間が長いほど細胞の生存率が低下する。

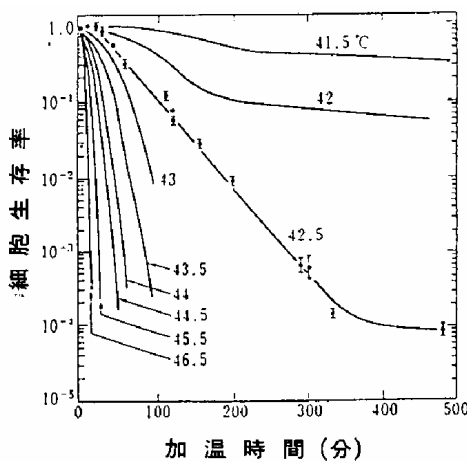


図 8.8-1 培養腫瘍細胞の加温時間—細胞生存率曲線⁽⁵⁾

温熱の正常組織と腫瘍組織に対する影響を比較したとき、図8.8-2に示すようにどちらも温度上昇に依存して処理時間（細胞を死滅させる時間）が短くなるが、腫瘍の方が常に処理時間が短い。すなわち、同じ温度では正常組織よりも腫瘍組織の方が短い時間で破壊される。このことから温熱によって正常組織を死滅させずに治療が可能であることが示唆された。

実際のハイパーサーミア治療においてさらに都合の良いことには、腫瘍内の血流が正常組織に比べ少なく腫瘍の加温効率が高くなる。また腫瘍内の pH が正常組織よりも低いことも細胞の熱感受性を高める。ハイ

パーサーミアに好都合な要因である。このことは放射線に対する熱感受性が低い低酸素濃度細胞に対する治療効果をハイパーサーミアが高める点でも臨床的に大きな意義を持つ。

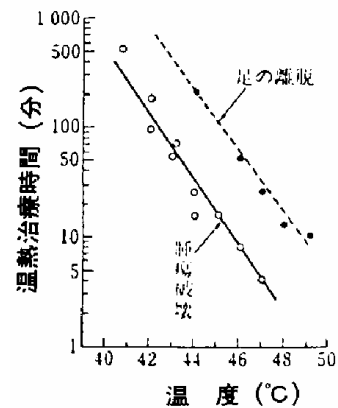
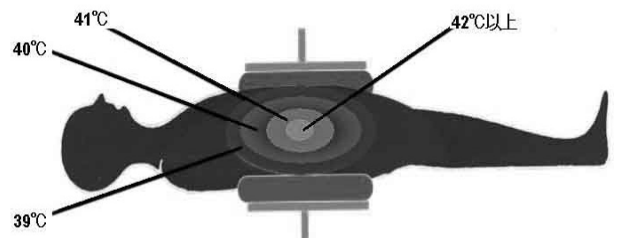


図 8.8-2 温熱処理の正常組織と腫瘍への影響⁽⁶⁾

ハイパーサーミア治療の特長は2つにまとめられる（図8.8-3）。1つは42℃以上の加温での癌組織の直接的壊死効果であり、もう1つは癌周辺組織の39～41℃のマイルド同時加温で、宿主免疫活性効果・QOLの向上などの効果、そして、放射線感受性の増感・薬剤取り込み量の増大により、放射線治療・薬剤治療との併用による相乗効果が求められることである。



癌組織を42℃以上の加温で直接的壊死効果・周辺組織も39～41℃のマイルド加温で、宿主免疫活性効果・QOLの向上効果、そして、放射線治療・薬剤治療の併用効果を求める方法である。

図 8.8-3 高周波キャパシティブ式ハイパーサーミア装置の特長

(2) 加温原理

ハイパーサーミアの手法を分類すると、大きくは全身加温と局所あるいは局部加温があるが、侵襲性が低く簡便なことから現在商品化されているものの多くは局部、あるいは、局所加温装置である（以下局所とまとめる）。

局所加温装置として要求される要件は、①腫瘍部を

できる限り選択的かつ効果的に 42.5°C 以上に加温できること、②高周波に影響されず組織内温度を計測できること、③測温データを基に高周波出力を制御でき、治療部位の温度をコントロールできることなどである。その他加温方法によって個々の工夫がなされている。

局所加温の技術として、マイクロ波、ラジオ波(RF)誘電、RF誘導、超音波などの方式がある。局所加温はさらに外部加温法と内部加温法(腔内加温や組織内加温)に分けられる。それぞれの加温原理については次項で述べる。

8.8.2 加温装置の構成と機能

(1) マイクロ波(MW)放射電磁界加温

MW領域(数百MHz~数GHz)の電磁波をアンテナから放射させ、生体内での誘電損失による発熱を利用して加温する方式である。MWは進行方向に対して指数関数的に減衰し、その度合は媒質である生体組織の電気特性(導伝率や誘電率)によって決まる。周波数の増大とともに誘電損失が大きくなり発熱効率が增大するが、逆に深達度が低くなる。例えば、 2450MHz では 26dB/cm 減衰するため深部加温には適さず、 5cm を越える深さまで加温するには数百MHz程度の周波数を用いる必要がある。反面、MWは後述するRFを用いた加温のような脂肪の発熱も少なく、放射アンテナの工夫で局所へのエネルギーの集中ができることから表在や浅在腫瘍の加温法としては優れた方法である。

電磁波を効率よく生体に伝ばさせるためにはアンテナと生体との間に誘電率の異なる界面があってはならない。それゆえ、アンテナの先端面にウォータボラスを付けてMWの生体への伝ば効率をあげるとともにボラスを冷却することで皮膚表面の上昇を防いでいる。

海外では、米国のAPAS(Annular Phased Array System)方式の特徴ある商品がある。APAS方式とは、8個の放射用アンテナを円周上にその放射開口面を中心軸に向けて並べ、波長が体の横断直径の2倍となる程度の周波数($60\sim 90\text{MHz}$)を用いることで比較的深い部位までの加温を可能としている。

(2) RF誘電加温(外部加温法)

RF誘電加温は図8.8-4に示すように、人体を2つの絶縁された電極で挟み、その電極間に数MHzのRF波を流して生体内を流れる誘電電流によるジュール熱で加温する方式である。

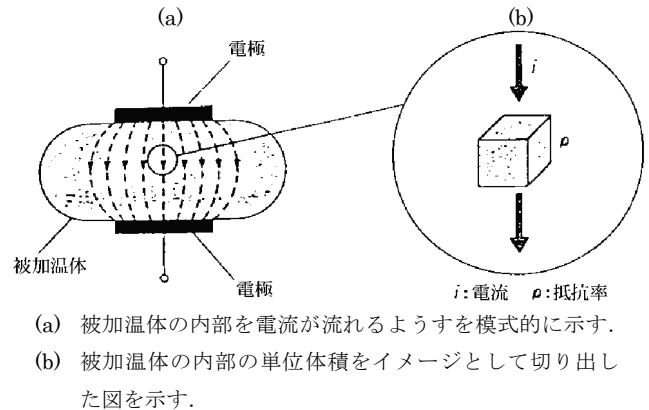


図 8.8-4 RF 波誘電加温の加温モデルの

この方式は生体の比較的広い範囲を深部まで加温できる点で優れた方法である。RF誘電加温では抵抗率 ρ の生体に i の電流を流したとき $i^2\rho$ の電力が発生することで加温される。すなわち、電流 i の2乗と抵抗率 ρ の積が大きいほど加温されやすく、実際の加温においては抵抗率 ρ と電流の2乗の積が大きい脂肪の発熱が大きくなるため、皮下脂肪の厚い患者の治療において困難を伴うことがある。この皮下脂肪の発熱を制御するとともに、電極と体表との密着度を高めたり、エッジ効果を防ぐために電極表面にウォータボラスを付け、必要により循環水で冷却している。

この方式では人体と発振器が閉回路を形成するので発振器からの出力と人体のインピーダンスの整合が重要になり、そのための整合回路が必要となる。図8.8-5に示す商品ではインピーダンス整合は自動化されている。

RF誘電加温を用いた外部加温法は、波長が長く原理的に腫瘍にのみエネルギーを集中することが難しい領域加温法であるが、深部まで加温でき、腫瘍内の血流が少ないことや臨床的工夫もあって、深在性腫瘍についても選択的加温が可能である。深部加温を行う場合には電極直径を電極間距離の1.5倍にすることが必要とされている^③。表在や浅在腫瘍については加温すべき部位に近い側の電極を小さくすることで加温部位や加温領域をコントロールできる。

上述したように、RF誘電加温は表在、浅在そして深在性腫瘍まで比較的広く適用できる実用的方法である。

本方式の一例として図8.8-5にRF誘電加温装置の写真を示す。本装置は 13.56MHz の高周波を用い、Cアーム方式で電極を体表に固定する。一方、 8MHz の高周波を用いた装置は、ガントリを用いて電極を体表に圧着する。

(3) RF 誘電腔内加温 (内部加温法)

内部加温法の主な方法の1つとして RF 誘電腔内加温がある。本方式は、図8.8-4(a)に示した2つの電極のうち、一方の電極を小型化し、食道や直腸、膣、子宮などの体腔内に挿入、固定できるようにしたものである。体表に装着した電極の面積に対して体腔内に挿入した電極の面積を十分に小さくし、体腔内の電極周囲の電流密度を高めることによって、体腔周辺に生じた腫瘍を局所的に加温する。体腔内に挿入する小型電

極はシリコンゴム製バルーンに覆われており、バルーン表面には温度センサーが取り付けられ、これによって加温部位の温度測定と制御を行うことができる。

上述のように RF 誘電腔内加温は小型電極を体腔内に配置することで外部加温法では難しかった深在性腫瘍の選択的加温を容易にしている。本方式の1例として、図8.8-6に腔内加温装置の写真および図8.8-7に体腔内に挿入する小型電極の構造図を示す。



図 8.8-5 高周波キャパシティブ式ハイパーサーミア



図 8.8-6 RF を用いた腔内加温装置

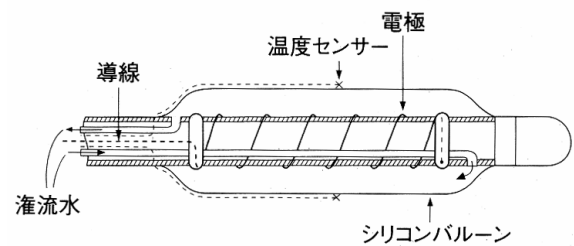


図 8.8-7 体腔内に挿入可能な小型電極の構造

(4) 高周波電磁界加温

生体に近接したコイルに10MHz 程度の高周波電流を流して高周波磁界を発生させ、その磁界により発生する渦電流により加温するのが本方法の原理である。この方式は非接触による加温が可能である長所をもつが、深部加温は困難であるといった問題があつて、現在までわが国では商品化されていない。

(5) 超音波加温

超音波は生体内への深達度が大きく直進性も強く、

音響レンズにより焦点を結ばせることも容易なことから深部の局所加温手段としていくつかの有利な特性を持つ。しかし、超音波は空気層や骨の影響を受け適用部位に制約を受けるなどの問題があり、これまで欧米では数社から商品化されたが、わが国では商品化されておらず研究的にみられる程度である。

8.8.3 温度測定

有効、かつ、安全なハイパーサーミア治療を行うには正確な温度測定が不可欠である。したがって上述した MW や RF を用いたいずれの商品も温度計を備え、温度情報で高周波出力を制御している。

現在臨床現場で利用されているものは侵襲的な測温方法であり、温度センサの大半は銅・コンスタンタン熱電対である。この熱電対は線径を小さくでき、多点センサ入手可能で、さらに、RF 誘電加温において、温度計に高周波カットフィルタを入れることで加温中も安定して計測できるという長所を持つ。MW 加温の場合には光ファイバ温度センサが高周波の影響を受けずに使えるが、銅・コンスタンタン熱電対も測温時に高周波を一時遮断することで使用可能である。

しかし、これらの侵襲的測温方法では配置できる温度センサの数にも制約があり、加温部位の正確な温度分布を得ることは難しい。いくつかの非侵襲的測温方法の研究が進められているがいまだ実用に供されておらず、今後の実用的測温手法の開発が待たれる。

8.8.4 装置の安全性と設置条件、並びに保守管理

MW および RF ハイパーサーミア装置の安全操作および保守管理については日本ハイパーサーミア学会 QA 委員会によってガイドラインがまとめられている⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁸⁾。また、ハイパーサーミア従事者の電磁界防護についても同 QA 委員会によりガイドブックにまとめられている⁽⁹⁾。日本ハイパーサーミア学会 QA 委員会の各ガイドは、加温や測温技術の原理、特徴および装置の使用、保守管理方法から標準ファントムの作成法や臨床上の留意点まで、ハイパーサーミア治療の全般にわたって記述されており参考になる。

8.8.5 今後の課題と方向

がんのハイパーサーミア治療の有効性についてはすでに広く認められるところであるが、今後、さらに、普及するためには、深部においても確実にエネルギーを集中して腫瘍のみを選択的に加温できる商品の開発が必要である。また、最近では小線源治療器との併用、あるいは、感温磁性粉を利用したハイパーサーミア・化学併用療法や熱感受性リポソームとの組み合わせなどが試みられているようであり⁽⁹⁾、これらの新しい

材料や手法と組み合わせる装置の開発も望まれる。さらに、確実に安全な治療に欠かせない温度計測技術についても現在の侵襲的方法ではなく、マイクロ波放射や MRI を用いた非侵襲的な測定技術の実用化が待たれる。

ハイパーサーミアによるがん治療は副作用が少なくいろいろな部位、進行度の腫瘍に適用できるなどのメリットがあることから、今後更なる普及が期待される。

<参考文献>

- (1) 柄川 順編：がん・温熱療法，篠原十班（1982）
- (2) 菅原 努，阿部光幸編：ハイパーサーミア，マグブロス出版（1984）
- (3) 日本ハイパーサーミア学界 QA 委員会（菊地 真他）：ハイパーサーミア装置の操作ガイド I（RF 容量結合加温法），日本ハイパーサーミア学会誌，6（1），79～95（1990）
- (5) W.C.Dewey et al：Radiology 123, 463（1977）
- (6) C.Cmile：Cancer Res' 23, 373（1936）
- (7) 斎藤義明：Clinical Engineering, 1（127, 928）
- (8) 日本ハイパーサーミア学会 QA 委員会編：ハイパーサーミアガイドライン1998，日本ハイパーサーミア学会誌，14（1），47～74（1998）
- (9) 日本ハイパーサーミア学会監修 平岡真寛 田中良明編集：ハイパーサーミアマニュアル，医療科学社（1999）

8.9 体外式結石破碎装置

体外衝撃波碎石術（Extracorporeal Shockwave Lithotripsy [ESWL]）は、衝撃波のもつ物理的特性を活かした非観血的治療法である。すなわち、体外において発生された衝撃波を体内の結石に伝播集束させて破碎し、破碎された結石を自然排出させるものである。

この治療法は西ドイツ，ミュンヘンの Department of Urology, Hospital Munich-Harlaching, Munich, Germany 病院の Prof. Christian Chaussy, Schmiedt らによって考案され、メーカーとの共同開発により1983年9月に腎・尿管結石用の破碎装置として商品化された。

それ以後、種々の臨床的要望に応えた新世代の装置が西ドイツのほかフランス，米国，日本でつぎつぎに開発され、現在日本国内でおよそ750(台)が稼働している(2006年現在)。

臨床的応用としては、現在では腎・尿管結石については ESWL が最も安全な方法として第1選択の治療手段となっており、その他では胆石、膀胱石への適用が行なわれている。

8.9.1 原理

衝撃波は、音と同じく物質中の密度の濃淡として伝ばしていく縦波である。音波や超音波が正弦波を繰り返して持続的であるのに対し、衝撃波は単一波であり持続的でない⁽¹⁾ (図8.9-1)。

衝撃を発生させる原理としては、

- a. 電磁変換器により金属膜を振動させる方法
- b. 電極を水中でスパークさせる方法
- c. 圧電素子を発振させる方法
- d. 微小爆薬を水中で爆発させる方法

などが挙げられるが、ここでは電磁変換器を用いた方法を説明する。

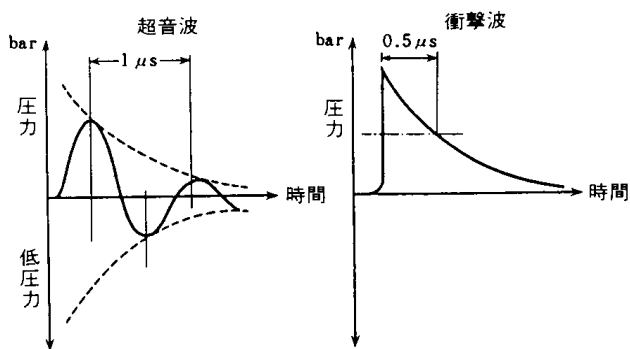


図 8.9-1 超音波と衝撃の波形の比較

電磁変換器による原理⁽²⁾の場合、衝撃波の発生に、電磁音響源 (electromagnetic acoustic source) を用いている (図8.9-2)。これはコイル、振動膜 (金属膜) および衝撃波を集束させる音響レンズから構成され、それらを円筒形の衝撃波ヘッドと呼ばれる容器に収納したものである。

コンデンサに充電された高電圧のエネルギーが瞬間的にコイルに放電されると、磁界が発生し、この磁界により絶縁体を介して置かれた金属膜上にうず電流が誘導される。このときうず電流により生じる磁界がコイルで発生された磁界とは反対の向きをもつため、その結果コイルと金属膜は間に斥力が発生し、金属膜は瞬間的に偏位し圧力波 (衝撃波) を発生する。

この金属膜で発生した平面衝撃波は水中を発生源から前方に伝ばし、これを音響レンズにより一点に集束させる。この部分はエネルギー焦点とよばれている。衝撃波のエネルギーは音響インピーダンス (波の伝播に対する抵抗) の異なる物質が存在すると、その境界で放出される。衝撃波は、水とほぼ同じ音響インピーダンスをもつ人体の軟部組織内ではほとんどエネルギーを損失することなく伝播するが、音響インピーダンスの異なる結石に当たると、はじめに圧縮力が働き、ついで、中へ入る波と反射する波によって張力が働いて結石が破壊される。

衝撃波が骨に当たっても骨が破壊されることは基本的に無いが、影響が出る可能性は否定できないため、衝撃波を結石以外にあてないのが望ましい。

なお、空気は音響インピーダンスが異なるため、人体と衝撃波発生器の間には空気が入らないような工夫が必要である。この目的のため、装置によって超音波ゼリーを結合部に塗る。

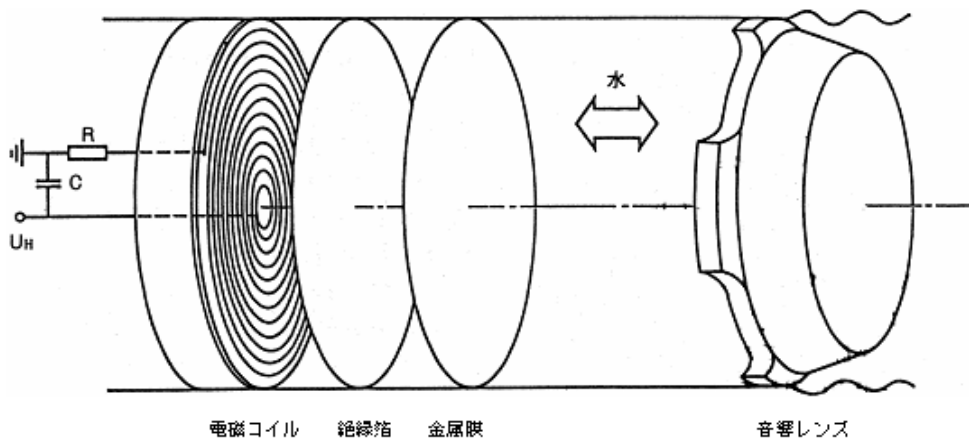


図 8.9-2 衝撃波発生器の原理



図 8.9-3 ESWL 装置例図



8.9-4 ESWL 装置の概観

8.9.2 性能

(1) 結石の位置決めとモニタリング

結石の位置決めおよび破碎状態の確認は2方向、X線と超音波の何れかにて行う。この写真の体外式結石破碎装置は通常の連続透視のほかに、被ばくを抑え、かつ、高鮮明な静止画像（スナップショット）が可能な機種である。さらに、画像処理としてノイズリダクションおよび輪郭強調が行えるため、破碎状態をリアルタイムで鮮明に把握できる。

また、X線写真による最終確認、記録がその場でできる。

(2) 心電図同期法による結石の破碎

必要に応じて心電図（ECG）同期法を用い、期外収縮を防ぐことも可能である（図8.9-5）。

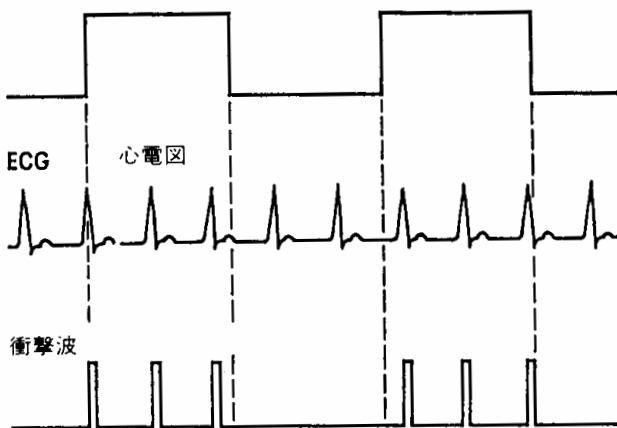


図 8.9-5 衝撃波発射の同期法

(3) 安全な衝撃波発生原理

電磁変換器の原理による衝撃波エネルギーは安定しているため、患者に与える疼痛が少ない⁽³⁾。また、発生エネルギーの強弱、1回あたりの発射回数が可変であり、結石の大きさ、硬さによりきめの細かいコントロールが可能である。

衝撃波発生器の寿命については、各種方式の中では最も長く、ランニングコストが低く抑えられる。

(4) 各種内視鏡操作への対応

ESWL 施行前後における補助的な手段が必要な場合同一テーブル上で対応が可能である⁽⁴⁾。尿路結石の場合の経皮的腎尿管結石碎石術（PNL）、経尿道的尿管結石碎石術（TUL）、経皮的腎瘻造設術（PNC）、逆行性腎盂尿管造影（RP）、また、胆石の場合の内視鏡的逆行性胆道造影（ERCP）および内視鏡的逆行性胆道ドレナージ（ERBD）などに対応可能である。

8.9.3 ESWL 治療（尿路結石）

ESWL 治療は、結石が比較的小さい場合は外来にて治療し、その日に帰宅させるケースが多くなってきているが、入院することもある。ESWL 治療前後にわたる治療および検査の手順例⁽⁵⁾を表8.9-1に示す。

患者は外来受診時に、あらかじめ、治療内容を記載したパンフレットを渡され、術前検査は外来で行う。

治療前日に入院し、テレビやビデオにより ESWL 治療を見学し治療の説明を受ける。治療当日は直前に腎・膀胱単純写真にて結石部位を確認した後、ESWL 治療を施行する。

衝撃波により疼痛の感じ方は個人差および結石部

位によって違いがあり、無麻酔で行う場合、筋肉注射、あるいは、局所麻酔で済む場合、硬膜外麻酔または腰椎麻酔を必要とする場合がある。

治療時間は30～40分であり、衝撃波発射回数は結石の大きさ、硬さにより異なるが、おおむね3000～4000発の衝撃波を要する。

治療後は飲水と運動をすすめて破碎した結石の自然排出を促進させる。翌日と3日目に腎・膀胱単純写真を撮り、排石良好であれば退院とする。

表 8.9-1 ESWL 治療の概略例 (入院の場合)

前日	入院	オリエンテーション ESWL 見学 テレビビデオによる説明 緩下剤 血管確保
当日	病棟	早朝浣腸, 点滴1,000ml KUB (腎・膀胱単純写真)
	治療室	膀胱留置カテーテル挿入 (症例に応じ) ESWL 治療術中輸液 1,000ml KUB
	病棟	術後輸液 1,000ml 抗生物質予防投与 夕刻留置カテーテル抜去 夕食可, 体動向由
翌日以降		第1, 3病日 KUB 水腎の有無 エコーで検査 発熱, 疝痛, 水腎の憎悪なきとき退院

8.9.4 将来への展望

ESWL 療法は結石の外科的治療法に根本的変革をもたらした同期的発明であり、結石で悩む多くの患者にとって、これほどの福音はない。単に「切らない」ということだけでなく、再発をくり返す結石に対し、手術では反復回数に制限があったが、何回でも施行可能であり浸襲が少なく安全な治療法として確立している⁽⁴⁾。

昭和63年4月より腎・尿結石については健康保険の適応となっており、ESWL は第1選択の治療手段となった。胆石についても平成4年4月から保険適応となっており、装置の性能は種々の要求を満たす必要が起きている。例えば、1台の ESWL 装置が X 線装置と超音波診断装置を兼ね備え、結石の種類、部位によって使い分けができると適応度が高くなる。また、効率面からは、治療前後における補助的な手段および治療結果の記録がその場で行えることが望ましい。

今後 ESWL 装置がさらに向上するべきことは、

- a. コンパクトである (省スペース)
- b. 経済的である (低価格, 多目的)
- c. 操作しやすい (迅速, 確実, 高能率)

- d. 破碎効果が高い (治療効果, 時間)
 - e. 副作用が少ない (安全性)
- などが挙げられる。

<参考文献>

- (1) 東原英二：体外衝撃波腎砕石法，臨床泌尿器科，40[2]101～102(1986)
- (2) H.Reichenberger ほか：Electromagnetic Acoustic Source for the Extracorporeal Generation of Shock Waves in Lithotripsy, Siemens Forsch. u. Entwickl. Ber. Bd. 15, Nr. 4, 187～194(1986)
- (3) 原 徹：シーメンス社製尿路結石治療装置の特徴，医学のあゆみ，144[1]18～20(1988)
- (4) 入江 伸：リソスター (シーメンス社綿布破碎装置) の臨床使用経験，新医療[6]，139～142(1988)
- (5) 横山正夫ほか：虎の門病院の ESWL による腎結石治療，

8.10 ガンマナイフ

スウェーデンの脳外科医レクセルは、脳内疾患部の定位的脳手術を可能にしたレクセルステレオタクトイックシステムを1949年に確立した。ついで、1951年に外部 X 線照射による治療法が、定位的脳切開で使用される器具に取って代わり、X 線管球とステレオタクトイック装置を組み合わせて、最初の治療が行われた。レクセルは、この定位的放射線治療によって、どのような深さにある疾患部も、開頭手術せず、したがって感染や出血の危険をおかすことなく治療できることを示した。彼はこれを、頭蓋内の疾患部に放射線を照射する治療法、すなわち、「定位的脳放射線外科療法」(stereotactic radiosurgery) と定義した。

定位的放射線治療技術は、この後急速に進歩・発展してきた。1950年から1960年にかけて、定位放射線治療に適した線源と装置の開発が行われた。なかでもカロリンスカ大学のレクセルとウプサラ大学のラーセンによって開発されたガンマナイフは、位置設定の正確さ、信頼性、安全性、経済性、および稼働性において高く評価された。この装置は、1968年にスウェーデンのカロリンスカ病院に設置され、当初は処置困難な疼痛や機能障害の治療用として使われたが、すぐに腫瘍や脳動静脈奇形の治療にも応用され始めた。この時期、高度な医療診断技術 (コンピュータ断層撮影法、磁気共鳴撮影法、アンジオ撮影技術など)、新型ガンマナイフによる脳疾患の臨床研究が活発に行われた。この結果、顕著な治療効果と安全性が認められ、現在では世界中の脳外科関係の病院に設置され、定位的放射線治療の分野で活用されている。

8.10.1 原理

ガンマナイフ（図8.10-1）は、半球上の容器の表面に、201個の ^{60}Co 線源を固定し、各線源から出た放射線が、すべて、半球の一点（焦点位置）に集中するようにしたものである（図8.10-2）。この焦点位置に患者の疾患部を持ってくれば、病巣部は大量の放射線を浴び、徐々に壊死する。焦点位置以外では、放射線量は弱いので正常組織の損傷は少ない。このことは光学レンズを例にとると、分かりやすい。光学レンズで、太陽光を集光させると、焦点上はすべての光が集中して、高温になるが、それ以外のところでは、ほとんど温度は上がらない。



図 8.10-1 ガンマナイフ 4C モデル

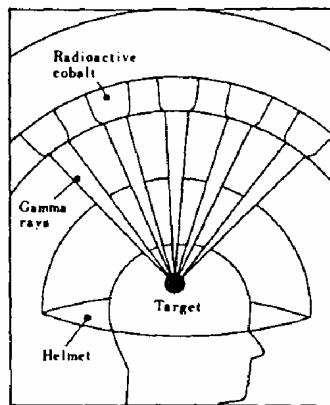


図 8.10-2 ガンマナイフ原理図

8.10.2 構成と機能

(1) 放射線ユニット

放射線ユニットは、半球上の中央本体に201個の ^{60}Co 線源を内蔵している。約40cm厚の遮へい材によって覆われ、漏えい線量を極力抑えてある。治療はすべてコンピュータ管理システムのもとで行われる。治療開始時、シールドドアが開きベッドがユニット内へ移動する。移動方向の機械的位置精度は0.1mmである。図8.10-3は、照射時のユニット内部の状況を示す。

前もって設定された時間だけ照射されると、ベッドはユニット外へ移動し、シールドドアは閉じる。放射線ユニットには各コバルト線源に対応した201本のコリメータが内蔵されている。

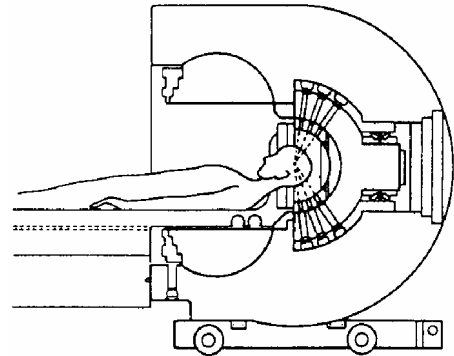


図 8.10-3 放射線ユニット内詳細図

(2) コリメータヘルメット

コリメータヘルメットは4種類用意されている。コリメータヘルメット1個の重量はコリメータサイズによりそれぞれ120～140kgである。コリメータヘルメットの交換はガンマナイフ本体に取り付けられているヘルメットチェンジャを使用し行われる。（図8.10-4参照）コリメータヘルメットは最終コリメータであり、放射線ユニット本体に内蔵されているコリメータと組み合わせられ焦点位置での線量分布が決定される。各ヘルメットは4mm、8mm、14mmおよび18mmヘルメットと呼ばれている。シングルビームにおける焦点位置での50%等線量直径がおのおの4mm、8mm、14mm、18mmとなるところから名称が付けられている。



図 8.10-4 ヘルメットトロリーとヘルメットチェンジャ

それぞれのヘルメットによる焦点位置での50%等線量直径（201本ビーム開放時）は

	X軸	Y軸	Z軸
4mmヘルメット：	6.0	6.0	4.8mm
8mmヘルメット：	11.2	11.2	9.2mm
14mmヘルメット：	19.2	19.2	15.8mm
18mmヘルメット：	24.4	24.4	20.0mm

となる。

ヘルメットの201個の穴に、コリメータが固定される。装置の据え付け時点では、焦点位置の吸収線量率は、3Gy/分以上である。図8.10-5は、（4mmコリメータ）の焦点位置の線量分布を示す。

レクセル式定位脳フレーム（以下定位脳フレーム）を装着した患者は、疾患部がちょうど焦点位置にくるようにAPS装置（Automatic Positioning System）またはトラニオン（手動）により、固定位置(X, Y, Z)の調整を行い、コリメータヘルメットにセットされる。（図8.10-6参照）。

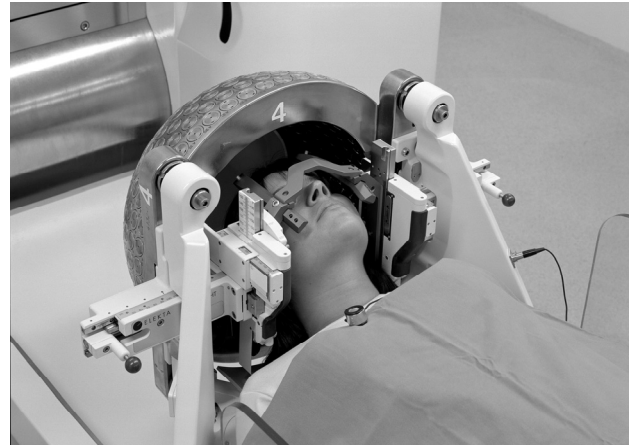


図 8.10-6 APS 装置に固定された患者

(3) APS 装置

治療計画コンピュータシステムで計画を終えたデータをガンマナイフに転送し、それに従い APS 装置が複数のショットに対し、自動的に X, Y, Z の各軸を動かすことができる。座標の精度を確保するために左右各軸に対応するエンコーダーおよび位相検知システムの二系統で常に各座標を監視し、万一ずれが大きくなると自動的に止まる。APS 装置により治療時間の短縮が図られ、また細いビームで多くのショットにより細かくターゲットを囲むことも可能となる。

(4) 線 源

据え付け時の⁶⁰Co の総放射能は約223TBq である。実際には、1.11TBq の線源が半球上に201個固定され

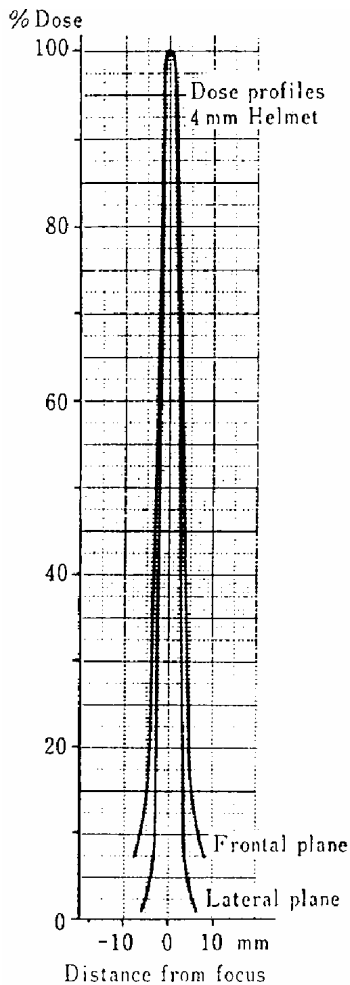


図 8.10-5 線量分布（4mmコリメータ）

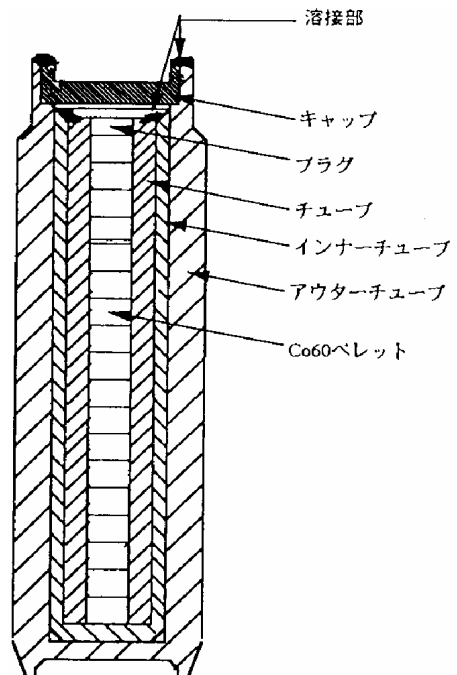


図 8.10-7 ⁶⁰Co 密封線源

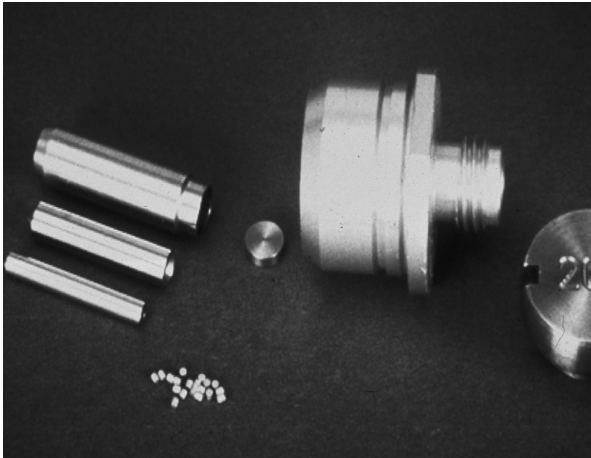


図 8.10-8 コバルト 60 線源

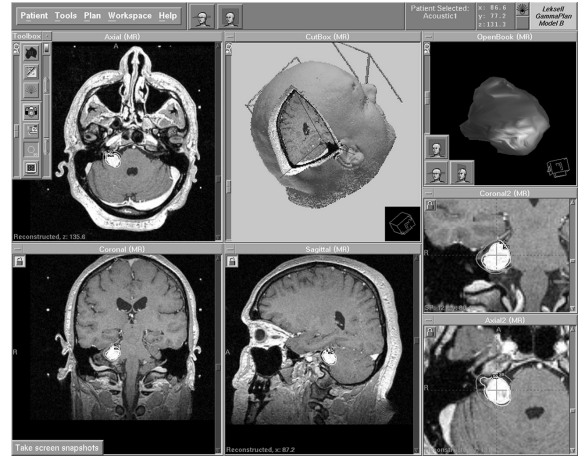


図 8.10-9 ガンマプラン

ている．図8.10-7は，1.11TBq 密封線源の断層図を示す．図8.10-8にはその写真を示す．

(5) 治療計画コンピュータシステム (ガンマプラン)

正常組織を傷つけず疾患部のみを破壊するには，焦点位置における線量分布が，腫瘍などの病巣部の形状に対応していなければならない．例えば腫瘍形状が円盤状であれば，線量分布も，形，大きさも含めて，円盤状であることが重要である (図8.10-9参照)．疾患部形状に応じた線量分布を形成し，病巣組織のみを破

壊する方法は，ガンマナイフの大きな特徴であり，以下の方法で行われる．

① マルチショット方式

アイソセンタ (最大放射線強度の位置) および疾患部の線量ウェイトをショットごとに変える．これにより疾患部形状に近い等線量曲線を得ることができる．

② 各種コリメータヘルメットの組み合わせ

各ショットごとに4種類のコリメータヘルメットを組み合わせることで，病巣部形状に適合した線量分布を形成する．

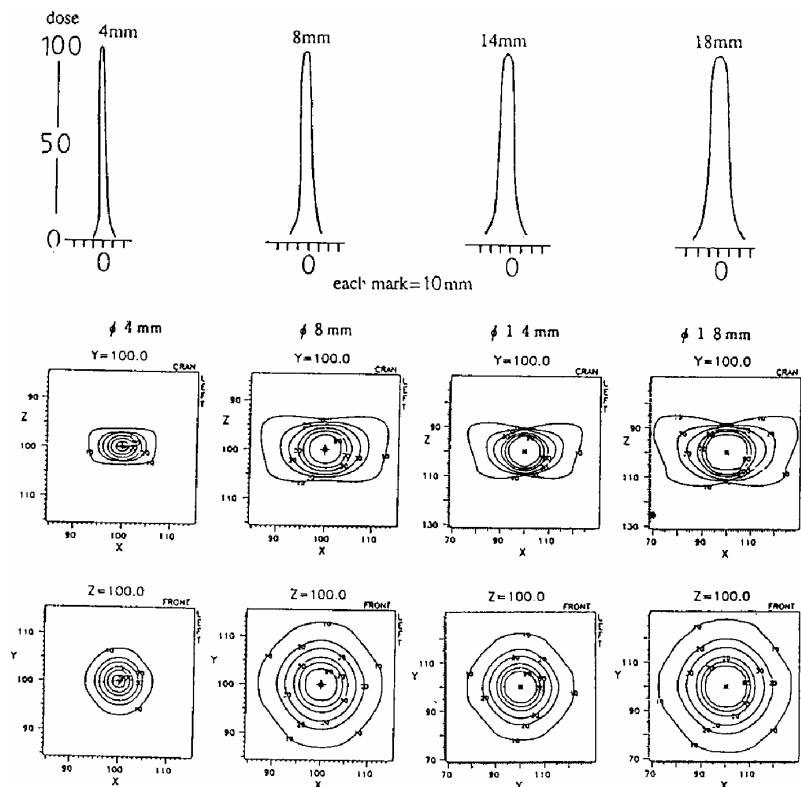


図 8.10-10 各種コリメータの線量特性

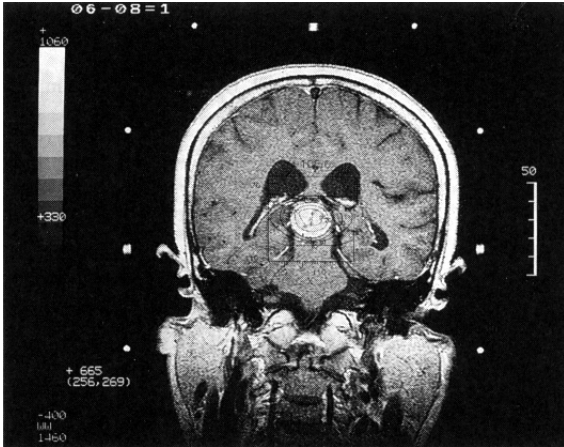


図 8.10-15 腫瘍と等線量曲線

している。

(5) 線量分布が決定すれば、各ショットごとの照射時間、座標データ、コリメータサイズ、プラグパターン、ヘルメット内での定位脳フレームの取り付け角度などの情報をガンマナイフ操作用コンピュータへ転送する。

(6) 患者をガンマナイフ室へ入室させ、これらの情報に基づき、頭部をコリメータヘルメット内へセットする。

(7) 患者以外は退室し、テレビモニタで観察しながら、操作卓にて治療開始を行う。

(8) 治療計画に基づく治療がすべて終わると、患者をコリメータヘルメットから解放し、処置室にて定位脳フレームを取り外す。

8.10.4 設置の安全性と設置条件

(1) 全体の構成

ガンマナイフ室内は、治療中大きな放射線が発生するので、壁、床、天井などのコンクリート厚は、特に注意して設計する。また、放射線ユニットだけでも約18トンもの重量があり、床の耐加重の計算や床の水平レベルも大切な設置条件となる。搬入路の確保も必要である。

患者のフレームなどの取付けは、処置室で行い、治療計画は、操作室で行う。各診断装置から診断画像の本治療計画コンピュータシステムへの取り込みのために、LANによるネットワーク構築も必須である。

ガンマナイフは 223Tbq という大線源を使用する関係で、放射線防護には、特に、注意して設計されている。設置条件としては、放射線障害防止法に規定さ

れている条件は、すべてクリアしているが、設置後の保守点検、緊急時の処置および避難訓練なども必要である。治療システムは、患者フレームをヘルメットに固定後、照射時間を前もって設定しておけば、シールドドアの開閉、ベッドの移動などは、すべてコンピュータによる自動操作で行われ、信頼性の高い治療が行われる。また、機械の位置精度は、 0.1mm (Z方向) という仕様で設定されており、これ以上の位置誤差が生じると、コンピュータの判断により治療操作が中止される。室内条件としては、機械の構成部品の錆化やコンピュータなどの安全性のため、空調は必要である。

8.10.5 保守管理

大線源を使用し、かつ、高い精密度を必要とする機械であるので、据え付け後の保守管理は重要である。高い精度を維持するためには、トータル的に診断用画像のひずみも含め、定位脳フレーム、ガンマナイフの照射精度などすべてを考慮する必要があるが、ここではフィルムへの照射による放射線の焦点位置および焦点位置での吸収線量率の確認、機械構成部品の点検、定位脳フレーム、機能試験などの保守点検は少なくとも年2回は行う必要がある。

また、コバルト60の自然崩壊による線量の減衰があるため、数年ごとに線源の入れ替えが行われている。単時間で安全、確実にを行うために、専用の線源充填装置が用いられる (図8.10-16)。

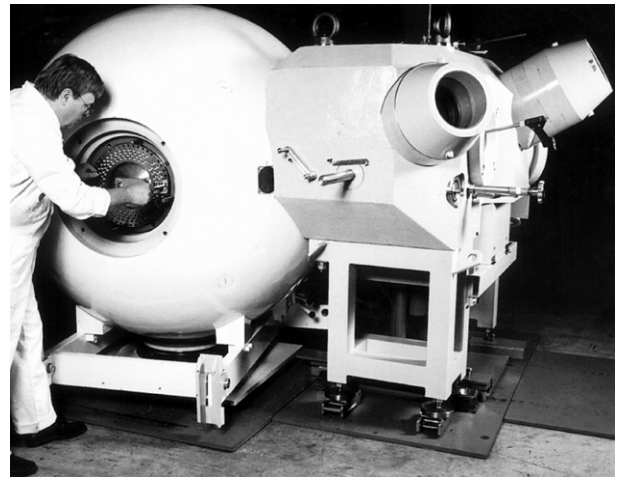


図 8.10-16 専用線源充填装置

8.10.6 今後の展望と方向

ガンマナイフによる治療は、疾患部の位置、大きさ、形状などの情報によるところが大きい。近年のCT、MRIなどの各診断装置の進歩にあいまって、治療数が飛躍的に伸びてきた。新しい診断モダリティ (PETやMEG) の発展により、新たな症例に対するガンマ

ナイフによる治療の研究も始まり，期待が高まってきた。また，診断画像などの質が向上し，より精度よく疾患部に放射線を照射できるようになってきた。

＜参考文献＞

- (1) 小林達也，木田義久，田中孝幸，他：ガンマナイフによる頭蓋内疾患の治療，現代医学，第39巻3号： 501-508，1992.
- (2) 田中孝幸，小林達也，木田義久： 脳動静脈奇形のガンマナイフ治療，脳卒中の外科20： 355-358，1992.
- (3) 小林達也，木田義久，田中孝幸： 小児脳神経外科疾患に対するガンマナイフの使用実験，小児の脳神経18： 173-178，1993.
- (4) 河本俊介，佐々木富雄，松谷雅生，他： Gamma Knife による定位的放射線照射療法，脳と神経，44： 205-217，1992.
- (5) 神保実，山本昌明： 脳動静脈奇形の新しい治療-ガンマナイフ治療を中心に-. 総合臨床，第42巻第12号.
- (6) Dan G. Leksell : Stereotactic radiosurgery, Neurological Research, 1987, Volume 9, June

第9編 骨密度測定装置

9.1 はじめに

骨密度測定装置（以下、本装置）は骨塩量測定装置とも呼ばれ、骨中に含まれるカルシウムを主体とするミネラル成分を g/cm^2 を単位として非侵襲的に定量することを目的とした装置である。

本装置の歴史は比較的新しく、1969年に Cameron, Sorenson などにより開発されたものに起源を発する。当時の装置は線源として放射性同位元素である ^{125}I を使用し、水バッグなどで覆われた前腕部、特に橈骨のカルシウム量を定量するものであった。その後、線源として ^{153}Gd を使用し、腰椎などの体幹部および全身を測定対象とする装置も開発され、一定の評価を受けたが必ずしも広く普及をみるには至らなかった。この理由として、a.測定時間が比較的長く、腰椎測定の場合で約20分、全身測定に至っては約1時間も要したこと b.測定精度（測定再現性）が腰椎測定の場合で、3～5%と臨床要求に対して必ずしも充分であるとはいえなかったこと c.線源として比較的半減期の短い放射性同位元素を使用していたため、定期的に線源を交換する必要があり、装置の維持・管理の面で煩雑さがあつたことなどが挙げられる。

前述の放射性同位元素を使用した装置は、水バッグを使用する前腕部用のものは SPA (Single Photon Absorptiometry: 単一光子吸収法)、腰椎用のものは DPA (Dual Photon Absorptiometry: 二重光子吸収法) と呼ばれる方法論に基づいており、いずれも放射線が骨中を透過する際に生ずる減弱をその論拠としていた。

これに対し、1986年頃、日本と米国でほぼ同時に、基本原理としては前述の DPA に基づきながら線源として X 線源を使用した装置が開発され、国内では1988年に橈骨専用機が製造承認を受け、次いで翌年、腰椎専用機が輸入承認を受けた。これらの装置は DPA に対して DXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry: 二重 X 線吸収法) と呼ばれ、前述の放射性同位元素を使用する方法と比較して短時間で高精度の測定を可能としたため急速に普及し、近年では、12,000台を超える装置が国内で稼働している。

本装置は人間の成長・退行過程に応じ、さまざまな用途があり、その代表的なものとして、

- a. 小児、学童期における骨成長の評価
- b. 若年成人期の最大骨量の評価

- c. 退行期における骨粗鬆症の検診
- d. 退行期における骨粗鬆症の診断
- e. 投薬効果の判定

などが挙げられる。このほか、2次的に骨密度の増減をきたす他の諸疾患、例えば、

- f. 腎疾患（人工透析などを含む）
- g. 副甲状腺疾患
- h. 胃切除に伴う骨軟化症
- i. ステロイド剤の長期投与

などにおいても骨密度をモニタすることを目的として用いられる。このほかに、超音波を用いて骨質を計測する装置 (Quantitative Ultra Sound: QUS) や末梢骨を対象とした骨密度専用の X 線 CT 装置 (Peripheral Quantitative Computed Tomography: PQCT) なども開発され、目的や用途に応じて使い分けられている。

ここでは、この骨密度測定装置、特に DXA 装置を中心として、その概要および使用方法などについて概説する。

9.2 装置の概要

9.2.1 測定原理

本装置は、前述のとおり、X 線などの放射線が物質を透過する際に生ずる減弱が、その物質の密度に依存して変化することを論拠としている。人体は放射線の減弱という観点でみたとき、骨および軟組織から成る2成分系と考えることができる。これら各成分の線吸収係数は放射線のエネルギーに依存して成分固有の値を示す。この性質に着目すると、2種のエネルギーを持つ放射線を交互にあるいは同時に人体に照射しながら被検体を走査し、透過放射線量を計測することによって、各走査点における各成分の厚み、さらには重量を推定することができる。

図9.2-1において、人体を透過する2種のエネルギーの放射線の全減弱量は、骨および軟組織、各成分の減弱量の積として下式で表すことができる。

$$I_L = I_{0L} \cdot \text{EXP}(-\mu_{BL}X_B) \cdot \text{EXP}(-\mu_{SL}X_S)$$

$$I_H = I_{0H} \cdot \text{EXP}(-\mu_{BH}X_B) \cdot \text{EXP}(-\mu_{SH}X_S)$$

ここで、各記号の意味は下記のとおりである。

- I_{0L}, I_{0H} : 入射放射線の強度
- I_L, I_H : 出射放射線の強度
- X_B, X_S : 各成分の厚み (cm)
- $\mu_{BL}, \mu_{BH}, \mu_{SL}, \mu_{SH}$: 線吸収係数 (cm⁻¹)
- B : 骨であることを表す添字
- S : 軟組織であることを表す添字
- L : 放射線のエネルギーが低いことを表す添字
- H : 放射線のエネルギーが高いことを表す添字

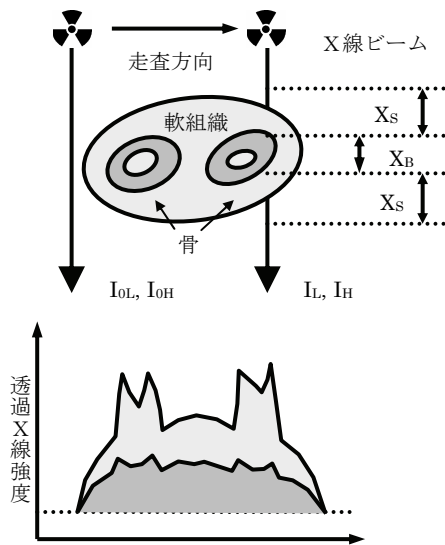


図 9.2-1 走査概念図

前式において、両辺の自然対数をとると下記の2元連立方程式が得られる。

$$\ln (I_{0L}/I_L) = \mu_{BL}X_B + \mu_{SL}X_S \dots\dots\dots ①$$

$$\ln (I_{0H}/I_H) = \mu_{BH}X_B + \mu_{SH}X_S \dots\dots\dots ②$$

これを X_B について解くと下式が得られる。

$$X_B = C \cdot (R_L - \alpha \cdot R_H) \dots\dots\dots ③$$

ここで、

$$\left[\begin{array}{l} R_L = \ln (I_{0L}/I_L) \\ R_H = \ln (I_{0H}/I_H) \\ \alpha = \mu_{SL} / \mu_{SH} \dots\dots\dots ④ \\ C = 1 / (\mu_{BL} - \alpha \cdot \mu_{BH}) \end{array} \right.$$

③式は減算の形をしていることから、この演算はエネルギーサブトラクションと呼ばれる。また、軟組織のみの領域では③式の左辺が0になることから、④式

の α は、

$$\alpha = R_L/R_H \dots\dots\dots ⑤$$

と定義することもできる。⑤式では実測値により α が定義されるため、このほうが被検者の個体差を吸収でき、より実際に骨密度を求めることができる。

③式で定義される X_B に骨の物理的密度 ρ_B を乗じて骨部関心領域内で積分すると骨塩量である BMC (Bone Mineral Content) を下式にて求めることができる。

$$BMC = \iint \rho_B \cdot X_B dx dy \quad (g)$$

また、上記 BMC を骨面積で除すことにより、最終的に、平面骨密度である BMD (Bone Mineral Density) を下式にて求めることができる。

$$BMD = BMC / \iint dx dy \quad (g/cm^2)$$

骨密度算出のための基本演算の概略は前述のとおりである。しかし、放射線が X 線である場合には、人体中での X 線の減弱が、線質硬化現象のため、厳密には指数関数では記述できないことから、正確な骨密度を算出するにはこの点を考慮した何らかの補正が別途必要である。市販されている装置はこのための補正機構を備えているが、その原理・方法は製造業者ごとにかかなり異なっているものと思われる。

しかし、この補正機構により直線性などに代表される骨密度測定装置としての基本性能は極めて良好に保たれており、このことが骨密度測定装置において DPA から DXA への遷移、すなわち、放射性同位元素から X 線への転換を促した大きな要因となっている。

9.2.2 装置の分類

(1) 用途別分類

本装置は測定対象部位の相違により、いくつかの種類に分類することができる。

- a. 全身用骨密度測定装置
- b. 腰椎・大腿骨用骨密度測定装置
- c. 末梢骨用骨密度測定装置 (橈骨, 踵骨用)

これらの装置間には本質的な差はなく、目的とする部位に応じて、装置の大きさ、走査機構、実効エネルギーなどが異なるのみである。図9.2-2、図9.2-3および図9.2-4に各々の装置の外観を例示する。

(2) 特性格別分類

本装置は前述の用途別分類のほかに、次に示すよう

に、その特性や方式などによっても分類することができる。

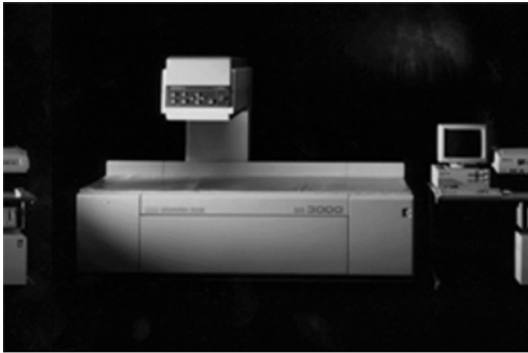


図 9.2-2 全身用骨密度測定装置の例



図 9.2-3 腰椎・大腿骨用骨密度測定装置の例



図 9.2-4 橈骨用骨密度測定装置の例

(2.1) X線出力方式による分類

- ① X線回折法 : 末梢骨用
- ② 管電圧切換法 : 全身用, 末梢骨用
- ③ Kエッジフィルタ法 : 全身用, 末梢骨用

(2.2) X線ビームの幾何学形状による分類

- ① ペンシルビーム形 : 約2~4mm直径
- ② ファンビーム形 : 約2×200mm

(2.3) 実効エネルギー

- ① 低エネルギー成分
 - ・ 全身用 : 約40~45keV
 - ・ 末梢骨用 : 約25~35 keV

② 高エネルギー成分

- ・ 全身用 : 約70~110 keV
- ・ 末梢骨用 : 約45~60 keV

9.2.3 装置の構成

現在市販されているほとんどすべての装置は、走査装置および演算制御装置の2種の装置により構成されている。

走査装置はX線発生装置、X線検出器、駆動部などにより構成され、検査対象部位の各画素におけるX線の強度を、1次元あるいは2次元データとして計測し、そのデータを演算制御装置へ転送する。

演算制御装置は、ほとんどの場合、汎用のパーソナルコンピュータに専用ソフトウェアを組み込んだもので、走査装置から転送されたX線計測データを用いて9.2.1項にて記述された方法で骨密度を解析し、ディスプレイ、プリンタなどの外部出力装置にその結果を出力する。

9.2.4 被ばく線量

本装置による被ばく線量は極めて低く、おおむね数十 μSv であり、胃の透視および胸部間接撮影などと比較して数十分の一から数百分の一に相当する。現在市販されている装置の被ばく線量を以下に例示する。

- (1) 全身用（腰椎・大腿骨用を含む）
 - ペンシルビーム形 : 10~24 μSv
 - ファンビーム形 : 4~35 μSv
- (2) 末梢骨用
 - ペンシルビーム形 : 4~35 μSv

9.3 測定結果のスコア化

本装置による測定結果は、平面骨密度、すなわち単位面積当たりの骨重量 (g/cm^2) として得られる。しかしながら、実際の診療に際し、この結果のみから診断を下すにはかなりの困難をとまなうのが実態である。なぜなら、その数値の妥当性を性別、年齢、病態などを考慮に入れ、総合的に判断するにはかなりの熟練と経験を必要とするからである。

このため、得られた測定値を、あらかじめ装置に備えられた標準値（正常値）データベースと比較してスコア化し、診断の指標として用いることが広く行われている。学会、公的機関などから提示されている診断基準や検診基準なども、多くはこのスコアに基づいている。この意味で測定結果のスコア化は極めて重要な概念といえる。

9.3.1 Zスコア

「被検者の測定値」と、「同性別、同年齢の標準値」の比較により定義されるスコアである。具体的には次の2種がある。

- ・Zスコア = (測定値－標準値) / 標準偏差
- ・%Zスコア = (測定値/標準値) × 100 (%)

このZスコアは、若年成人において、骨密度を同年齢の標準値と比較して、食生活、運動の指導などに役立てる場合によく用いられる。

9.3.2 Tスコア

これに対して、Tスコアは、同年齢の標準値ではなく、「同性別の若年成人の標準値」と「被検者の測定値」の比較によって定義されるスコアである。具体的には次の2種がある。

- ・Tスコア = (測定値－標準値) / 標準偏差
- ・%Tスコア = (測定値/標準値) × 100 (%)

このTスコアは、退行期の被検者の若年期からの骨密度減少を評価する場合によく用いられる。前述の学会、公的機関などから提示されている診断基準や検診基準なども、多くはこのTスコアに基づいている。この意味で本スコアは最も重要性の高い骨密度の指標であるといえる。

9.3.3 各種診断基準

本装置を用いて骨粗鬆症の検診、診断を行う場合の基準については、学会、公的機関などからいくつか提示されている。これらについて詳述することは本書の目的とするところではないため、ここでは説明を省略し、代表的基準の名称を例示するのみにとどめる。詳しくはそちらを参照されたい。

- ・原発性骨粗鬆症診断基準(2000年度改訂版)⁽³⁾
- ・老人保健法による骨粗鬆症検診マニュアル⁽⁴⁾

9.4 標準的測定方法

本装置を用いて実際に測定を実施する場合の手順・方法は、基本的には各々の装置に付属する取扱説明書などによるべきである。しかし、装置の運用面、特に測定再現性の確保などの面で共通して注意を払わなければならない事項もまた存在するため、これらについてここで概説する。

9.4.1 腰椎測定

(1) データの収集

被検者の状況によっては、次に示すように腰椎測定自体が不向きである症例もあるため、これらの点をあらかじめ確認しておく。

- a. 著しい疼痛を伴う症例
- b. 骨折および強度の骨変形などを伴う症例
- c. 血管、リンパ節の石灰化などを伴う症例
- d. 直前にX線の吸収に影響を及ぼす他の検査(造影検査、核医学検査など)を受けた症例
- e. その他

以下に腰椎測定の基本的手順、注意事項などについて概説する。

(1.1) 走査条件の決定

走査速度などが可変である装置の場合は、患者の体厚、検査目的(スクリーニング、精検)などに応じて適切な速度を選択する。

(1.2) 被検者の体位

仰臥位とし、生理的湾曲の矯正のため専用足台などを用いて下肢を挙上させ、ベッドに腰部が密着するよう注意する。また、被検者の体軸が装置の長軸と平行となるよう注意を払う。

(1.3) 走査開始位置の決定

装置に内蔵されている照光器などを用いて、両腸骨稜又は剣状突起などを目標として決定する。

(1.4) 走査中の注意事項

被検者の体動の有無、被服などに含まれる異物の有無、表示される椎体位置などに注意を払い、不適切な場合は再走査を行う。

(2) データの解析

解析の手順は装置によりかなり相違するため、ここでは一般的注意事項についてのみ述べる。

(2.1) 解析対象椎体の選択

腰椎全5椎体のうち、L1およびL5を除くL2～L4椎体が臨床では多用される。また、各種診断基準などにおいて「腰椎骨密度」という場合には暗黙のうちにこの「L2～L4骨密度」を指している場合がほとんどである。したがって、特別な事情がない限り、これらの椎体を解析対象椎体として選択すべきである。

(2.2) 解析範囲の決定

骨密度解析においてこの解析範囲の決定は重要である。9.2.1項の「測定原理」の中で述べられているように、骨部領域以外の軟組織にて定義される α (⑤式の定義による)は骨密度のオフセット調整(0g/cm²の定義・調整)の役割を果たすため、この α を適切に、また再現性良く決定するためには、同じくこの解析領域を適切に、再現性良く設定する必要がある。

この設定は手動または半自動で行われるのが通常で、このための基準、方法については各々の装置の取扱説明書に従う必要がある。図9.4-1にこの設定例を示す。この例ではL2～L4の解析を実施することを想定して、上下2本のカーソルをL2, L4の上方および下方約1 cm

に設定し、左右2本のカーソルを椎体長軸線を挟んで対称に約12 cmの距離を隔てて設定している。

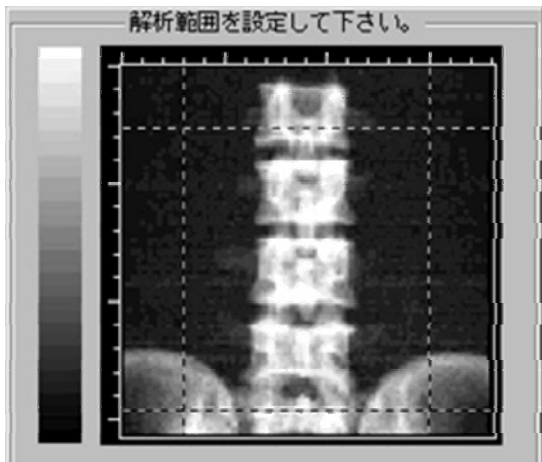


図 9.4-1 解析範囲の設定例

(2.3) 自動認識された椎体の確認および修正

ほとんどの装置において椎間部および骨部領域は自動認識される。しかしながら、側湾症などの症例では椎間線が正しく描画されない場合も生ずる (図9.4-2)。

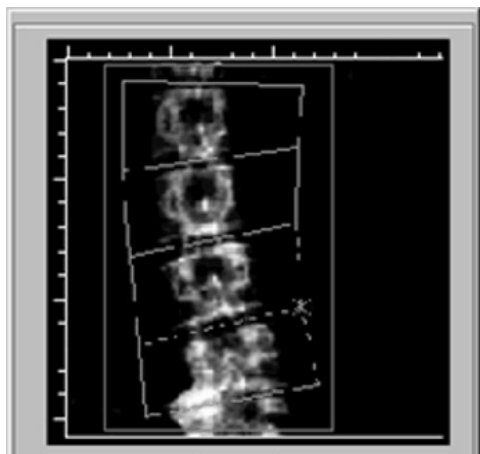


図 9.4-2 椎間線斜方修正の例

また、骨密度が著しく低下している場合や体厚が著しく大きい場合などでは椎体の一部に欠損を生ずるなどの認識異常が発生する場合がある (図9.4-3)。こうした場合には骨密度画像を良く観察する、あるいは X 線フィルムを参照するなどの手段により該当部位を手動で修正する必要がある。また、こうして修正された椎間線、骨部関心領域(ROI)は次回測定の際にも参照し、関心領域の再現性を確保することが重要である。このようにして図9.4-4に例示されるような解析結果が得られる。

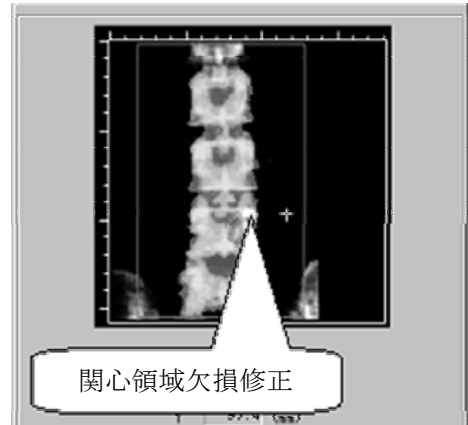


図 9.4-3 関心領域欠損修正の例

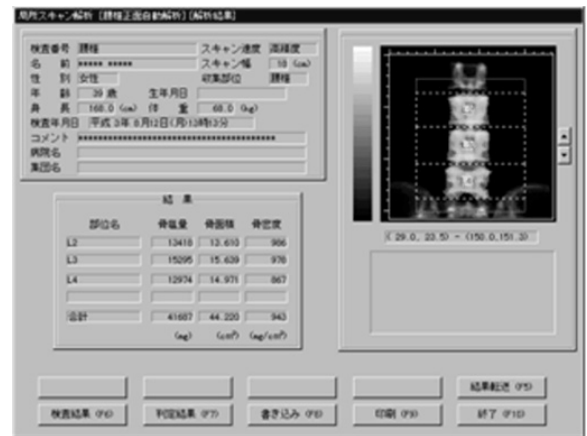


図 9.4-4 解析結果表示例

9.4.2 橈骨測定

橈骨専用機は小形で扱いやすいため臨床では非常に多用されている。DXA 装置全体の約79%を占めているともいわれている⁶⁾。本装置は、腰椎専用機以上に取り扱いの面では各装置間で相違があるため、ここでは基本的な注意事項についてのみ述べる。

(1) 測定対象部位の選択

橈骨それ自身は全体として一本の長管骨であるため、橈骨測定とはその中でどの部位の測定を指すのかということを明確に定めておくことは極めて重要である。この測定部位に関する定義は装置により若干の相違が存在するが、最も一般的な定義は、図9.4-5に示すように尺骨長と尺骨茎状突起を基準とする方法である。

すなわち、尺骨長の1/3、1/6、1/10だけ尺骨茎状突起から近位側に離れた部位に対応する橈骨の部位として、橈骨の測定部位を定義する方法である。この中で1/3部位は主として皮質骨骨密度を反映し、1/10部位は海綿骨骨密度と皮質骨骨密度の両方を反映してい

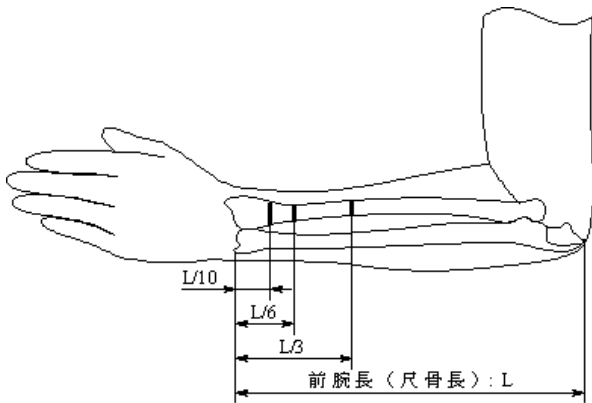


図 9.4-5 測定部位の定義

る。1/6部位は、特殊な例を除き、ほとんど測定対象とはならない。

装置によっては上記のいずれでもない方法で測定部位を定義するものもある。詳細は個別の装置の取扱説明書を参照されたい。

(2) 前腕部の位置決め

前述のとおり、尺骨茎状突起が測定の開始基準位置となるため、この位置を正確に指示することが重要である。この方法として、骨密度画像に基づく方法、照光器を利用してデータ収集時に直接被検者の前腕にて指示する方法などがあるが、いずれの場合でも位置決めは慎重に行う必要がある。

(3) 前腕長の測定

測定に先立って被検者の尺骨長を測定しておく必要があるが、この測長も専用治具などを使用して慎重に行う必要がある。装置によってはこの測長を含めて自動的に行うものもある。

過去に測定履歴がある場合には、成長期にある小児などを除いて、尺骨長は毎回実測せず、前回値を使用する方が測定再現性の確保という点で有利である。

(4) 前腕の体位

装置にもよるが、多くの場合、前腕は非利き腕を回内位にて測定する。

9.5 精度管理

本装置は本質的には画像診断装置ではなく、定量装置（分析装置）であるため、日常的に、あるいは定期的に管理・点検を行い、測定精度などを確認しておくことが望ましい。点検すべき内容の中には、装置が自動的に校正を行うため使用者側での実施が不要なも

のもあるが、使用者側で定期的に、また独自に行うことが有効であるものもある。点検の結果、異常が疑われる場合には速やかに製造業者に連絡し対策を講じる必要がある。

点検内容によっては使用者側での実施が困難なものも少なくない。このため、使用者側での管理・点検以外に、製造業者と保守契約を結び、装置の品質を保つ努力もまた重要である。

ここではこれらの管理・点検内容のうち、使用者側で実施可能な測定精度に関する事項について概説する。

9.5.1 日常的精度管理

原則的には毎日、使用前に下記にあげる校正および測定を実施しておくことが望ましい。装置の校正については、通常は装置に付属している専用ファントムを使用し、専用プログラムを実行することにより必要事項は自動的に行われる。その他の事項については使用者側で適切なファントムを選択し（装置付属のファントムでも良い）、これを測定して測定値のドリフトの有無などを観察しておくことが望ましい。もしこれらに異常がある場合には、装置の軽微な故障などを示唆している可能性がある。

- ・専用ファントムによる校正
装置の自動校正機能を利用して実施する。
- ・測定再現性
あらかじめ選択したファントムを繰り返し測定し、測定値の再現性を変動係数（CV）で評価する。
- ・測定値
あらかじめ選択したファントムを測定し、それらの経時的（経日的）変化を変動係数（CV）などで評価する。

9.5.2 定期的精度管理

毎月1回または半年に1回位の割合で、適切なファントムを使用して、下記にあげる項目の測定、確認を実施しておくことが望ましい。

- ・骨密度直線性
骨密度の数値が既知であるファントムを使用して、測定値との比例関係を相関係数などで評価する。臨床的に観察され得る骨密度範囲での直線性は本装置にとって重要な性能のひとつである。
- ・骨密度均一性
骨密度が均一であるファントムを使用して、複数の局所的（部分的）測定値が撮影領域内で均一であることを変動係数（CV）などで評価する。測定対象となる椎体などが撮影領域内のどこに

あっても同一測定結果が得られることは本装置にとって重要な性能のひとつである。

・骨密度の体厚非依存性

同一骨密度で軟組織の厚みが異なるファントムの組を使用して、ファントム厚に依存せず、常に一定の測定値が得られることを変動係数 (CV) などで評価する。被検者の体格、肥満度などに依存せず、同一測定結果が得られることは本装置にとって重要な性能のひとつである。

9.6 その他の骨密度測定装置

骨密度測定装置は、厳密には (狭義には) 光子吸収法に基く装置、すなわち、DXA 装置、SXA 装置および QCT 装置のことを指す。しかし、広義には類似した目的で使用される他の骨評価装置もこの範囲に含めて考えることができる。また近年ではこうした装置も多数商品化されつつある。ここでは DXA 装置以外の装置の中で pQCT 装置と QUS 装置をとりあげ、その概要を簡単に紹介する。

9.6.1 pQCT (Peripheral Quantitative CT)

基本原理は現在汎用 CT を用いて実施されている QCT 法と同一であるが、本装置は末梢骨の骨密度測定に特化した装置である。このため、一般の画像診断に供されることはまれである。また骨密度を g/cm^3 を単位として得るための基準ファントムも装置に内蔵されており、測定にあたって特別なファントムを必要としないなど相違点も多い。このため、汎用 CT 装置とは一線を画した装置と考えることもできる。しかしながら基本原理は汎用 QCT 法と同一であるため、その詳細については、「第2編 X 線 CT 装置の骨密度測定」の項を参照されたい。

ここでは QCT 法との相違点、および骨密度測定上での DXA 装置との相違点について列記するのみにとどめる。

- 測定対象部位は前腕などの末梢骨である。
- 測定再現性が汎用 QCT と比べて高い。
※具体的には、汎用 QCT では3~5%であるのに対し、pQCT では0.5%~1.5%である。
- 被ばく線量が汎用 QCT と比べて低い。
- 小形であり、操作が比較的簡単である。
- DXA 装置では得られない体積骨密度 (g/cm^3) が得られる。
- 海綿骨と皮質骨の分離測定が可能である。
- 骨の力学的強度に関するパラメータを計測することができる。

※具体的には、断面2次モーメントなどがその例

である。

DXA 装置の出現により、汎用 QCT 法による骨密度検査件数は減少したが、pQCT は、汎用 QCT 法や DXA 装置にないその特長によって、将来の有力な骨密度検査法のひとつとして期待されている。

9.6.2 QUS (Quantitative Ultra Sound)

さまざまな種類のものが出現しつつあるが、多くは踵骨を測定対象としており、踵を透過する超音波の音速と減衰を測定し、それらを複合した骨評価指数を最終結果としている。この骨評価指数は各製造業者により様々なものが提案されているが、一例として下記を紹介する。

$$\text{OSI} = \text{BUA} \times \text{SOS}^2$$

ここで、各記号の意味は下記のとおりである。

- | | |
|---|--------------------|
| { | OSI : 音響的骨評価指数 |
| | BUA : 踵を透過する超音波の減衰 |
| | SOS : 踵を透過する超音波の音速 |

この種の装置は DXA 装置などとは異なり、骨中のミネラル成分を定量するものではない。この意味では骨密度測定装置の範疇には含まれず、またその生理的・臨床的意味についてもまだ不明確な点が残されている。しかしながら、その簡便性からスクリーニング装置として用いられるケースが増えてきている。主な特長を下記に示す。

- 小形であり、操作が簡単である。
- X線を使用しないためさまざまな利点がある。
- 被ばくがない。
- 設置場所を選ばない。
- 小児にも適用し易い。
- 検査時間が短い。
- 現段階では解明されていないが、DXA では評価されない「ミネラル量以外の何らかの情報」を提供しているのではないかという可能性も期待されている。

<参考文献>

- H.K.Genant, et al. : Bone Densitometry and Osteoporosis Springer
- 日本放射線技術学会 学術交流委員会班報告 : 胸・腰椎 X 線撮影法と骨塩定量法の基準化 日本放射線技術学会雑誌 第55巻 第2号 165-187 (1999)
- 日本骨代謝学会 骨粗鬆症診断基準検討委員会 : 原発性骨粗鬆症の診断基準 (2000年度改訂版) Osteoporosis Japan Vol.9, No.1, 2001
- 厚生省老人保健福祉局老人保健課 : 骨粗鬆症検診マニュアル 日本医事新報社

- (5) 骨塩定量分析装置機種別装置台数: Osteoporosis Japan Vol.11, No.4, 2003
- (6) (財) 骨粗鬆症財団: 骨塩定量分析装置設置医療機関名簿 (2000)
- (7) 藤田 他: オステオポロシス 診断と治療 ライフサイエンス
- (8) 松本, 渡辺 他: 骨塩量測定法の発達 西村書店
- (9) 日本ラジオアイソトープ協会: やさしい放射線とアイソトープ P.32-33

第10編 光トポグラフィ装置

10.1 はじめに

脳の働きを計測する方法として、脳の神経活動を経皮的に電気信号(EEG)や磁気信号(MEG)として計測する方法がある。一方、神経活動の亢進と脳血流の変化の関係を利用して、間接的に脳の活動を計測するPETやfMRIと近年開発された光トポグラフィがある。光トポグラフィは近赤外分光法を用いて完全無侵襲に高次脳機能を画像化する方法である。柔軟な光ファイバーを頭皮に接触させることで計測できることから、他の脳機能マッピング法と比べて被験者を固定して動かないようにする必要がなく、拘束性の低い計測法で、さらに微弱な光を使用することから、安全で何回でも計測が可能な利点がある。

近赤外分光法を応用して脳血流の酸素状態の分析に最初に応用したのは1977年のJobsisであり、1993年に4つの研究施設から、近赤外分光法による酸素飽和度計を用いて脳機能を計測する可能性が示唆された。

1995年に日立中央研究所から光トポグラフィのコンセプトと実際の高次脳機能画像が発表された。1980年代に光CTの研究が行われたが、人の頭部を光で透過させることが困難であるため、高次脳機能を司る大脳皮質の計測が可能な光トポグラフィへと展開した結果であり、日本が生んだ新技術である⁽¹⁾。

10.2 光トポグラフィ装置

10.2.1 原理

(1) 光トポグラフィ

光トポグラフィ装置は、被検者の皮膚の上から近赤外光を照射して体内の血中へモグロビンによる光学変化を計測する装置で、複数の光源と光検出部を組み合わせることで酸素化および脱酸素化へモグロビン量の変化を同時計測して、2次元の分布画像(トポグラフ)として表示することができる⁽²⁾。光トポグラフィは近年特に脳活動に伴う血液量変化の計測法として精神科診断やリハビリテーションなどの医用分野はもとより、認知科学・心理学・教育分野など多岐にわたり注目を集め始めている⁽³⁾⁻⁽⁵⁾。

(2) 計測原理

通常、人間の目で知覚できる可視光は、生体中での光散乱が強く頭皮上から脳を計測することは非常に

困難である。しかし波長の長い近赤外光は、生体内の透過性が比較的高く、頭皮上から大脳の表面に到達するようになる。この透過性は、白色光を指や掌を通して見ると、波長の長い光が透けて見える現象と同じである。大脳皮質を頭皮上から計測する原理を示したものが図10.2-1である。

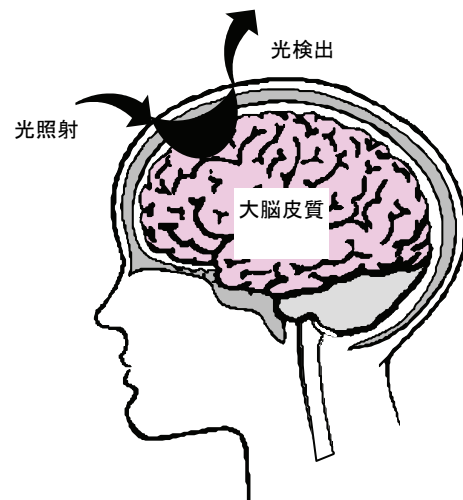


図 10.2-1 近赤外光による頭皮上からの大脳皮質計測

近赤外分光法では、血液中に含まれるヘモグロビンの光吸収特性は図10.2-2に示されるもので⁽⁶⁾、これを利用して酸素化及び脱酸素化ヘモグロビンの濃度変化、さらにそれらヘモグロビンの総和であり血液量に対応する全ヘモグロビン濃度変化を計測する。脳の活動は、直接的には神経細胞の活動電位によって示されるが、この神経活動の結果エネルギー代謝が活発と

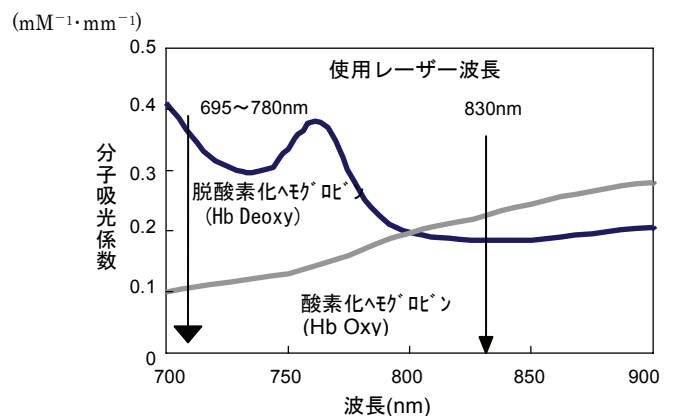


図 10.2-2 ヘモグロビンの光吸収スペクトル

なり，グルコースや酸素を脳に供給する血液量が2次的に増加し，ヘモグロビン濃度変化も脳機能計測の重要な指標となっている。

10.2.2 構成と機能

(1) 装置構成⁽⁷⁾⁻⁽¹⁰⁾

光トポグラフィ装置の例を用いて以下に記す。図10.2-3に検査中の風景を示したが，被検者の頭部に近赤外光の照射と検出するための複数の光ファイバを取り付け計測する。構成は，図10.2-4に示すように照射光を発生する光源部，これを被検者へ送る照射用ファイバ，大脳皮質からの光を集光し検出器へ導く検出用光ファイバと電気信号に変換するフォトダイオード，変調信号を計測分離する計測回路部および，データ変換・処理および表示部よりなる。

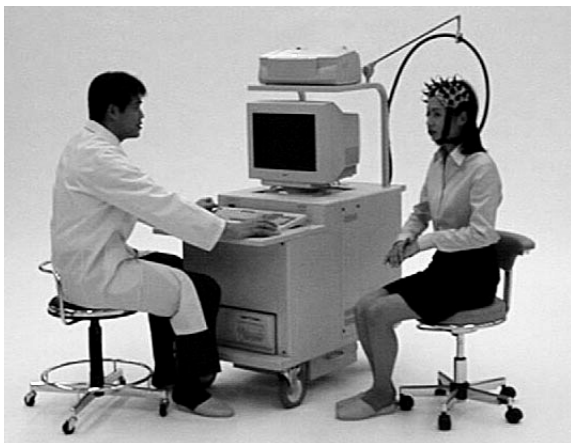


図 10.2-3 光トポグラフィの計測風景

管理は不要な光強度のレベルである。光検出は大人の場合、入射点から約3cm離れた位置で検出用プローブにより集光され，高感度の光検出器により電気信号に変換される。各検出器からの信号は，計測部の配置に対応した組み合わせ回路を通して光源の変調周波数に同期したロックインアンプに接続され，信号が抽出される。これらの信号は最小0.1秒の間隔で同時計測され，それぞれの光波長と通過した領域によって分類されてヘモグロビン量の変化として画像上に表示される。

検出部は，図10.2-5に示すように光照射用プローブおよび検出用プローブが計測部表面に格子状に配置され，計測領域の光透過特性の分布を効率よく計測する。光トポグラフィ装置では計測点数が24チャンネルの場合，図10.2-5に示す種類の計測配置が可能で，計測対象の位置や特性に応じてユーザが選択できる。

開発が進んで計測数は多くなり，全脳域可能な装置も開発されているが，原理的には同じである。

計測配置	3×3	4×4	3×5
プローブ ○ 光源 ◆ 検出			

図 10.2-5 計測プローブ配置

(2) 計測信号処理

計測対象となる血液に含まれるヘモグロビンの光吸収特性は図10.2-2に示したが，2波長の計測信号の変化から両物質の吸収スペクトル特性を用いて計算される。各計測位置における波長λの検出光量 $R(\lambda)$ は近似的に次式で示される。

$$-\ln\left[\frac{R(\lambda)}{R_0(\lambda)}\right] = \epsilon_{oxy}(\lambda)C_{oxy}d + \epsilon_{deoxy}(\lambda)C_{deoxy}d + a(\lambda) + s(\lambda) \quad (10.2-1)$$

ここで， $R_0(\lambda)$ は照射光量， $\epsilon_{oxy}(\lambda)$ と $\epsilon_{deoxy}(\lambda)$ は波長λにおける酸素化および脱酸素化ヘモグロビンの分子吸光係数， C_{oxy} と C_{deoxy} は酸素化および脱酸素化ヘモグロビン濃度， d は大脳皮質の活動領域での実効的な光路長， $a(\lambda)$ はヘモグロビン以外の色素（チトクローム aa_3 等）による光吸収による減衰， $s(\lambda)$ は組織の光散乱による減衰を示す。脳に対する刺激が加えられると，ヘモグロビン等の色素濃度および酸素化の割合が変化し，検出光量は以下のように変化する。

$$-\ln\left[\frac{R^{sti}(\lambda)}{R_0(\lambda)}\right] = \epsilon_{oxy}(\lambda)C_{oxy}^{sti}d + \epsilon_{deoxy}(\lambda)C_{deoxy}^{sti}d + a^{sti}(\lambda) + s(\lambda) \quad (10.2-2)$$

ここで，上付き文字“sti”は，刺激が加えられてい

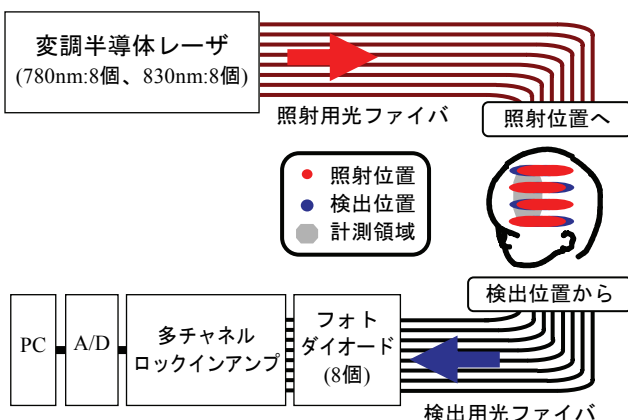


図 10.2-4 光トポグラフィのシステム構成

光源部で発生した2波長のレーザー光は，同時に光ファイバから導かれ，光ファイバを頭部に固定するプローブから被検部に照射される。光強度は約3mW/mm²であり，IEC60825でクラスIMに分類され，特別な

る積算法で、被検者に一定の長さで負荷と休止期間を繰り返し与え負荷時と安静時の差から反応を計測する。状態での各変数の値を示している。近赤外の波長領域において、生体中でのヘモグロビンによる光吸収は、 $a(\lambda)$ の主要項であるチトクローム aa_3 の10倍程度大きいので、刺激による $a(\lambda)$ の変化を無視して、 $a(\lambda) = a^{sti}(\lambda)$ を仮定する。さらに、(2)式から(1)式を差し引くことにより次式を得る。

$$-\ln\left[\frac{R^{sti}(\lambda)}{R(\lambda)}\right] = \epsilon_{oxy}(\lambda)\Delta C_{oxy} + \epsilon_{deoxy}(\lambda)\Delta C_{deoxy} \dots\dots(10.2-3)$$

ここで、

$$\Delta C_{oxy} = (C_{oxy}^{sti} - C_{oxy}) d$$

$$\text{および} \Delta C_{deoxy} = (C_{deoxy}^{sti} - C_{deoxy}) d$$

と定義した。

大脳皮質の活動領域内での実効的光路長 d を求めることは現実的に困難なため、脳活動に伴う相対的なヘモグロビン濃度変化である ΔC_{oxy} と ΔC_{deoxy} を単位 $\text{mM}\cdot\text{mm}$ で求めることにする。各計測位置において、2波長計測により ΔC_{oxy} と ΔC_{deoxy} についての(3)式の連立方程式を解くことでこれらの濃度変化（および ΔC_{oxy} と ΔC_{deoxy} との総和としての全ヘモグロビン濃度変化）を求める。各計測位置におけるこれらヘモグロビン濃度変化の値を、補間によりトポグラフィ画像とする⁽⁸⁾。

10.2.3 脳機能計測例と特徴

(1) 計測例

2波長の計測信号の変化からは2種の酸素化、脱酸素化ヘモグロビン量の変化が両物質の光吸収スペクトルを用いて計算される。さらに本装置には2種類の計測モードがある。

第1の計測モードは、fMRIなどで用いられている。さらにこれを繰り返して加算平均し、計測精度をあげることができ、信号変化が小さく計測の困難な大脳活動を正確に測定することが可能になる。

第2の計測モードは、計測開始からのヘモグロビン量変化を継続的にモニタするもので、手術中のモニタやてんかん発作等のモニタに利用できる。酸素化・脱酸素化ヘモグロビンの時間変動を表したタイムコースのグラフマップと、これをもとに構成したトポグラフィ画像が表示できる。なお、トポグラフィ画像は動画として表示することができるため、大脳皮質の局所の時間変化を観察するのに適している。

図10.2-6にMRIで得られた脳表上に光トポグラフィ画像をスーパーインポーズした図を示す。3次元表示でさらに動画として再生可能なため、大脳皮質の賦活部位をわかりやすく表示できる⁽¹⁰⁾。

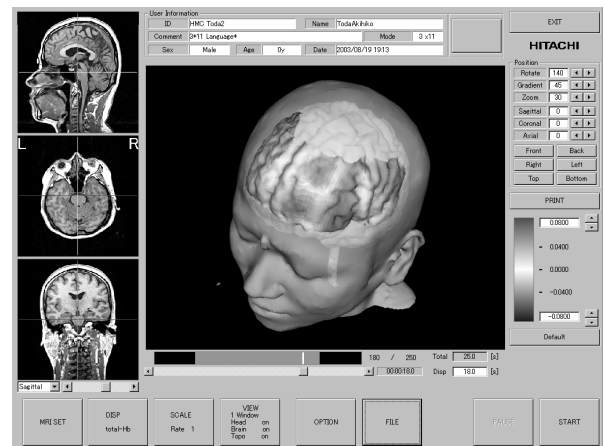


図 10.2-6 光トポグラフィの大脳皮質への3次元表示

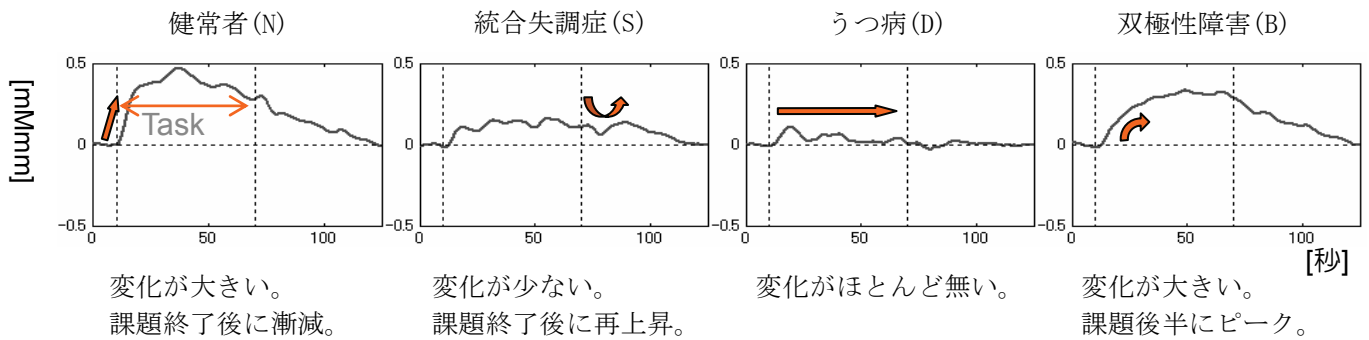
(2) 使用上の特徴

光トポグラフィ装置の特徴は、大脳皮質における血液量変化に伴うヘモグロビン量の変化を2次元的にダイナミックに計測できることにあるが、さらに低エネルギーで微弱な近赤外光を用いるため以下の特徴も有する。

- (a) 安全なため、長時間計測や繰り返し計測も可能で患者の経過観察にも利用できる。
- (b) 柔軟な光ファイバーをプローブに用いるため被検者の少しの動きにも対応可能であり、計測に伴う被検者の頭の動きが避けられない負荷試験や、長時間の静止の困難な小児や乳幼児、また安静の難しい痴呆などの精神疾患患者にも適用容易である。
- (c) 装置が比較的小型で移動可能なため、診療室での外来検査、さらにはベッドサイドでの使用も可能である。
- (d) 電氣的なノイズや外来光による影響を受けにくく、EEGやMRIとの併用も可能である。さらに特別なシールド等が不要であり、使用場所を選ばない。

10.2.4 今後の課題と動向

光トポグラフィ装置は、2002年4月に術前のでんかん焦点診断や言語半球診断に光トポグラフィ検査として保険適応が認められている。さらに精神科やリハビリテーション等の臨床用として研究が進められている。特に精神疾患診断では、除外診断のための検査は行われているが、精神疾患診断に適用可能な客観的指標を与える検査機器は無いと言ってよい。2004年に群馬大の福田等により光トポグラフィにより得られる前頭前野の言語課題の波形が精神疾患により異なり、客観的指標として役立つとの発表が初めてな



前頭部血液量変化の疾患毎平均波形(Oxy Hb, 前頭部左下チャンネル)

図 10.2-7 精神疾患診断への応用

された⁽¹¹⁾。さらなるデータの積み上げにより、精神科診断への応用が具体化されることが期待されている。

図10.2-7は、精神疾患患者の言語刺激にたいする前頭前野の酸素化ヘモグロビンの変化パターンを表しており、疾患により時間変化に特徴がある。客観的な診断データとして利用できるものと期待されている。

臨床への応用のほか、認知科学への応用も活発になっている。特に今まで計測できなかった健常な乳幼児の脳機能計測が可能になったことで、今後さらに計測領域の拡大が図られ、脳の発育や教育の領域にも応用範囲が広がるものと期待できる。

日本発の技術である光トポグラフィが臨床応用や認知科学・教育学などに貢献し、人類の平和と幸福の一助になればと期待する。

<参考文献>

(1) 小泉他：光トポグラフィを用いた脳機能計測 計測と制御 Vol.42 No.5 2003

(2) 山下 他：無侵襲脳機能計測システムとしての光トポグラフィ開発, MEDIX vol 29,1998

(3) T. Kato, et al.: Human visual cortical function during photic stimulation monitoring by means of near-infrared spectroscopy. J. Cereb.Blood Flow Metab. 13: 516-520, 1993

(4) Y. Hoshi and M. Tamura: Dynamic multichannel near-infrared optical imaging of human brain activity. J. Appl. Physiol. 75: 1842-1846, 1993

(5) A. Villringer, et al.: Near infrared spectroscopy (NIRS) : a new tool to study hemodynamic changes during activation of brain function in human adults. Neurosci. Lett. 154: 101-104, 1993

(6) S. Wray, et al.: Characterization of the near infrared absorption spectra of cytochromeaa3 and hemoglobin for the non-invasive monitoring of cerebral oxygenation. Biochim. Biophys. Acta. 933: 184-192, 1988

(7) A. Maki, et al.: Spatial and temporal analysis of human motor activity using noninvasive NIR topography. Med. Phys. 22: 1997-2005, 1995

(8) Y. Yamashita, et al.: Near-infrared topographic measurement system: imaging of absorbers localized in a scattering medium. Rev. Sci.Instrum. 67: 730-732, 1996

(9) E. Watanabe, et al.: Non-invasive functional mapping with multi-channel near infra-red spectroscopic topography in humans. Neurosci. Lett. 205: 41-44, 1996

(10) 市川他：光トポグラフィ装置 ETG-100の開発 MEDIX VOL.34 2001

(11) T. Suto et al ; Multichannel Near-Infrared Spectroscopy in Depression and Schizophrenia: Cognitive Brain Activation Study. A Journal of Psychiatric Neuroscience Vol.55 No.5 March 1,2004

第11編 新分野・新技術システム

11.1 はじめに

画像診断装置は大きな変革期を迎えている。大きな波としては、形態診断に加えて機能診断、3次元画像、治療との連携、薬剤を用いた画像化などが求められている。特に分子イメージングという細胞レベルでの画像化を行う診断手法は、薬剤の開発を含めた全く新しい診断方法の提案である。この技術を支えるドラッグデリバリーシステムについても本章で取り上げることにした。

また、治療システムも画像処理と組み合わせることにより、精度を向上するとともにさらに安全に実施できるようになった。ここで紹介する装置は、いずれも工学的な技術革新と医学の進歩により、将来医療システムそのものを変えてしまう可能性を持っている。

11.1.1 生体磁気計測装置

生体磁気計測は、神経活動により生じる電流から発生した微弱磁場を捕らえて画像化する装置である。地磁気の1億分の1程度の磁場を計測するため、超伝導現象を利用した SQUID（超伝導量子干渉素子）を用いて高性能磁気シールドルーム内にて計測を行う。

機能診断の研究に有効な方法であり、脳磁図や心磁図の計測に使用されている。

脳機能診断を行う装置としては、ファンクショナル MRI や PET 等による研究が進んでいるが、時間分解能・空間分解能などの点で SQUID を用いた計測が現在では主流である。

SQUID・シールドルームの高機能化が進み、てんかんの焦点位置推定、外科手術前の脳機能マッピングなどで実用化され、保険適用されるに至っている。また、MRI 画像とのフュージョンにより形態情報と重ねあわせて表示することが可能となり、臨床での有効性がさらに高まった。

心機能診断においては、非侵襲性と時間分解能が優れたメリットを活かし、心筋虚血や胎児の診断に用いる臨床評価が行われている。

本システムは、高性能シールドルームや超伝導現象を利用するための液体ヘリウムが必要となり、経済性の改善が求められている。しかし、高温超伝導デバイスの研究が行われており、経済性についても早期改善が期待できる。

11.1.2 コーンビーム撮影装置

CT 装置での体軸方向における分解能の改善や、時間分解能の改善を目指してマルチスライス CT が製品化され広く普及している。一方、コーンビーム（円錐）X 線と2次元検出器を用いた撮像装置による改善の研究も行われている。1回の撮像にて広範囲の3D 画像が得られ、血管撮影装置における C アームと組み合わせ、IVR(Interventional Radiology)における治療支援や、歯科用 CT 装置としてインプラント施術時の正確な位置確認や顎矯正などの手術計画・結果の確認などに使用されるようになった。特に半導体センサーを用いた FPD(Flat Panel Detector)の実用化により、大視野化、空間分解能の大幅な改善、ダイナミックレンジの改善が実現し、コーンビーム CT 画像の画質は大幅に改善された。CT 装置と比べると濃度分解能は改善の余地が大きい、FPD のダイナミックレンジの改良が進められており、その差は急速に縮まるものと期待される。

11.1.3 クライオサージェリー

凍結治療（クライオサージェリー）は正常組織を温存し、腫瘍を凍結壊死させる治療法であり古くから行われてきた。凍結治療は、低温麻酔効果により痛みが無く、正常組織の自然治癒が期待できるなど被験者にとって有益な治療方法である。しかし、凍結範囲の正確なモニタリングができないため、完全な治療が行われたことを確認できないという課題があった。一方、MRI 装置はシーケンスを工夫することにより、凍結部を無信号域とすることが可能であり、治療範囲を正確にモニタリングすることができる。MRI に対応した非磁性凍結プローブも開発され、肝癌・胃癌・子宮筋腫への治験が行われるところまで来ている。今後、MRI 装置・凍結プローブのさらなる改良により、患者にやさしい凍結治療が普及するものと期待される。

11.1.4 分子（モレキュラー）イメージング

分子イメージングとは、疾病による形態の変化が生じる前に、細胞レベルの変異を画像化することにより、疾病の早期発見・新たな治療方法の実現を目的としている。背景として、人の DNA に書き込まれた塩基配列の解明が行われたことにより、遺伝子とたんぱく質の関係が明らかになり、将来、疾病に寄与するたんぱく質の同定ができる可能性が出てきたことが上げられる。しかしながら、分子レベルの生体情報を直接画

像化することは困難であり、画像化したい分子に対して特異的に結合する標識化合物（分子プローブ）を用い、その分子プローブを画像化する技術が開発されている。PET では放射性分子プローブが、MRI ではガドリニウム系の分子プローブが、光イメージングでは蛍光プローブが用いられている。それぞれの計測装置において、検出感度・空間分解能および時間分解能などの基本機能の大幅な改善が求められており、分子イメージングを臨床レベルで実現するためにはさらなる研究開発が必要である。

11.1.5 ドラッグデリバリーシステム

ドラッグデリバリーシステム (Drug Delivery System) とは、薬剤を特定の患部のみへ確実に送り届けるシステムである。副作用を抑え薬剤濃度を正確にコントロールできるため、より効果の高い薬剤の開発が可能となる。薬剤が特定の患部に送り届けられたことをモニタリングすることは非常に有益である。薬剤はリポソーム等のキャリアに内包されて患部へ運ばれ、そこで薬剤が放出される。薬剤を放出するためにキャリアを破壊する必要がある、患部の特異性、た

とえば細胞内酵素や低 pH 状態などを用いて制御する方法があるが、より効率的に行うためには外部から、光・熱・磁場などをかけて破壊を促進することが有効であり、超音波装置や MRI 装置を用いた研究が進んでいる。将来は分子イメージング技術と融合して診断から治療までをサポートする、分子レベルでのドラッグデリバリーシステムが実現し、新しい次元での医療を提供するものと期待される。

11.2 生体磁気計測装置 (SQUID 応用)

生体内の神経や筋肉の活動にともない発生する電気生理現象は、これまで筋電図・心電図・脳波 (脳電図) などとして利用されてきた。一方、神経活動にともない電流が発生すると同時に磁場も発生するので、生体内の電気生理現象を磁場情報として測定することも可能である。生体磁気計測装置は、生体の透磁率が真空中とほぼ同じであることから、電気生理現象の信号源位置を特定することができるという特徴を持つ。

生体磁気計測装置は、脳磁と心磁の測定に主に応用されている。

表 11.2-1 生体磁気計測の進展

1960年代 1963 1964 1967 1968	(黎明期) G. Baule, R. Mcfee R. C. Jaklevic et al. D. Cohen D. Cohen	200万回巻のコイルで心磁界測定 DC-SQUID による超伝導干渉効果の確認 誘導コイルにより心磁界測定 誘導コイルにより脳磁界測定
1970年代 1970 1972 1975 1978	(基礎研究期) J.E. Zimmerman D. Cohen, J.E. Zimmerman D. Cohen J. Ahoepilt, et al. BTi 社 M. Reite et al.	一次微分型コイル付きの SQUID 磁束計を開発 SQUID で心磁界測定 SQUID で脳磁界測定 2次微分型 SQUID を用い磁気シールド無しで脳磁界測定 1chDC-SQUID 開発 聴覚誘発脳磁界測定
1980年代 1981 1982 1984 1985 1987 1988 1989	(マルチ ch 移行期) S. J. Williamson, L. Kaufman M. B. Ketchen BTi 社 D. Brenner et al. ヘルシンキ工科大 中西ら ヘルシンキ工科大 BTi 社 Siemens 社	二次微分型 SQUID で体性感覚誘発脳磁界測定 プレーナ型 DC-SQUID 開発 7chDC-SQUID 開発 視覚誘発磁界測定 7ch SQUID システム開発 ベクトル型マグネトメータ開発 7ch SQUID システム開発 37ch SQUID システム開発 37ch SQUID システム開発
1990年代 1990 1992 1992	(大型装置移行期) 日本 CTF 社 Neuromag 社	(株) 超伝導センサ研究所 64ch SQUID システム開発 122ch SQUID システム開発

(注) 下線は主な装置の進展

脳磁図(MEG)は、f-MRI・PET・脳波と同様に脳神経活動を計測する装置であるが、「非侵襲である」、「ミリ秒以下の時間分解能を持つ」、「5mm以下の空間分解能を持つ」などの特徴を兼ね備えた唯一の手法である。そのため脳磁図は、高次脳機能解明のツールとして、また臨床ではてんかんの焦点位置推定、運動野・感覚野等の位置同定による脳外科手術前の脳機能マッピングとして利用されている。

また、心磁図(MCG)は、心筋虚血の診断や胎児心磁図への臨床応用研究が活発化してきている。

生体磁気計測は1963年、Baule, McFee らによる200万巻のコイルでの心磁計測が世界初である⁽¹⁾。本格的な生体磁気計測は、1969年 MIT のCohen, Zimmerman らが磁気シールドルーム内で点接触型SQUID を用いた心磁計測に端を発する⁽²⁾。以来、SQUID・電子回路・磁気シールドルーム等の要素技術の開発が進み、100チャンネルを超える脳磁場計測装置が製品化 (Neuromag, 横河電機など) され、国内の20~30施設で利用されている⁽³⁾。さらに、2004年4月には保険適用が開始された。

心磁図は、64チャンネルシステム (日立ハイテクノロジー) が2002年に製造承認され、臨床評価が活発に行われている⁽⁴⁾。本節では、脳磁場計測装置を中心に、原理・構成・応用などを紹介する。

11.2.1 原理

(1) 脳磁場の発生機序とその信号強度

人の脳内から発生する磁場は、大脳皮質の錐体細胞の興奮性シナプス電位に起因する⁽⁵⁾。大脳皮質内には多数の溝があり、溝の一部が興奮すると脳内に電流双極子電源が発生する (図11.2-1)。この電流により頭表面に発生する電圧を計測する手法が脳波測定であり、発生する磁場を計測する手法が脳磁測定である。頭は、頭皮・頭蓋骨などの高電気抵抗層と脳脊髄液などの低電気抵抗層などから構成されているため、頭表面で計測した電圧分布から電流双極子の位置を正確に計算することができない。一方、頭の透磁率は真空中とほぼ同じであることから、頭の表面に多数の磁気センサを配置し磁場分布を計測することにより、脳内の電流双極子の位置を推定することができる。

電流双極子は、大脳皮質の溝の形状によりさまざまな向きを持つ。脳の表面に平行な電流は、頭の表面に磁場のわきだしと吸い込みを作る。一方、脳の表面に垂直な電流から発生する磁場はお互いに打ち消し合うため、頭の表面に磁場をほとんど発生しない。

脳磁の大きさは図11.2-2に示すように地磁気の1億分の1程度と極めて微弱であり⁽⁶⁾、これを検出できるセンサは SQUID (超伝導量子干渉素子) のみであ

る。SQUID は、室温動作の最高感度を持つフラックスゲート磁気センサより1000倍以上高感度である。

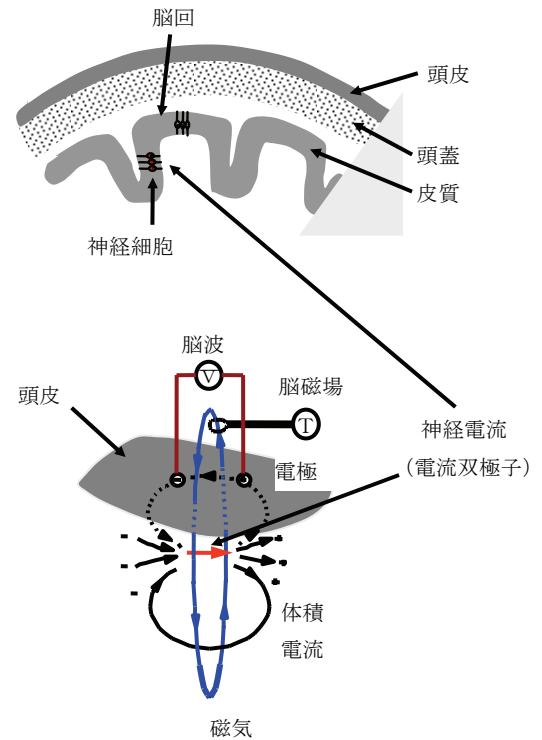


図 11.2-1 脳の構造と神経電流

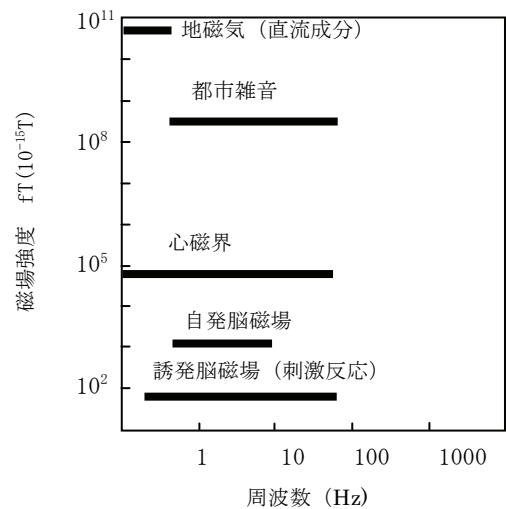


図 11.2-2 生体磁場の強度

(2) 超伝導の原理⁽⁷⁾

ここでは超伝導現象の最も特徴的な現象である、永久電流 (電気抵抗 0) について定性的に説明する。この現象が「量子論的な物理現象が巨視的に現れたものである」ということを最初に予見したのが F. London である。彼は超伝導リング上の電子が一軌道上に並び、1つの波動関数としての性質を持つこと、つまり一周期で波動関数の位相が π または $2n\pi$ を加えた値に戻

ればこの不思議な現象を理解できるものとした。ところが電荷のキャリアは電子でありこれは元来、散乱を容易に受けるフェルミ粒子である。このためどんな低温でも必ず抵抗値を生じることになる。この問題を解決したのが J. Bardeen, L. N. Cooper, J. R. Schreffer の3人が提唱した BCS 理論である。この理論によれば、電子はフォノン（格子振動）を媒介としてクーロン反発力を上回り、電子対（クーパー対）を作る。クーパー対は集団で位相関係を保って運動し、超伝導電子があたかも1つの波動関数として表現されるというわけである。

超伝導現象にはそのほか、マイスナー効果・磁束の量子化・ジョセフソン効果があり、これらの磁氣的性質を利用したのが SQUID である。

(3) SQUID の動作原理⁽⁸⁾

SQUID は、弱い超伝導接合を挟んだ2つの超伝導体の間に電子の量子干渉により電流が流れる現象（ジョセフソン効果）を利用したセンサである。その接合はジョセフソン接合(Josephson Junction: JJ)と呼ばれ、超伝導リング中に JJ を1個持つものを RF-SQUID, 2個持つものを DC-SQUID と呼んでいる。

近年では磁気雑音が小さくまた駆動回路が簡単なことから、DC-SQUID が広く用いられている。図11.2-3に DC-SQUID の模式図と動作原理を示す。(c)に示すように、SQUID リングを貫く磁束 Φ_x が磁束量子、 $\Phi_0(=2.07 \times 10^{-15} \text{Wb})$ の整数倍のとき、最大臨界電流 I_{cmax} 以下の電流なら SQUID の両端に電圧 V が発生しない。SQUID リングを貫く磁束 Φ_x を徐々に増やしていくと、(b)に示すように臨界電流 I_c は徐々に小さくなり、 Φ_x が磁束量子 Φ_0 の半整数倍になったときに最小臨界電流 I_{cmin} となる。このように DC-SQUID の臨界電流 I_c は、磁束量子 Φ_0 を基本周期とする磁束 Φ_x の周期関数となっている。ここで一定の直流バイアス電流 I_b を DC-SQUID に加えると、(d)に示すように、SQUID の両端に発生する電圧 V は SQUID リングを貫く磁束 Φ_x に対応して変化し、その周期は磁束量子 Φ_0 となる。したがって、この電圧 V の変化を測定することにより微小な磁場の変化を知ることができることから、SQUID は磁気センサとして用いられる。実際には、(d)に示すように磁束と電圧の関係は非線型であり、このままでは大きなダイナミックレンジが得られないため、後述する FLL (Flux Locked Loop) 回路と呼ばれる駆動回路により線形化される。

11.2.2 構成と機能

脳磁場計測装置は、頭の周囲に多チャンネルのセンサ

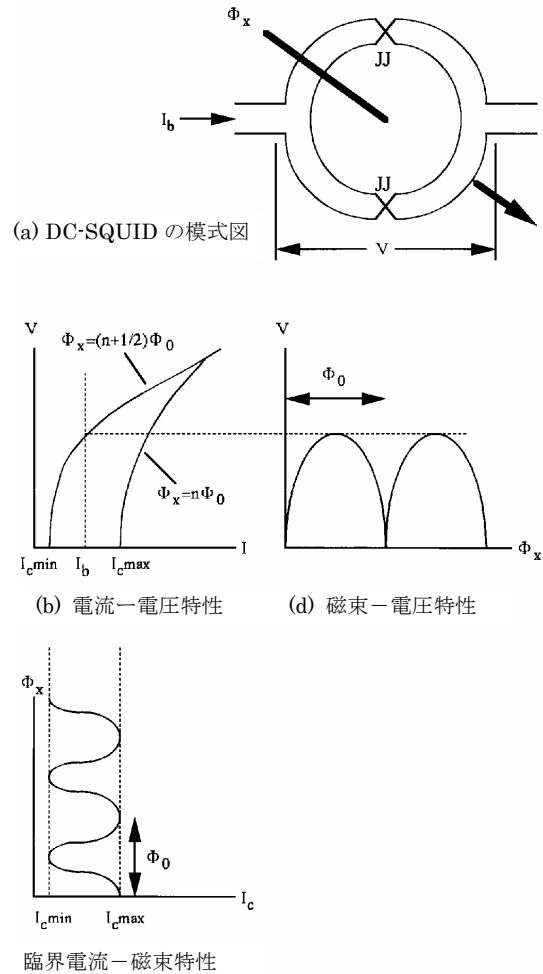


図 11.2-3 DC-SQUID の模式図と動作原理

を配置して頭部表面に発生する磁場分布の時間的変化を計測し、そのデータから脳内の神経活動位置を推定して MRI などの画像上に表示する装置である。脳磁場計測装置の構成例を図 11.2-4 に示す。この装置は、脳磁場を検出する SQUID センサ部、センサを駆動する SQUID 駆動回路部、SQUID センサ部を保持するガントリ、被検者が横たわるベッド、外界の磁気雑音を遮へいする磁気シールドルーム、SQUID 駆動回路の信号を A/D 変換やフィルタ処理をするデータ収集部、信号波形表示や推定された活動位置を推定するデータ表示解析部などから構成される。また付属品として、患者の頭部と検出コイルの相対位置を計測する位置検出装置、誘発脳磁場を発生させるための音・光・電気等の各種刺激装置、患者モニタ装置、液体ヘリウム供給装置などがある。

(1) 脳磁場を検出する SQUID センサ部

SQUID センサ部は、SQUID, 検出コイル, 液体ヘリウムデュワなどから構成される。

脳磁場計測装置では、前述した SQUID で直接磁場

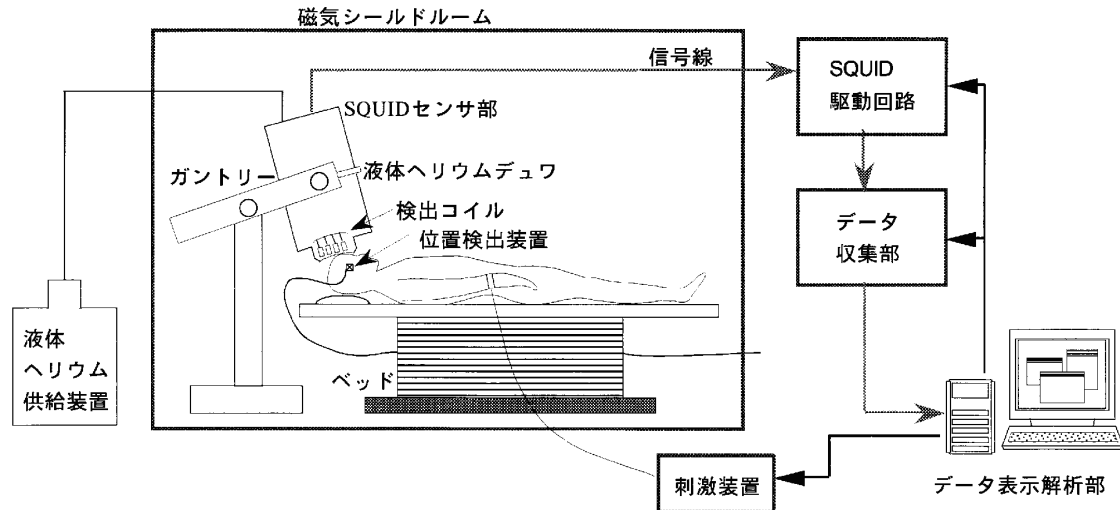


図 11.2-4 脳磁場計測装置の構成例

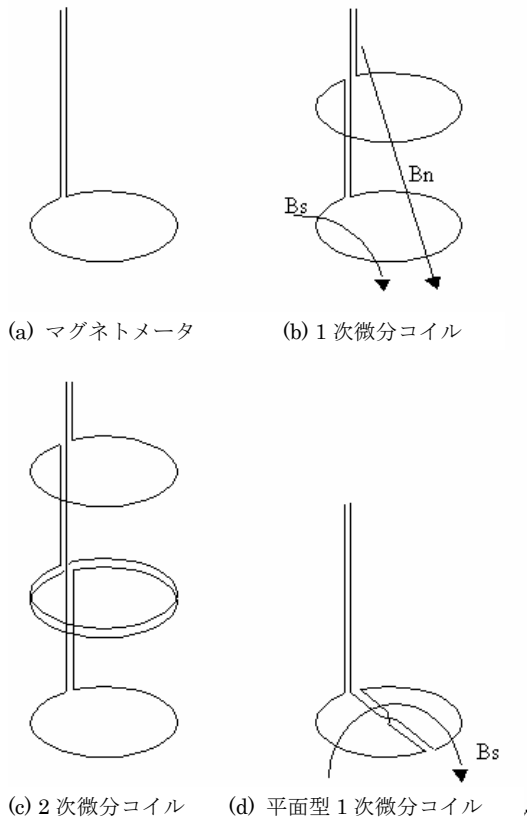


図 11.2-5 各検出コイル

を捕捉するのではなく、検出コイルと呼ばれる超伝導のコイルにより磁場を捕捉し、磁気トランスを経て SQUID に伝達される方式が一般的に用いられている。検出コイルの例を図 11.2-5 に示す。(b) では、2 点の磁場の差分を検出するので、十分遠方で発生した均一な環境磁場 B_n は上下に逆方向に巻かれたコイルにより打ち消され、検出コイルに近接した頭から発生した磁場 B_s のみが検出される。マグネトメータを採用した

システムでは、磁場の差分を取らないため高感度であるが、環境磁場の影響を受けやすいため、頭部から離れた位置に配置された環境磁場計測用検出コイルとのソフトウェア差分により、環境磁場を打ち消す。

検出コイルと SQUID は、FRP 製の液体ヘリウムデュワ内に実装され、液体ヘリウム中に浸漬される。脳磁場計測装置は、10 Liter/day 程度の液体ヘリウムが蒸発するため、週 1~2 回液体ヘリウムの補充が必要となる。

(2) SQUID 駆動回路

SQUID の駆動は、SQUID への入力磁束を打ち消すようにフィードバックをかけ、動作点を固定するいわゆる FLL(Flux Locked Loop)回路方式がとられる⁽⁹⁾ (図 11.2-6)。このとき、検出コイルと入力コイルで構成される超伝導ループに差交する磁場の総和は一定に保たれる。これにより磁束—電圧変換特性を線形応答に変えダイナミックレンジを広く取ることができる。

(3) データ表示解析部

データ表示解析装置は、測定した磁場データから磁場を発生した磁場源の位置と強度を計算により求め、脳内の活動部位を MRI 画像上に重ね合わせ表示する。

脳内の電流双極子は微小な区間において流れる電流であり、向きと大きさを持った電流モーメントと呼ばれる物理量で単位は、 $A \cdot m$ で表される。電流双極子が発生する磁場は、Biot-Savart の法則という電流と磁場の関係式によって表すことができ、この式を用いて、磁場の空間的な分布から脳内の磁場源を求めることになる。このような手段として従来から広く用いられてきたのが最小自乗法である⁽⁵⁾。これは、計測さ

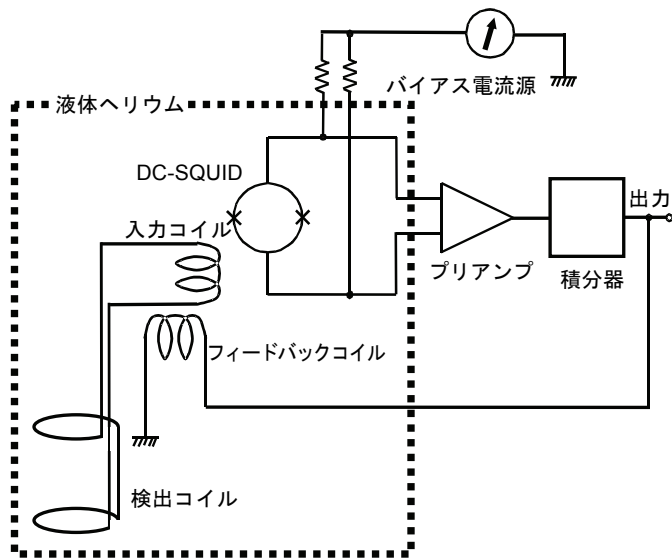


図 11.2-6 SQUID 駆動回路(FLL 回路)

れた磁場データに最も良く一致する磁場を発生させる電流双極子の位置と電流モーメントを求める方法で、1個あるいは数個の磁場源を求める場合には非常に有効である。最近では電流密度分布や複数の電流双極子で広がりを持つ興奮をモデル化する試みもある(10)-(13)。

(4) 磁気シールド

脳の神経活動により発生する磁場は、地磁気の1億分の1程度と非常に微弱である。そのため脳磁計測は、磁気シールドルームの中で行われる。脳から発生する磁場の周波数は DC~1kHz 程度であるため、磁気シールドルームはパーマロイなどの高透磁率材料により構成される。しかし、DCにおける磁気シールドルームの遮へい率は1/100~1/1000であるため、前述した差分構造を持つ検出コイルや加算測定との組み合わせにより脳磁計測が可能となる。また、低周波の遮へい率が優れている高温超伝導磁気シールド筒も開発されている(14)。

(5) ガントリ・ベッド

ベッドは患者が楽な姿勢で数十分程度固定できるような工夫が必要である。最近、座位・仰臥位のいずれの姿勢でも計測できる全頭型脳磁場計測装置が開発されている。ガントリ・ベッドは検査室内に設置されるため非磁性の駆動・制動機構や磁気雑音の少ない構造材料の選定が必要である(15)(16)。

11.2.3 実際の装置と応用

全頭型195チャンネル脳磁場計測装置の外観を図11.2-7に示す(17)。

心磁場計測の代表的な応用例としては、

- (a) 不整脈信号源推定(18)
種々の不整脈、心筋梗塞による磁場分布の計測と信号源推定による診断が行われている。
- (b) 胎児心磁図(20)
胎児の心拍動は心電図の波形を生じるが、その起電力は小さく心電計では検出できない。胎児心磁図は母親の心電の影響を受けず、胎児の心臓病の診断に応用する研究が進んでいる。

脳磁場計測では、

- (a) 脳機能マッピング
各種の感覚刺激によって大脳皮質から誘発される脳磁図を計測することにより、運動・知覚・聴覚・視覚・臭覚などの機能を担う脳の部位を高精度に同定することができる(21)(22)。これにより、脳外科手術を安全に行うことができる。
- (b) てんかん
外科治療が必要な難治性てんかんの異常部位の推定に用いられる(23)。
- (c) 高次脳機能の解明
脳磁場計測の高い時間分解能により、文字認識や記憶などの高次脳機能の解明に利用されている(24)。



図 11.2-7 195チャンネル脳磁場計測装置の外観

11.2.4 設置条件と安全

生体磁気計測装置の設置に関しては、以下の点に考慮しなければならない。

(1) 磁場環境

磁気シールドルームの遮へい率は、数 Hz 以下で急激に低下する。したがって、地下鉄・電車・エレベーターなどの大きな構造体が移動するとノイズとなる可能性がある。設置の前に磁場環境を測定し、磁気シールドルームの性能を検討する必要がある。

(2) 振動

磁気シールドルームを設置した床が振動すると、ガントリーに振動が伝わりノイズとなる。したがって設置は、地下または1階が望ましい。

(3) 空調および換気設備

生体磁気計測装置は、ノイズの問題から冷凍機を使用できないため、液体ヘリウムを週1~2回補充する必要がある。そのため、十分な空調および換気設備が必要である。

11.2.5 今後の課題と方向

脳磁計は、保険適用に伴う臨床応用の活発化、および PET や f-MRI などの手法と組み合わせられて脳機能の非侵襲解析装置として今後も発展すると期待される。将来望まれる課題は、

- (a) 液体ヘリウム蒸発量の低減など、ハンドリング・メンテナンスの容易性。
- (b) 広がりを持つ磁場源の推定など新しい電源推定法技術の発展。
- (c) 経済性の改善（低価格化）
- (d) 脊髄など、脳磁・心磁以外の新しい応用開発などがあげられる。

心磁計は、液体ヘリウムが不要である高温超伝導 SQUID や簡易磁気シールドなどの研究が行われており、脳磁計よりメンテナンス性や経済性の改善が早く進むと期待される^{(4),(27)}。

<参考文献>

- (1) G. Baule, R.McFee: Detection of the magnetic field of the heart. Am Heart J 66 [1], 95~97 (1963)
- (2) D.Cohen, EA.Edlsack, Zimmerman JE: Magnetocardiograms taken inside a shielded room with a superconducting point-contact magnetometer Appl. Phys. 16 (7), 278~280 (1970)
- (3) 中里信和: 脳磁図臨床応用の国内の現状. 第21回日本生体磁気学会大会論文集, Vol.19, No.1, 28~29 (2006)
- (4) 神鳥明彦: 心磁計の研究開発の現状と今後の展望, 第21回日本生体磁気学会大会論文集, Vol.19, No.1, 14~15 (2000)
- (5) 原宏, 栗城真也編: 脳磁気科学 —SQUID 計測と医学応用—, オーム社
- (6) 上野照剛: 生体と磁気, BME, 2 [10], 643~650
- (7) 岸野正剛: 超伝導エレクトロニクスの物理, 丸善
- (8) 小林俊一: 超伝導現象, 産業図書
- (9) D. Drung, et al: IEEE Trans. Magn. Vol.27, NO.2, 3001 (1991)
- (10) P. Grummich et al: Localization of focal spontaneous beta wave activity associated with structural lesion in the brain, Biomagnetism, 25~53 (1993)
- (11) A. Grunwald et al: Analysis of auditory evoked fields using a distributed-source model, Biomagnetism, 136~137 (1993)
- (12) Robinson SE and Vrba J: Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry(SAM), Biomagnetism, 302~305(1999)
- (13) Kajihara S. et al: Spread Source Analysis by Moving Mesh Method, Biomagnetism, 236~239 (1999)
- (14) H. Ohta and T. Matsui: Neuromagnetic SQUID Measurement in a Superconducting Magnetic Shield, IEEE Trans. Applied Superconductivity, Vol.7, 4073~4076, No.2, 1999
- (15) 高田洋一他: 環境磁場雑音の解析~生体, 導体の動きに伴う磁場発生メカニズム~, MAG-92-83, 67~75 (1992)
- (16) 高橋克夫他: 生体磁場計測システム構成材料の磁気雑音の計測と解析, MAG-94-35, 11~16 (1994)
- (17) 小谷誠他: ベクトル型全頭脳磁界測定システム, 第12回日本生体磁気学会大会論文集, Vol.10, No.1, 80~81 (1997) 写真は, 東京電機大学超伝導応用研究所のご好意による。
- (18) 葛西直子他: 心磁図計測による副伝導路の位置推定—カテーターを用いた侵襲的計測法との比較—, 医用電子と生体工学 32: 231~237 (1994)
- (19) 神崎秀明他: ST 波形および QRS 波形を用いた虚血性心疾患の解析, 第15回日本生体磁気学会大会論文集, Vol.13, No.1, 26~27 (2000)
- (20) 堀米仁志他: 胎児期及び小児期心疾患の心磁図診断, 第15回日本生体磁気学会大会論文集, Vol.13, No.1, 22~23 (2000)
- (21) K. Rieke et al: Magnetic source imaging in cerebrovascular diseases, Biomagnetism, 16~17 (1993)
- (22) 中里信和, 吉本高志: 磁気脳波(MEG)の臨床応用. 神経進歩, 38(2): 238~245, 1994
- (23) C. C. Gallen et al: Identification of epileptic regions via MEG focal slow wave localizations: comparisons with EEG monitoring, Biomagnetism, 36~37 (1993)
- (24) 高倉公朋, 大久保昭行編: MEG —脳磁図の基礎と臨床—, 朝倉書店
- (25) (社) 日本画像医療システム工業会: 医用画像システム実用ハンドブック
- (26) (社) 日本画像医療システム工業会: X線診断装置の保守管

理データブック

(27) 横澤宏一他：SQUID（超伝導量子干渉素子）磁束計と心磁計測への応用，日本応用磁気学会第15回第129回研究会，47～54（2003）

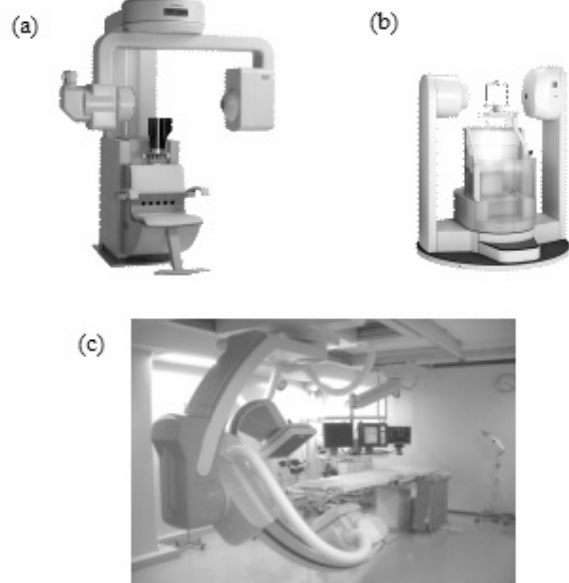
11.3 コーンビーム3D撮影装置

11.3.1 コーンビーム3D撮影とは

スパイラルX線CTでは，ファン状（扇形）のX線ビームと1列またはマルチ列の検出器を用いて，ガント리를高速連続回転しながら3D撮影を行う．これに対して，コーンビーム3D撮影（または，コーンビームCT）装置とは，コーン（円錐，角錐）状のX線ビームと2次元検出器を用いて，1回転5～10秒の回転で3D撮影を行うものであり，3次的に等方的な高い空間分解能が得られる特徴がある⁽¹⁾．

1990年代後半から2000年代前半には，オープンガントリ型や被検者回転型が試作され，臨床評価に適用された⁽²⁾⁽³⁾．オープンガントリ型システムはガントリ型の特徴である良好な計測系位置の再現性精度を保持しながら，造影検査における被検者へのアクセスも容易である．被検者回転型は，立位または座位で回転し，X線源と検出器は静止状態のまま撮影するもので，自然な生活状態（体重負荷状態）での膝，股関節，肩，肺などの3D画像が得られる．

影することの有用性は大きいことが実証された．その後，被検者はいすに座り，撮影系が水平回転する歯顎顔面用装置と，循環器用のCアーム型装置へコーンビームCT機能を追加したものが実用化されている（図11.3-2）．



(a) 歯顎顔面用装置 (b) 同 (c) 天井走行Cアーム型装置
図 11.3-2 製品化されているコーンビームCT装置の例



(a) オープンガントリ型 (b) 被検者回転型

図 11.3-1 臨床評価に使用されたコーンビームCT装置の例

これらの装置は検出器として16型 I.I.-CCD カメラを用いている．約5秒または約10秒で360度の1回転を行い，毎秒60枚の速度で，それぞれ288または576枚の撮影を行う．I.I.出力面と CCD カメラの間には光学絞りをもち，CCD カメラ出力信号が飽和しないよう回転撮影中に1フレームごとに絞りを制御している．さらに，立位・座位型の装置では，被写体の厚さに応じてX線パルスの幅が変化する制御を行っている⁽⁴⁾．

これらの装置を用いた臨床評価により，骨や肺や造影剤などコントラストの高い被写体を高分解能で撮

通常の360度回転撮影データは，線源と検出器の方向に関して2倍の冗長性をもつ．これに対して，冗長性のないデータを用いる方式として，約200度の回転撮影のデータを用いる方式（180度アルゴリズム）があり，Cアーム装置に適用されている．図11.3-3はその視野径の説明図で，撮影系を回転軌道面に垂直な方向から見たものである．360度の撮影データがある

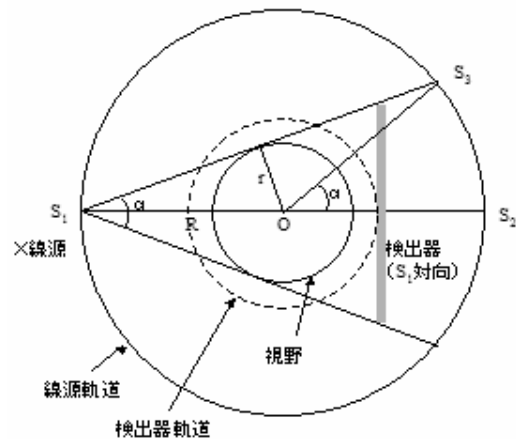


図 11.3-3 コーンビームCTの視野径の説明図

場合の視野径 r は、

$$r = R \sin \frac{\alpha}{2} \quad (11.3-1)$$

となる。ただし、 R は線源と回転中心の距離、 α は線源が検出器を見込む角である。

次に線源が S_1 から反時計周りに回転して冗長性のないデータにより、同一の再構成視野を得るために必要な回転範囲は S_3 の位置までとなり、 $180^\circ + \alpha$ の回転が必要である。180°アルゴリズムは、撮影系が360度回転できない場合や撮影時間を短時間にしたい場合に有効である。

11.3.2 実用装置の構成と機能

(1) 歯顎顔面用装置

図11.3-2(a)(b)の装置は、I.I.+CCD カメラを検出器としている。球形の視野をもち、撮影用途により視野サイズを切替えることができる。視野モードと視野直径、画素ピッチ (スライス厚)、および対応する I.I. 型の関係を表11.3-1に示す⁽⁶⁾。

表 11.3-1 歯顎顔面用装置の視野直径と画素ピッチ

視野モード(例)	視野直径	画素ピッチ スライス厚	Image Intensifierの型		
			12型	9型	7型
Facial mode	約19cm	約0.4mm	↑		
Panoramic mode	約15cm	約0.3mm			
Implant mode	約10cm	約0.2mm	↓	↑	
Dental mode	約5cm	約0.1mm			↓

いずれも、10秒で360度の1回転を行い、その間連続X線を照射しながら1.25度間隔で288枚の投影を撮影する。これらの装置では、とくにインプラント向けに利用が急速に拡大している。

(2) 循環器用 C アーム

図11.3-2(c)はX線透視下で血管内のカテーテルを操作して検査しながら、同時に薬剤の投与や塞栓などの治療を行う IVR(Interventional Radiology)対応装置である。Cアームにコーンビーム CT 機能を付加することにより、IVRの現場で専用 CT なしで造影 CT 画像の取得や腫瘍を栄養している血管の確認が可能となり、患者の負担軽減と医療の効率化に繋がることが期待されている。

30×40cm の大型フラットパネル検出器(FPD)を搭載しており、空気領域などの X 線減弱の少ない領域での検出器の飽和を防ぐため、アルミニウムの凹面 X 線フィルタを適用することにより、投影像のダイナミックレンジを圧縮している例もある。

回転撮影におけるデータ収集時間は5秒で、この間に、Cアームは200度の回転を行い、毎秒30フレームの速度で合計150枚の投影像を撮影する。FPDからのデータ読出しは2×2画素の同時束ね読出しとし、画素サイズ0.194mm、2048×1536画素のFPDに対して画素サイズ0.388mmの1024×768画素の収集を行うことで高速撮影を可能としている。

撮影されたデータは演算器へ自動転送され、生成した画像は自動表示されるとともに、DICOM仕様に標準化され、外部の3次元画像表示装置へ自動転送される。

コーンビーム CT 撮影では、あらかじめ天板および被写体なしの条件でエアデータを撮影し、そのあと造影剤注入後の被検体の回転撮影を行う。また、造影剤の注入前後に被検体の回転撮影を行ってそれぞれマスク像とライブ像を収集し、それらのサブトラクション像の再構成を行えば、造影血管のみが画像化される。標準 X 線条件は、X 線管電圧110kV、X 線管電流250mA、X 線パルス幅5ms である。このときの回転中心線量は4.4mR であり、標準の CT より低線量である。

3次元CT画像が得られる領域は直径約235mm、高さ約176mmの円柱の内部で、撮影終了から画像の自動表示までに要する時間は約2分30秒である。

(3) 補正演算

コーンビーム CT におけるデータ処理の概要を図11.3-4に示す。多方向からの撮影像に対して、まず、投影補正処理としていくつかの補正を行い、次に3次元再構成処理を行う。以下、主な補正を説明する。

a. オフセット補正

検出器のオフセットレベルの補正を行う。

b. 不均一性の補正

検出器の感度の不均一性、および、X線強度の不均一性の補正を行う。

c. 幾何学的歪の補正

I.I.-CCD 検出器の場合、I.I.の視野モードごとあらかじめ計測されたデータに基づいて歪の補正を行う。

d. 線質および散乱線の補正

X線フィルタや被検体による X 線吸収が増大するほど X 線の線質が硬くなり、吸収係数は減少する。コーンビーム X 線による撮影では、被写体の広い範囲に X 線が照射されるほど散乱線の割合も増大し、ぼけ

画像成分となる。II-CCD 検出器では I.I で発生する光の拡散（ベリンググレア）によるぼけ画像成分も加わる。これらにより画像の定量性が低下する。均一な被写体の再構成画像レベルが一定となるように投影の補正を行う。ぼけ画像成分を近似推定して補正する方法が開発されている⁽⁴⁾。

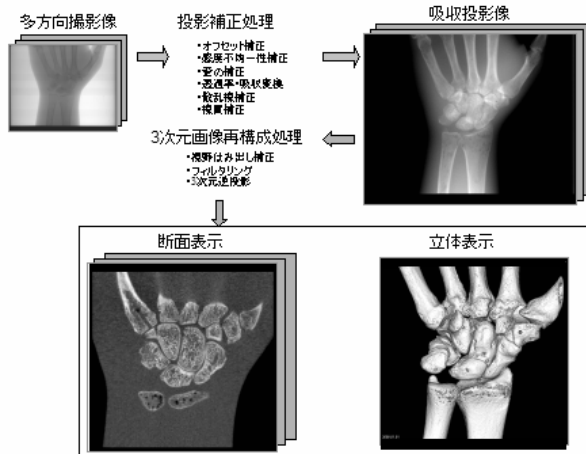


図11.3-4 コーンビーム CT のデータ処理と手ファントムの画像例
提供：(株) 日立製作所中央研究所⁽⁶⁾

11.3.3 再構成演算

3D 再構成演算のアルゴリズムとしては、ファンビームアルゴリズムを3次元に拡張した Feldkamp アルゴリズム⁽⁷⁾が一般的である。図11.3-5にコーンビーム撮影データの位置関係を、スキャナに固定された座標系(t,s,z)により示す。z 軸はスキャナの回転軸である。図11.3-6は図11.3-5の座標系を z 軸下方から見上げたもので、空間座標系(x,y)とスキャナに固定された座標系(t,s)の関係を示す。ここで、

$$s = -x \cdot \sin \beta + y \cdot \cos \beta \quad (11.3-2)$$

$$t = x \cdot \cos \beta + y \cdot \sin \beta \quad (11.3-3)$$

の関係がある。ただし β はスキャナの回転角である。Feldkamp 法では以下の演算により再構成点 P における画像濃度を求める。

- ① スキャナに固定された座標系(u,v)において、回転角 β ごとに定義され、前処理データの対数変換データである投影データ $R_\beta(u,v)$ に対し、次の補正を行う。

$$\tilde{R}_\beta(u,v) = R_\beta(u,v) \cdot \frac{\Gamma_D}{\sqrt{\Gamma_D^2 + u^2 + v^2}} \quad (11.3-4)$$

- ② 重み関数を用いて、u 方向への畳込みを行う。重み関数としては、Shepp&Logan のフィルタが代

表的である。畳込みを * で表すと

$$Q_\beta(u,v) = \tilde{R}_\beta(u,v) * h(u) \quad (11.3-5)$$

- ③ X 線源 S と再構成点 P を結ぶ直線が検出器面と交差する点の座標(u_B, v_B)を次式により算出する。

$$u_B = \frac{\Gamma_D \cdot t}{\Gamma - s} \quad (11.3-6)$$

$$v_B = \frac{\Gamma_D \cdot z}{\Gamma - s} \quad (11.3-7)$$

- ④ 次の重み付逆投影により再構成像 $f(x, y, z)$ を求める。

$$f(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{\Gamma^2}{(\Gamma - s)^2} \cdot Q_\beta(u_B, v_B) d\beta \quad (11.3-8)$$

再構成演算時間のほとんどは逆投影に費やされるが、並列処理の高速演算装置では、512×512×512画素の再構成を2分で行うことが可能になっている。

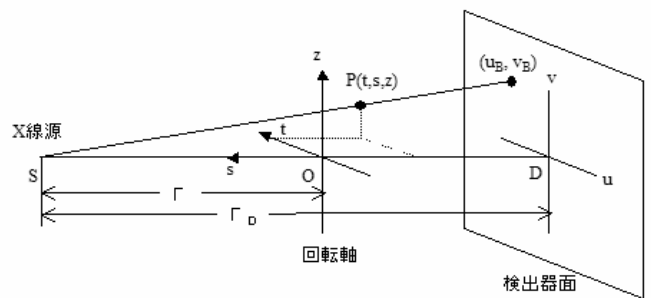


図 11.3-5 コーンビーム撮影の位置関係
(スキャナに固定された座標系)

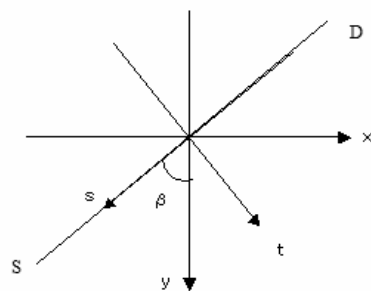
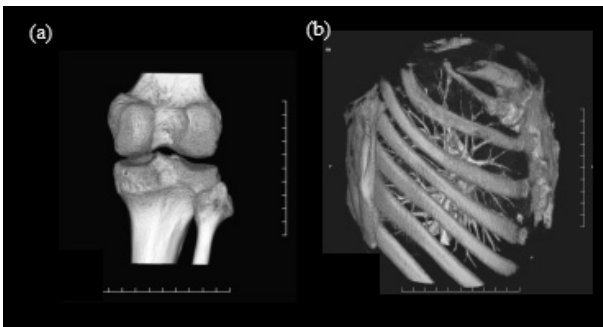


図 11.3-6 空間座標系(x, y)とスキャナに固定された座標系(t, s)の関係

11.3.4 臨床画像例

コーンビーム 3D 撮影画像の例を示す。図11.3-7は図11.3-1のオープンガントリ型装置による画像である。体軸方向にもスライス面内と同等の高い解像度で3D 画像が得られる利点が発揮され、滑らかな3D

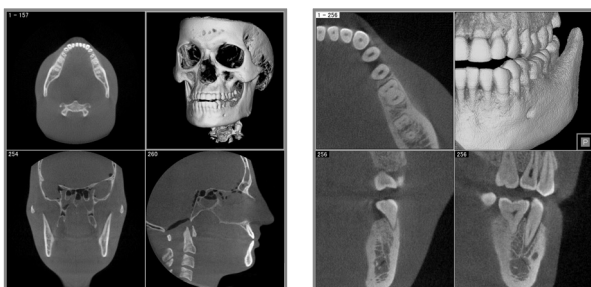
画像が得られている(図11.3-7(a)). 整形外科分野では, 手前側の骨の消去あるいは選択的表示により, 通常では観察できない面の表示も可能で, 小さな骨の骨折状況の明確化や, 治療効果の評価に有効である. 胸部では, 複雑な3次元構造に対して, 各種要素の組み合わせ表示が術前の評価や手術計画において有効である(図11.3-7(b)). さらに, 消化管においては, 空気造影像と仮想内視鏡により, 内視鏡が通過できない狭窄の奥の状況評価や, 内壁面の凹凸表示が可能である.



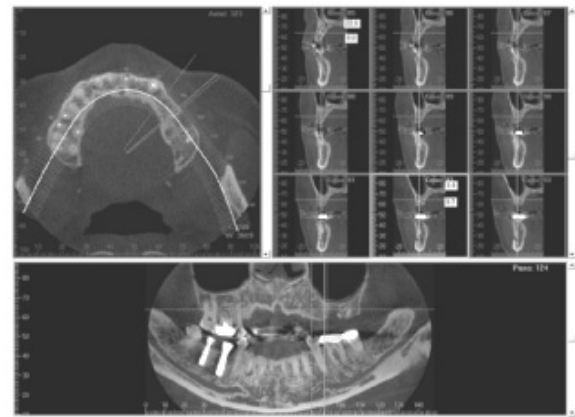
(a)膝骨 (b)胸部の骨と血管の重ね表示
 図 11.3-7 オープンガントリ型装置による画像の例

歯顎顔面用装置による画像の例として, 最大視野の Facial mode と最小視野の Dental mode の場合を図 11.3-8に示す. 歯科用ソフトによる表示例を図11.3-9に示す. 歯科用 CT 固有のソフトで, 任意方向の断面像のほか, 歯列弓横断像やパノラミック表示が可能である.

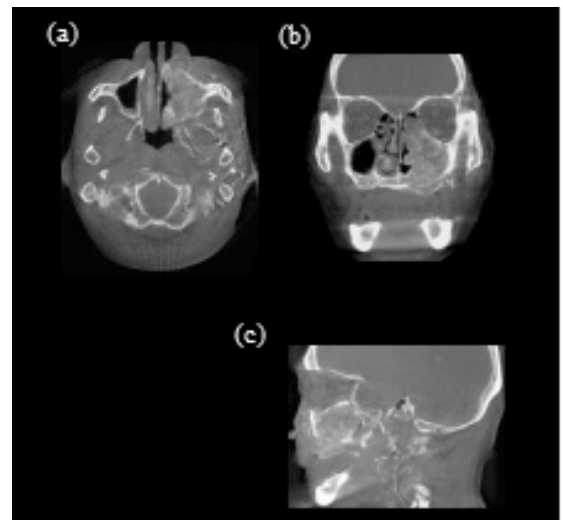
C アーム型装置による IVR における画像として, 図11.3-10に上顎洞癌の例を示す. 癌を栄養している動脈に対して抗癌剤を注入する目的で, 選択した内上顎動脈枝に造影剤を注入して撮影した画像で, 腫瘍は明瞭に濃染されており, 選択した動脈枝が腫瘍部を含んでいることが判定できる. 図11.3-11に腹部 IVR における画像の例を示す. 1回の造影剤注入に対し2回のスキャンを行うことにより早期相と後期相の3次元 CT 像を計測できる.



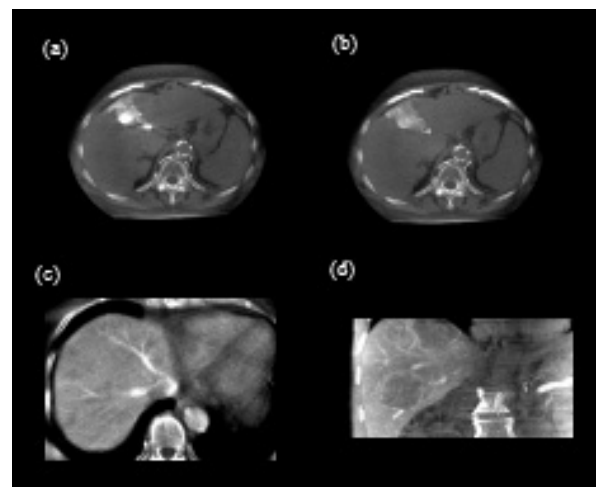
左 Facial Mode 右 Dental mode
 図 11.3-8 歯顎顔面用装置における表示の例



左上: 横断面画像, 右上: 歯列弓横断像, 下: パノラミック表示.
 図 11.3-9 歯顎顔面用装置における表示の例



(a)横断面像, (b)冠状断像, (c)矢状断像
 図 11.3-10 上顎洞癌の画像の例 提供: 兵庫医科大学



(a) 肝細胞癌の横断面像 (CTHA,早期相), (b) 同 (後期相),
 (c) 大腸癌の肝転移の横断面像(後期相), (d) 同, 冠状断像,
 図 11.3-11 腹部画像の例, 提供: 兵庫医科大学

中・低分化型肝細胞癌の画像的特徴である早期相で腫瘍全体が濃染し、後期相では消失する様子が明瞭に捉えられている(図11.3-11(a)(b)). 多発性肝転移の画像(後期相)には数mm大の肝細胞癌がリング状濃染として描出されている((c)(d)). このように、肝癌の描出と質的診断に有用である。

11.3.5 今後の課題と方向

コーンビーム CT は、X線撮影装置用いて高解像度 3D 画像撮影を実現する技術である。現在まで、歯科インプラントの分野では利用が拡大している。コーンビーム CT 装置の進歩は急速で、撮影速度、ダイナミックレンジ、および画質の向上へ向けた開発が進められており、今後 IVR の適応増大、IVR 施行施設の増加、医療全体の改善と効率化へ寄与してゆくものと考えられる。また、治療計画、治療装置における患者の位置決め、治療効果の評価など広範囲な分野で新しい価値の創出が期待され、それとともに X線撮影の機能向上手段として普及が期待される。

<参考文献>

- (1) 馬場理香：ボリューム CT イメージングが拓く新しい世界、INNERVISION 21(3) 112-117, 2006.
- (2) 馬場理香：コーンビーム CT (システム概要)、総合臨床、51 (9) 2678-2686, 2002.
- (3) 中川徹、他：コーンビーム CT (症例：肺、骨など)、総合臨床、51 (10) 2873-2883, 2002.
- (4) R. Baba, et. al.; Development of a subject-standing-type cone-beam computed tomography for chest and orthopedic imaging, Frontiers Med. Biol. Engng. Vol.11, No.3, pp.177-189,(2001)
- (5) R. Baba, et. al.; Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging, Dentomaxillofacial Radiology, 33, pp.285-290, (2004)
- (6) R. Baba, et. al.; Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT, Comput Med Imaging Graph 26, pp.153-158, (2002)
- (7) L. A. Feldkamp, et. al.: Practical cone-beam algorithm. Journal of Optical Society of America, A, Vol. 1 (6), pp. 612-619, 1984.

11.4 クライオサージェリ

細胞は凍結すると壊死する。凍結療法(クライオサージェリ)は、この効果を積極的に利用した治療方法である。昔からあった手技であるが、急速に発展してきた画像診断装置と組み合わせられ、低侵襲で、かつ、外科的手術と同等の有効性を持つ IVR 手技として見

直されてきている。

11.4.1 生物学的機序

(1) in vitro

組織の温度を下げていくと、まず細胞外の水が氷となる。すると、細胞外の電解質濃度が上がり、細胞内の水が浸透圧によって細胞膜を透過して脱け出る。その結果、細胞内の電解質の濃度が上がり、また細胞外の水からの機械的な力が増え、細胞が壊死する。しかし、すべての細胞が壊死には至らない。

さらに温度を下げていくと、細胞内において氷の形成が起こる。細胞内の氷は、機械的に原形質構造を破壊し、すべての細胞を壊死させる。

組織の冷却速度を上げると、細胞内の脱水が追いつかなくなり、細胞内の電解質濃度が上がりにくい。したがって、より高い温度で細胞内にて氷が発生し、細胞壊死が得られる。

次に、解凍における機序について説明する。組織の解凍が進む間、氷がさらに大きく成長し、細胞を機械的に破壊する。つまり、強制解凍よりも自然解凍のほうが、より多く細胞を破壊する。

(2) in vivo

動物の臓器に対して凍結療法を行った in vivo 試験について説明する。凍結療法直後に形態観察すると、凍結範囲のすぐ内側に生存可能な細胞を確認できるが、1~数日後には、凍結した範囲を囲むように約 1mm 幅の炎症痕が現れる。その外側は正常な細胞が保たれ、内側はみな壊死する。凍結範囲と壊死範囲の差を測定した結果、羊の肝臓については1~2mm⁽¹⁾、豚の肝臓においては平均0.8mm±0.8SD⁽²⁾だけ、壊死範囲が凍結範囲の内側にあった。

プローブ近傍の組織は、急速凍結と極低温のために細胞内に氷が形成され、機械的に破壊されて壊死に至る。一方、凍結範囲の周縁部は、凍結速度が遅く、到達温度も細胞内凍結に至らず、完全な細胞破壊が得られないことになる。しかしながら、凍結範囲とほぼ同じ範囲の細胞すべてが壊死する。この理由として、微小血管の構造的損傷による塞栓が挙げられている。

11.4.2 冷凍手術器

最初の凍結療法は、氷と食塩水により得た低温の食塩水を循環させる方法により、19世紀中頃にはじめて行われた。ガスの液化および固化の技術が発展すると、患部にドライアイス置く方法、液体窒素をかける方法、液体窒素に浸けた金属を置く方法等が採用されるようになった。これらは現在でも、皮膚などに表在する病変に対して用いられている。

深部の病変に対しては、液体窒素を循環させたプローブ、または高圧ガスの Joule-Thomson 効果を利用したプローブを穿刺して治療を行う。気管支内の病変に対しては、フレキシブルなチューブにより高圧ガスをプローブへ供給して治療を行う。ここではプローブを備えた冷凍手術器を紹介する。

(1) 液体窒素を使用した冷凍手術器

断熱された容器（デュワー）に液体窒素を貯蔵し、流量調節バルブと断熱チューブを経て液体窒素をプローブへ供給する。プローブは、先端部を除いて真空二重構造等により断熱されている。先端部では液体窒素の気化が起こり低温となる。気化した窒素は、プローブ内を戻り排出される。高性能の機器では、先端の温度は -195°C まで達する。

高圧ガスを寒剤とする装置と比較すると、(a)1つのプローブの冷却能力が高い、(b)液体窒素が安価である、という長所がある（図11.4-1）。

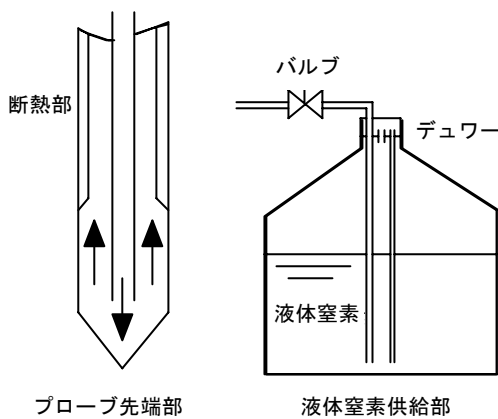


図 11.4-1 冷凍手術器（液体窒素）

(2) 高圧ガスを使用した冷凍手術器

高圧のガス（二酸化炭素，一酸化二窒素，アルゴンなど）は、ノズルから噴出して急激に減圧すると、Joule-Thomson 効果により低温となる。減圧したガスは、プローブ内を戻り排出される。5MPa の二酸化炭素または一酸化二窒素を使用すれば、プローブ先端の温度は -70°C まで到達する。30MPa のアルゴンを使用し、先端温度を -170°C にする装置もある。液体窒素を寒剤とする装置と比較すると、(a)プローブまでのチューブは断熱の必要が無いので取り回しがしやすい、(b)直ちに凍結を開始・中止できる、という長所がある（図11.4-2）。

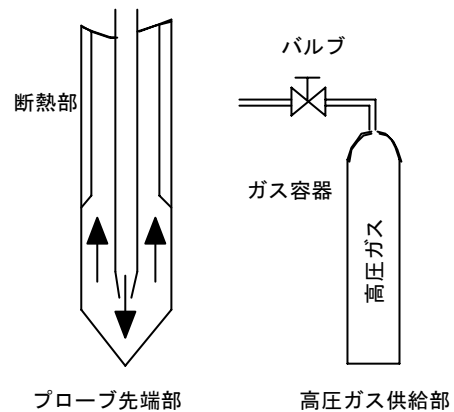


図 11.4-2 冷凍手術器（高圧ガス）

11.4.3 画像診断装置の併用

深部病変に対する凍結療法を行う場合、従来は外科的手術により病変を露呈させ、目で確認しつつ病変を凍結していた。しかし、近年の画像診断装置の発展により、プローブ穿刺時のガイド、および凍結範囲の確認が行えるようになり、低侵襲、かつ外科的手術と同等の有効性を持つ手技として凍結療法が見直されてきている。以下、各画像診断装置の併用について説明する。

(1) 超音波診断装置

プローブと凍結範囲は、周囲組織と異なる音響インピーダンスを持つため、超音波をほとんど全反射する。診断装置のリアルタイム性および簡便性も加わり、穿刺と凍結範囲のモニタに最も良く使用されている。前立腺の病変に対しては経直腸的に、肝臓の病変に対しては腹腔鏡的に使用することが多い。

(2) 内視鏡

病変までフレキシブルなプローブと内視鏡を送り、凍結範囲を確認しつつ治療することもできる。気管支の病変に対する凍結療法にて使用されている。また、内痔核の凍結療法にも使用されている。

(3) MR 診断装置

MR 画像では、凍結範囲が黒く抜けた無信号領域として明瞭に写し出される。そのため、凍結範囲のモニタ手段として非常に強力である。また、穿刺しやすいオープン型ガントリとリアルタイム画像処理を備えた装置が広まりつつあり、さらに期待できる状況となってきた。欧米ではこのような MR 画像診断装置と併用し、肝臓・腎臓・子宮・乳房の病変に対して、有用性を示し始めたところである（図11.4-3）。



GE-RSSG(0:04) :
TR/TE/FA/NSA=30/11.5/35/1,
FOV=260,
10mm スライス厚, 192×126

図 11.4-3 肝臓での凍結範囲 (MR 併用)

11.4.4 安全性

医療用具に対する一般的安全性は割愛し、装置特有の点について記載する。

(1) 電気的安全性

患者に対しプローブを穿刺すること、またその状態で別の電子機器を併用することを考慮すると、装着部であるプローブは、電気的絶縁により浮いている BF 形または CF 形である必要がある。

(2) 生物学的安全性

プローブは、皮膚を通して治療対象まで穿刺するため、皮膚・組織・骨と接触する。多くの場合、ステンレスより成るため問題ないが、他の材料を使用している場合は、細胞毒性・全身毒性・皮内毒性・皮膚接触感作性等のリスクを含めた有用性のアセスメントが必要である。

(3) 感染症予防

プローブは、感染症を予防する措置を講ずる必要がある。

(4) 使用前点検

プローブからのガス漏れ、およびプローブの性能劣化は、治療を施行する上で大きな障害となるので、適

宜、確認する必要がある。製造元によっては、使用直前に清潔な生理食塩水に浸して確認することを要求しており、その場合は忘れずに実施する必要がある。

11.4.5 今後の課題と方向

複数本のプローブを使用することで、さまざまな形状および寸法を持つ病変にも対応できる可能性があり、その周辺技術開発が望まれる。また、出血等の合併症のリスクを下げるべく、プローブの更なる細径化が望まれる。

画像診断装置を併用した凍結療法は、集学的治療における1つの手段として期待できるが、他の IVR 手技との比較等によりその特徴を明確にしていくことも望まれる。

<参考文献>

- (1) Dilley A.V. et al “Laboratory and Animal Model Evaluation of the Cryotech LCS 2000 in Hepatic Cryotherapy” Cryobiology 30: pp74-85, 1993
- (2) Weber S.M. et al “Hepatic Cryoablation: US monitoring of Extent of Necrosis in Normal Pig Liver” Radiology 207:pp73-77, 1998

11.5 分子（モレキュラー）イメージング

近年のゲノム解析の成果を踏まえ、遺伝子発現によって生じるタンパク質などの生体物質の働きから、疾病のメカニズムや治療効果を解明する研究が、遺伝子改変モデルなどを用いて精力的に行われてきた。こうした生体物質は単独で機能するのではなく、生体分子間の相互作用が重要となる。このため、生きたまま分子・細胞レベルの情報を画像化する技術として分子イメージングが注目されている。現在は小動物を中心に研究が行われているが、超早期診断・治療・予防医学・テーラーメイド医療など臨床の分野においても、分子イメージングは大きなパラダイムシフトを与えるものと期待されている。

11.5.1 分子イメージングとは

2005年4月に北米放射線学会と米国核医学会が共同開催した分子イメージングのワークショップでは、「分子イメージング技術とは、生化学・生物学・臨床診断・治療に応用するために、分子や細胞のプロセスの空間的・時間的分布を、直接的あるいは間接的に観察し、記録するもの」と定義している⁽¹⁾。つまり、分子イメージングのための特別な機器はなく、PET や SPECT などの核医学装置・MRI・光・超音波など、様々なイメージング装置が、それぞれの空間分解能・

時間分解能・感度などの特徴を活かしつつ利用されている⁽²⁾⁽³⁾。

分子・細胞レベルの生体情報を生きたまま直接画像化することは困難であるため、分子イメージングでは分子プローブによる画像化が一般的である。たとえば、疾患に特異的な対象（分子標的・バイオマーカ）を特定する。この対象は、遺伝子や遺伝子から発現するタンパク質あるいは環境因子等であり、血液・尿などに排出されるバイオマーカとは区別される。対象が決まれば、この対象に特異的に結合する標識化合物（分子プローブ）を設計・合成する。このとき、標識として、PET ではポジトロン放出核種、MRI では磁性体、光イメージングでは蛍光剤などが使用される。最終的にはこの標識をイメージング機器によって画像化することで、分子・細胞レベルの情報を得ている。

以下では、現在、分子イメージング装置として期待されている PET・MRI・光イメージングの現状を概説する。

11.5.2 PET

核医学は、放射性同位元素やその化合物の生体内や試験管内の挙動を追跡し、診断・治療を行う医学分野で、生体機能を反映した画像を PET やガンマカメラなどによって得ることができる。核医学装置で用いるガンマ線計測の特徴は、極微量の放射性トレーサ（分子プローブ）を体内に投与するだけで、生体内の生物学的・生理学的情報を、定量的かつ高感度に画像化でき、また原理的にはすべての生体物質や薬剤を放射性核種で標識できる点にある。放射性トレーサは低用量で半減期も短いため、実質的に生体に対して非侵襲となる。つまり、核医学装置は分子プローブを活用した優れた分子イメージング機器としての特徴を持っている。

なかでも、もっとも感度的に優れている PET は、ポジトロン放出核種から放出されたポジトロン（陽電子）が生体内で電子と対消滅してできる2本のガンマ線を同時計数法により計測し、画像化するもので、すでに、がん・脳血管障害・痴呆などの早期診断や、治療方針の決定・治療効果の確認に有効とされている。

開発が進んだ小動物用 PET では、空間分解能は1mm程度と PET の解像度の限界に迫りつつあるが、一般的な臨床用 PET の空間分解能は5mm前後と十分でなく、解像度の改善は临床上の最大課題のひとつに挙げられる。このとき、たとえば、S/N比を維持したまま解像度を2倍に向上させるだけで8倍の感度の向上が必要となる。このため、イメージング機器、また分子プローブのさらなる高感度化のための研究開発が行われている。たとえば PET においては、被写

体からのガンマ線を無駄なく検出するため、検出器を被写体に近接させ、大立体角になるように配置するこ

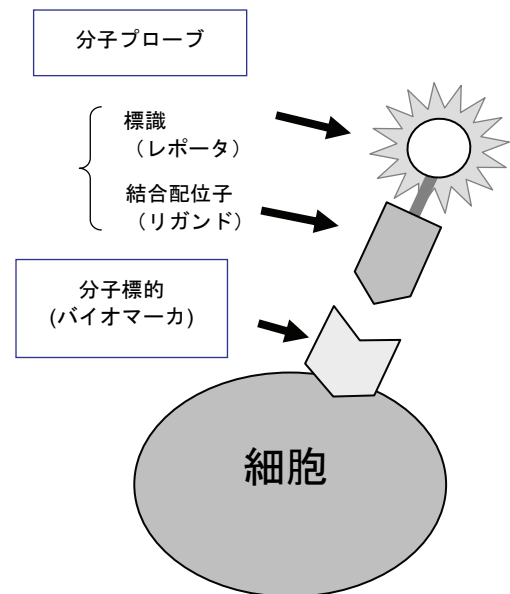


図 11.5-1 分子プローブ

とが感度を高めるためには効果的である。しかし、PET は厚い検出素子を用いているため、近接配置により解像度が劣化するという問題が生じる。このため感度と解像度を両立させるために、検出素子の深さ方向の位置を同定する3次元放射線検出器（DOI:Depth-of-Interaction 検出器）の研究開発が進められている⁽⁴⁾。また、2層の DOI 検出器を採用し、マウス全身を一度に撮像できる小動物用 PET も国内で開発されている⁽⁵⁾。DOI 技術は、今後さらに、乳房用などの部位別 PET への応用が大いに期待される。

11.5.3 MRI

MRI は、 ^1H （プロトン）・ ^{13}C ・ ^{31}P ・ ^{23}Na などの核磁気共鳴核種を画像化するものであるが、検出感度の問題からプロトンでの臨床応用が進んでいる。MRI の利点は、解像度と組織コントラストに優れ、高精細な3次元形態画像が得られること、また造影剤を用いることなく、撮像パルス系列の工夫で様々なコントラストを得ることにある。しかし、プロトン以外の核磁気共鳴核種は感度が低く、またプロトンにおいても、PET や光計測に比べて感度が数桁劣ることから⁽²⁾、分子イメージング装置としては、高感度化がもっとも重要な課題となる。

MRI の画質を決定するのは、静磁場、傾斜磁場、および高周波磁場の3つの磁場である。誘電体である生体の損失が支配的な場合、SN比は静磁場強度に比

例する。このため、マグネットの高磁場化が行われている。臨床用では7テスラ装置が稼動しており、小動物用では、17テスラの装置も開発されている。一方、画像化のために用いられる傾斜磁場は、解像度と撮像時間を決定する重要な要素となるため、シールド型傾斜磁場コイルや高出力傾斜磁場電源などが開発され、超高速イメージングなどの撮像技術が急速に進歩した。また、高周波磁場の検出コイルは、被験体に近接することで大幅な感度の向上が可能であることから、表面コイルや局所コイルの開発が進んだ。さらに、表面コイルは小さいほど感度は向上するが、測定範囲が限局されるため表面コイルを多数配置し、高感度と広視野撮像を両立させた信号検出コイル技術が進歩した。

MRI の技術進歩は目覚しく、ハードウェアの技術革新が進んだことから、分子イメージングにおいては、分子プローブと撮像シーケンスが開発の中心となっている。たとえば、PET や SPECT では、半減期の制約から長期間にわたって細胞を標識し、追跡することが困難であるため、緩和時間を短縮させるガドリニウム系や超常磁性酸化鉄(SPIO)系などの造影剤(分子プローブ)を利用した細胞の標識法や追跡法が注目されている⁶⁾。

11.5.4 光イメージング

顕微鏡で観察するためのさまざまな色素が、分子生物学・細胞生物学の分野で開発されてきた。GFP (緑色蛍光タンパク質) などの蛍光プローブを用いた1分子計測法では、個々のタンパク質を直接観察するための全反射蛍光顕微鏡が開発され、タンパク質間の相互作用を蛍光共鳴エネルギー移動法により可視化する方法も開発されている。また、励起用光源が不要で装置構成が簡単な発光では、ルシフェラーゼを用いた細胞観察装置が開発されている。光による分子イメージング装置は、高感度・手軽で安価・高スループットの特徴を活かしつつ、こうした顕微鏡による分子や細胞の観測を小動物などの個体レベルで行うものとなる。このため、現在、分子イメージングの研究で広く用いられている小動物用の光イメージング装置も、発光と蛍光を利用したものが多い。

発光は、蛍などに代表される発光物質(ルシフェラーゼなど)の遺伝子を標的となる細胞に組み込み、その発現を CCD カメラなどで発光として観察する。通常、生体細胞は発光基質(ルシフェリンなど)を持たないため観測前に投与する。一方蛍光は、蛍光タンパク質を発現させるか、蛍光標識物質を投与した後、外部から励起光を照射して蛍光を観察するため、CCD カメラなどの高感度光検出器のほかに、励起用光源が

必要となる。また、蛍光イメージングでは、主に連続光による計測法と時間分解計測法の2種類の計測法が用いられる。連続光型は長時間にわたりリアルタイムで測定できるが、光路長や光学特性値を求めることができないため変化の絶対値は得られない。一方、時間分解計測法ではピコ秒オーダーの極短パルス光を照射し、ピコ秒オーダーの時間分解能を持つ光検出器により生体を伝搬したパルス光を検出するため、リアルタイムの測定は難しいが平均光路長や光学特性値を求めることができ、定量化が可能になる。

光イメージングで最も問題となるのは、生体が強い散乱体、吸収体であるため深部になるほど検出感度が著しく低下し、解像力も劣化することにある。このため小動物には適しているが、臨床では比較的光の透過性が良い乳房を除くと、皮膚表層・内視鏡による管腔臓器内壁・術中の臓器表面などの観察に限られる。このため、より深部をより精度良く観察するため、分子プローブは生体透過性に優れた近赤外領域にシフトしており、また、生体での光拡散を考慮した3次元画像再構成法などの進歩が注目されている⁷⁾。

11.5.5 マルチモダリティ

PET などの核医学装置は、分子・細胞レベルの情報を高感度に検出することができる反面、解像度には制限がある。MRI は優れた3次元形態情報、組織コントラストが得られる反面、分子情報を得るための感度は十分ではない。光イメージングは表層部位の描出に優れるが、深部情報の取得が困難である。このように、現時点では、分子イメージングで要求されるすべての情報を単独の装置で取得することは困難である。このため、形態と機能、空間分解能とコントラストなど相補的な情報の取得や、感度と特異性の向上、スループットの向上を目的に、複数の装置を融合したマルチモダリティが注目されている。

基本的には、核医学装置・MRI・光・超音波・CT などすべてのモダリティが組み合わせの候補となるが、マルチモダリティの成功例は PET-CT である。PET のもつ優れた腫瘍描出能と CT のすぐれた3次元形態情報を融合することで、診断能の向上と検査時間の短縮が可能になっている。また、新規のマルチモダリティとしては、PET-MRI が注目されている⁸⁾。MRI は CT にない多様なコントラストと、CT による被ばくがない点が評価されている。このほか、小動物の分子イメージングの標準モダリティとなっている光イメージングを、体内深部の情報の取得が容易な核医学装置や MRI と融合した装置の開発も期待されており、特に、そのためのマルチモダリティ分子プローブの研究が精力的に行われている。

11.5.6 今後の課題と方向性

学際的な研究領域である分子イメージングはコンセプトが先行し、装置に関しては従来の技術の延長線上にある。マルチモダリティを含めて、PET・MRI・光イメージングは、それぞれの問題点を克服するための研究開発が進められているが、現在は、小動物は光・PET・MRI、臨床はPETが中心となっている。一方、分子イメージングは、図11.5-2に示すように新たな分子標的の探索と、それに対する特異的な高感度分子プローブの開発が重要課題であり、イメージング機器との組み合わせによって、最終的な評価が行われることになる。このため分子イメージング機器は、分子プローブの開発と両輪となって、生きたまま、分子・細胞レベルの情報を画像化するためにさらなる進化を続けることになる。

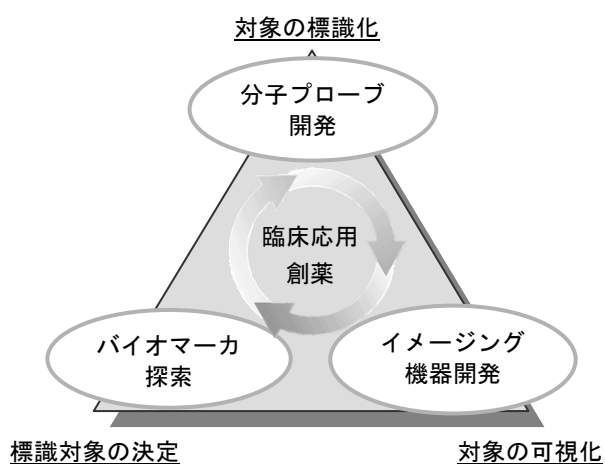


図 11.5-2 分子イメージングの3要素

<参考文献>

- (1) Thakur M, Lentle BC : Report of Summit on Molecular Imaging. Radiology 236: 753-755 (2005)
- (2) Massoud TF Gambhir SS : Molecular imaging in living subjects : seeing fundamental biological processes in a new light. GENES & DEVELOPMENT 17:545-580 (2003)
- (3) Cherry SR : In vivo molecular and genomic imaging : new challenges for imaging physics. Phys. Med. Biol. 49 : R13-R48 (2004)
- (4) 棚田修二, 村山秀雄編:平成17年度次世代 PET 装置開発研究報告書. NIRS-R-54, 放射線医学総合研究所発行, 3月(2006)
- (5) Yamada R, Watanabe M, et al.: Development of a small animal PET scanner using DOI detectors. IEEE Medical Imaging Conference Record, M11-171 (2005)
- (6) Modo M, Hoehn M, and Bulte JWM: Cellular MR Imaging. Molec. Img. 4,143-164 (2005)

- (7) Weissleder R, Ntziachristos V : Shedding light onto live molecular targets. Nature Medicine 9:123-128 (2003)
- (8) Pichler BJ, Judenhofer MS, et al.: Performance Test of an LSO-APD Detector in a 7-T MRI Scanner for Simultaneous PET/MRI. J Nucl Med 47:639-647 (2006)

11.6 ドラッグデリバリーシステム(DDS)

11.6.1 はじめに

近年、究極の治療と言われる Drug Delivery System(DDS)が脚光を浴びている。DDSとは、「必要な薬物を必要な時間に必要な部位で作用させるためのシステム(工夫や技術)」(日本 DDS学会)で、最適な薬物治療を実現する方法、副作用を抑え薬効を高めるターゲティング治療手段である。

具体的には、

- (a) 薬剤を内包した微粒子を血管内を安定的に循環させながら目的とする腫瘍等の治療対象部位に集め、
- (b) 目的部位にて薬剤を必要な時に放出できるようにコントロールリリース(徐放)し、
- (c) 治療対象組織のみに直接的に薬物を作用させること、

を目的としたシステムで、これが実現化されると「薬剤効果はすぐれているが副作用が強い薬剤」でも投与量を減らすことができ、しかも目的腫瘍部分では強力な殺傷効果が得られるようになることから理想的な治療方法になる。

近年、血中を安定的に循環するキャリア粒子(薬物運搬体)と、臓器個別に選択性を持つ抗体などのパイロット分子が開発されてきたことから、急激な勢いでDDSの研究開発がなされるようになった⁽¹⁾⁽²⁾⁽³⁾。

本章では、医療機器メーカーから見たDDSの役割を解説することを目的として、DDS薬剤についての基礎を述べたあと、「血中での薬剤を検知し、外部エネルギーを用いてより効率的に治療するシステムデバイスの状況」について、癌治療を中心に解説する。

11.6.2 DDS薬剤の状況⁽²⁾

近年、薬理学や創薬技術の進歩にともない、有用な薬理効果が期待できる化合物が次々と見出されている。しかし、強力な薬理作用を有する一方で、生体吸収性の低さや生体内における分解が早すぎるなどの理由から、投薬の際に制約を受けるものも少なくない。そこで、これらの問題を解決するため、薬剤を目的部位まで安定的に運ぶ技術(ターゲティング)、安定させた薬物を目的部位で徐放する技術(コントロールリリース)、生体内で薬剤を効率的に吸収させる技術

(吸収改善技術)などが提唱され、薬を生体内で精密に制御する DDS なる投薬形態が生まれた。

血中投与型の DDS 技術では、薬剤を的確に患部へ運ぶためのターゲティングが重要である。この目的のためには、血中を安定に循環できるキャリア（薬剤を包んで運ぶナノ粒子）を用いて、目的以外の臓器にはトラップされずに患部のみに作用させることが重要である。このため、DDS のターゲティングに適したキャリアとして、リポソームや高分子ミセルなどが開発された。これらキャリアの組成は、外側の性質が血液に親和性のある物質で、大きさは数10nm から200 nm である。粒子を200nm 以下のナノサイズにコントロールすると、生体の細網内皮系補足されずに腫瘍内血管から腫瘍に滲み出て、腫瘍部に貯留することが可能となる。粒子の大きさを適当なサイズにすると、自然に患部にトラップされる、生体が自然に備えている機能を受身的に利用する方法を受動的ターゲティング(Passive Targeting)法と呼び、この腫瘍組織に対するナノ粒子の貯留効果を Enhanced Permeability and Retention (EPR) effect と言う⁽⁴⁾。正常な組織では、漏れ込んだ粒子は、リンパ管へ移行されて排泄されるが、がん組織ではリンパ管が未発達のために排泄されず、長時間残るため EPR 効果を生じる。ただし、膵臓・胃・大腸などの消化器系では、新生血管とがん細胞間に繊維芽細胞などの間質細胞やコラーゲンなどのバリアが存在するため、EPR 効果によるターゲティングは困難である。一方、物理的大きさで集める DDS とは別に、抗体などのリガンドを使って腫瘍部位に特異的に薬剤を留め集める研究が盛んに研究されており、このような積極的に特別な工夫をすることによりターゲティングを行う方法を能動的ターゲティング (Active targeting)法と呼ぶ。これら薬剤によ

る DDS の状況について以下にまとめる。

(1) 薬剤を高効率で目的部位に送達させるシステム

DDS の目的と役割は図11.6-1に示すように

- (a) 薬物の徐放と局部滞留性の向上：目的部位に滞留し、治療有効濃度を保つことで薬効を長時間保たせること
- (b) 薬物の長寿命化：目的部位に滞留するのに24時間程度かかるため、その間血中内を安定して循環させる必要があること。
- (c) 薬物の吸収促進：プロドラッグ化と言い、目的部位へ到達した薬物の効果を上げるために、化学構造を修飾して腫瘍に吸収し易くすること。
- (d) 標的細胞への薬物のターゲティング：正常細胞には作用させず、病的組織にのみ作用させることであり、この目的のために以下の特徴を持たせる。

(1.1) 長寿命化と粒子の大きさの制御

血中の安定性を高めるため、キャリア粒子の大きさを制御する。これは重要な要素の一つで、新生悪性腫瘍血管の組成の荒さと関係しているためである。径が4nm 以下であると尿で排泄され、200nm以上では、肝臓・脾臓でトラップされ体内循環しにくい。また、12 μm より大きいと肺の毛細血管に物理的に詰まってしまう、体内循環を上手くコントロールできない。このため、キャリア粒子の大きさを、10nm から300nm の間に定めることが重要である。

(1.2) 生体内での反応の抑制

薬物を不活性化して体内循環させるために、不活性化を保ったキャリア粒子に薬物を封入しておくこと

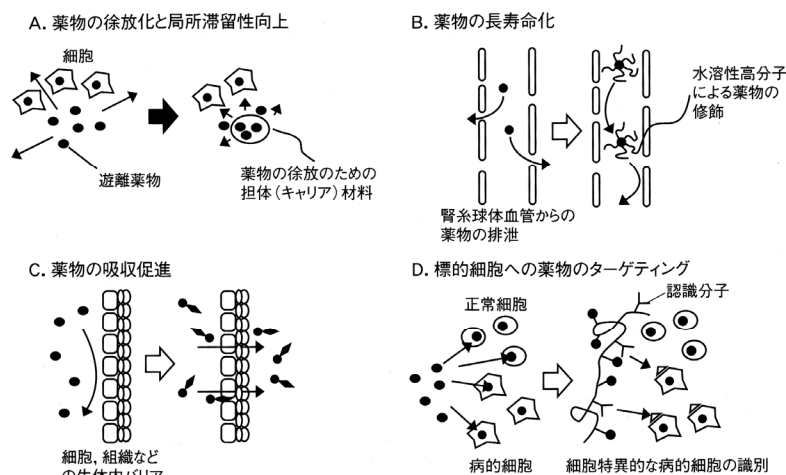


図11.6-1 DDS の主な目的と役割

「ドラッグデリバリーシステム DDS 技術の新たな展開とその活用」2003年遺伝子医学別冊より

が必要で、本目的のためにリポソームなどの高分子ミセルが開発された。血中で安定化させるため PEG (ポリエチレングリコール) で修飾し、安定化させる。これらの加工技術により血液内で安定性を保ち、薬物を不活性の状態まで送達することが可能となる。

(1.3) ターゲティング部位へのキャリア粒子の送達
 ターゲティング指向性を持たせることが DDS では重要な機能である。この目的のために以下のような特徴を持ったキャリア粒子開発が行われている。

①受動的 (パッシブ) ターゲティングによる DDS
 がん新生血管壁組織は、正常血管細胞に比べて組成が荒いため、これらの組織に対して、ナノ粒子を作用させると、これらの粒子は正常な血管壁へは浸透しないが、癌組織にみられる血管に対しては浸透させることができる。径を数10~200nm 前後に押さえて組成の荒い新生血管に粒子を作用させることで、外部に漏れ出す機構を使って粒子を貯留させることができる。粒子径は、小さすぎると浸透しても抜け出てしまうが、大きさを数10~200nm に制御することによって、腫瘍部分に粒子を貯留させることができる。また、癌組織では、排泄機能をもつリンパ管が未発達であるため、通常であれば排泄される粒子を長時間残存させることができる。

②能動的(アクティブ)ターゲティングによる DDS
 リポソームや高分子ミセルの周囲に抗体など、標的に対して特異的なリガンドを修飾すると、リガンドに対して特異性の高い臓器に反応し付着する粒子を作

ることができる。これは生体内反応を利用した方法であるが、その他にも糖修飾、ホルモン結合、ウイルスを使ったもの、外部誘導・刺激による方法などがある。図11.6-2に代表的な微粒子キャリアの例を示す。

(2) リポソームと高分子ミセルについて

血中を安定に循環させるためのキャリアとして代表されるリポソームと高分子ミセルについて説明する。

① リポソーム

生体の細胞膜由来のリン脂質から構成された人工の細胞様の微粒子で、二分子膜で構成されており、内水相に水溶性や脂溶性の薬物を包含することが出来るという特徴がある。

② 高分子ミセル

親水性ポリマー (ポリエチレングリコール) と疎水性ポリマー (ポリアミノ酸誘導体) を分子レベルで結合させた両親媒性の性質を有するブロック・コポリマー (高分子) で、内層に疎水性の薬物が封入できることが特徴である。生体の異物排出機構に捕らわれずに目的の組織にターゲティングすることを目的に開発された微粒子キャリアであり、表面の親水性ポリマーの働きにより、生体内の細網内皮系に取り込まれにくく、血中に長時間循環滞留することができる。図11.6-3に例を示す。国内で開発された本技術は、機能性ミセル化ナノ粒子として世界的に注目されている。

(東京大学大学院教授の片岡一則氏, 東京女子医科大学教授の岡野光夫氏, 神奈川科学技術アカデミー横山昌幸氏らが世界に先駆けて提唱)

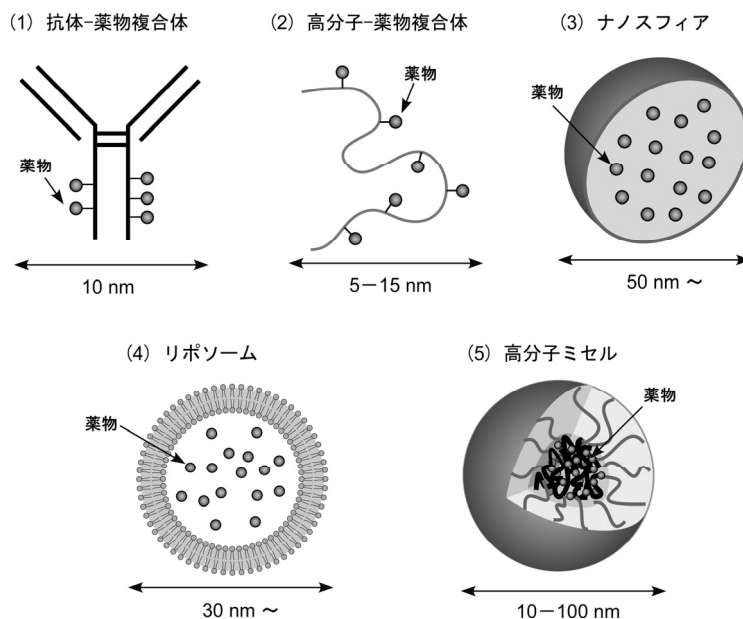


図 11.6-2 代表的な微粒子キャリア・高分子医薬

「ナノ粒子を用いるドラッグデリバリーシステム」『癌と化学療法』第32巻 第7号 2005年7月より

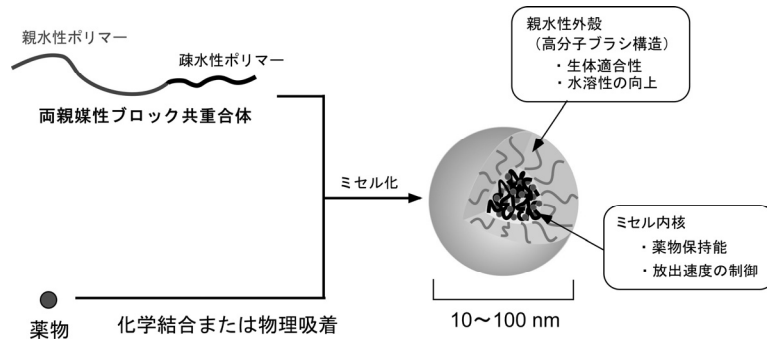


図 11.6-3 高分子ミセルの例

11.6.3 細胞内への薬物導入法⁽⁵⁾

細胞表面には、受容体(45%)、酵素(28%)、ホルモン成長因子(11%)、イオンチャネル(5%)などが外部シグナルを細胞内へ伝える分子がある。6割の薬物が細胞表層の分子を標的にしており、核内部の受容体や核酸を標的にした薬物は4%に過ぎない。これは、細胞膜を通過させる薬物が通過の際に代謝や分解を受けるためである。効率的な薬物細胞内送達法が可能となると薬物の適応範囲が飛躍的に広がる。

細胞膜の主な構造は脂質2重膜であり、通常、細胞はエンドサイトーシス(細胞の飲食作用)なる機序で細胞外の物質を内部に取り込む。内部ではエンドソームと融合してリソソームなる小胞へ運搬される。ここで酵素により加水分解される。

細胞への物質導入法には、微細針を使ったマイクロインジェクション、高電圧を瞬間的に細胞に印加し、薬物を注入するエレクトロポレーションがあるが、これらは導入効率が悪い。これに対して、高能率化を図るためにリポソームや高分子キャリアを用いて細胞内へ薬物を導入する試みがなされている。がん細胞は活性化されているためにpHが低く、この性質を利用してpH感受性リポソームやがん細胞に特有の受容体に反応するリガンドや抗体を、キャリア外部に修飾する手法で細胞内部に取り込ませる方法が研究されている。

近年、膜透過性のペプチドを用いた導入方法が試みられている。現在までに、分子量10万を超える蛋白質・オリゴ核酸・50nm径の磁性体・200nm径のリポソームの導入などが報告されており、今後の可能性を秘めている。

11.6.4 薬物の吸収促進(プロドラッグ化)

プロドラッグとは、薬物分子を目的部位に透過性をもった修飾基を化学的に結合した誘導体で、それ自体は生理活性を示さず、標的部位に到達後、化学反応や酵素反応により、薬物分子に結合した修飾基が切り離されることで、薬物分子が目的部位で薬効を示すもの

をいう。キャリア破壊時に放出される薬物を化学的に活性促進させるため ①化学反応により活性化酸素を放出させる方法 ②細胞内酵素を使って薬物の吸収効果を改善する方法 ③がん細胞内が低pH状態であることを利用して薬物反応させる方法などが考えられている。外部エネルギーと併用でさらなる効率アップが可能な領域でもある。現在実用化されているコントロールドリリース製剤を図11.6-4に示す。

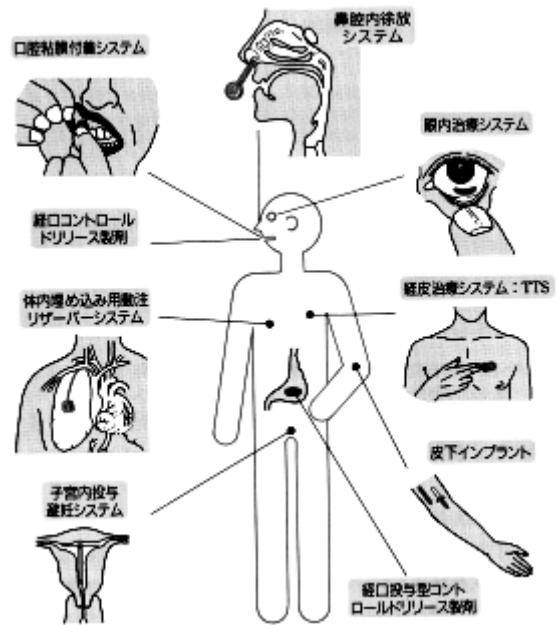


図 11.6-4 実用化されているコントロールドリリース製剤「ドラッグデリバリーシステム」橋田 充著 東京化学同人より

11.6.5 外部エネルギーを使った DDS

薬剤のみで DDS の効果が充分得られれば問題はないが、実際問題としては、「薬剤のステルス安定化と薬剤の効率的徐放」と言う、相反する効果を同時に得ることのできる薬剤の開発は決して容易ではない。そこで外部エネルギーを用いて効率化を図る手段が構築されつつある。薬剤 DDS の隘路・困難性を補うための方法として、以下に示す外部エネルギーを併用さ

せた効率改善方法がある。

キャリア粒子としての機能は、①標的部位まで薬物を安定させた状態に保ち運搬させる機能 ②標的部位に到達し貯留した微粒子キャリアから薬物を徐放させる機能。これらが本来の目的であるから、外部から物理的、化学的刺激を与えて薬物放出を加速させることができればより効果的な DDS になることが予想される。現在、有効な手段としては「光・熱・磁場・pH の変化・酸素活性の違い」を利用する方法が構築中であるが、その方法と目的は、

超音波キャビテーション（発熱・発光・振動）作用を使った音響化学療法や遺伝子導入

- ① 微弱超音波による薬効増強や超音波の熱効果を使った温熱療法
- ② 磁性粒子を使ったハイパーサーミア温熱治療や誘導ターゲティング
- ③ ポルフィリンや量子ドットなどの光化学活性を使った光線力学療法 (Photo Dynamic Therapy)
- ④ ホウ素を使った中性子捕捉療法

そのほかに

- a. 昇圧化学療法：腫瘍部位でのみ血圧を上昇させて選択的に抗がん剤を腫瘍部位へ送り込む方法
- b. オスモティックオープニング：血液脳関門 (BBB) を浸透圧ショックで開いて脳に薬剤を送り込む方法

などが挙げられるが、その内の主な方法につき現況を説明する。

- (1) 超音波キャビテーション作用を使った音響力学的療法 (Sonodynamic Therapy SDT) と遺伝子導入
超音波を使った DDS 分野では、「機械的作用」と

「熱的作用」の2つの特徴を用いて行う。図11.6-5に超音波の作用と応用についての相関図を示すが、前者の機械的作用とは、超音波振動を使った方法であり、振動によって「薬剤効果を増強する効果」を生じさせる。同時に発生する「マイクロストリーム」現象によっても同様の効果を生じる。

強力なパルス波を与えると「負圧によるキャビテーション現象」が起こり、これに起因して「発熱」、「発光」、「振動」、「活性酸素の発生」、などさまざまな現象が引き起こされる。特に負圧により生じるキャビテーション現象は、微小気泡の生成から、振動・圧壊へ至る過程で、加熱作用・機械的作用・化学作用をもたらすため、DDS 治療の分野では極めて有効な手段となり得る。一方、後者の「熱的作用」は、超音波の振動エネルギーが生体内での振動が熱吸収される機序を利用するもので、パワーが弱ければハイパーサーミア、強力にすれば HIFU (High Intensity Focused Ultrasound) と呼ばれる熱的凝固による治療方法となる⁶⁾。

振動を使った DDS では、体内の微小気泡を呼吸的に振動させ、さらに振動振幅を圧壊的に急増させるとキャビテーション現象が生じる。この圧壊時のエネルギー放出を利用して治療を行う。この瞬時エネルギー放出に起因して高温・高圧のホットスポットが生じると、OH⁻ラジカルや Photon の発生を招いて発光現象 (Sonoluminescence) が起こる。この現象の応用として、300nm 付近にピークで200~700nm の波長領域の光を応用した PDT (Photo Dynamic Therapy) が考えられる。この光にフラウレンなどの光増感剤を作用させ、ガン組織内に溶解している安定した酸素³O₂を励起させ活性酸素¹O₂を生成させる。この活性化酸素が周囲のがん組織を破壊させる機序となる。この学問分野を音響化学 (Sonochemistry) と呼ぶ。

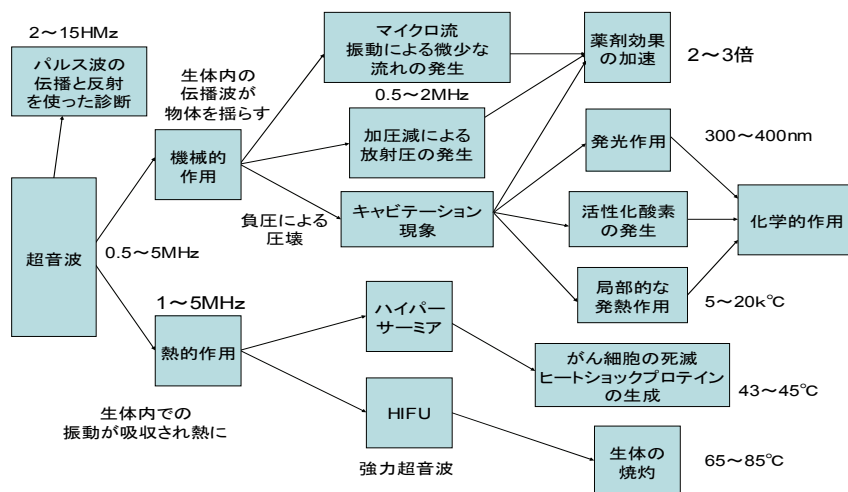


図11.6-5 超音波の生体作用

一方、遺伝子導入研究では、Lipid や Albumin などの蛋白質の殻に遺伝子を内包した粒子を使用した DDS の試みがある。細胞に付着したバブルを超音波で破壊させ、そこで発生するマイクロジェット流で細胞膜に穴を開ける機序である、バブル破壊が細胞への薬剤導入効果を増強させ、内包した遺伝子を細胞中に入れることが可能となることから、Sonoporation と呼ばれている。(7)(8)

(2) 微弱超音波による薬効増強や超音波の熱効果を使った温熱療法

超音波を使った治療方法には、上記のほかに生体内での温熱作用、音響放射に伴う微弱な機械的圧力 (radiation force)、またこれに起因して発生するマイクロストリーム現象を使った装置がある。応用例としての「脳梗塞治療に対する微弱な超音波振動加圧方式」(図 11.6-6)では、血栓溶解剤(t-PA)注入時に 500KHz の超音波照射システムと組み合わせることで、局所的振動とマイクロストリーミングを起させる機序で効果の増強を図る方式である(9)(10)。血栓組織に作用し、t-PA 単体の投与に比べ2倍以上の溶解効率向上させる効果を持つ。このように、超音波装置との組み合わせで治療促進が可能となる。超音波用の Contrast Agent(CA) である Levovist との併用で倍増効果が得られる報告など、CA の破壊にともなう振動増強が効果的に作用すると考えられる。

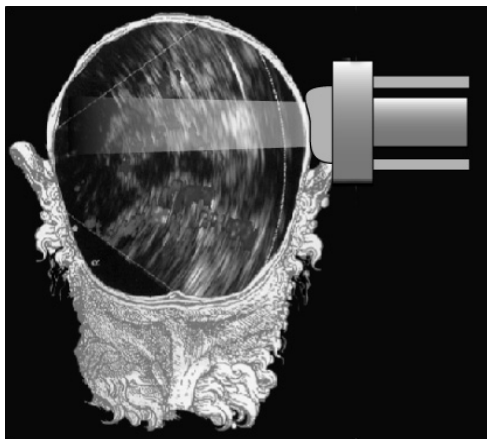


図 11.6-6 超音波栓溶解法

High Intensity Focused Ultrasound(HIFU) (図 11.6-7)は、強力超音波による超音波の熱発生(65°C前後)とそれによる熱凝固反応を利用しているが、一方 DDS の分野では、温度で薬物を放出する高分子ミセルやリポソームを、がん局所ハイパーサーミア(42.5~45°C)と併用するダブルターゲティング (2つのターゲティング技術を組み合わせる方法) が試みられてい

る(11)。

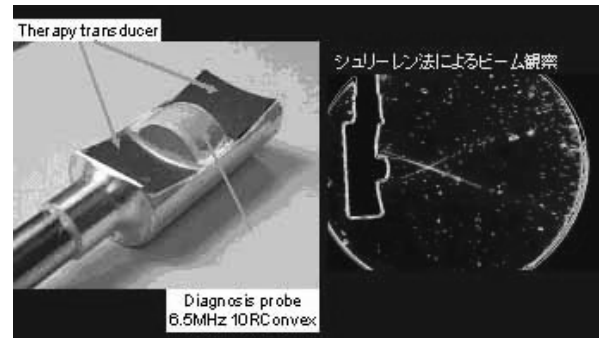


図 11.6-7 ダイレックツォカス HIFU 探触子の例

(3) 磁性体粒子によるハイパーサーミア温熱治療や誘導ターゲティング(12)(13)

ナノ磁性体粒子を造影剤として使う例としては MR 用のリゾビスト造影剤がある。近年、これらの磁性粒子に電磁波をかけてフェライトの磁気的なヒステリシス特性を使って外部から交番磁場を与えて熱するハイパーサーミアの研究(図 11.6-8)が金沢大、名大を中心に行われているが、DDS で患部に充分な量の磁性粒子が集められれば、交番磁場を照射し磁性粒子を 42~45°C に熱することでがん細胞を死滅させることができる。ただ、がん細胞を取り巻く温度を一定に保つことが条件となる。

一方で、磁性粒子を体外から強力な磁力で誘導する試みも展開されている。この研究は、70年代から始ま

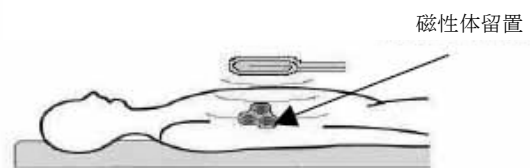


図 11.6-8 電磁誘導加温法の例

ヤマトロボテック、小松パワートロンの協力により金沢大学が開発

っているが、当時はナノ粒子を誘導するだけの磁力が得られなかったこと、血中内での安定した薬剤ができなかったことなどの問題でこれまでは成功していない。強力集中磁場の発生による磁性体内包粒子の誘導が可能となれば、MRI を使った粒子集積確認ができるメリットなど、磁性粒子を使った DDS で誘導・集積・存在確認が可能となるため、すぐれた方法となり得る。さらに集積した薬剤に向けフォーカスした収束超音波でキャリアをコントロールして破壊すれば薬剤の徐放が可能となり、新たなシステム構築が可能になる(14)(15)。

(4) ポルフィリンや量子ドットなど光化学活性を使った Photo Dynamic Therapy⁽⁴⁾

ポルフィリン誘導体も光エネルギーで励起される物質である。超音波エネルギーでポルフィリン分子が光を吸収して励起され $^3\text{O}_2$ と作用して $^1\text{O}_2$ の強力な酸化作用し治療効果を導くことから注目されている。半導体セレン化カドミウム CdSe の数ナノの粒子状物質を量子ドットと呼び、これらは紫外線に反応する。量子ドットにリガンドや抗体を修飾の後、がん腫瘍部に付着させ、レーザー光を当てると腫瘍部が発光するため、細胞のラベル化に用いられる。発光部分に紫外線を当てると、腫瘍部が紫外線により酸素が活性化されて腫瘍部のみ殺傷される仕組みである。

(5) ホウ素を使った中性子捕捉療法⁽¹⁶⁾

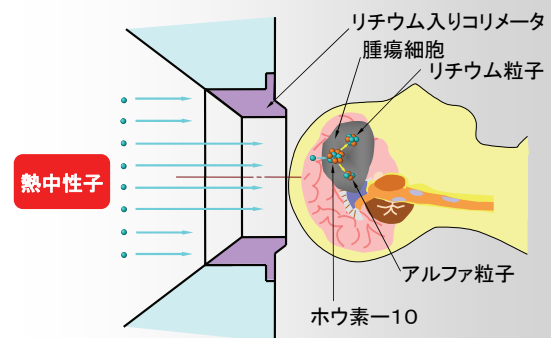
腫瘍に親和性のある物質とホウ素同位体 ^{10}B を内包させた微粒子を用いる DDS である。腫瘍部に低速中性子を照射させると腫瘍組織において局所的に放射能を発生し抗腫瘍効果が得られる。中性子 ^1_0n が衝突すると 2.4Mev なる高エネルギーを持つ α 粒子、 ^4_2He 、 ^7_3Li とイオンが生じる(図11.6-9)。その飛翔距離が $5\sim 10\mu\text{m}$ と短いため安全な放射線治療が実現できる。ただし、熱中性子は、原子炉で大量に発生する高速中性子を重水や黒鉛を通して減速させたものを利用するため、医療専用の原子炉を必要とする。この治療法の実施は限定されるのが隘路で、小型のサイクロトロン構築がキーとなる⁽¹⁶⁾。

11.6.6 おわりに

以上に述べた外部エネルギーを使った DDS は、現在開発の途上にあるものがほとんどであるが、将来これ等「外部エネルギーを使ったドラッグデリバリーシステム」が構築できれば、目的部位とその周囲に限定した腫瘍ターゲティング治療が可能となり、安全で副作用の少ない効率的な治療が期待できる。高度診断システムを使ったナビゲーションでミリ単位でのター

ゲ

ホウ素中性子捕捉療法 (BNCT) ^{JAEA}



BNCTはホウ素-10をホウ素化合物にして体内に注入し、腫瘍細胞に集め、これに熱中性子を照射することによって $\text{B} + \text{n} \rightarrow \alpha + \text{Li}$ 反応で発生するアルファ粒子とリチウム粒子で腫瘍細胞を選択的に破壊して治療するものです。

図 11.6-9 中性子捕捉療法の例

日本原子力研究所広報誌

FF No.46 Teach Now より

ティング、薬剤を使った非侵襲（腫瘍のみを殺す）治療が可能となる。今後 DDS を中心としたナビゲーションシステム、誘導機器、治療機器などの開発とともに DDS の効率をあげられれば、結果として、安全な治療、副作用の低減、医療費の節減、QOL の向上が大いに期待される。

DDS が将来の理想的な医療となると期待される。国内医療機器メーカーは、海外メーカーと激しい診断機器開発競争の中において、その中で足の長い治療がらみの製品開発はなかなか進みにくい状況である。治療分野はリスクが高く、治験のハードルも高い。創薬の認可にも時間がかかるため長期にわたる開発を覚悟する必要がある。薬学、医学、工学、さらに医療機器メーカー、製薬メーカーが絡む総合体制で、産学官と一体となった体制で臨めば、日本発の DDS 治療システムを完成できるものと期待する。

11.6.7 謝辞

本稿の作成に当たり、DDS 関連は、東京女子医科大学 先端生命医科学研究所の中山正道先生、京都大学再生医科学研究所の田畑泰彦先生、磁性粒子を用いたハイパーサーについては、金沢大学 長野勇先生から、脳血栓溶解法については慈恵会医科大学の古幡博先生、超音波の機序については、京都大学の梅村晋一郎先生に基礎的概念をご教授いただきました。御指導に心よりお礼申し上げます。

<参考文献>

- (1) 「DDS 研究の現状と将来展望」 2005 DDS 学会編 編集代表:橋田 充 Vol.21 No.12 2005 臨時増刊号 PHARM

TECH JAPAN

- (2) 田畑泰彦編集 「ドラッグデリバリーシステム DDS 技術の新たな展開とその活用法」2003年 遺伝子医学別冊 メディカルドゥ
- (3) 2006年11月「経済産業省における医療機器産業政策について」医療福祉機器研修会資料 医療・福祉機器産業室
- (4) 中山正道 岡野光男 「ナノ粒子を用いるドラッグデリバリーシステム」 Jpn J Cancer Chemother 32(7):935-940 July, 2005
- (5) 二木史朗 18-22 “細胞内への物質導入”「ドラッグデリバリーシステム DDS 技術の新たな展開とその活用法」2003年 遺伝子医学別冊 メディカルドゥ
- (6) 梅村晋一郎「音響化学療法を利用した癌治療へのアプローチ」203-210生体医工学 Vol.43 No.2 2005
- (7) 立花克郎 「マイクロバブルの治療応用」211-215 生体医工学 Vol.43 No.2 2005
- (8) 工藤信樹 山本克行「気泡存在下におけるパルス超音波を用いたソノポレーション」 231-237 生体医工学 Vol.43 No.2 2005
- (9) 古幡 博 経頭蓋超音波脳血栓溶解療法 197-202 生体医工学 Vol.43 No.2 2005
- (10) 古幡博他 公開シンポジウム「脳血管障害の診断解析治療の統合化を探る！」資料2006年3月主催 東京慈恵会医科大学
- (11) Clemens Bos, etc., “Simultaneous Monitoring of Temperature and T1:Method and Preliminary Results of Application to Drug Delivery Using Thermosensitive Liposomes “Magnetic Resonance in Medicine 54: 1020-1024 (2005)
- (12) 長野勇他「DM を用いた誘導加温による可搬型治療器の開発」BPES 2005 第20回妻帯・生理工学シンポジウム論文集より
- (13) 小林猛「温熱療法に伴う免疫賦活のメカニズム」中部大学応用生物学部紀要 3:39-45山田正敏・田畑泰彦 「超音波と DDS を組み合わせたがん治療法」238-246 生体医工学 Vol.43 No.2 2005
- (14) 西嶋茂宏, 武田真一他 「磁性ハイブリッドナノ粒子による次世代ドラッグデリバリーシステムの開発」2005年度 第72回超電導学会
- (15) Jeffrey H. Leach “Magnetic Targeted Delivery”
- (16) JAEA 日本原子力開発機構ホームページ
<http://www.jaeri.go.jp/jpn/publish/01/ff/ff44/tech01.html>

第12編 医用画像関連機器および用品

12.1 はじめに

医用画像診断装置を使って体内情報を画像情報として取り出すためには多くの機材が用いられている。本編では医用画像機器に使われる関連機器および用品として、画像記録装置、各種記録媒体とその周辺機器、造影剤自動注入装置などを紹介する。

いずれも画像診断装置本体に比し小物ではあるが、診断に提供される画像の良否に直接関与するものや、作業安全上必須のものであるため、性能改良や使い勝手の改善など地道な改良や研究が積み重ねられている。

12.2 画像記録装置

12.2.1 医用画像用イメージャ

1970年代のCTに始まり、DSA、MRIなど新しい医療用診断装置が開発され、医療現場へ導入されてきた。これら診断装置からの医用画像をフィルムに記録するフィルム画像出力装置もその一分野として、システムの機能・性能の向上を実現しながら市場へ普及してきた。

当初、CRTマルチフォーマットカメラがその代表的な装置であった。しかし、1983年CR用レーザーイメージャが直医X線写真用として登場して以来、イメージャの持つ特徴、すなわちすぐれた画像品質、操作性、システム機能などにより、今日ではマルチフォーマット機能を持つ医用画像用イメージャが医用画像出力装置として主流の地位を占めるに至っている。

イメージャに使用されるフィルムは、従来、現像液を用いた液体現像処理方式が主流であったが、1996年から始まった現像廃液の海洋投棄禁止などの自然環境保全に対応して、各種ドライ処理方式の医用画像用ドライイメージャが登場し、市場への普及が急速に進んでいる。

以下に、この医用画像用イメージャの原理、構成、機能などについて解説する。

(1) 原理

イメージャの方式には大きく分けてレーザー露光/液体現像方式、レーザー露光/熱現像方式、サーマルヘッド方式、レーザーヒートモード方式の4種がある（表12.2-1参照）。

以下、代表的なレーザー露光/熱現像方式について原理を説明する。

診断装置からの画像信号がフィルム画像として医用画像用イメージャから出力されるまでの流れを図12.2-1に示す。構成としては大きく3つの処理系、すなわち画像信号処理系、レーザー記録処理系、および熱現像処理系に分けられる。次に、このそれぞれの処理系について詳しく説明する。

(1.1) 画像信号処理系

診断装置からの画像信号は、補間処理、階調処理により、診断目的に応じた画像信号処理が施される。画像処理された画像データは、フィルム1枚分の画像として指定されたフォーマットに編集配置され、最終画像データとなる。

診断装置によっては、デジタル信号ではなくアナロ

表 12.2-1 イメージャの方式

方式	画像形成方法	フィルム	廃液・廃材
レーザー露光/液体現像方式	レーザー（光） +現像処理液	ハロゲン化銀	あり
レーザー露光/熱現像方式	レーザー（光） +熱現像	ハロゲン化銀/有機銀塩	なし
サーマルヘッド方式	ダイレクトサーマル （熱）	熱応答性マイクロカプセル 有機銀塩	なし なし
	昇華熱転写（熱）	インクリボン+受像フィルム	あり
レーザーヒートモード方式	レーザー（熱） +剥離+ラミネート	レーザー感知層/カーボン層 +ラミネートフィルム	あり

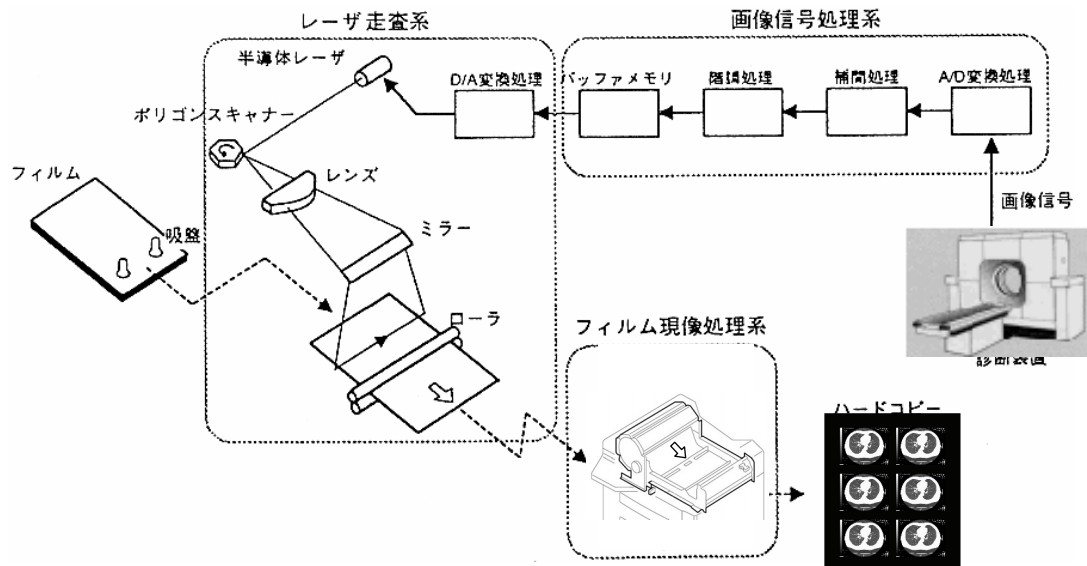


図 12.2-1 医用画像用レーザーイメージャの原理（熱現像処理方式）

グ信号で出力するものもあり、この場合はイメージャに入力する前に A/D 変換を行う必要がある。イメージャによってはアナログ信号を直接入力し、内部で A/D 変換できるものもある。

① 補間処理

画像データをフィルム上に適切な大きさで表示するために、データの拡大／縮小のデジタル補間処理が必要となる。

補間処理の方式としては、一般に2次、3次のラグランジュ曲線、スプライン曲線、あるいはこれらを組み合わせたものが用いられている。これら各方式を適切に選択利用して、例えばレスポンスの高い画像、滑らかな画像など診断目的に応じた補間処理が行われる。

② 階調処理

診断装置や診断目的、または診断装置の観察モニタと対応したフィルム上での最適階調画像を得るためには階調処理が必要である。通常イメージャは何種類かの基準となる階調特性テーブルを持っており、目的に応じたタイプを選択し、さらに濃度、コントラストの微妙な調整を行い、目的とする診断画像を実現することになる。

(1.2) レーザ記録処理系

レーザー走査系はレーザーイメージャの画質を決定する最も重要な部分である。画像処理されたデジタル信号をレーザーパワー変調信号に変換する D/A 変換処理とレーザー光をフィルムの上に均一に走査するレーザー走査系で構成される。レーザー走査系はポリゴンスキャナなどの光偏向器とレンズ、ミラーとからなり、変調されたレーザー光を収束しつつフィルム上に導き、走査線を形成する。一方、フィルムは高精度モータで駆動

されるローラによりレーザー光走査線と直交する方向に一定の速度で搬送され、フィルム全面にレーザー光露光が行われる。D/A 変換処理においては、高速かつ低ノイズ信号処理が重要である。また、レーザー走査系においては正確なレーザーパワーの変調と、フィルム上でレーザー光走査を高精度に行うことが重要である。

フィルムは使用するレーザー光の波長において、十分な感度が必要であり、また粒状性、階調再現性、濃度ムラなどフィルムの諸特性が画質を左右するので、レーザーイメージャ専用のものが用いられる。

(1.3) 熱現像処理系

レーザー露光されたフィルムを現像処理する部分である。フィルムに均一に熱をかけて現像し、冷却してから排出する。加熱と冷却の温度/時間が変動すると濃度が変動するため、高精度に熱制御を行うことが重要である。

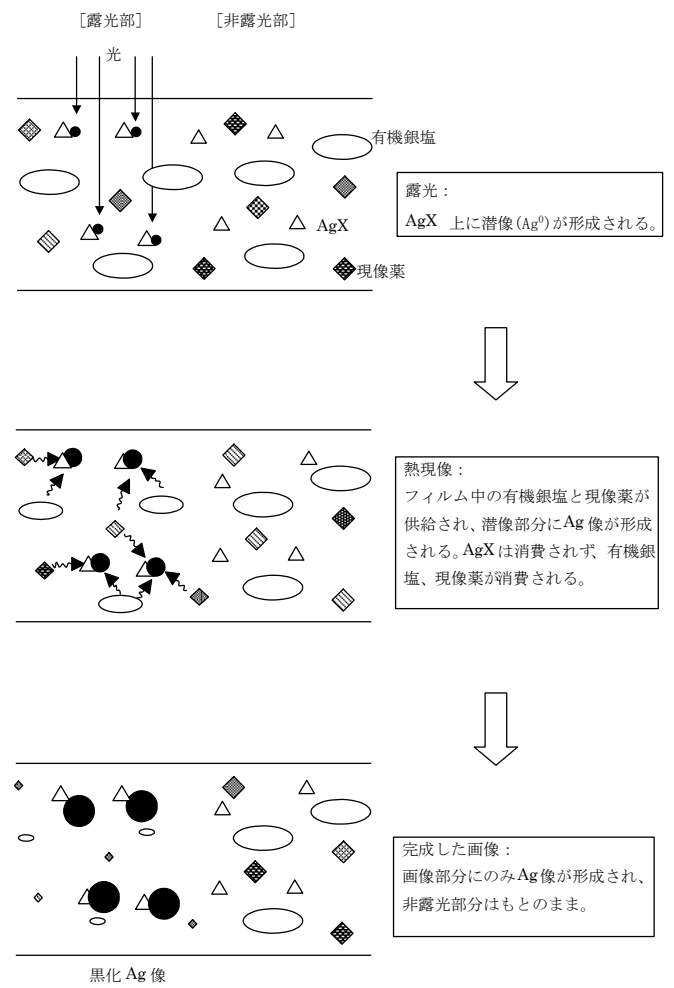
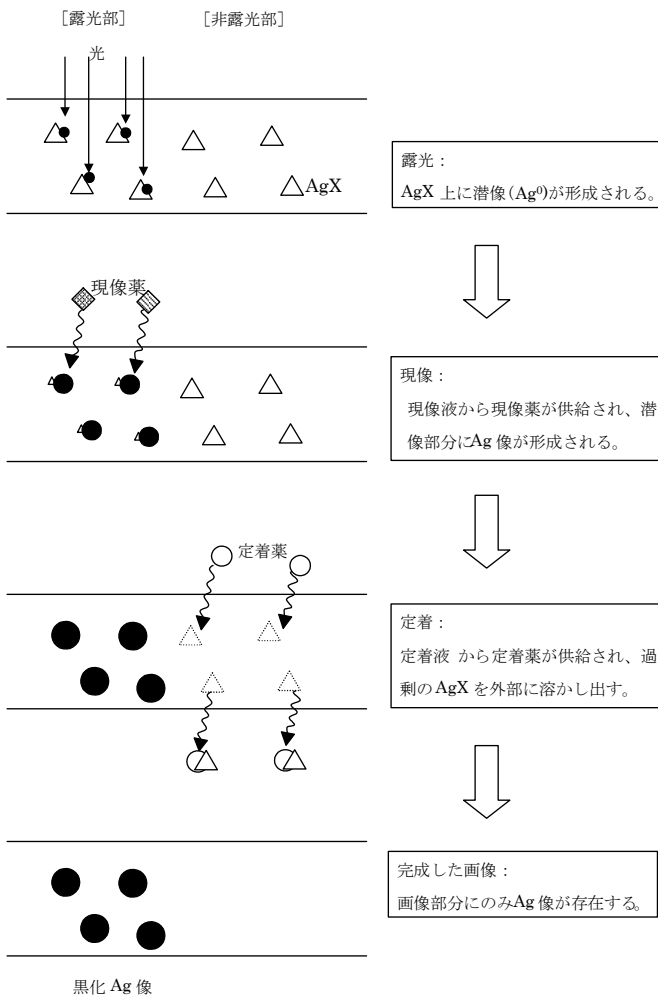
(2) 各方式の画像形成原理と特徴

(2.1) レーザ露光/液体现像方式

はじめに、従来の液体现像処理方式による銀塩写真材料の画像形成原理を模式的に図12.2-2に示す。光によりハロゲン化銀(AgX)の一部が潜像(Ag⁰)となる。現像処理過程では、この潜像が触媒となって露光された部分でハロゲン化銀の銀イオンが銀像に変換される。その後、定着処理過程では銀像に変換されなかったハロゲン化銀が定着液に溶解されて洗い流される。したがって、フィルム中には露光部の銀画像のみが残る。未露光のハロゲン化銀は残っていない。

(2.2) レーザ露光/熱現像方式

レーザー露光/熱現像方式の画像形成原理を模式的に図12.2-3に示す。レーザー光で露光されたハロゲン化



銀粒子が潜像(Ag⁰)を形成する。この部分は従来の液体现像処理方式の銀塩写真材料と同様である。続く熱現像過程では露光された部分の潜像が触媒となり、共存する非感光性の有機銀塩の銀イオンが還元されて銀像となる。液体现像処理方式では、ハロゲン化銀から銀イオンが供給されて銀像ができたのに対し、本熱現像処理方式では非感光性の有機銀塩から銀イオンが供給されることが大きく異なっている。熱現像過程によって銀像が形成された後、常温まで冷却されることによって現像反応が停止する。露光部分では銀像とハロゲン化銀が存在し、未露光部分では有機銀塩とハロゲン化銀が残存しており、現像過程の後に特別な定着過程が設けられていないことから、記録材料から除去される物質がなく、廃液、廃材を出さない。

(2.3) サーマルヘッド方式

サーマルヘッド方式は、フィルムを直接加熱するダイレクトサーマル方式と、インクリボンを加熱し染料を昇華させてフィルムへ転写させる昇華熱転写方式の2つに大別できる。さらにダイレクトサーマル方式

のフィルムには、有機銀塩フィルムと熱応答性マイクロカプセルを用いた非銀塩フィルムの2種類がある。ダイレクトサーマル方式の画像形成原理を図12.2-4に示す。熱により発色する感熱層を持つフィルムに直接サーマルヘッドの熱を伝達して画像を形成する。発色量を熱量で制御できるため、高階調の記録が可能であり、廃液・廃材を出さない。画像形成原理が単純であり、フィルムが感光しないため、取扱いが容易である。

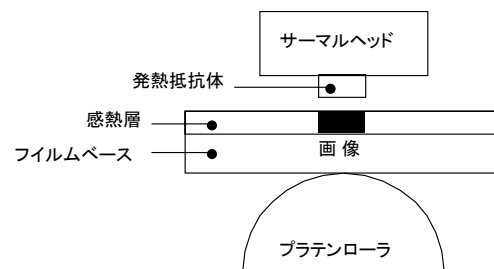


図 12.2-4 ダイレクトサーマル方式画像形成原理

有機銀塩のフィルムでは、サーマルヘッドでの加熱により非感光性有機銀塩と還元剤を反応させて銀像を形成している。

熱応答性マイクロカプセルを用いた非銀塩フィルムの発色原理を図12.2-5に示す。サーマルヘッドでの加熱によりマイクロカプセル壁が透過性になり、顕色剤がカプセル内に入って発色剤と反応し発色する。発色後は室温まで冷やされてマイクロカプセルが再び非透過性になり発色反応が停止する。反応して画像形成に寄与する素材が記録後もフィルム中に含まれているが、マイクロカプセルにより隔離されることで、安定した保存性を実現している。

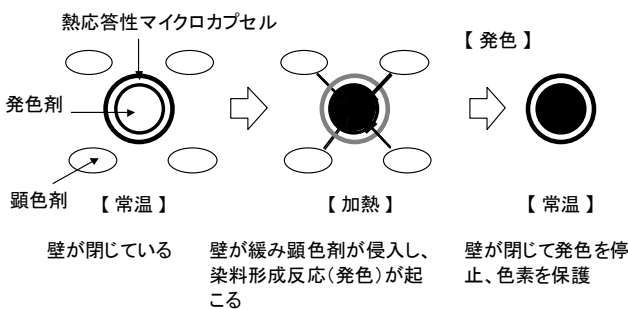


図 12.2-5 熱応答性マイクロカプセルの発色原理

昇華熱転写方式の画像形成原理を図12.2-6に示す。インクリボン内の染料をサーマルヘッドで加熱し昇華させて転写することによって画像を形成する。転写量を熱量で制御できるため、高階調の記録が可能であるが、インクリボンが廃材となる。3色のインクリボンを使うことで、白黒画像だけでなくカラー画像を形成することも可能である。

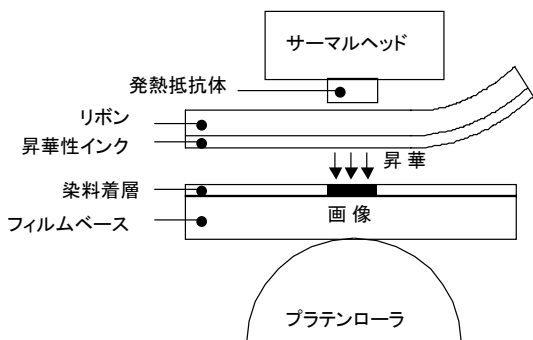


図 12.2-6 昇華熱転写方式の画像形成原理

(2.4) レーザヒートモード方式

画像形成原理を図12.2-7に示す。レーザ感知層にレーザが照射されると、ピールシート側にカーボンが附着し、そのピールシートをはく離することによって

画像を形成する。ただし、はく離されたフィルムベース上に残されたカーボンは傷がつきやすく保存には適さない。そこで最後にカーボン上に保護ラミネートを貼り付ける。カーボンは安定元素であり、化学反応ではなくはく離という物理的工程を経て画像を形成しているため、保存性に優れている。ピールシートが廃材となる。

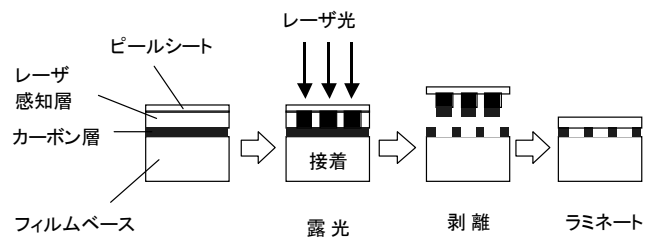


図 12.2-7 レーザヒートモード方式の画像形成原理

(3) 実際の装置と応用

大規模システムの構成例を図12.2-8に示す。CT, MRI, CR など多数台の診断装置の画像信号を複数台のイメージャで処理するシステムである。このシステム構成の場合、万が一イメージャ1台が故障した時、もう1台に接続を切り替える機能も備えている。

このような大規模システムでは、医用画像通信の標準規格である DICOM を使用したシステムが一般的である。

図12.2-9、表12.2-2にレーザ露光/熱現像方式のイメージャとその主な機能、性能を示す。診断モダリティから画像を取り込み、補間処理・階調処理などの画像処理を行ってレーザ露光し、熱現像後に冷却した後には排出する。

(4) 装置の安全と設置条件、保守管理

(4.1) 安全性

イメージャは診断装置からの画像信号に対して、画像処理を施してフィルムに記録する受動的装置であり、安全上特に問題とすべき点はない。ただし、レーザイメージャにおいては故障時の対応あるいは保守において、装置の内部を点検する場合、レーザ光に対する注意が必要となる。この場合にもレーザ機器としての安全対策が施されているのが普通であり、危険は少ないといえる。

現像過程を熱に依存しているタイプは、方式により稼動中は100℃以上の高温状態となるものがある。保護カバーなどで安全対応されているが、取扱説明書に従った扱いが必要である。

臭気や排気があるタイプでは、液体现像処理レーザイメージャと同様、換気が必要である。

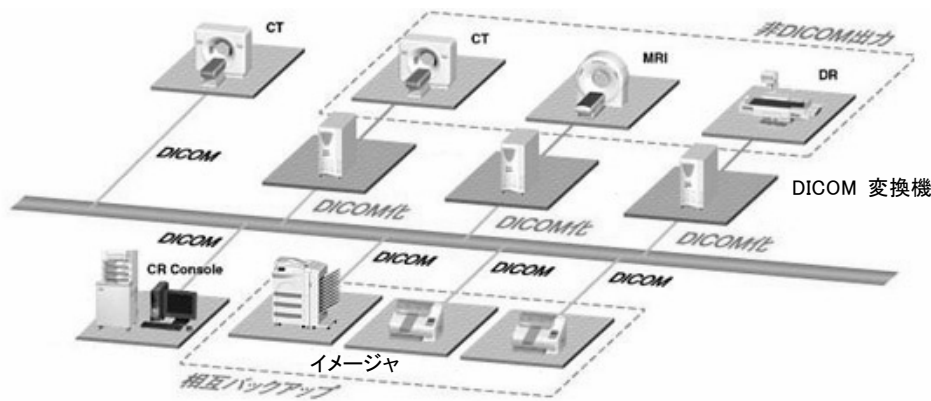


図 12.2-8 システム構成例

表 12.2-2 イメージャの主要機能・性能

フィルムサイズ	半切・大角・大四・四切・六切・B4のうち1種または複数
フォーマット	1・2・4・6・9・12・15・20・24・30・35コマ/フィルムなど ミックスも可能
レーザ光源	670～830nm 半導体レーザ
露光分解能	12～14ビット
画素サイズ	25～100 μ m
濃度調整関係	ロックアップテーブル選択により階調可変 フィルム特性変動補正機能
画像処理関係	補間拡大機能 スムージング機能 ネガ/ポジ反転機能 黒/白ボーダ選択機能
処理能力	50～190枚/時 (半切)
画像入力インターフェース	DICOM, デジタル, デジタルビデオ, アナログビデオ, 他
接続モダリティ数	1 または 複数
バックアップメモリ	IC メモリ, ハードディスク 各種タイプ
フィルムセット	明室装填方式
その他	画像枠有/無 選択機能

(4.2) 設置条件

システムを安定に動作させていくための設置条件として重要なポイントを以下に示す。

① 環境雰囲気

光学機械であるため、レンズ、ミラー系における結露は画像の品位を損なう。したがって急激な温湿度の変化、あるいは高湿条件は避ける必要がある。また、未露光フィルムを内蔵しているため、過度の高温高湿条件はフィルム特性を劣化させることになる。

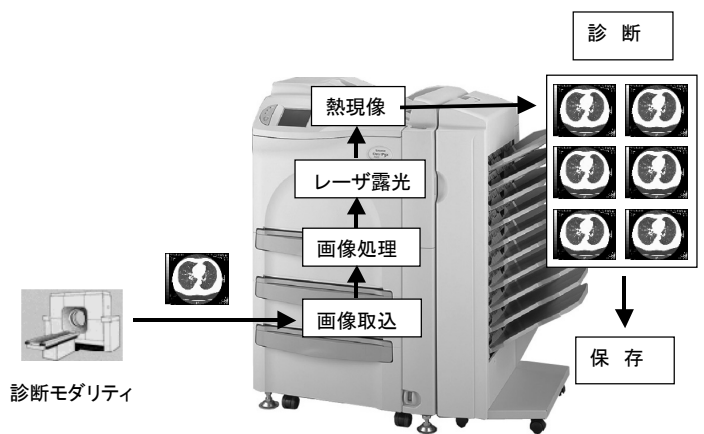


図 12.2-9 レーザ露光/熱現像方式イメージャ

② 振 動

レーザ露光/熱現像方式イメージャは、精密レーザ走査系を内蔵しており、装置に振動が加わると画像のムラとなる場合がある。また、液体现像方式のイメージャにおいては、激しい振動が加わると処理液があふれたり、現像液に定着液が混入する懸念がある。両方式ともに地震対策を含めて装置を床に固定することが望ましい。

③ 磁 場

MRI の近くに設置する場合には、MRI が発生する磁場強度が問題になるケースがある。

以上の各項目については、いずれも各装置ごとに設置条件が決められているため、その条件に従った環境を整えることが必要である。

(4.3) 保守管理

フィルム画像出力の階調特性は、諸要因によって変動することがある。この変動に対して、定期的に補正をかける濃度、階調の精度管理が必要である。

本保守管理を効率的に行うためイメージャには自動濃度補正機能が備えられている。フィルム装てん時に自動的に濃度補正を行うものもある。

無廃液、無廃材を実現したドライイメージャの場合（レーザ露光/熱現像方式、サーマルヘッド方式のダイレクトサーマル）、フィルムの画像保存性は従来の液体现像処理方式による銀塩フィルムに到っていないため、フィルムの保管、取扱いには注意が必要である。

図12.2-10に液体现像処理フィルムとドライフィルムの画像保存性の予測実験結果を示す。液体现像処理方式による銀塩フィルムでは、露光されなかった部分のハロゲン化銀は定着液に溶解されて洗い流される。したがって、画像が作られた後は、極めて安定な画像が形成されている。

一方、ドライ処理方式によるフィルムでは、無廃液/無廃材を実現するために定着/洗浄する処理がなく、画像を形成するための物質がフィルム中に残されたままになっており、高温・高湿、強い光・長期の光の影響を受けやすい。保管、取扱いにおいては、直射日光の当たる場所、高温になる車内、暖房器具の近く、高温になる屋外プレハブ倉庫、長期間に渡るシャウカステン上への放置、溶剤の付着やセロファンテープなどの使用、局部的折り曲げ、スライドプロジェクタやオーバーヘッドプロジェクタでの使用など注意する必要がある。

各フィルムごとに保管上・取扱い上の注意が定められており、それに従った取扱いをすることが重要である。

(5) 今後の課題と方向

近年、イメージャの技術は格段に進歩しており、必要な機能・性能をほぼ満たしてきている。今後は、より一層小規模の病院層でもデジタル化が進み、小規模システム向けのイメージャの要望も強くなると予想される。一方で、高画質モニタでの診断も広がってきており、今後はモニタ診断と併用する使い方になっていくであろう。

12.2.2 サーマルビデオプリンタ

感熱記録方式は、ファックスやATM 端末、券売機などにも広く用いられている記録方式である。医療分野においても、超音波診断用ハードコピー機⁽¹⁾として普及し、最近では、CT, MRI, CR の診断画像の記録、また、3Dカラー画像のハードコピーにも広く使われている。

本節では、超音波診断装置などの画像記録システムとして普及しているサーマルビデオプリンタについて解説する。

(1) 感熱記録

感熱記録プリンタの特徴として、以下の点が上げられる。

- a. 現像、定着などウェット処理が不要。
- b. メンテナンスがほとんど不要。
- c. 装置が小型である。
- d. ランニングコストが安い。
- e. モノシートタイプ（直接感熱方式）の場合、消耗品は記録材料だけで廃棄物が出ない。

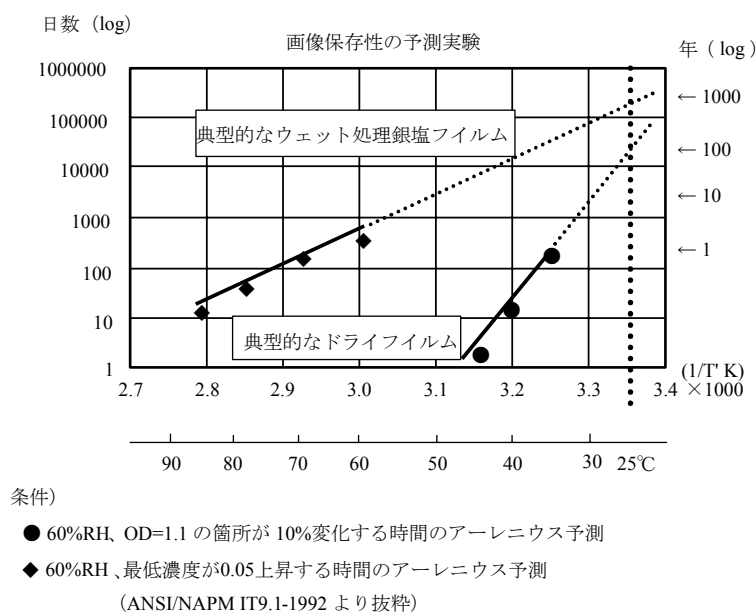


図 12.2-10 画像保存性の予測実験結果

(2) 原理と構成

サーマルビデオプリンタの記録方式は、大きく2つのタイプに分類される。

1つは、インクリボンを使用した方式で、加熱により染料をインクリボンから受像シートに転写して記録を行うもので転写感熱方式と呼ばれる(図12.2-11)。

最近、高品位なカラー画像を提供している昇華型転写感熱は、この方式である。

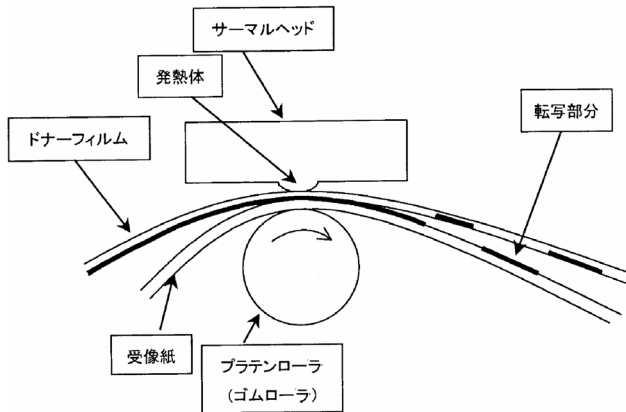


図 12.2-11 転写感熱記録方式の原理

もう1つは、加熱によって発色する特殊な層を支持体上に塗布した感熱記録材料を用いた直接感熱方式であり(図12.2-12)、超音波画像などのハードコピー用途に広く普及している。サーマルビデオプリンタの基本構成を図12.2-13に示す。

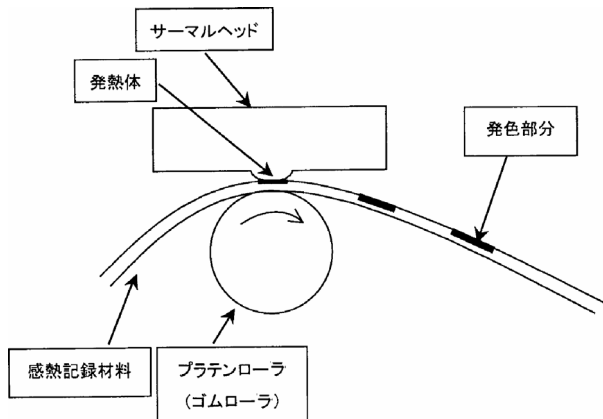


図 12.2-12 直接感熱記録方式の原理

プリンタは、①超音波診断装置などからのビデオ信号を取り込んでデジタルデータに変換するインターフェース部分、②サーマルヘッド、プラテンローラか

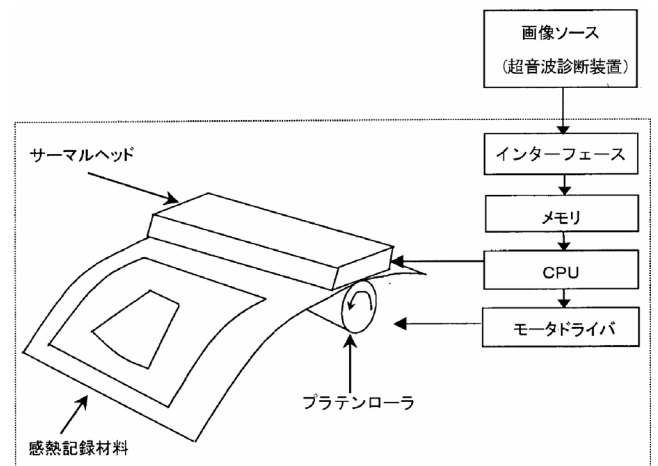


図 12.2-13 サーマルビデオプリンタの構成

らなる感熱記録材料への書き込み部分、③これらをコントロールする制御部より構成される。この図からもわかるとおりサーマルビデオプリンタの書き込み構造は非常にシンプルである。このため、装置を小型化でき、またメンテナンスもほとんど不要である。

(2.1) サーマルヘッド

感熱記録画像の書き込みにはサーマルヘッドと呼ばれる書き込みデバイスが用いられている。サーマルヘッドは製造方式の違いによって、蒸着による薄膜型と印刷による厚膜型に分類されるが、超音波画像のような中間調画像には濃度のばらつきが少ない薄膜型が主に用いられる。

サーマルヘッドには1mm当り6~16個、あるいは、それ以上の密度で微細な発熱素子が配列されている。発熱素子の数はプリント画面のサイズ、発熱体の密度などにより異なるが、記録幅が10cm程度の典型的なサーマルビデオプリンタの場合、約600あまりの発熱素子が配列されている。それぞれの発熱素子へは画像信号に対応して数十マイクロ秒~数ミリ秒の電気パルスが通電され、ジュール熱を発生させて1走査線分のデータを記録する。

走査線記録後、1ライン分送り、次の走査線の記録を繰り返す。

薄膜型サーマルヘッドの断面図を図12.2-14に示す。サーマルヘッドは、基材と発熱部とそこへ電気を供給するリード線、およびこれらを感熱記録材料との摩擦によるストレスから保護する役割の保護層より構成される。

サーマルヘッドには、小さい電気エネルギーで発熱し、発生した熱エネルギーを効率良く感熱記録材料に伝え、次の画素を印字するまでに十分冷却できる、という困難な課題が要求されるが、近年のサーマルヘッ

ドメーカの開発努力で非常に効率の良いヘッドが提供されるようになり、感熱記録方式の普及に大きく貢献している。

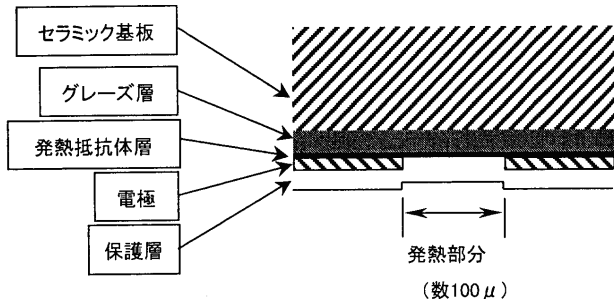


図 12.2-14 薄膜型サーマルヘッドの断面構造 (発熱体近傍)

(2.2) 感熱記録材料

直接感熱方式において感熱記録材料の果たす役割は特に重要であり、画質面、保存性面での性能を向上させるためにさまざまな研究が行われてきた。

図12.2-15にファックス用紙などにも使われているロイコ化合物を用いた感熱記録材料の基本構成を示す。

感熱発色層は発色剤、顕色剤の素材を主成分として構成され、画質や画像保存性を左右する重要な部分である。保護層はサーマルヘッドと直接接触する層であり、ヘッドとのマッチング (例えば、走行性やヘッド耐久性など) や、プリント後の画像を保護する役割を果たす。支持体は一般のファックス用途には紙が用いられるが、サーマルビデオプリンタのような中間調画像用にはヘッドとのコンタクトを均一に保つために平面性の高い PET (ポリエチレンテレフタレート) や合成紙が用いられる。

感熱記録層には発色剤 (ロイコ化合物と総称される)、顕色剤、あるいは感度を向上させるための増感剤などの素材が顔料、バインダなどとともに数μ以下のサイズにまで微粒化され塗布されている。これらはいずれも無色あるいは白色であり、塗布された状態で

は発色層は白く見える (後述する光定着型の感熱フィルムは、これらとは異なった種類の素材を使っており、未使用状態では黄色く見える)。発色反応をつかさどる発色剤や顕色剤 (増感剤) の微粒子は常温では互いに距離をおいているため発色することはないが、加熱すると一般に融点の低い顕色剤が液状になり拡散する。これが周囲の発色剤と反応して色素 (黒) を形成する。これが典型的な感熱記録材料の発色のメカニズムである (図12.2-16)。

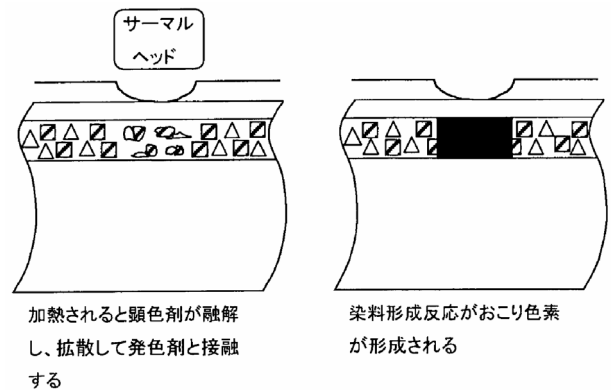


図 12.2-16 感熱記録材料の発色のメカニズム

画像保存性を向上させるために発色色素をポリマ壁で包む方法、すなわち熱応答性マイクロカプセルを使った方法が開発されている。図12.2-17に示される通りにマイクロカプセルのポリマ壁は常温では硬い壁を形成し内外を隔離しているが、加熱されると壁がゆるみ周囲の顕色剤がマイクロカプセル内に侵入し、カプセル内の発色剤と色素を形成する。発色後、マイクロカプセルが常温に下がると壁は再び硬い膜を形成し、内外を遮断して酸素や薬品の侵入を防ぐ。このようにしてマイクロカプセルはミクロのからくりで色素を保護し、画像を安定化させるのに寄与している。

また、透過型の感熱記録材料にもマイクロカプセルが応用されている^②。

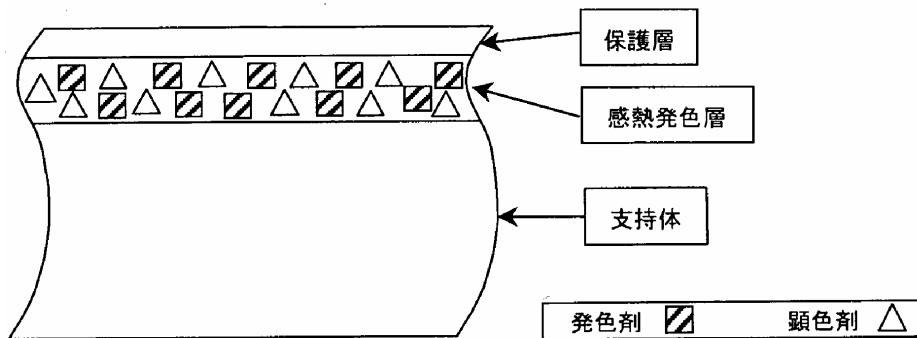


図 12.2-15 ロイコ化合物を用いた感熱記録材料の基本構造

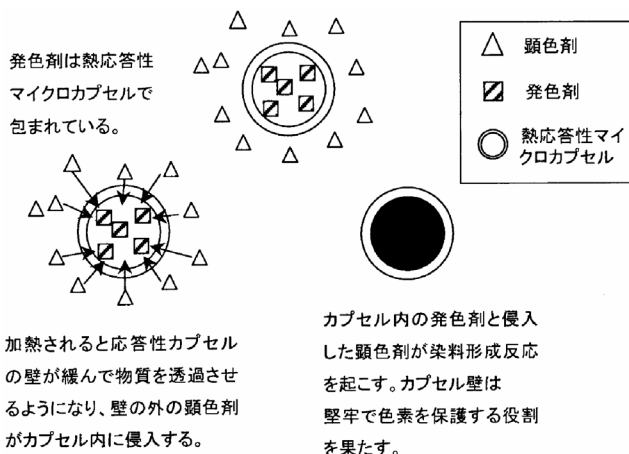


図 12.2-17 熱応答性マイクロカプセルの発色のメカニズムと壁の性質

ロイコ色素は画像内で発色していない部分を再加熱すると発色する欠点を持つ。この欠点を克服する1つの解決策は、ジアゾ色素を用いることである⁽³⁾⁽⁴⁾⁽⁵⁾。

ジアゾ化合物を用いた画像の形成に必要なものは、ジアゾニウム塩、カプラおよび塩基の3種類である。ジアゾニウム塩とカプラは反応して色素を形成したのち、発色しなかった部分のジアゾ化合物を光(紫外線)で分解し再び発色することのないように定着する。これがジアゾ化合物を用いた発色と定着のメカニズムである(図12.2-18)。

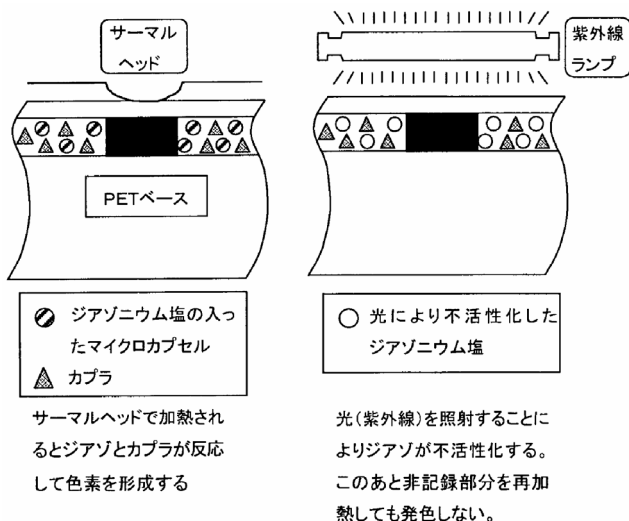


図 12.2-18 光定着型サーマルフィルムの発色と定着のメカニズム

(3) 装置の保守とプリント画像の管理

サーマルビデオプリンタは、メンテナンスがほとんど不要である。これは現像液を扱うウェット処理がない上に装置の構造が非常にシンプルなためである。

サーマルビデオプリンタ用の記録材料の画像保存性は、当初と比較して大幅に改善されており、特にマイクロカプセルを用いた材料は室内の5~10年の保管では画像劣化はほとんどない⁽⁶⁾。ただし、極端な高温下(例えば夏場の自動車内)に放置されたり、ある種のゼリー、消毒薬などの薬品類が付着したり、長時間強い光にさらされた場合には画像が変質することがありうるので、保管には注意が必要である。

(4) 今後の課題と方向

サーマルビデオプリンタとして普及してきた感熱方式の画像記録装置は、近年、CT、MRIなどの高度の画像診断用途にも用いられるようになってきている。かつて問題になっていたサーマルヘッド抵抗値のばらつきや搬送ムラも画像補正技術や記録材料とサーマルヘッドの摩擦抵抗の低減などにより、顕著に改良された。

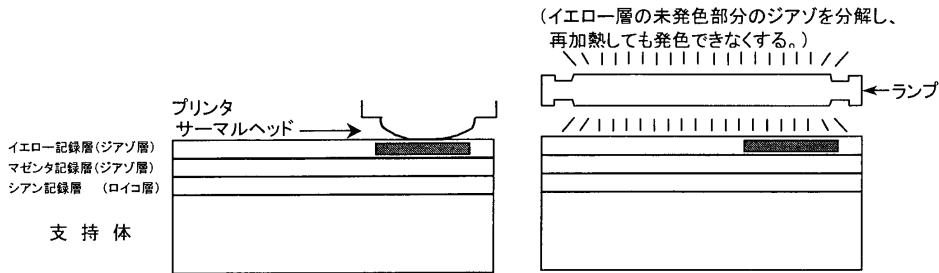
さらに、モノシートでフルカラー記録ができる新しい方式(図12.2-19)のTA方式感熱記録プリンタも開発された⁽⁷⁾。TA方式は、光定着型のイエロー層、マゼンタ層およびロイコ型のシアン層の三層を積層した記録材料に、熱記録と光定着をくり返すことにより、フルカラー記録を実現している。

感熱記録方式は構造がシンプル、小型化が容易など優れた特徴があり、これらの特徴を生かした用途に今後も広く展開させていきたい。

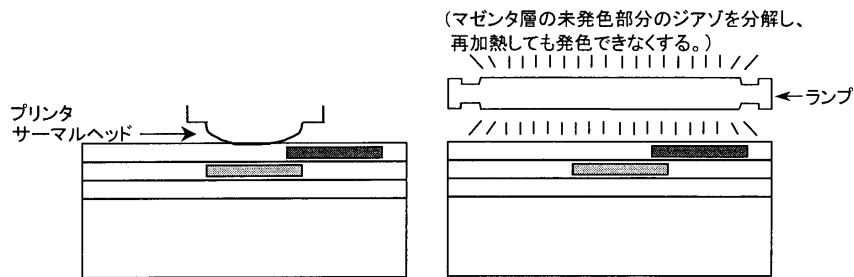
<参考文献>

- (1) 正寺ほか：映像情報メディカル，23(21)1245-1248(1991)
- (2) 大賀：日本放射線技術学会誌，50(1)61-68(1994)
- (3) 宇佐美ほか：電子写真学会誌，26(1)115-119(1987)
- (4) 吉田ほか：電子写真学会誌，26(1)120-124(1987)
- (5) 中村：紙パ技協誌，42(5)425-432(1988)
- (6) 米田ほか：超音波検査技術，19(1)32-42(1994)
- (7) 酒井：紙パ技協誌，48(10)1296-1305(1994)

①低エネルギーの加熱でイエロー層を発色させ、420nmの紫外線で定着する



②中エネルギーの加熱でマゼンタ層を発色させ、365nmの紫外線で定着する



③高エネルギーの加熱でシアン層を発色させる

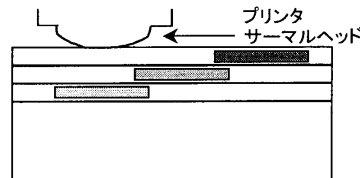


図 12.2-19 TA方式のフルカラー記録手順

12.3 医用フィルム

人体(被写体)を透過したX線が持つ画像情報を記録するための材料として、医用X線フィルムが使われている。X線フィルムに用いている感光物質は、一般のフィルムと同じハロゲン化銀であり、X線そのものに対しては、感度が低く、またコントラストも低い画像となる。そのため、通常は蛍光増感紙や蛍光板を用い、X線エネルギーを光に変換して光の写真作用を利用してフィルムを露光することにより、X線量を低減し、コントラストの高い画像を得ることができる。医用フィルムで代表されるものは、上述のX線フィルムであるが、その他にも、CT、MRIなどの各種モダリティの医用画像記録を目的とするフィルムも医用フィルムといえる。

表12.3-1は、それら医用フィルムを用途別に分類したものである。

12.3.1 直接撮影用X線フィルム

直接撮影用X線フィルムの大きな特徴は、支持体(ベース)の両面に感光乳剤層を有することである。

撮影時は、2枚の蛍光増感紙で両側からはさみ、被写体を透過したX線はフロント、バックの2枚の増感紙によって蛍光の像に変換され、フィルムの両面にある感光乳剤層に露光を与える。このように両面に感光層を持つフィルムと2枚の蛍光増感紙を用いることによりX線の利用効率を高め線量を減少することができる。直接撮影用X線フィルムの種類と用途には、表12.3-1で示したように、写真特性の異なる数種類のタイプがある。標準タイプとワイドラチチュードタイプと呼ばれる2種類が主体であるが、撮影目的、部位に合わせて選択できるコントラスト特性の異なる各種のフィルムが販売されている。特に、低濃度部の診断情報量を向上させる、胸部撮影を対象としたフィルムや、骨や血管造影撮影に適しているハイコントラスト・タイプなどがある(図12.3-1)。

(1) 構造と組成

直接撮影用X線フィルムの構造を、図12.3-2に示す。支持体はブルーに着色されたポリエステルベースで、このベースの両側に乳剤層(感光層)を有する。乳剤層と支持体の間には、それらの接着を良くするた

表12.3-1 医療用フィルムの種類と用途

分類	種類	主な用途
直接撮影用	オルソフィルムタイプ 標準タイプ 高コントラストタイプ ラチチュードタイプ 胸部用 高感度タイプ レギュラータイプ	一般撮影 血管造影, 骨 マーゲン他 胸部撮影他 拡大血管造影他
	標準タイプ ラチチュードタイプ	一般撮影 マーゲン他
間接	一般用 I.I.用	胸部集団検診 胃集団検診
その他	ハードコピー用 CRT用 レーザーイメージャ用 (ウエット, ドライ) マンモグラフィ 複製用 デンタル	各種モダリティ 各種モダリティ, CR 乳房撮影 X線写真の複製 歯科用

めの下引層, 乳剤層の上には外からの傷, 圧力の影響を防ぐ保護層が塗布されている. 各層の厚みはフィルムの種類により異なるが, おおよそ図に示したとおりである.

乳剤層の組成成分は, 主にハロゲン化銀とゼラチンであり, その他に, 感光色素などを含んでいる. ハロゲン化銀の種類には, 臭化銀(AgBr)やヨウ化銀(AgI), 塩化銀(AgCl)などがあるが, 高感度, 高コントラストを要求されるX線フィルムでは, 臭化銀に微量のヨウ化銀を加えたヨウ臭化銀(AgBr・I)が主に使われている(図12.3-3). ゼラチンは, ハロゲン化銀を均一に分散, 保護し, また支持体との結合剤としての作用を持っている. 動物の骨や皮から得られるものであるが, 含有成分が写真特性へ影響を持つなど, その作用と性質から感光材料の製造では不可欠の物質である. その他, フィルムの感光層には, カブリを防ぐ抑制剤, ゼラチン膜を硬化させる硬膜剤, スタチックマーク防止のための帯電防止剤, フィルム表面のくつきや摩擦防止のためのマット剤などが添加されている.

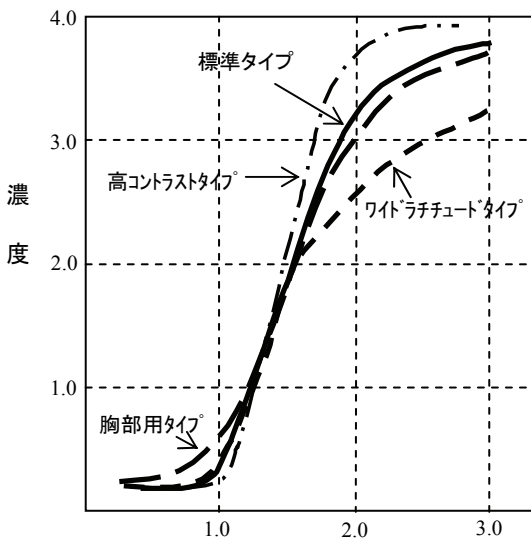


図 12.3-1 直接撮影用フィルムの特性曲線

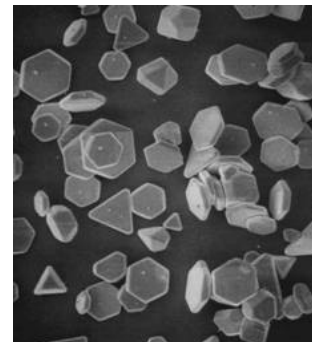


図 12.3-3 ハロゲン化銀結晶

直接撮影用 X 線フィルムをはじめとする医用フィルムの支持体(ベース)には, ポリエチレンテレフタレート(PET)が使用されている. 伸縮性, 吸湿性が少なく, 平面性, 強度に優れているなど, フィルムの支持体として適した特性を持っている.

主要な直接撮影用 X 線フィルムのサイズには, 次のようなものがある.

- 八切: 6.5×8.5インチ, 六切: 8×10インチ
- 四切: 10×12インチ, 大四切: 11×14インチ
- 大角: 14×14インチ, 半切: 14×17インチ

(2) 感色性とフィルム/増感紙システム

X 線フィルムに限らず, 写真感光材料は, その露光する光の波長(色)に対する感光性を考慮する必要がある. ハロゲン化銀固有の感光波長は, 紫, 青色光の波長域であるが, 乳剤に分光増感色素を加えることに

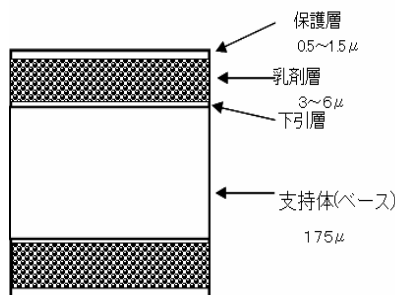


図 12.3-2 直接撮影用フィルムの構造

より、感光波長域を広げることができる。フィルムの感色性は、図12.3-4のように分類することができる。

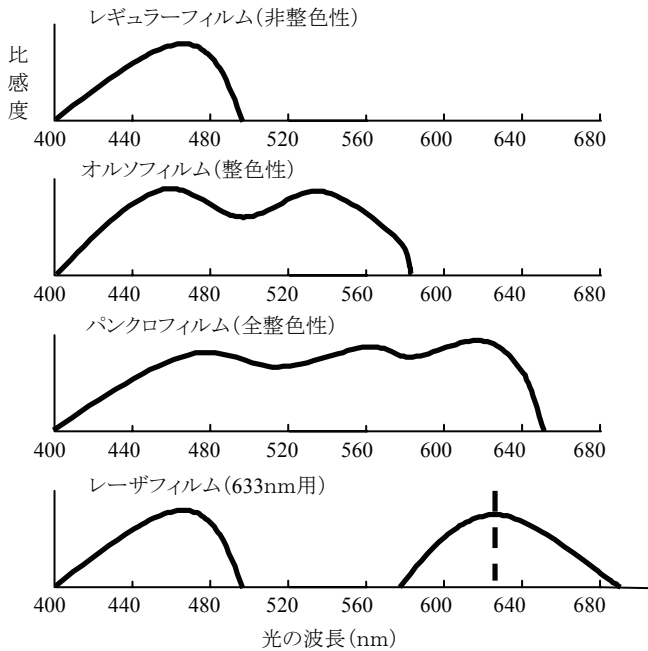


図 12.3-4 フィルムの感色性

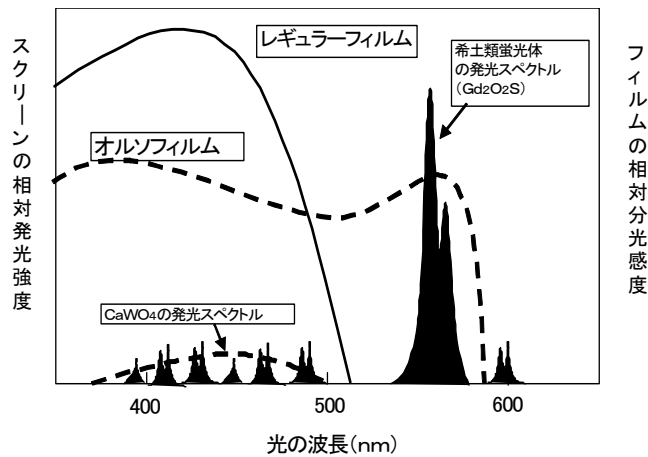


図 12.3-5 蛍光体の発光スペクトルとフィルムの感色性

直接撮影用 X 線フィルムの感色性は、レギュラーとオルソクロマチックのものが一般に使用されている。これは、蛍光増感紙に使用されている蛍光体の発光色に適合させているためである (図12.3-5)。最近では、オルソクロマチックの感色性を持ったフィルムと、緑色波長に強い発光を有する増感紙の組み合わせであるオルソシステムが多く使用されている。その理由は、レギュラーシステムで使用されている、青色領域で発光するタングステン酸カルシウム蛍光体に比べ、オル

ソシステムで使用されている希土類蛍光体の X 線吸収効率、発光効率が高く、感度、画質の関係で有利なためである。近年、鮮鋭性を大幅に向上させた高感度増感紙と微粒子・低感度フィルムを組み合わせることにより感度・鮮鋭度を維持し、粒状性を大幅に向上した高画質のオルソシステムが注目されている。

(3) 感度と画質

X 線写真の画質の因子として鮮鋭性、粒状性、コントラストを挙げることができる。コントラストはフィルムの写真特性と被写体コントラストで決まるが、鮮鋭性と粒状性は、図12.3-6に示すようにシステムの感度やコントラストと大きな関係があり、お互いに影響し合っている。鮮鋭性は、増感紙やフィルム、その他、撮影系因子の鮮鋭度で相乗的に決まるが、粒状性は、やや複雑であり次の3つの粒状性因子により構成されている。

a. X 線量子モトル

X 線量子の統計的バラツキから発生するムラ (モトル) である。高感度システムほど発生しやすくなるが、増感紙の鮮鋭性などの影響で、ぼけたモトルとなり目立たなくなるような関係がある。

b. 増感紙モトル (構造モトル)

増感紙自身の持つ粒状性である。量子モトルと合わせて増感紙の構造モトルといわれる。

c. フィルムの粒状性

フィルム銀粒子の大きさや分布に基づくものであり、一般に高感度フィルムほど粒子は大きくなる。

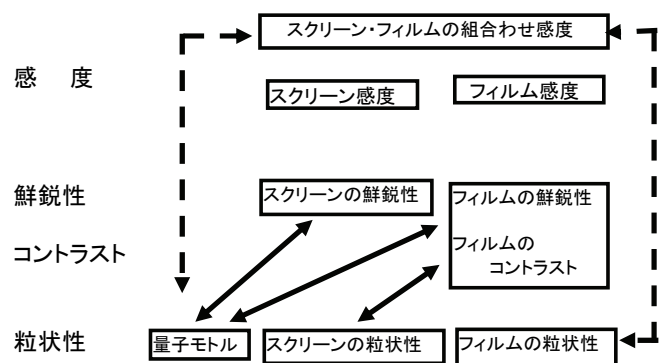


図 12.3-6 フィルム・スクリーンシステムの感度と画質の関係

(4) 現像処理性能

フィルムの現像処理については、現像から乾燥までを90秒や45秒処理という超迅速処理が可能である。

また、環境問題への対応として、現像液、定着液廃液の低減を目的とした補充量低減可能なフィルム、処

液やボトル廃棄物や、運搬中液漏れの危険の無い錠剤処理剤などが販売されている。

フィルム現像処理は写真の仕上がり性能に影響する大切な工程である。もしフィルム現像処理が効果的に管理されなければ、X線装置や他の管理に費やした努力が無駄になることもある。現像処理が、最終的な臨床画像の質に大きく影響を与えることを認識する必要がある。現像性能の変動には図12.3-7のような多くの要因が考えられる、それぞれの要因によって、その変動幅や変動状態が異なるが、これらすべての要因の集積である現像性能をチェックし、変動幅を決めて管理していく必要がある。

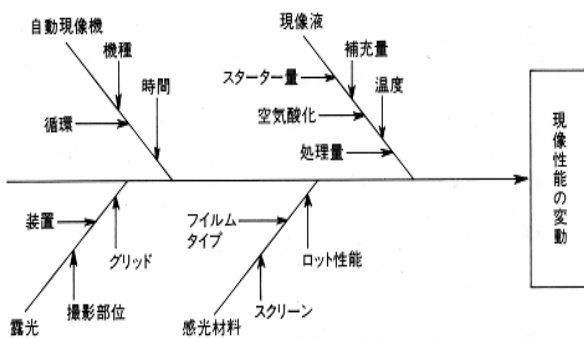


図 12.3-7 現像性能の変動要因

12.3.2 間接撮影用X線フィルム

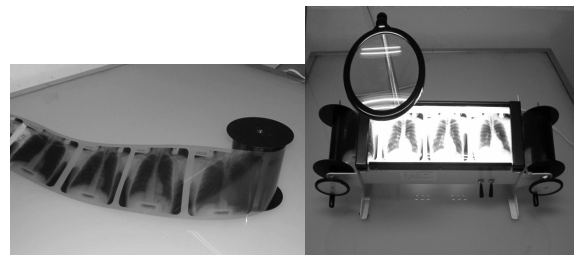
間接撮影も、直接撮影同様に蛍光体の発光によりフィルムを露光することによって変わらないが、直接撮影と異なり蛍光板上の像をレンズ系（カメラ）、凹面鏡などを通して撮影する方法である。

間接撮影用 X 線フィルムは、支持体の片面に下引き層を介して感光層と保護層が塗布されている。主要なサイズとしては、70mm、100mm幅で長さ23m、30.5m、45.7m 巻きなどの長尺ロールフィルムと100×100mmのシートフィルムなどがある。

間接フィルムの層構成を、図12.3-8に示す。支持体としては、TAC ベース（トリアセテートセルロース）が主体であるが、厚さ100 μ m の PET ベースを用いた45.7m 巻きのももある。

間接撮影用フィルムは、大きく分けて胸部集団検診用に使用されるタイプと、消化管の集団検診用に使用される2種類に分類することができる。写真特性としては、胸部用タイプが高感度、高コントラストに設計されている。感色性は、蛍光板やI.I.の2次側蛍光面蛍光体の発光スペクトルに適合するオルソタイプである。間接フィルムの現像処理は、長い間、3分30秒処理が必要であったが、近年では、90秒処理が主流となって

きている。



間接写真

間接写真の読影

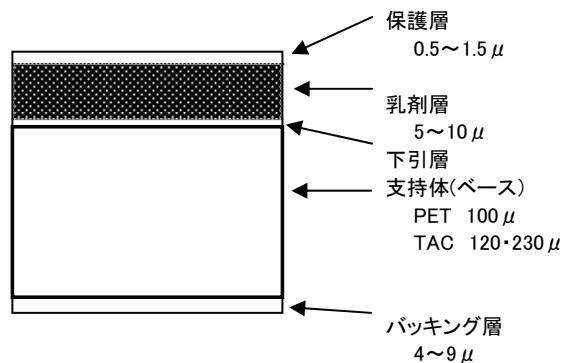


図 12.3-8 間接撮影用フィルムの構造

12.3.3 画像記録用フィルム(ハードコピーフィルム)

レーザーイメージャやサーマルプリンタを用いて、CT、MRI、RI、CR などの診断画像を記録するためのフィルムである。ハードコピーの作成には、当初、CRT イメージングカメラ（マルチフォーマットカメラ）が使用されていたが、現在は、レーザーイメージャが主流となっている。CRT イメージングカメラは、CRT に映し出された画像をレンズ系を通してフィルムに記録する方式である。レーザーイメージャ用の画像記録用フィルムは、長い間ウエット処理のフィルムが主流であったが、近年、環境保全対応の高まりとともに、各種のドライ処理方式のイメージャシステムが急速に普及している。ドライの画像記録用フィルムには、レーザー露光熱現像方式やサーマルヘッド方式などが実用化されている。レーザーイメージャ用のフィルムには、レーザー光の波長に合わせて感色性の異なる各種のフィルムがある。

レーザービームでフィルム上に画像を記録するレーザーイメージャは、画質や各モダリティとの接続性など CRT カメラに比し優位点も多く、医用画像のハードコピーシステムは、レーザーイメージャの時代となっている。主にレーザー光源としては、He-Ne と半導体レーザーの2種類がある。波長は、赤色可視光から赤外光までの領域でさまざまあり、それぞれに適合した感色性を有する専用フィルムを用いる必要がある。

図12.3-4のレーザフィルムは、633nmの波長を持つレーザ用に作られたフィルムの感色性を示している。これらのハードコピー用フィルムは、片面感光層のフィルムであり、裏面にはハレーション防止のためのバックング層を有している（図12.3-9）。

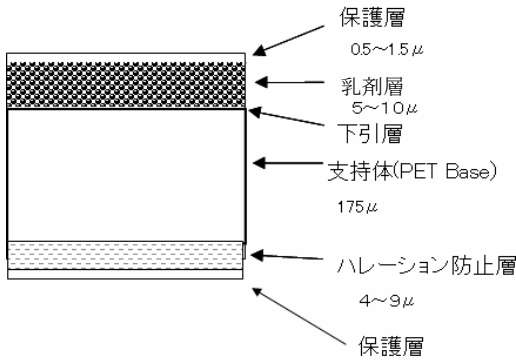


図 12.3-9 画像記録用フィルムの構造

12.3.4 X線写真複製用フィルム

X線写真を教育や研究、病院外持ち出しなどの用途で複製する場合にX線写真複製用フィルム(デュープリケーティングフィルム)を用いることにより簡単に複製することができる。

複製の方法は、複製したいオリジナル写真と複製用フィルムの感光層を重ね、オリジナル写真側より露光を与える。露光後、複製フィルムを他の医用フィルム同様に自動現像機にて処理を行うことができる。露光を与えるためのプリンタとして、フラットタイプやロータリータイプの露光器(デュープリケータ)が各メーカーより製品化されている。複製フィルムは、直接反転フィルムであり、写真特性は、一般のフィルムと逆になり、露光量を増加していくと濃度が低下する。そのため露光条件を調節するときには注意する必要がある。感色性は、プリンタの光源に合わせたレギュラータイプである。

12.3.5 マンモグラフィ用フィルム

乳房のX線撮影のことを、マンモグラフィという。乳房は柔らかい組織でできているため、専用のレントゲン装置を使って撮影する。マンモグラフィでは、微細でX線吸収差の少ない画像情報の読影が必要となるため、医用X線画像の中でも、とりわけ高画質が要求される画像である。そのため、以前は増感紙を用いないで撮影されていたこともあったが、撮影線量低減のため、最近では、片面乳剤フィルムと片面増感紙を組み合わせた高感度、高画質のシステムでの撮影が一般的となっている(図12.3-10)。

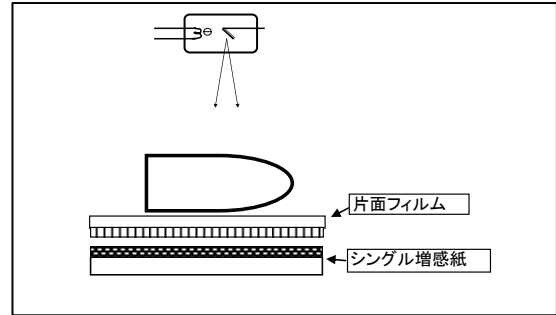


図 12.3-10 マンモ シングルバック撮影

近年、乳がんの罹患率が増加しており、乳がんの早期発見に有効であるマンモグラフィによる検診の重要性が高まっている。乳房組織の脂肪と病変(腫瘍など)のX線吸収差が非常に小さく、正常組織と病変との区別が非常に難しいため、病変を正確に判断できるよう、マンモグラフィでは高コントラストなフィルムが用いられている。

12.3.6 フィルムの取扱い上の注意

医用フィルムは、光や放射線に敏感に感じることはもちろんであるが、外部からの圧力や、ガス、温度、湿度などにも非常に感じやすい。慎重に取扱ったにもかかわらず折り曲げや、指紋などを残すことがよくある。フィルムに発生した故障の原因を見つけたり、故障を未然に防ぐためには、フィルムの性質をよりよく認識することが必要である。

12.4 自動現像装置

医療分野において、各種診断装置の画像記録用フィルム、およびその現像処理に求められる課題は「より速く、より簡便に、診断能の高い画像を診断する医師に提供すること」である。

自動現像装置は、フィルム・現像処理液を含めたシステムとして改良・改善がなされ、その有用性が認められて急速に普及してきた。1967年には90秒処理システムが実用化され、以降20年にわたり標準かつ最高速処理システムとして常用されていたが、1988年に45秒処理システムが発表され、現像処理の迅速化が急激に進展した。

1991年には、単に迅速化の追及だけでなく、現像処理の作業環境や地球環境保全を考慮した新しいコンセプトのシステムが発表された。さらに、1993年には超迅速30秒処理システムが発表され、現像処理システムは新しい時代に入った。

自動現像システムの処理時間の変遷を図12.4-1に示す。

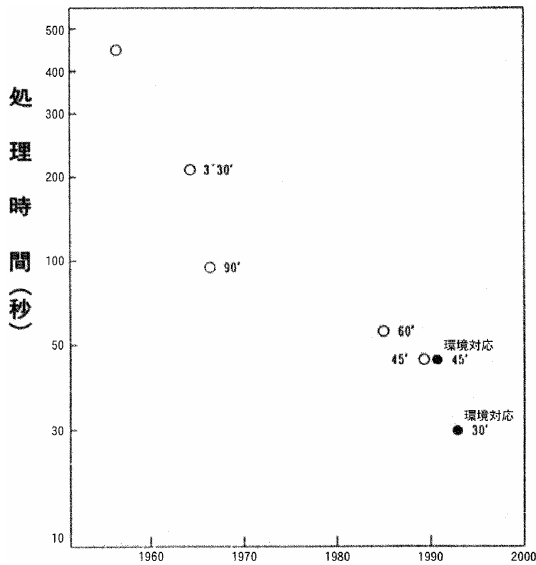


図 12.4-1 自動現像処理システムの処理時間の変遷

12.4.1 種類と構成

(1) 種類

1985年に制定され、1991年に改訂された日本工業規格 JIS Z 4919「医用フィルム自動現像機」では、自動現像機の種類は表12.4-1のように区分されている。

全自動式自動現像機は、病院・医院・診療所などの施設の規模・目的に応じて小型卓上型（図12.4-2）から大型（図12.4-3）まで市販されている。

表 12.4-1 自動現像機の種類

種類	形式	自動処理項目
全自動式自動現像機	FA-1	現像・定着・水洗・乾燥
	FA-2	
簡易式自動現像機	SA-1	少なくとも現像・定着
	SA-2	

備考：形式に用いた用語の意味は、次のとおりである。

F：全自動式自動現像機を表す。

S：簡易式自動現像機を表す。

A：実処理能力の公称値を3桁の数字で表す。

1, 2：処理液温度の安定性などの等級を表す。



図 12.4-2 小型卓上オートフィーダ付自動

(2) 構成

基本構造は、図12.4-4に示すように現像・定着・水洗・乾燥部で構成され、外付けのケミカルミキサ、あるいは補充タンクから補充液を供給する。また、新しいコンセプトのシステムでは、取扱いを簡便にするためケミカルミキサ・補充タンクが内蔵されている。医用フィルムの写真仕上がりは、処理工程の温度・時間に大きく左右されるため、一定温度・時間を保つよう設計されている。各処理工程の時間を図12.4-5に示すが、90秒処理における現像時間は約25秒、30秒処理ではわずか約8秒となっている。

迅速処理化にともないフィルムの搬送速度が上がっており、確実な搬送と処理の安定性を保つためローラなどを含め改良されている。

乾燥方式は、90秒処理の自動現像機では温風による対流方式を採用していたが、最新型では遠赤ヒータによる放射方式や、ヒートローラによる伝導方式など新技術が導入されている。

処理液の補充は、フィルムの長さや幅をセンサで検出して面積を計算し、面積に対応して補充する面積方式と、フィルムの長さのみを検出して補充する簡易方式がある。標準的な補充量は、フィルムサイズ、処理枚数、黒化度などを考慮して4切・1枚当り現像液40～60ml、定着液は60～100mlが採用されている。ただし、変則的な使用においては空気酸化などの変動要因も大きくなるため、フィルムの処理量にあった能力の自動現像機を使用し、専用処理剤の使用や補充量の調整が必要である。最近の自動現像機では、地球環境保護・保全の観点から、補充量が従来の1/2～1/6まで減少され、廃液量が削減されている。

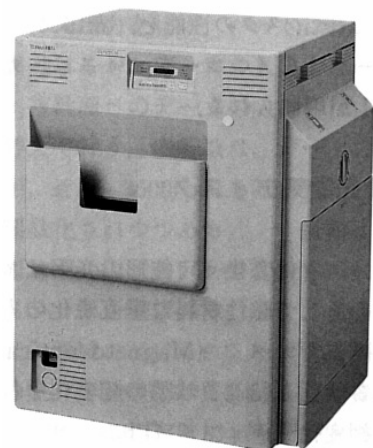
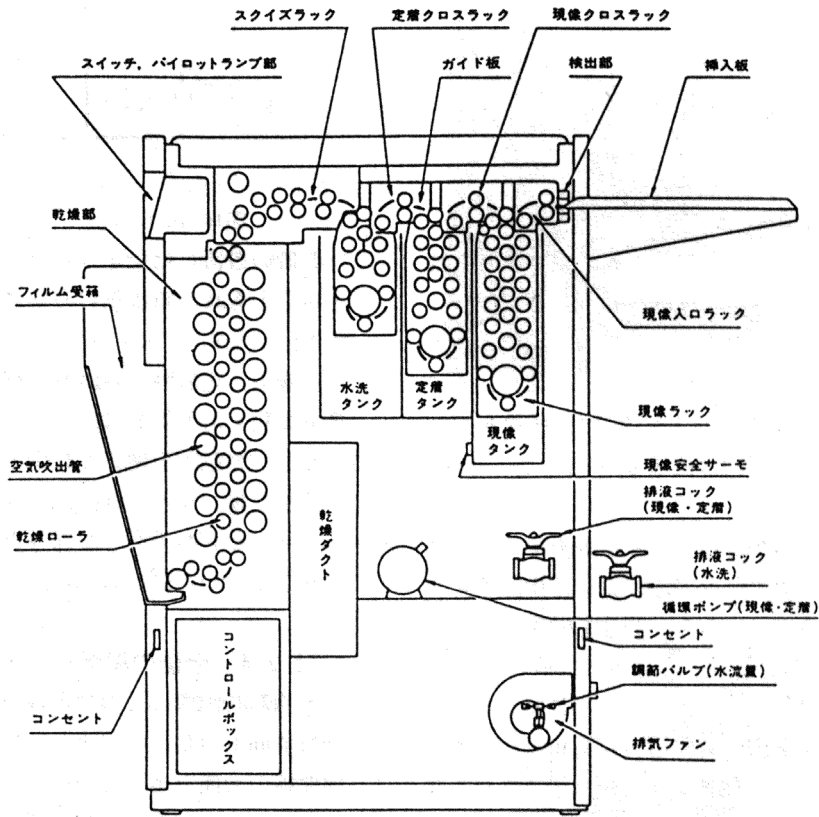


図 12.4-3 大型ケミカルミキサ機能内蔵型自動現像機

(構造例)



(システム概念図)

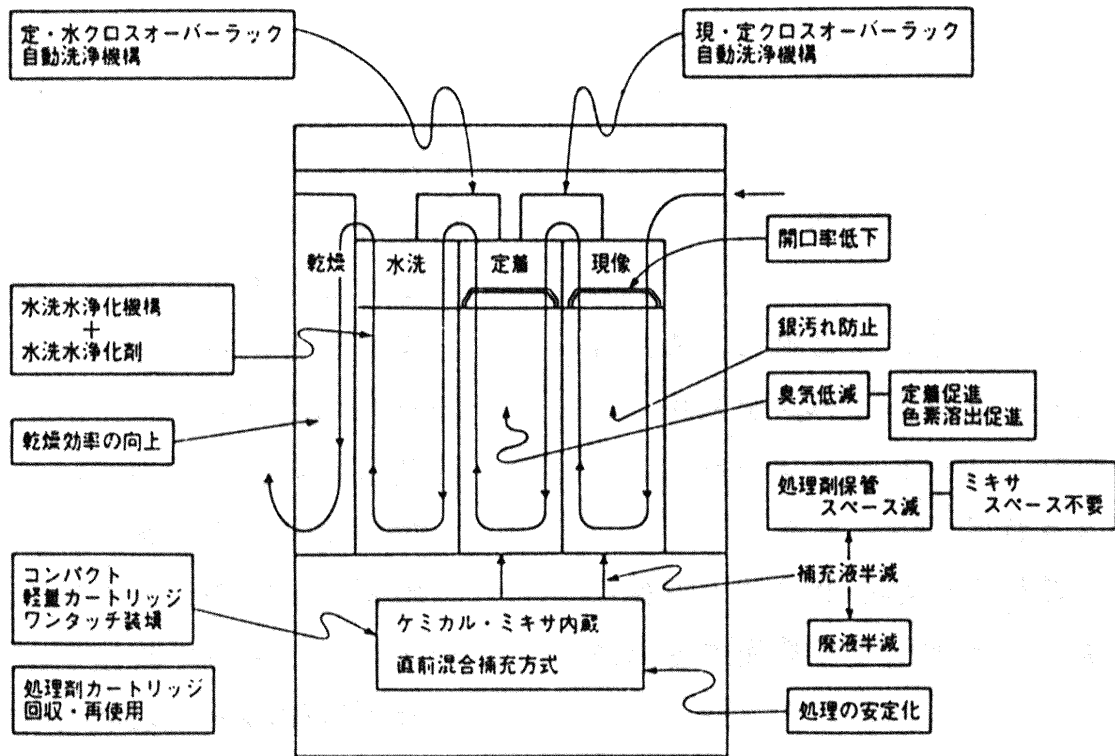


図 12.4-4 自動現像機の構造例と新しいコンセプトのシステム概念図

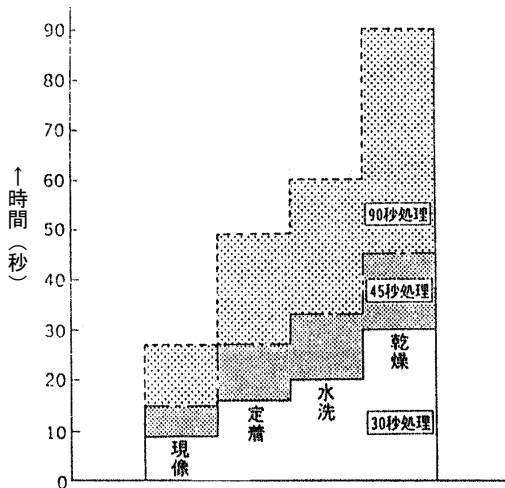


図 12.4-5 現像処理工程別処理時間の比較

12.4.2 関連する周辺機器

自動現像機の普及にともない単純反復作業の機械化・運搬作業の合理化、人的資源の効率化、X線写真の質的向上などを目的として自動化機器が普及している。暗室型、明室型があり、各種組み合わせで使用されている。

(1) ケミカルミキサ

現像液と定着液を自動調液し、補充タンクとしての機能を有する装置。

最新型自動現像装置では、内蔵している機種もある。

(2) オートフィーダ

撮影済の医用シートフィルムをセットし、自動現像機に送り込む装置。

最新型の小型卓上機には、オートフィーダが組み込まれた機種もある。

(3) ロールアダプタ

撮影済のロールフィルムを自動現像機に送り込む装置と、処理後フィルムを巻取る装置で構成されている。

(4) オプナローダ

撮影済フィルムをカセットから取り出し、日時や患者名をプリントした後、自動現像機へ送り込み、同時に空になったカセットに未使用フィルムを装てんする明室装置。数個の供給マガジンに異なるサイズ・異なるフィルムがセットでき、1サイクル10数秒で完了する。

(5) 感光計・濃度計

処理液管理などQCに用いる装置。

12.4.3 設置条件と保守管理

自動現像装置の機能を十分に生かし、最良の処理を

いつでも、安定して、長期間維持していくために、設置条件や保守管理は重要であり、JIS Z 4919にも規定されている。

自動現像機の設置には、指定された給排水、廃液、床、電気工事などを行う必要がある。特に、給水については、水道法を遵守する必要がある。一部の水道法適合機種を除いては、設置時に注意が必要である。また、装置から排出される湿気、熱、ガスなどが室内環境に影響するため、必ず換気設備を必ず取り付ける必要がある。

現像液・定着液の廃液、およびプラスチック容器は、産業廃棄物であるので、廃棄の際は産業廃棄物処分量の認可を受けた業者に、産業廃棄物管理票（マニフェスト）を添えて処理を委託する必要がある。新しいコンセプトの現像処理システムでは、廃包材削減による地球環境保全の観点から、処理薬品の使用済み容器を回収して洗浄後再使用しているものや、処理薬品そのものを錠剤化したものもある。

また、自動現像機ごとに指定された始業点検、定期的な薬品交換、ラック洗浄、消耗品の交換、オーバーホールなどの保守点検を実施して行かなければならない。

なお、医療法施行令によって保守点検実施の主体は、使用する医療機関であることが定められ、医療機関ができない内部の保守点検は「修理業」の有資格者に委託しても良いことになっている。

12.4.4 今後の課題

従来、自動現像システムは、X線診断画像システムの高感度化、高画質化とともに、作業性向上のため大型化・迅速処理化に重点がおかれてきた。

現在は、機能の追及だけでなく、実際に作業する人のための作業環境、および自然環境の保全・保護を考慮した新しい現像処理システムが普及している。

デジタル化・ドライ化の進展にともなって、自動現像機によるフィルムの現像処理は徐々に減少していくものと予想されるが、今後ともスクリーン/フィルム・システムは少なからず残ると考えられる。

12.5 フィルム観察器（シャウカステン）

12.5.1 フィルム観察器（シャウカステン）の役割

X線写真の撮影から診断までの最終過程が読影である。シャウカステンは、フィルム画像を透過する光線の濃淡が形成する情報を目視によって読み取り診断を下すための照明器具と言える。

「もはやフィルムの時代ではない。」などという言葉聞くようになってからも、X線写真のあらゆる技

術要素の開発はめざましい。発生装置以外にフィルム感材、蛍光体、グリッドなどについても世界に大きい市場をもつ日本は、多くの新しい技術進歩に寄与した。また国際競争にあるエレクトロニクスとメカニズムとの高度技術の集積により構成されるフィルム画像、そしてさらに、これらの成果を高める広いテクノロジーを背景に、情報域は一段と拡大されている。フィルム画像のシャープネス、コントラスト、デンシティはともにより高くより深く進展している点を注視し、読影システムの経路で観察者への最終の情報伝達機器として役割を果たすシャウカステンは今一度見直す必要はないだろうか。

12.5.2 フィルム観察器（シャウカステン）のサイズ

観察面の大きさは、本来読影フィルムの寸法と合致することが望ましい。しかし、単数あるいは複数患者の情報フィルムが、今日のように多様かつ多数になってはとてもその条件を満足することは不可能であり、観察面のサイズは同じ場所で使用されるフィルムの最大サイズに絞られるのは止むを得ない。（海外の製品でこれらのことを解決したシャウカステンがあったが、非常に高価なため、普及しなかった。）

一般には、半切判では縦が430mm、大角判では縦が354mmであり、横幅はいずれも354mmの正数倍によりそれぞれ何枚掛と呼称される。また縦方向は1段、2段と呼称される。

蛍光灯は、シャウカステンの光源として最適でこれによらざるを得ないから、蛍光灯のサイズに制約を受ける。したがって、呼称に対するある程度の余剰は許容されるべきであろう。



図 12.5-2 シャウカステンのサイズ
卓上型の一例



図 12.5-3 シャウカステンのサイズ
壁掛け型の一例



図12.5-1 シャウカステンの理想形の外国製品例

液晶を遮光マスクとしてフィルムサイズをセンサーで自動検知し、掛けた部分だけが光るので、どのフィルムサイズにも適応する。

12.5.3 光源

シャウカステン観察面の輝度は、JIS 規格で3000cd/m²以上とされ、画像の濃度、フィルムの感度曲線など（理論の上では、増感紙の蛍光体やグリッドにも影響を受ける）と均衡をとった基準とされている。

蛍光灯は、シャウカステンの光源として最も適している。人工光線中トータル光束量は最大であり、部分的ながら面光源であり、過熱せず、かつ入手しやすい。最近では、次々と新しいランプが登場するのでシャウカステンに合わせて製作することもできるが、ランプである以上劣化消耗があり、いつでもにおいても補給できる保証がない限り採用し難い。しかし、蛍光灯の場合も特性を知って使用する必要があるから、あえて脱線して一般的解説を交えて述べる。まず使用する種類は主として15W、20W、40W であるがその他32W、110W などもある。国内ではほとんどが直管形であるが、最近ではコンパクト形と呼ばれる蛍光管を使用する

こともある。蛍光灯の種類は15W が主に使われる。理由は蛍光管の配置にある。ランプの向きが縦に配列するか横に配列するかの違いであるが15W が縦、その他20W,32W,40W は横である。縦の場合、ランプが切れたなどトラブルに対してフィルムをずらして観察は可能であるが、横方向に配置したものはこれらのトラブルに対処できないのが理由だと考えられる。点灯方式には、銅鉄形(グロースタータ形)と電子式安定器(インバータ)がある。最近ではエネルギー消費効率が良い、製品重量が軽い、チラツキがないなどの理由から電子式に変わり、銅鉄形は少なくなる傾向にある。

シャウカステンによって目視し得る透過光線は、透過光線と函体上の外部光線の差である。

$$\text{濃度 (写真の黒化度を表す定量的尺度)} = \log \frac{\text{照射光}}{\text{透過光}}$$

であるから、シャウカステンが3000cd/m²の場合にフィルム濃度、外光(室内照明のシャウカステン上の照度)、透過光線の関係を表12.5-1に示す。すなわち室内照明を50lxに降下しても濃度指数3のフィルムは全く読影できないこととなる。

微細な濃淡を有する影像の読影については上記のように濃度と照明の段階だけで物理的に推論するのは、一を識って二を知らぬたとえに類するが、大雑把に言って、現在のフィルムの特性に対してシャウカステンの限界光量幅は極めてせまいことが分る。そこでシャウカステンの輝度は、診断上の見地から必要とされる明るさを保つという点から高輝度タイプのシャウカステンも登場した。また読影する部屋の照明設備を調光式とする必要がある。

蛍光灯の評価は、効率と光束(明るさ)と演色性にある。通常、昼光色を採用している(表12.5-2)。

表 12.5-1 3000cd/m²のシャウカステンにおける透過光と外光の関係

フィルム	室内照明	透 過 光
濃度指数1	200lx	240cd/m ² (過剰光線)
〃 2	50lx	15cd/m ²
〃 3	50lx	-12cd/m ² (外光の方が明るい)

表 12.5-2 普通型 15W 蛍光灯の評価値

ランプ種類	色 温 度 (K:ケルビン)	平均演色 評価数 (Rd)	ランプ効率 (lm/w)
白 色	4200	61	57
昼 光 色	6500	74	50
昼 光 色 (3波調形)	6700	88	64

K (ケルビン) は、国際照明委員会 CIE の規定する色温度指数

なお、市販蛍光灯の定格寿命はおおむね5000～12000時間と表示されているが、劣化現象があるから一定期間経過後に一斉に取換えることが、実利的とされている。また新規シャウカステンを購入した場合やランプを交換した際に輝度を測定し、シャウカステンの明るさを一定に保つことが大事である。

12.5.4 散 光 板

光源の散光には、アクリル樹脂(乳白色)が使用されている。散光板には光の透過率が違うものが数種類あり、光源の種類、光源の配置、光源と散光板の距離、反射板などの条件によって選定される。これによって、シャウカステンの性能が決まる。

性能は、JIS で観察面中央の輝度3000cd/m²以上、拡散性を示す評価値が0.9以上、輝度の均一性を示す評価値が0.5以上であること、と規定されている。

ここでいう拡散性の評価値は、観察面中央の輝度を垂直方向、垂直より20°傾いた方向、垂直より45°傾いた方向より測定し、20°方向と45°方向の輝度を足した値を垂直方向の輝度の2倍で除した値である。

また、均一性の評価値は、観察面を中央から35×35mmに分割し、観察面内で正方形が得られる部分の中央の輝度を測定し、最小値より下位4番目までの平均値を、最大値より上位4番目までの平均値で除した値である。

12.5.5 フィルムクリップ

“フィルムの挿入は軽く、保持は確実にできること”が読影の能率が左右されるシャウカステンの品質を評価する機能として大事な部分である。国内ではアルミサッシとステンレス製の丸棒を組み合わせるスプリングレスクリップが開発されて以来具合がよく、一時は全製品がこれになった。しかしデジタル化によりフィルムへの印画方法が変化し、フィルムに摩擦力がないためかフィルムを保持できなくなり、最近の傾向として再びスプリングを採用するメーカーが増えた。またフィルムクリップの補助として前面にナイロン線を張り渡して小形フィルムを上下2段に保持する要求が多い。ナイロン線を上下自由に移動させる構造は、大形フィルム読影など必要のないときには除外できるから好都合である。

12.5.6 用途・種類

(1) 卓上用・壁面取付け用

一般に、卓上または壁面取付けの双方に使用できるよう製作される。光源を入れた函体に過ぎないが、高価なX線情報終末のアウトプットであるから、細部の要望もあり製作は要求度に忠実でなければならない。ま

た、国情や需要量により生産方式の相違がある。米国では、現在でも1枚掛を単位として連結して使用するものが多い。また1枚掛を縦横任意に組み立て、調光点滅を備え、オプションによりテーブルを添えるなどすべて付属金具をもって組み立て得る家具並の量産構造のものがあ、さすがに市場の大きさがうかがえる。

1枚掛連結方式は、国内では一時期全国的に使用されたが、アルミサッシが使用されて以来表面に仕切りのない点が歓迎され、多数掛が基調となった。

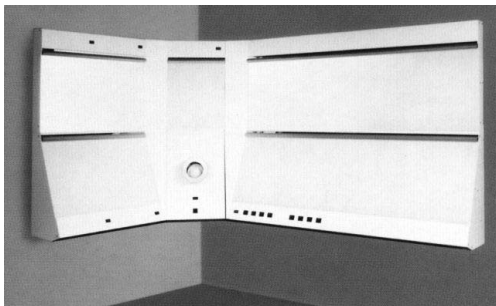


図 12.5-4 壁掛用
米国 1 枚掛連結の一例

(2) 移動架台

キャスタ付架台に、半切判または大角判を2段に取り付けたもので、まれに1段、3段などの要求がある。必要に応じて移動できるから利用度が高い。シャウカステンは意外に重量があるから、架台は頑丈でなければならない。また、下段の角度を可変構造にしたものは確実に固定できる構造でないと移動中破損の危険がある。



図 12.5-5 半切 3 枚掛 2 段 架台付の一例

(3) 壁面埋込み

壁埋め込みの場合は、まず建築設計者の手でシャウカステンの位置、種類、数量および灯数などの計画が

設計図面に記入される。この段階で器材棚や付属器具の取り合わせなどインテリアデザインの見地を含めて検討され、製品が選定される。埋め込みが選定される理由はスペースの確保以外に壁から出ている部分に埃が溜まるのを防ぐ理由から清潔区域での使用を目的に選ばれる。次に、施行図面が作成され、コンクリート、またはブロック壁の埋込み寸法、壁面がパネル構造の場合は、その深度、パネル切断位置、シャウカステンの取付け構造体、その他壁面との取合い（目地など）、電気配線について詳細が決定される。器具類やスイッチの位置、高さなどは、建築設計の一貫した方針で決定するのが通常であるから、使用上必要な条件は、この際に指示確認する必要がある。ランプの演色性も、必要な場合は指示しておく。以上は概略の工程である。照明器具は耐用年数10年（JIS規格、ただし税法上建築物の電気設備は5年）とされているが、実際にはそれ以上長く使用されるから、やはり保守修繕にも配慮の行き届いた製品が望ましい。

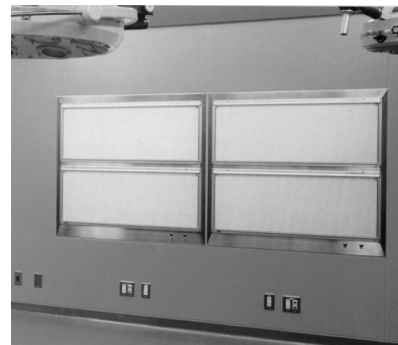


図12.5-6 壁埋め込みシャウカステン
壁面枠ステンレス、ヘアライン仕上げ
半切4枚掛2段2列の一例

(4) 多数掛用シャウカステン

X線影像フィルムを分類整理した資料、あるいは、日本医学放射線学会刊行の「ティーチングファイル」などを手順よく準備して、複数人員の閲覧に供する目的で製作された、最も単純な多数掛シャウカステンがある。大角判あるいは半切判フィルム8枚または12枚を取り付けたフィルムフレーム8枚を、8本のレールの上に収容し、これを順次、あるいは、ランダムに光源の前に引き出して観察する。

上記のようにフィルムフレームをスライドする構造を拡張して教室の壁面5mを割愛できれば、幅（奥行）30cm以内に350例以上のフィルムを収納して自由に引き出して読影に供することができる。この構造は単純で実用性は高い。

フィルムフレームを前記のように水平に移動する構造に対して、上下縦方向に移動するものがある。半

切判フィルム4枚を保持するフィルムフレーム20数枚を1組として搬送用ケースに収納している。これを移動して本体にドッキングし、ボタン操作でフレームを2枚ずつ光源の前面に引上げて観察する。卓上の小型制御盤によって、任意のフレームに指示を与えることができるし、下段に止めて椅子に座して読影することもできる。調光点滅は、半切単位で指令できるから読影フィルムの少ないときもはなはだ見やすい。搬送用のマガジンケースは、必要に応じて何台かを準備すれば、順次これを観察できる。また、あらかじめ準備があれば、読影者が代わって使用する場合も便利であり、スペースの利用からもメリットは大きい。



図 12.5-7 多数掛シャウカステン

12.5.7 観察部位別シャウカステン

観察する部位によりフィルムの大きさ、濃度が違うためそれらに専用で作られたシャウカステンがある。これらのものはその部位が観察しやすいように設計されている。

特にマンモグラフィ用シャウカステンは繊細な観察が必要なため、専用シャウカステンとして普及しつつある。

(1) 歯科用シャウカステン

フィルムのサイズが概ね小型なため、一般用シャウカステンでは照光面が大きすぎるので照光面の小さなものがある。シャウカステンの輝度はそれほど必要ではないので、蛍光灯を使わず、冷陰極管という極細の発光管を使用して薄くて軽いものになっているものもある。

(2) 長尺フィルム用シャウカステン

フィルムが大きく一般のシャウカステンでは観察ができないため、縦長のサイズのシャウカステンがある。整形外科で主に使われる。

(3) マンモグラフィ用シャウカステン

フィルムの濃度が高く画像の濃度差が大きいので、

一般のシャウカステンでは輝度が不足しているとされていてランプの数を増やしたり、演色性の高い蛍光管を使用したりして輝度を高くしたシャウカステンがある。

一般のシャウカステンが3,000cd/m²に対して、このシャウカステンは10,000 cd/m²以上ある。しかし、透過輝度がさまざまに観察しやすい明るさにするには輝度を調節できる機能を持つほうがよい。

また、フィルムのサイズもまちまちなので、他の病院から持ち込みフィルムがある場合などは可動する遮光マスクがあるとよい。ない場合は、フィルムのサイズに合わせた照光面のものを使用する。万が一、フィルム以外から光漏れがあると読影にかなり支障をきたすし、読影者の目に害をもたらす恐れがあるので、購入の際は使用するフィルムのサイズにあったものを選ぶべきである。

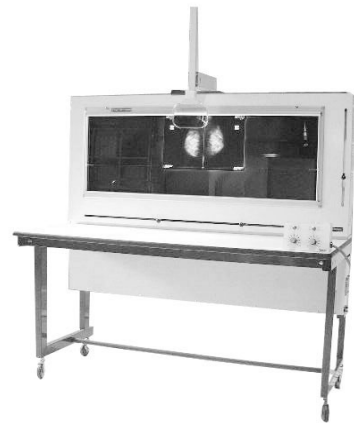


図 12.5-8 マンモグラフィ用シャウカステン
調光ができることに加え、可動マスクがあるものがよい

12.5.8 高濃度フィルム用スポットライト

最近作られるフィルムの読影は、シャウカステンの照明だけではカバーできないため、スポットライトが必要とされる。どの程度の明るさが必要かについて物理的に概算の数字を述べると、フィルムの黒化度のピ



図12.5-9 高濃度用スポットライト

ークを濃度3と仮定すればスポットライトは30,000cd/m²あれば不足はないと考える。この数字はシャウカステンの基準輝度の10倍であり、また工業用スポットライトの1/3の輝度である。(ちなみに工業用フィルムの濃度は3で、工業用シャウカステンは10,000cd/m²以上30,000cd/m²未満を基準としている)

ただ、常時必要となると卓上、壁掛などシャウカステンに付属または取り付けて簡易に使用できる小形軽量のものが望まれる。

12.5.9 間接撮影フィルム用ビューア

ロールフィルムの幅は100mmになっており、長さは23m、30.5m、45.7mがある。航空写真などにも使用され、通常「ビューア」と呼ばれるが、機能上大切な点は、当然のことながらフィルムが損傷を受けないことである。特に、ロールフィルムでは必ず摺動して読影する上に、特定箇所の見直しのため巻取り、巻返しも行われるから、フィルム送りは極めて円滑でなければならない。巻取りに抵抗を感じるものは、器具に接触して傷を生ずるだけでなくフィルムの表裏が擦れ合って影像を損傷する。

70mmフィルムは、本来1/1の撮影と同様に診断できるとの結論から採用されたと聞いているが、やはりレンズを要求されることが多い。さらに、理論的には双眼レンズが合理的とする意見もあるが、常時慣用しないとかえって眼が疲労するので、特定ユーザに限られるのではないかと考えられる。単体レンズにおいては、両眼の芯とレンズは一致し難いから倍率を大きくするとやはり疲労が多い。1.6倍程度が適当とされ、踏襲されている。レンズを左右に摺動するものがあるが、軽快に操作できないものは実用に供し難い。

12.6 シネ用プロジェクタ

循環器疾患の急増する今日、心臓カテーテル検査の中でも、とりわけ心臓血管造影は、左心室・冠状動脈を中心に診断上、欠かせないものとなっている。また、経皮的冠状動脈拡張術(PTCA)などの普及により、ますますその重要度が高くなっている。

最近ではデジタル化によりシネアンギオ用フィルムの使用は減っている状況ではあるが、その観察機であるシネ用プロジェクタについて紹介する。

12.6.1 方式・構造

現在使用されているプロジェクタ(図12.6-1)は、給送方式により大きく2つに分けることができる。

1つは、16面回転プリズムによる連続給送方式(図12.6-2(a))である。これはプリズムとスプロケットを含む主軸が、メインモータから中間軸プーリを経て

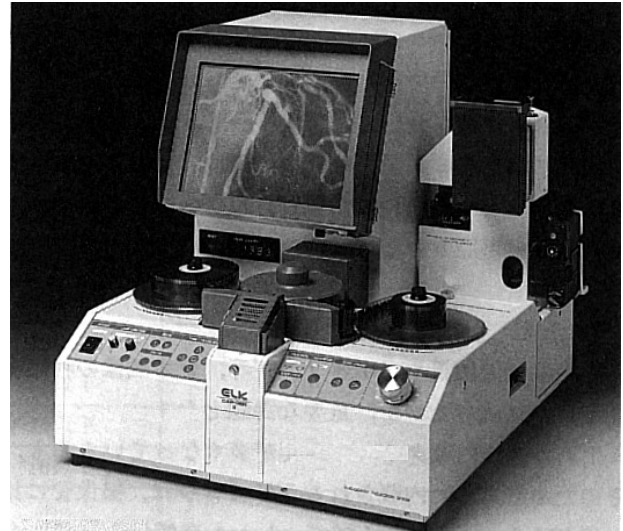


図 12.6-1 シネ用プロジェクタ外観

主軸のプーリに伝導され、スプロケットを回転させている。スプロケットは、24コマ分の歯数96枚(4歯/1コマ)を持つ。スプロケットと同軸(二重軸)のプリズムは16面であり(16コマ分)、スプロケットに同期するために24:16(3:2)、すなわち1.5倍のスピードで回転するようなギヤ比で設定されている。この方式はパーフォレーションへの負荷が比較的少なく、高速給送時でもシャッタとの同期が不要なため音が静かであるが、低速給送時での観察スクリーン面上下部に、プリズム面の動きによる若干のフリッカを生じる。これを解消するには、プリズムの径を大きくして面数を増やす方法が考えられるが、装置自体が大きくなり実用性に乏しくなってしまう。

もう1つは、フィルムクローによる間欠給送方式(図12.6-2(b))である。これは回転シャッタとフィルム給送を同期させる方式である。回転シャッタは45%開放状態になるよう設計されており、パーフォレーション給送部は特殊ベルトによりフィルムを給送する。この方式はコマの変わり目のフリッカはほとんど気にならず、構造的にも比較的小型に設計できるが、フィルム給送時の音が大きく、特に高速給送には向かない。これはパーフォレーションとのかみ合わせ給送、およびシャッタとの同期動作を考えた場合、解消は難しい。

観察部のスクリーンは、透過式および反射式があるが、解像力に差異は見られない。むしろ、解像力は使用されているレンズの差による。

光源用ランプは、ハロゲン球が最も多く使用されており、スクリーン中心照度が2,000LUX以上で観察が可能である。ランプ寿命は、平均50~150時間。また、クセノン管を使用した高照度タイプのものも増えている。スクリーン中心照度が5000LUX以上の装置もあり、明室での観察やカンファレンス時の壁面投影に

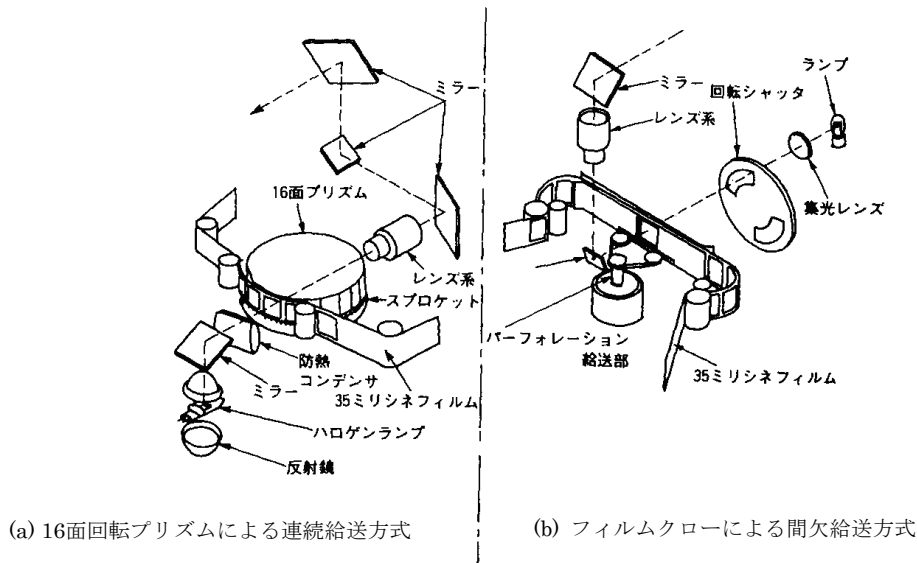


図 12.6-2 シネフィルムの給送方式

適している。ランプ寿命は放電管のため、スイッチング回数にもよるが、平均600～1,500時間である。ランプハウス部の放熱においては、光量を効率よく伝え、なおかつ効率よく放熱させるために、コールドミラーや防熱コンデンサレンズを使用している。

コマ停止観察時に、フィルムのオーバーヒートを防ぐため、冷却ファンなどの工夫もなされている。

機能としては、現在、壁面投影、インスタントフィルム・デュープフィルム・35ミリスライドの作成が可能であり、さらにズーム機能やリモコン機能の付いたものや、TVカメラを内蔵したものもある。

12.6.2 画質評価と品質管理

撮影系や現像工程を含む記録系での品質管理とともに重要なのが、観察系の品質管理である。最終の評価段階の観察系で本来の性能が維持されていないと、診断上良好な結果に結びつかない。

そこで全国シネ撮影技術研究会（現在の全国循環器撮影研究会）では、ワーキンググループを結成し、評価、管理に関する検討を行い、用語の統一、評価法の標準化、品質管理、測定法の確立を以下の項目で行った。

検討項目

- シネ用プロジェクタの種類と仕様の調査
- よく用いられる用語の統一
- QCのための性能評価法の標準化
- シネ用プロジェクタの品質管理（QC）
- 照度と最適濃度の測定法
- 画像評価法

特に、利用者側での日常点検において、照度、照度ムラ、解像力などは定期的に測定する必要がある。詳細は、全国シネ撮影技術研究会誌（No.5, 1993年発行）

のワーキンググループ研究発表を参照されたい。

12.6.3 今後の課題と方向

診断装置のデジタル化に伴うシネフィルムレスシステムの登場により、シネフィルムの需要は益々減少している。すなわちシネフィルム観察からデジタル画像観察へと移行する傾向にある。したがって、今後は過去検査のシネフィルムをデジタル化するための入力装置としての役目が中心となってくる。すなわち、シネ用プロジェクタからテレシネコンバータ（図12.6-3）へとその機能を移行し、近い将来にはオールデジタル化により、その役目を終えるであろう。

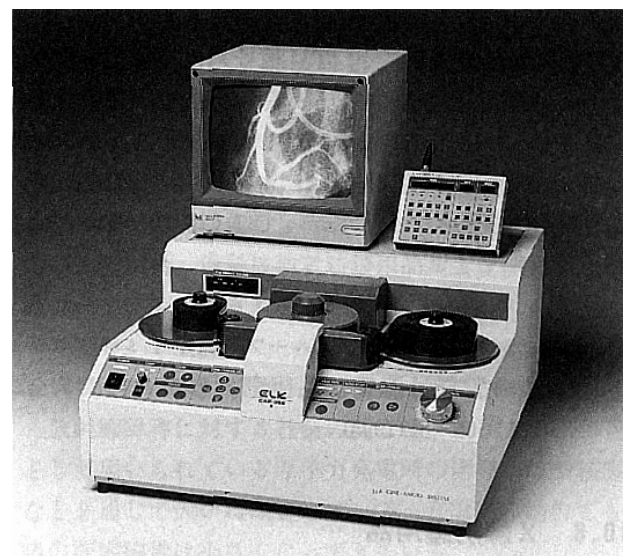


図 12.6-3 テレシネコンバータ外観

<参考文献>

- (1) 宇都ほか：[ワーキンググループ研究]，1.シネプロジェクトの画質評価と品質管理，全国シネ撮影技術研究会誌 (N0.5)65-81(1993)

12.7 造影剤自動注入装置

造影剤とは，X線で身体を透視または造影する際，目標とする臓器のX線透過性を変え，目的臓器の位置，形状，大きさ，機能，病的変化などを明瞭にするために用いられる物質である。

人体では特殊な場合を除き，そのままではX線像が得られない場合が多いが，造影剤を注入することによりコントラストを高めてX線像を得ることができる。

一方は，X線吸収率を増加させ，その造影剤を含んだ臓器のX線吸収率を周囲の組織よりも大きくして，コントラストを増加させるものであり，硫酸バリウム製剤やヨード有機化合物製剤が代表的なものとして知られる。

他方は，X線透過率を高め，周囲の組織とのコントラストを増加させるものであり空気，O₂，CO₂，N₂などが単独または陽性造影剤と併用して用いられる。

造影剤は，元来診断薬の部に属するものである。一般の診断薬とは若干異なりX線と不可分の関係にあたるため，正式にはX線造影剤 (X-Ray Contrast Medium, Radiocontrast Medium) と呼ばれるが，現在では造影剤 (Contrast Medium) が通称となっている。現在，一般的に使用されている代表的造影剤とその適応臓器を表12.7-1に示す。

表 12.7-1 造影法と造影剤

1.消化管造影	硫酸バリウム製剤
2.気管支造影	有機ヨード系 化合物製剤
3.尿路血管造影	
4.胆のう胆管造影	
5.脳室脊髄造影	
6.リンパ系造影	

12.7.1 血管造影剤注入装置

現在の医療において，画像診断は重要な位置を占めるとともに，その撮影装置が著しく発達し続けていることは周知のとおりである。そして撮影の際欠かすことのできないのが，造影剤注入装置 (インジェクタ) である。単純に言ってしまえば，造影剤をつめたシリンジを装着し，速度と量と最大注入圧力を設定し，そのシリンジ内筒を機械的に押すだけの装置である。しかし，手押しによる注入では十分な造影効果を得るこ

とが困難な経静脈の DSA，経動脈性の大動脈造影，薬理的門脈造影などで必要不可欠なばかりでなく，手押しによる注入が可能な場合でも術者の被ばく軽減のために有効である。

また，近年 CT 専用インジェクタおよび MR 専用インジェクタも普及している。

(1) 作動原理

現在はモータを使い，速度，量，圧力を制御する。モータの回転運動を，ボールスクリューにより直線運動に変化させ，シリンジの前進後退の動作をさせる。モータは，CPUにより回転数を制御され，CPUは速度，量，圧力の情報を監視しながらモータを制御する。速度はモータに直結したタコジェネレータの電圧で回転数を検出する。量は回転パルスセンサからパルスをカウントしストロークに換算する。圧力は，モータにかかる負荷 (モータ電流) から換算する (図12.7-1, 2)。最近ではそれぞれ専用のセンサを取付け，各情報の検出を行い，制御するものもある。MR 専用インジェクタでは，高磁場で使用するため，超音波モータを採用するなど，各社工夫がなされている。

(2) 装置の構成

①インジェクタヘッド，②コントロールボックス，③スタンドに分かれる。②はコントローラとパワーサプライとに分かれているものもある。

X線装置と連動させるためのケーブルや，①と②を離れた場所に配置するための延長コードなどを附属する。

(3) 機能

前述したように速度，量，圧力を任意に設定し，造影剤を注入する。これらの設定条件は，各造影法によりさまざまである。表12.7-2は腹腔動脈，上腸間膜動脈造影の例である。

能力としては，いわゆる血管用インジェクタで，速度25mL/sec，量100~200mL，圧力1,000~1,200PSI程度。CT用，MR用インジェクタでは，0.1~10mL/secで細かい速度設定ができる必要があり，圧力は200~250PSI程度である。

そのほかに，注入条件をメモリしたり，多段階に注入条件を切り替えて注入したりする機能を有するものもある。

以下に，一般的な血管用インジェクタの仕様を列挙する (図12.7-3)。

①メカニカルストップ

注入量設定機構の安全装置として，インジェクタヘッドに機械的停止装置を備える。万が一設定した注入

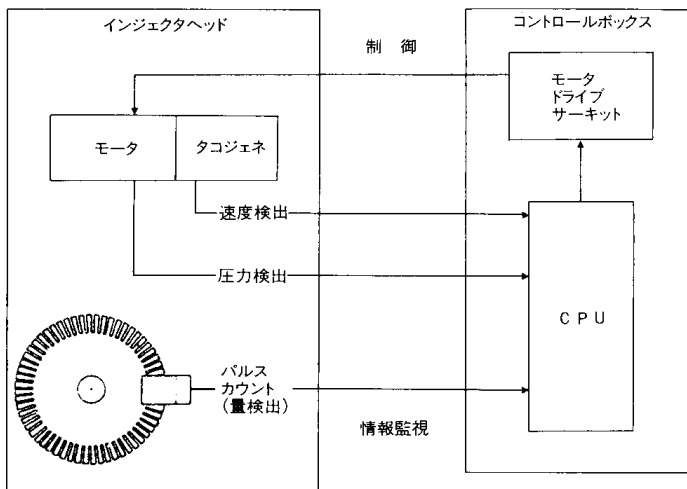


図 12.7-1 コントロール原理図

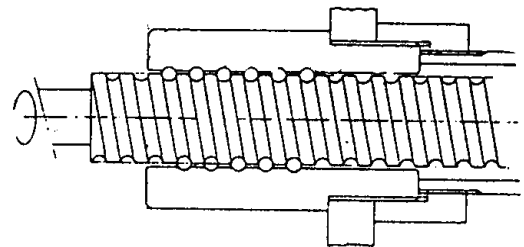


図 12.7-2 ボールスクリー原理図

表 12.7-2 腹腔動脈、上腸間膜動脈造影などの例⁽⁴⁾

	注 入 量	注 入 速 度
腹 腔 動 脈	25~30ml	8 ml/sec
総 肝 動 脈	20~25ml	6 ml/sec
(slow infusion)	40ml	2~3 ml/sec
固 有 肝 ~ 右 肝 動 脈	15~20ml	4 ml/sec
(slow infusion)	30ml	2 ml/sec
(balloon)	30ml	2 ml/sec
左 肝 動 脈	10~15ml	3 ml/sec
(slow infusion)	30ml	2 ml/sec
胃 十 二 指 腸 動 脈	20ml	4 ml/sec
膵 十 二 指 腸 動 脈	8 ml	2 ml/sec
脾 動 脈	25~30ml	6 ml/sec
左 胃 動 脈	15~20ml	3 ml/sec
背 膵 動 脈	8 ml	2 ml/sec
下 横 隔 膜 動 脈	5 ml	2 ml/sec
上 腸 間 膜 動 脈	30ml	10ml/sec

量以上に注入してしまうような故障が発生した場合に、この装置がバックアップとなる。

②注入中表示ランプ

注入中であることを点滅して表示し、操作室からも動作していることを確認できる。

③前進、後退スイッチ

インジェクタヘッドにピストンを前進、後退させるためのスイッチがついており、造影剤の吸引、シリンジやチューブ内のエア抜きをする。

④シリンジ

高圧のものでは、ディスパーザブルのシリンジを保

護カバーに差し込んで機械に装着するものがある。また、造影剤が専用シリンジに詰めてあり機械に装着するだけですぐに使えるシリンジ製剤もある。いずれも注入圧力に耐え、その機種で注入速度や注入量が合うようにできている専用のシリンジであることを確認する必要がある。

⑤停止スイッチ

緊急停止用のスイッチ

⑥圧カリミッタ

最大注入圧力を設定することにより、過大な圧負荷による活栓やエクステンションチューブ、カテーテルの破損を防止することができる。

⑦加速選択

注入開始時に設定速度に至るまでの時間(立ち上がり)を設定することができる。カテーテルの跳ね上がりを少なくし、注入中にカテーテルが目標からはずれのを防ぐ。

⑧遅延タイム

X線制御装置やDSA撮影装置、フィルムチェンジャなどと連動させ、撮影開始のタイミングを注入開始との時間差で設定できる。

図12.7-4に造影剤自動注入装置の一例を示す。

(4) 安全装置と保守管理

安全装置として前項にもあるメカニカルストップ、停止スイッチ、圧カリミッタがある。またシリンジをすべて押し切らず、2ml程度残るようにして気泡混入に備えている。速度、量、圧力については誤差範囲をオーバーした場合には、エラー表示がなされるようになっている。

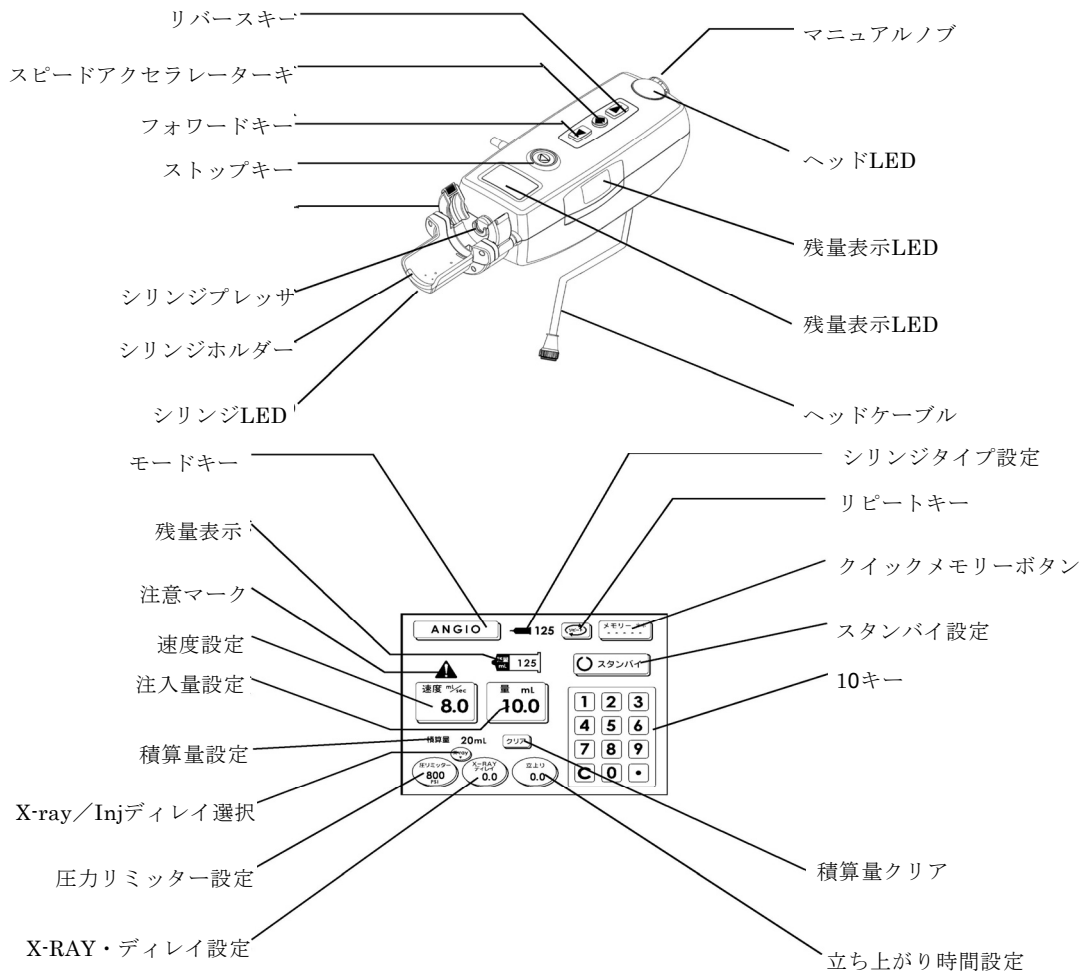


図 12.7-3 各機能スイッチ



図 12.7-4 血管造影自動注入装置

しかし、機械としてはこれらの安全装置を働かすことなく使用することが理想である。そのため、日頃の手入れは保守管理として重要である。造影剤注入装置の敵は造影剤であるともいえるほど、造影剤が故障原因になっていることが多い。防滴、防水構造をとっていても、造影剤は接着剤にも匹敵する接着力を持つため、メカにも電気部品にも良くない。機械についての造影剤は必ず拭き取ることである。速度、量、圧力に関しては、毎回同じチューブ、カテーテルで、速度と量を一条件だけ決めて、水で注入動作させ、そのとき表示される圧力と時間を記録する。以前との比較で、異常であるか判断することができる。もちろん、多数条件を決めておきチェックできればさらによい。

(5) 血管造影剤自動注入装置の今後

現在の血管造影が単に検査のみでなく、IVR など治療の分野へと入り込んでいく中で、インジェクタの役割はますます重要なものとなり、コロナリ専用機がそうであるように各分野専門の機能を備えた専用機が

出現している。

使いやすさの追求は、CT 専用機などで普及しているようにシリンジ製剤もその一環である。

細いカテーテルや注射針、チューブが圧力に対して強くなり、インジェクタに要求されるパワーも高くなってきている。

このように、ハードの面でも、ソフトの面でも要求が広がりつつあり、改良が進むであろうと思われる。

<参考文献>

- (1) 平松京一:造影手法のポイント,秀潤社,1993
- (2) 宮崎勝利:造影剤注入装置の保守管理,全国シネ撮影技術研究会誌, No.6, 61~64.1994
- (3) 永井純, 松山正也:造影法の基本と実際, メジカルビュー社, 1991
- (4) 中村 實:ヨード造影剤検査の手技と実際, 医療科学社, 1993

12.7.2 消化管造影剤注入装置

最近の食生活の欧米化にともない良性・悪性腫瘍、潰瘍性大腸炎を含め大腸疾患が増加する傾向が見られるとともに、老人保険法の施行によりスクリーニング検査（便潜血検査）、大腸 X 線検査が重視されてきた。バリウム注腸造影による大腸検査は、大腸にバリウムと空気を逆行性に注入するブラウン法が主流となっている。バリウム造影剤と空気を巧みに入れ替え、また、バリウム造影剤を360°の全周管壁に塗りつけ、良好な二重造影像を得るためには、

- ・バリウム造影剤、空気ともに安全な圧力で注入できること。
- ・バリウム造影剤の注入に際しては、疾患の有無を確認しながら注入でき、かつ、緊急に停止が可能であること。
- ・空気の注入に際しては、バリウム造影剤より先に空気が先行せず、バリウム造影剤を押し流すように注入できること。
- ・空気注入時、危険圧（100mm Hg）になった場合に対応できる安全装置を有すること。
- ・病変の多い直腸部に貯留するバリウム造影剤を排泄できること。

であろうと考える。また、バリウム造影剤注入方法としては、次のようなものがあげられる。

- a. 浣腸用注射筒を用いて圧入する方法。
 - b. イルリガートルを用いて落差で注入する方法。
 - c. エニマシリンジ(ゴム製)を用いて注入する方法。
 - d. 市販のセット (b, c 方式による) を用いて注入する方法。
 - e. 自動注入装置を用いて遠隔的に注入する方法。
- a~d は近接操作であり、e は遠隔操作である。

被検者の状態（聴力・運動機能などの低下者など）により近接操作を必要とする場合は、a~d の注入法を選択する必要もあるが、被検者の放射線被ばくもさることながら術者の放射線被ばくや、大腸 X 線検査の増加を考えると、より効率的にバリウム造影剤の注入・排泄、空気の注入が可能な遠隔操作が主流となるであろう。以下に、遠隔操作のバリウム造影剤注腸装置について解説する。

(1) 原理および構成

(1.1) バリウム造影剤の注入・排泄

自転する複数のローラを有する回転体①（全体をロータリポンプという）の公転により、バリウム容器②からカテーテル③までの間の連結チューブ④をしごき、バリウム造影剤をカテーテル側、またはバリウム容器側に送り出すことによりバリウム造影剤の注入・排泄を可能にしている。バリウム造影剤の注入速度は360ml/30s であり、断続的にも注入可能なボタンスイッチとなっている。また、バリウム造影剤が直接器械内部を通らない設計となっているので、バリウム造影剤の漏れなどによる器械損傷・故障原因の排除がなされている（図12.7-5, 6参照）。

(1.2) 空気の注入

空気の注入は、バリウム造影剤の注入以上に安全性が求められる。ダイアグラム式のエアポンプより送られた空気は、経路中の圧力スイッチと圧の逃し弁を通過した上で体内に注入されるように設計されている。体内に異常圧（例えば腸の狭窄などがある場合）を感知した場合は術者に報知するとともに、注入を自動的に停止し、体内圧を降下させる安全装置が組み込まれている。また、上記状態にても安全装置が働かない場合も考慮して、別途エマージェンシーボタンを併備している。安全装置について図12.7-7に示す。

空気注入において、もうひとつ重要なことは、先に注入したバリウム造影剤より先行して空気が行かないことである。空気が先行してしまうと必要部位にバリウム造影剤が伸展しない。また、先に注入したバリウム造影剤を空気で押し流しながら回盲部へと伸展していくテクニックも必要とされる。これらのことを考慮して、空気の注入速度は、700ml/30s と設定した。

(1.3) バリウム造影剤の排泄

大腸病変の大半は、直腸～S 字状結腸に集中しているといわれる。直腸～S 字状結腸の良好な X 線写真を撮影するためには、うまく貯留するバリウム造影剤を排泄させ、空気と置換するテクニックを要する。バリウム造影剤の排泄後、空気注入を行う際、時間経過があると、しばしば朦朧像の出現を見ることがある。

自動遠隔式注腸機を使用した場合、バリウム造影剤

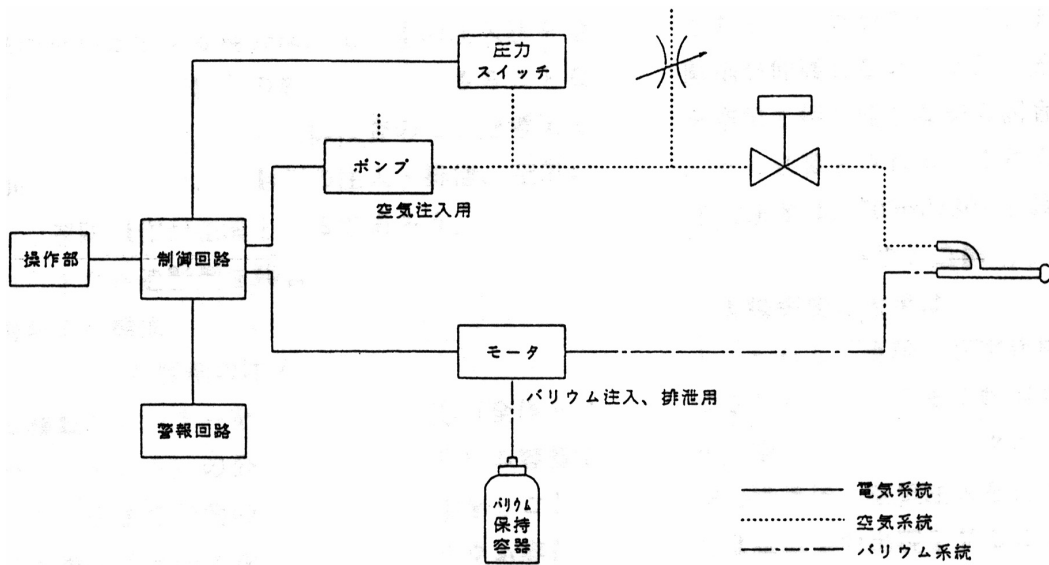


図 12.7-5 ブロック図

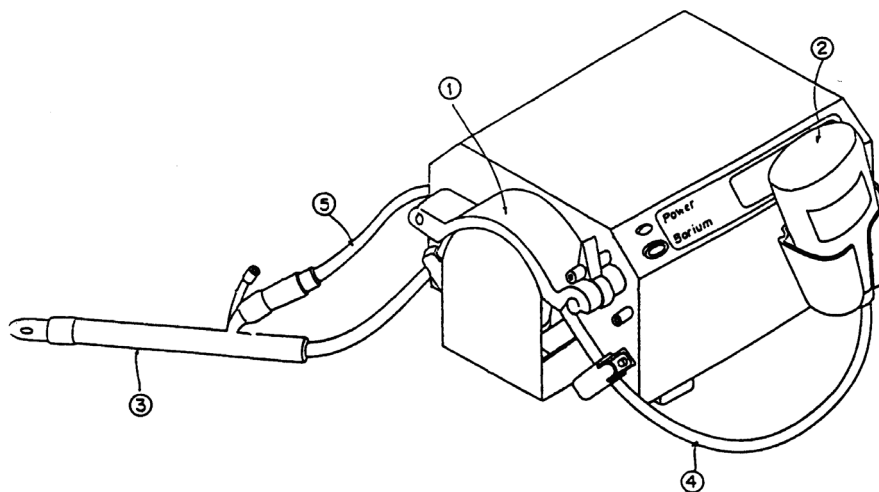


図 12.7-6 外観図

の排泄と空気注入が同時に操作できるので容易である。後述するカテーテルのバリウム経路と空気経路の分岐も、上記を可能にしている。

(1.4) カテーテル (ゾンデ, チップ (嘴管))

前述のとおり, バリウム経路と空気の経路が分れているものが使用しやすい。また, 注腸検査において便が漏れることは, 術者にとっても被検者にとっても不愉快であるので, バルーン装着のものが好ましい。最近では AIDS, MRSA などの感染が問題となっていることから何回も使用可能なものは避け, ディスポーザブルなものがよい (図12.7-8)。

(1.5) X線透視台への設置

一般透視撮影台には, ベッドサイドに取付け, 注腸装置より中継コードを経由して操作卓上の注腸操作

ユニットに接続される (図12.7-9)。多方向透視撮影台の場合は, 透視撮影台足部に注腸装置が固定され, 透視撮影台足底部に設置されているスリプリングより操作卓上の注腸操作ユニットに接続される (図12.7-10)。

(2) 今後の展望

近年, 大腸内視鏡検査が普及しているが, 1次スクリーニング検査や手術時の病変部の位置確認において, バリウム注腸造影による大腸検査は有用な検査法として施行されている。また, 使用されるディスポーザブルカテーテルが保険適用となったことから, 本検査は重要な位置付けがされて言える。今後の展開としては, より安全に・より確実にバリウム造影剤の注

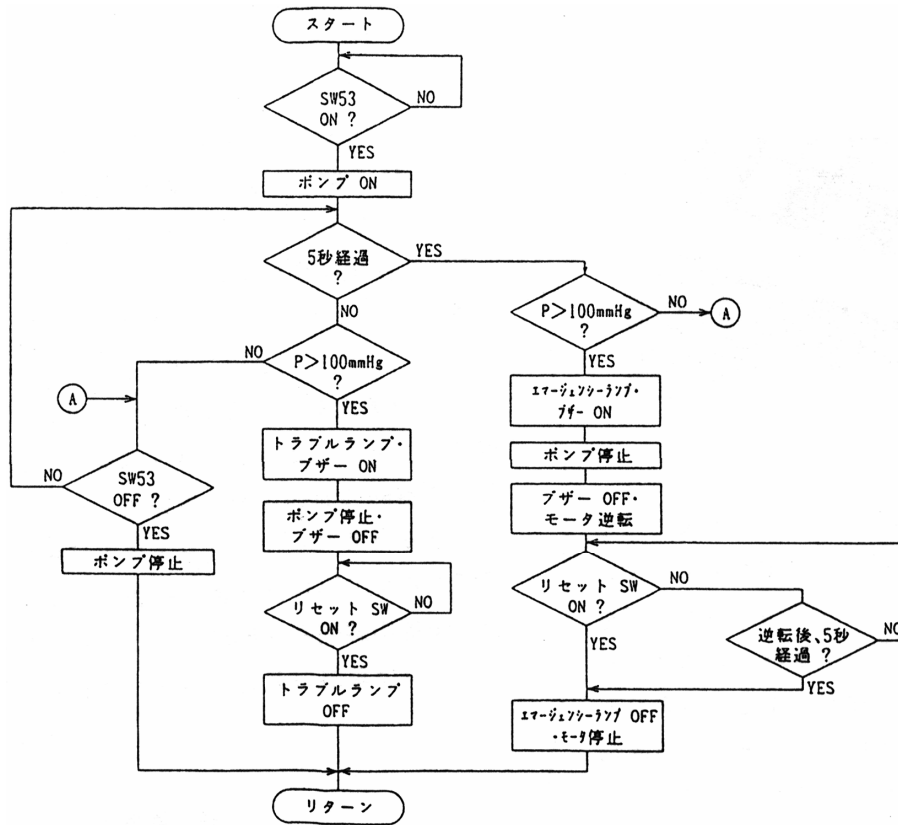
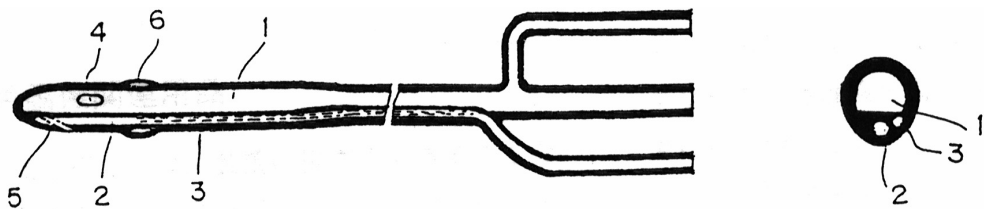


図 12.7-7 安全装置系



1 Ba 経路 2 空気経路 3 Mu-Air 経路 4 Ba 注排口 5 空気注入口 6 バルーン

図 12.7-8 ディスポーザブルカテーテル

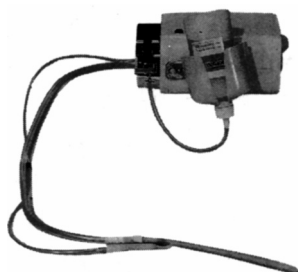


図 12.7-9 造影剤自動遠隔注排装置 (一般透視撮影台用)



図 12.7-10 造影剤自動遠隔注排装置 (多方向透視撮影台用)

入・排泄が可能のように、性能面、材質面を含め、カテーテルの改良が進むものと考える。

<参考文献>

- (1) 大腸がん検診マニュアル 厚生省老人保健福祉部
- (2) 大腸 X 線検査 江原他

12.8 医用画像関連用品

医用画像に関連する撮影用品、暗室用品、現像用品、固定具などを使いこなすことにより、より情報量の多い画像を得ることができる。

12.8.1 フィルムマーカとネームプリンタ

X線写真に氏名、年齢、撮影年月日などを写し込むための文字で、アクリル板に鉛粉末が埋め込んである。

用途別には、カセットに粘着テープなどで貼る直接用として ひらがな、英字、数字が使われる。

文字を厚くしたり、純粋の鉛片を使用した高圧用、大きな文字の断層用があり、一般撮影用として使用する。また、特殊撮影用として、被写体のX線入射角、タイムマーク絵文字などが使われる。間接撮影用のマークは、3桁の数字で電磁石を使用し撮影終了時点で次の番号に自動的に変るようになっており、000～999までの患者に対応することができる。また間接用暗箱がミラー式へと移行し、ペーパーへ記入した文字が記録できるようになった。



図 12.8-1 デジタル表示回路内蔵型 ID プリンタ

マークカードは、硫化鉛が紙に塗布してあり、ボールペンなどで書き込むと、フィルムに白地に黒文字が写る。

ネームプリンタは、撮影済X線フィルムに照射カードのデータを写し込む投影式プリンタが一般的である。明室用は、撮影済X線フィルムが窓付カセットに入ったままの状態、データを写し込むことができる。暗室用は、従来どおり暗室内でカセットから撮影済X線フィルムを取り出し、照射カードのデータを重ね写し込む。

12.8.2 手現像関連用品（バット、タンク）

X線写真の良し悪しは、撮影技術、撮影用具も大切で

あるが、最終作業の現像処理に負うところも大きい。

すなわち、処理液の温度管理を充分に行わないと、良い結果に結びつかない。

(1) タンク現像

タンク現像は、最も手軽な現像処理法である反面、むずかしい。例えば、X線写真の黒化度やコントラストを均一にするため、現像条件の標準化を必要とする。いわゆる黒化度やコントラストの過不足は、露出条件が不適正か、または現像条件が標準化されていないということになる。タンクの素材はステンレス、塩化ビニールの2種類、タンク液量は現像槽4～20ℓ（蓋付き）、処理フィルムサイズは半切以下、大四切以下などがある。

標準セットものは、付属品（ヒータ、ホース、ハンガ、液温度計）が添付されている。

また、20ℓ、30ℓ、40ℓの大四切用（大陸）／半切用の袖、蓋付き立型タンクも使用される。

(2) バット現像

バット現像の場合もタンク同様、手軽な反面、むずかしい。特に、適正現像（処理温度／液温20℃、処理時間4分）を標準として、フィルム、現像液、定着液などの特性に整合した処理が要求される。

バットの素材はステンレス、ホーロー、ポリエチレンでサイズは半切～キャビネの8種類、平形、深形の2種類である。また、現像液、定着液の保存劣化を防止する意味から、ポリエチレン貯蔵瓶を使用する。4ℓ、10ℓの2種類がある。茶色は現像液、白色は定着液に使用する。

(3) 液温度計とヒータ

液温度計は棒温度計が主に使用され、タンク（バット）のヒータは、シーバックス（150W）、ニワラクト（600W）がある。

12.8.3 フィルムハンガ

ステンレスハンガは半切からキャビネまでの専用サイズがある。フィルムのコーナ4点を保持、固定して現像する。フィルムの取り扱いが容易である。

ほかにセパレートタイプのフィルムハンガもハンガと重り部分のあるU型とハンガのみのS形とがあり、使用に合わせて使い分けている。

その他、デンタル用、パノラマ用、および工業用などがある。

12.8.4 フィルタと暗室ランプ

X線撮影用フィルムは、レギュラー、オルソ、間接用などの種類があり、それぞれ感色特性が異なってい

る。したがって、暗室ランプの安全光の範囲も以下のとおり限定される。

- ・感材メーカーによってもフィルムの感色性が異なる。
- ・メーカーの推奨するフィルタを選ぶのが安全である。

また、暗室ランプから1mの距離、1分以内の時間で感光度合がどうか生フィルムを実際に露光させてその安全性を確認することも必要である。なお、白熱灯、蛍光灯とフィルタは、長時間の使用により劣化をきたし、カブリなどの原因にもなりうるので注意されたい。最近では高輝度発光ダイオード (LED) を使用して、明るい発熱も少ない暗室ランプも販売されている。



図 12.8-2 発光ダイオードセーフティランプ

12.8.5 カセット交換箱, フィルム保存箱, 運搬車
 暗室内に外光が入射することなくカセットの出し入れができ、作業効率を良くするためのカセットチェンジャーで別名をパスボックスという。現像室と撮影室の隔壁に据え付ける。両側に扉があり、片方を開くと反対側の扉は開かない。ロック機構はメカ的な方法が多く電磁式もある。一般的には、4扉 (B 型) で撮影済みと未撮影に分れて各々カセットが10枚ほど収納できる。片開2扉 (A 型) も同様の機構である。X 線防護のため、撮影室側は鉛当量0/1.0/1.5/2.0mm Pb が鉛張りにしてある。外板は木製と金属性とがある。フィルム保存箱は生フィルムを保存する木製の箱

である。半切/大角サイズの6打入, 12打入, 20打入があり、キャリ用としてキャスト付きもある。鉛当量は0/1.0/1.5mm Pb がある。

カセット運搬車は、撮影室が複数ある場合や病棟での撮影時に使用する。カセットが多い場合など、自由に移動できる生フィルム用カセット保管キャリ台車がある。

12.8.6 保温用具

撮影室内の温度管理は、患者の症状にかかわらず慎重に配慮する必要がある。ことに、冬場は注意を要する。撮影台表面と患者の皮膚面が直接接触すると、冷たさや痛さを訴える患者がいる。小児、老人を長時間寝かせたりする場合、大変神経を使うところである。

X 線撮影保温マットとして、レザー、ウレタン、面状発熱体 (カーボン) を使用し、X 線透過性、クッション性に優れたものがある。

超音波検査時に冷たい超音波ゼリーを肌に塗布することは、被検者に与える不快なものである。被検者の不快感をなくすためゼリーを適温に保つものとして超音波ゼリー保温器がある (図12.8-3)。



図 12.8-3 超音波ゼリー保温器

表 12.8-1 各社暗室ランプ一覧 *印はレギュラー, オルソ兼用

社名	商品名	大きさ	ランプ	備考
AR社	ハイルックス15	473×50	蛍光灯15W×1	壁, 吊
	ハイルックス20	610×50	蛍光灯20W×1	壁, 吊
	ダイオード S2	100×110	発酵ダイオード0.8W	壁, 吊
	ダイオード L2	100×110	発光ダイオード0.8W	壁, 吊
KD社	セーフティランプ *	四切	白熱灯10W×1	壁, 吊
	セーフティランプ *	四切	白熱灯15W×1	壁, 吊
KN社	ハイライト *	四切	蛍光灯10W×1	壁, 吊
F J社	8U *	四切	蛍光灯10W×1	壁, 吊
MR社	ハイランプ *	四切	蛍光灯10W×1	壁, 吊
NM社	サンランプ *	36×14×6	蛍光灯10W×1	壁, 吊
	サンランプ *	49×14×15	蛍光灯15W×1	壁, 吊
KY社	HV S 20F L *	60×10×5	蛍光灯20W×1	壁, 吊

12.8.7 生フィルム装てん台と貯蔵箱

装てん台は、現像室内に設置する。フィルム収納とカセットにフィルムを装てんするための作業台である。半切から八切までの生フィルムを同時に整理保存できる。A型（片袖付き）、B型（両袖付き）の2種類あり、台上には、ロンリュームがはってあるので作業性がよい。

貯蔵箱は、生フィルムの半切から八切まで、各種サイズ（50～100枚）が収納可能、生フィルムの保管が手軽で、能率的な詰替え作業ができる。なお、詰替えの際、不用意に室内灯を点灯されないよう、暗室内の一般照明と暗室ランプおよび貯蔵箱を連結させた安全なスイッチの接続を考慮する必要がある。

12.8.8 胸測計と各種スケール

X線撮影では、計測のため各種スケールが用いられる。被写体体厚の計測として、撮影部位の厚さの測定には、胸測計（ノギス形両面アルミ材）が使用される。

X線フィルム上に実寸法を、撮影すると同時に、写し込む目的で目盛スケール、クロススケールを記録する用具がある。フィルム面に前もってスケールを写し込む方法として、鉛板及びステンレスに小さな穴を開けたもので、一度X線で撮影前にその位置をフィルム上に写し込む。下肢撮影、側湾症撮影などに使う計測用増感紙として、増感紙にクロススケールが入れているものもある。

12.8.9 ポジショニングブロックと固定具

(1) ポジショニングブロック

ポジショニングブロックは、患者の体位を一定に保つためのものである。ブロックの素材は、エステル系軟質微粒ポリウレタンを特殊加工、膜状物質を完全に除去してあるのでX線の陰影障害が少ない。

被検者の負担、従事者の介護を軽減し、作業性の効率化を計る目的から用途別に各種の形状がある。

小児用、頭部用、膝関節用、肘関節用、手指専用などがあり、三角形、筒形、円形、四角形、階段状、蒲鉾形など23種と3種類の標準セットがある。

ポリフォームは頭部専用、全身用、円形、三角形など20種の標準品がある（図12.8-4）。

(2) 固定具

固定具は、陰圧方式と抑制方式とに分けられる。陰圧方式は、袋状（素材はゴム、またはウレタン）内にビーズ（発泡スチロール2～3mmの小粒）を適量入れているもので、ノズルより真空ポンプで陰圧をかけ固定する方式である。マジックキャスト、イーゾトチップ抑制方式はマジックバンド状あるいは網状ネットな

どで外部圧力を加え拘束する方式である。

近年、アンギオ用、CT用、MR用などは装置のメーカーごとに独自の工夫がされている。

放射線治療用固定具として、最新素材を使用したポジキャストがある。これは、低温熱可塑性物質であるので70～80℃の温湯に30～40秒浸して軟化させた後、乾布で十分取り除き表面温度45℃以下になってから、直接患者の顔、頭頸部などに当ててベースプレートに固定して、その輪郭を成形する。再治療時は、成形したポジキャストをワンタッチ方式で固定することができるため、治療姿勢の再現性が維持される（図12.8-5）。

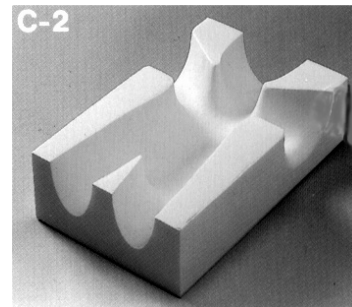


図 12.8-4 ポリフォーム

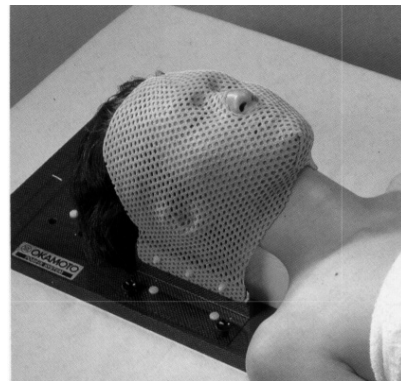


図 12.8-5 ポジキャスト



図 12.8-6 Σキャップ

12.8.10 滅菌カバー

手術室およびX線血管撮影室などでは、これまで覆布などによるカバーで医療機器を保護してきたが、使用後のカバーは洗濯して折りたたんだり、滅菌などの作業が必要であった。

このような作業の手間を省き、簡単に、しかも安全に使用できる電子線滅菌処理を施したポリエチレン製キャップ（Σキャップ）ある（図12.8-6）。

カセットについても、X線撮影時に起こる医療感染を防ぐため、ガス滅菌可能なカセットカバーがある。

第13編 測定器類など（線量計・ファントム・品質管理器具）

13.1 はじめに

本編は、X線装置や放射性同位元素から出る放射線の測定器類を主に装置の性能の確認、検査に必要な関連器具をまとめた。これら測定器類は、他の装置に組み込まれて使用される場合があり、ここに述べた簡単な測定原理が他の装置と関連して使用されている場合、参考になると思われる。

以下の章で述べるものの概要は、各種X線装置の性能の確認、検査に必要な測定器として診断用X線装置の、X線強度を決定するX線管電圧、管電流を測定するX線管電圧電流測定器、医療用放射線の線量管理を正確に行う目的で使用される線量計、放射線の被ばく管理および放射性同位元素による水中、空気中および表面汚染濃度を管理する目的の各種モニタ（放射線管理用測定器）、古くから使用されているガス・フロー・カウンタ、シンチレーションカウンタ（一般）、液体シンチレーションカウンタ、RIA検査や器具および施設等の汚染検査および、核医学で使われているシンチレーションカウンタ、放射能の量を簡単に測定できる線源校正器、および保守、またX線装置の電氣的精度を管理するために用いるX線強度測定用X線ばく射時間計、蛍光量計、点検、装置の品質管理に役立つものとして診断用X線装置の解像力測定用テストチャート、放射線（X線、RI等）・MRI・超音波等各種の診断・治療装置に対する機能テストおよび品質管理に用いるファントムである。

13.2 X線管電圧管電流測定器

以前、診断用X線装置は大容量X線管、インバータ装置等の進歩発展によって、さらに大負荷、極短時間のばく射が可能となってきたが、一方その特性を計測するための専用の測定器もまた欠くことのできないものとなった。

そしてその測定器自身の特性も極短時間負荷においても十分応答する精度の高いものが必要とされる。

X線管電圧は写真効果に与える影響が最も大きい因子であるが高電圧であるため、これを正確に測定することは困難なことであった。

周知のようにX線強度はX線管電圧、管電流によって決定される。

したがって、これらを計測することによりX線強度を知ることができるが、これは両者の計測が同じ時間

に行われた場合に成り立つことである。

したがって、この計測は単体の電圧計、電流計でも一応可能である。

しかし、両者の計測時期が一致していないと高電圧側に不整現象があった場合、その計測値は不合理な値となり意味をなさなくなる。

このようなことから、同期回路を共通した管電圧、管電流計は両者の計測を常に同時に計測することになり、どのような条件でも計測した管電圧に対応した管電流値を知ることができる。

13.2.1 X線管電圧測定部

従来X線管電圧の測定はもっぱら球ギャップが用いられていたが、X線装置のような直流電圧を両球絶縁で測定する場合、交流電圧や衝撃電圧より測定誤差が大きく、さらに大負荷になりばく射時間が短く制限されるようになると、一層その測定は困難となる。

しかし、球ギャップは機構が単純なこともあって、長く使用されてきた。

高電圧波形については1915年頃からすでに測定されていたが、当時はもっぱら水抵抗分圧器が用いられ、電磁オシログラフの振動子に直接10mA程度の電流を流して行われた。

1930年代になると、抵抗線を使用した分圧器が作られるようになり、分圧器による高電圧の測定が可能となったが、大型のため、ごく一部の研究施設で使用されたのみであった。

また、管電圧波高値を指示する波高電圧計も発表されたが、特性が満足すべきものではなかったため、普及するまでにはいたらなかった。

1950年代に入ると、小型の高電圧用高抵抗が作られるようになったので、高電圧露出型ではあるが分圧器自体はかなり小型となった。

また、ブラウン管オシロスコープが使用されるようになり、波高電圧計についても発表されたが、その後進展しなかった。

1960年に至り、並列CR型分圧器を使用した波高電圧計が実用化され、これにより管電圧波高値の計測と同時に管電圧波形の観測・記録が可能となった。

初期のものは電子管式であったがその後IC化され、現在では1msの負荷時間で管電圧波高値の計測が可能となった。

最近では並列CR型の容量分は従来のものに比較して1/10程度に小さくされ、その質量は1/2となり、リー

ク電流も1/5程度に小さくなっている。

(1) 原理

現在一般に用いられている方法は高電圧を分圧器により数万分の一に分圧，この出力電圧を波高電圧計に加えて測定し，さらにオシロスコープを接続して波形の観測，記録を行うものである。

(1.1) 分圧器

分圧器は高電圧を分圧し，波高電圧計やオシロスコープに加えて測定できるようにするもので，測定すべき電圧を誤差なく忠実に分圧するものでなくてはならない。

分圧器は大別して次の3種がある。

① 抵抗分圧器

抵抗分圧は構造が簡単のため広く用いられているが，分圧器の各部分が大地に対して分布容量を持っていることが問題で，このため分圧比に周波数特性をもつようになる。

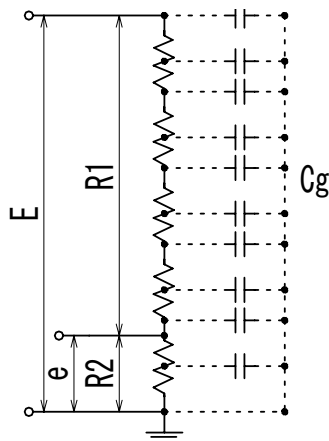


図 13.2-1 抵抗分圧器の等価回路

図13.2-1は抵抗分圧器の等価回路を示したもので，分布容量 C_g があるため出力電圧 e の立ち上がりはおくれ， $C_g(R1+R2)$ の値が大きいほど著しい。

② 容量分圧器

コンデンサを直列に接続した分圧器で構造が簡単なことと消費電力量が小さい特徴があり，図13.2-2は容量分圧器の回路構成を示したもので，図の r は計測回路の電位浮動防止の高抵抗である。

しかし，容量分圧器は回路インダクタンスによっては脈生振動を起こすことがあり，誤差を生じやすい。

③ 補償抵抗分圧器

抵抗分圧器で誤差の原因となる対地分布容量の影響を補償した分圧器で，a.並列 CR 型，b.遮へい抵抗型，c.遮へい電極型がある。

現在，X線装置の管電圧測定用分圧器としては周波数特性がよく，製作が比較的容易な並列CR分圧器が一般に用いられている。

並列CR型は図13.2-3の①に示すように，抵抗体

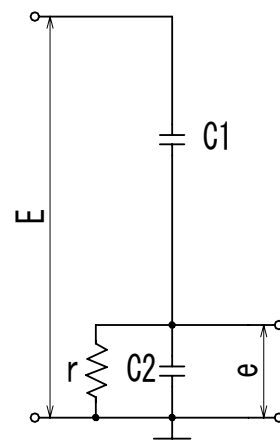
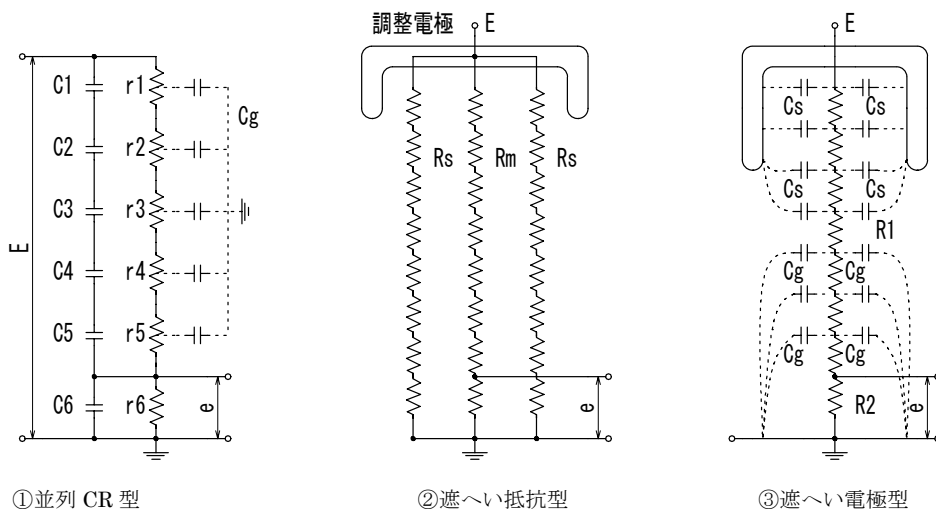


図 13.2-2 容量分圧器



①並列 CR 型

②遮へい抵抗型

③遮へい電極型

図 13.2-3 補償抵抗分圧器

と並列に C1~C5のコンデンサを接続することにより、対地分布容量 Cg の影響を除いたものである。

この場合、C1~C5の合成容量が Cg に対し十分大きいことが必要で、かつ、C1~C5の合成容量値は各部分の抵抗 r1, r2...と次の関係に選ぶ。

$$(C1 \sim C5) \cdot (r1 \sim r5) = C6 \cdot r6$$

(C1~C5) : 合成容量値, (r1~r5)合成抵抗値

すなわち、時定数が等しくなるように選べば、高電圧は正しく抵抗の比または容量の比に分圧され、波形歪を生じない。

しかし、並列容量が大きくなると分圧器自身のインピーダンスが低くなるので限界があり、一般には Cg の5~10倍程度にとり、r6の抵抗を調整して補正を行っている。

図13.2-4は並列 CR 型分圧器の出力波形を示したもので、高圧側インピーダンスは1000MΩ・22pF, 出力インピーダンスは約50kΩ・0.47μF, 周波数は100Hzの場合である。

遮へい抵抗型は図13.2-3②に示すように、遮へい抵抗Rsによって測定用抵抗Rmを、大地その他から遮へいするものである。

X線装置測定用として小型容器に入れた場合、Cgがかなり大きくなるので、高電圧側に調整電極を設けるかあるいはRsの抵抗値を非線形に変化させないと、十分な補償を行うことができない。

遮へい電極型は図の③のように、遮へい電極を設けることにより Cg の不均一性を打ち消そうとするものである。

電極の形状・寸法を適切に選ぶことにより補償を行うことができる。

この分圧器の特長は高電圧側に遮へい電極を設け

るだけなので、容量分が対地分布容量の2倍程度しかないということである。

並列 CR 型分圧器の欠点は並列容量をあまり小さくすることができないことであったが、現在では並列容量は従来の1/2程度になっている。

そのため100kV の電圧で分圧器に0.5mA 近い電流が流れる(R : 2000MΩ, C=11pF, 50Hz)。

この値は大型装置では全く問題にならないが最大管電流が20mA程度の小型X線装置では無視できない値である。また高速のシネパルスではインピーダンスが低下し、分圧器に流れる電流はさらに多くなり好ましいことではない。

遮へい電極型は容量分が数 pF しかないためこの問題は大幅に改善される。

最近実用化されたこの分圧器はさらにガス絶縁方式となったので、従来の油浸型の1/3の重量となった。

(1.2) 波高値保持回路 (波高電圧計)

図13.2-5は X線管電圧測定器の原理図である。

波高電圧計が普通の電圧計と異なるところは測定する電圧が短時間発生するものであっても、その波形を問わず波高値を指示することである。

すなわち、積分コンデンサ C の充電電圧を波高値まで高めること、その電圧を計器の指示に必要な時間一定に保つことである。

図において、Z1~Z4は並列 CR 分圧器で、Z1, Z4の抵抗分は、それぞれ1000MΩ, 並列容量は22pF, 出力インピーダンス Z2, Z3の抵抗分は約50kΩ, 並列容量は0.47μFである。

したがって分圧比は1/20000で高電圧側に200kV加えられたときの出力電圧は10Vとなる(陽極側5V, 陰極側5V)。

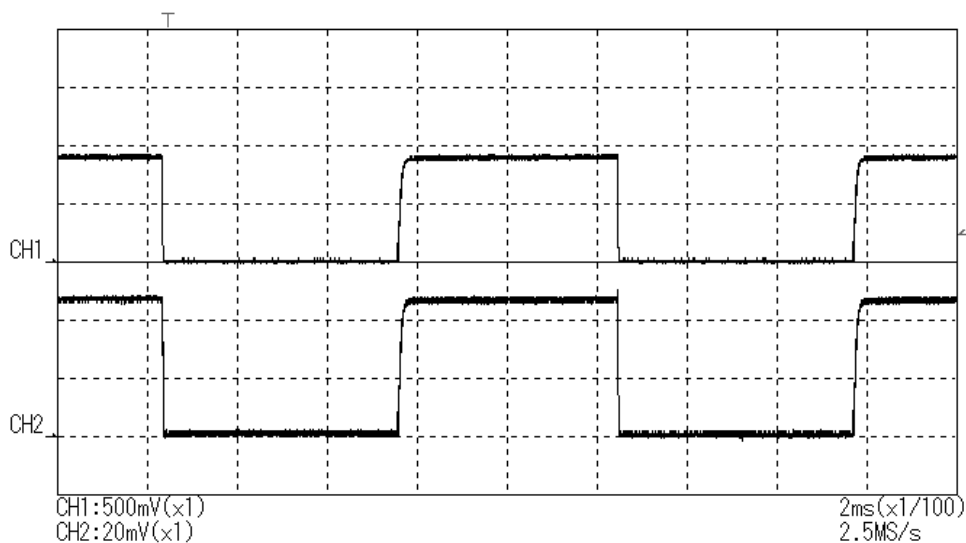


図 13.2-4 並列 CR 型分圧器の出力波形

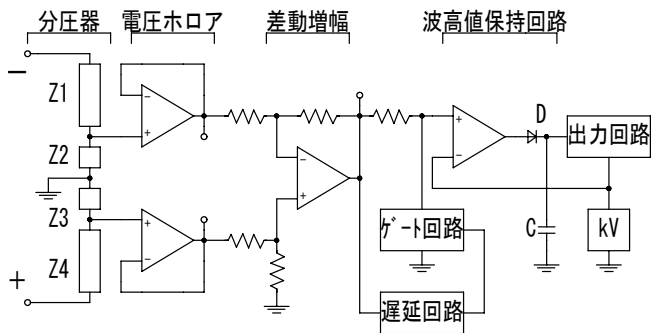


図 13.2-5 X線管電圧測定器原理図

この出力電圧を電圧ホロア回路に加え、さらにその出力電圧は差動増幅器に加えられて分圧器出力電圧の和の電圧が得られるようにしてある。差動増幅器の出力電圧はゲート回路を通して波高値保持回路に加えられ、ゲート回路は常時閉路して波高値保持回路の入力電圧を短絡し、遅延回路からの測定信号によって開路となり入力電圧が加えられる。

波高値保持回路の非反転入力端子に電圧が加えられると、その出力端子電圧は急激に上昇し、ダイオードDを通してCを充電する。

Cの充電電圧は出力回路（高入力インピーダンス）を通して反転入力端子に帰還され、この電圧が入力電圧をわずかに超えるとICの出力電圧は急激に下降する。

しかしCの電圧はDに阻止されて一定に保たれるため、出力回路の電圧は入力電圧まで上昇して保持される。

これを電圧計に接続すれば入力電圧の波高値を指示することになる。

高電圧波形は電圧ホロア回路の出力により陽極側および陰極側を、差動増幅器の出力により陽・陰極間を調べることができる。

波形出力の周波数特性は分圧器の周波数特性とは別に電圧ホロア回路・差動増幅器のICそのものによってほぼ決まり、汎用のオペアンプを使えば50kHz程度となる。

波高値保持回路も固有の周波数特性を持ち、回路のICの出力インピーダンスおよびDの内部抵抗とCの時定数によってほぼ決まる。

国産の測定器の場合はこの立ち上がり時間は20μs程度である。

測定回路はトリガー回路、遅延回路、測定時間回路、指示値保持回路等によって構成され、X線ばく射中の任意の時期で管電圧を測定することができる。

これは管電圧が過渡的に変化し、異常電圧を発生した場合、ばく射時間中の最高電圧の測定のみでは不十分であるからである。

図13.2-6はX線管フィラメント加熱電圧の変動によって、管電流が変化した場合の例を示したもので、遅延時間を設定することにより、任意の1パルスの管電圧を計測することができる。

図13.2-7は動作図表を示したものである。

高電圧が加えられるとトリガー回路が動作し、最初に入ってくるパルスによって遅延回路が動作する。

遅延時間は0~100msまで変化させることができる。

この動作が完了すると、保持回路が働きさらに最初の遅延パルスにより計測回路が動作し、10または20ms間の入力電圧の波高値を計算する。

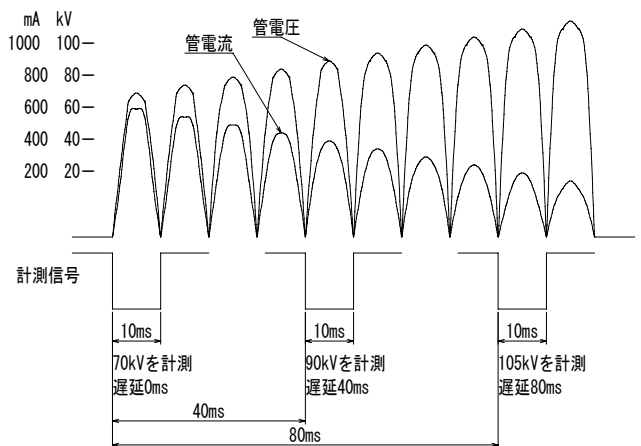


図 13.2-6 遅延時間と計測値

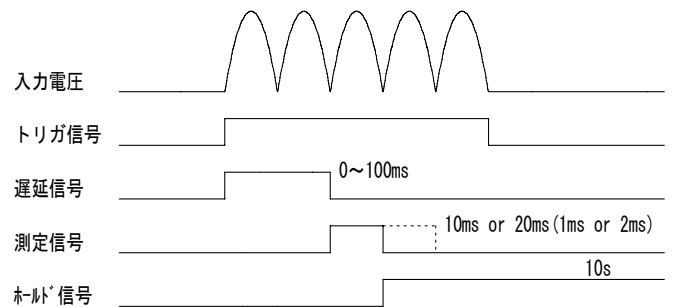


図 13.2-7 動作図表

13.2.2 X線管電流測定部

一般に短時間ばく射のX線管電流は弾道形のmAsで測定しているが、これは管電流とばく射時間の積で表されるためばく射時間に誤差があると正確に管電流を知ることができないことや、ばく射時間が短くなるほど、mAs計の振れも小さくなるため誤差が大きくなるなどの欠点があり、装置を校正するには、短時間ばく射でも管電流平均値を正しく指示する測定器が必要となる。

普通、管電流は中性点で測定されているが、これに

は高電圧ケーブルの充電電流が流れるため、実際に X 線管に流れる管電流とはかなり異なった波形となる。

また、平均値についても中性点電流は最大1mA 程度の漏えい電流を含んでいる。

発生する X 線強度は管電圧と管電流によって決まるものであるから、管電圧波形と同時に実際の管電流波形を知るためにも、管電流は高圧側で測定すべきものである。

しかし、以前行われていた高電圧側の管電流波形測定の方法は、測定器全体を高電圧絶縁しなければならず、そのための誘導の問題、操作上の危険性があり、容易なことでは測定することができなかった。

1962年、光変調放電管を使用して管電流を可視光に変換し、これを光電子増倍管で受け、その出力をオシロスコープに加えて、高電圧側の管電流波形を測定する方法が考案された。

この方法は放電回路のみ絶縁すればよいので、容易に接地電位で高電圧側管電流波形を測定することができた。

しかし、この出力から管電流平均値を測定することは困難であったため、中性点電流を一定時間積分して計測する測定器が作られた。

その後赤外発光ダイオードの普及により、これとホットトランジスタを組み合わせることによって高電圧側管電流波形を測定できるようになった。

この方法は高電圧側検出器に電力を供給する必要がないので、測定器を小型にすることができ、防電撃にすることも容易であったが、出力の直線性と温度特性に難点があった。

現在では、高電圧側管電流の測定には光電変換方式と磁電変換方式の2つの方法がある。

光電変換方式は発光ダイオードとホットダイオードの組み合わせによって管電流を検出するもので、磁電変換方式はホール素子と高透磁率磁性材料の組み合わせによって管電流を検出するものである。

ここでは光電変換方式の原理について説明をする。

(1) 原理 (光電変換方式)

光電変換はデジタル信号のアイソレーションをする目的としてはよく使用されているがアナログの伝送には入出力間のリニアリティや経時変化が大きくなり、そのままでは使用できない。

図13.2-8の光電変換方式原理図は、特性のそろった2対の発光ダイオードとホットダイオードを使用し、高電圧側の発光ダイオードとホットダイオードの特性をフィードバックにより補正し、アナログ信号を高電圧絶縁した方式である。

フィードバックにより IC1の2つの入力電圧差が0V

に保たれるようにしコントロールされ、発光ダイオードに流れる電流(I2)は、管電流(I1)に比例する。

2対の発光ダイオードとホットダイオードの特性が全く同じであれば、低電圧の出力電圧(V)も管電流(I1)に比例することになり、アナログ的に入出力を絶縁することになる。

図13.2-9は光電変換方式を検出器とした場合の管電流計の原理図で、磁電変換方式の場合は検出回路とプリアンプの構成が異なったものになるが、原理的には同じである。

検出回路出力電圧はプリアンプ(IC1)回路によって増幅され、この電圧が遅延回路とゲート回路を通して積分回路に加えられる。

積分回路の入力電圧V_o と出力電圧Vとの関係は次式で表される。

$$V = 1/RC \int V_o dt \tag{13.2-1}$$

R : 入力抵抗 C : 積分コンデンサ

ここで入力電圧を全通電時間について積分すれば、出力電圧は mAs を表し、一定時間積分すれば mA (平均値) を表すことになる。

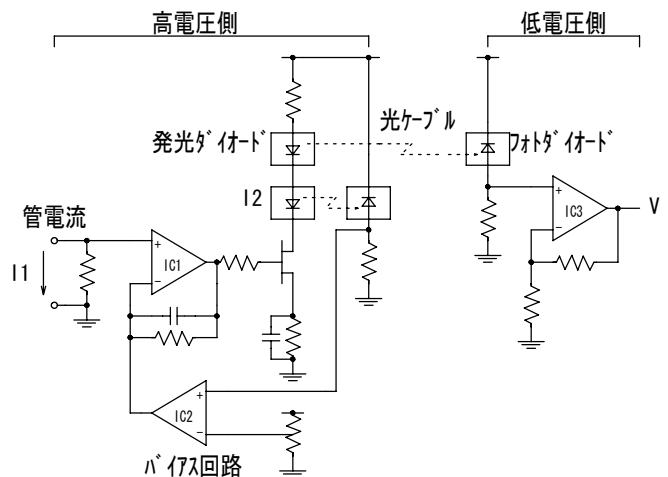


図13.2-8 光電変換方式原理図

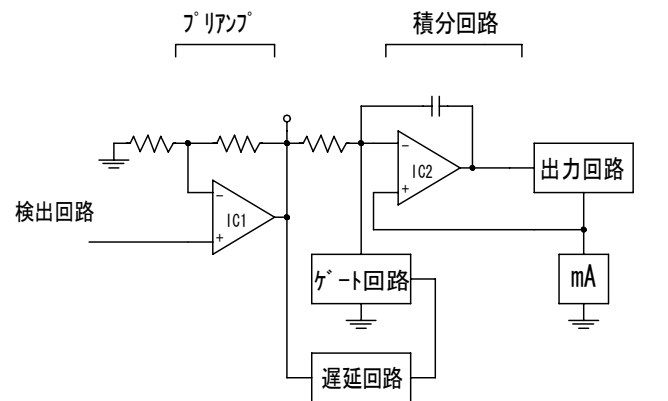


図 13.2-9 X線管電流測定器原理図

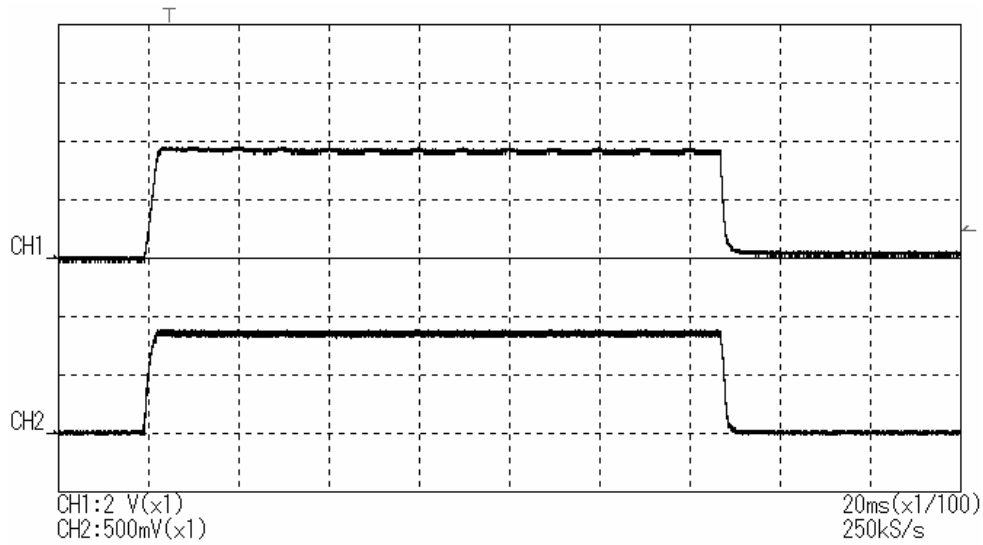


図 13.2-10 インバータ式 X 線装置，管電圧(上)，管電流(下)波形(80kV，200mA，125ms)

ゲート回路は常時閉路しており，遅延回路から図 13.2-7 に示した測定信号の期間中のみ閉路して入力電圧を積分する。

したがって，積分回路の出力に電圧計を接続すれば管電流平均値を指示することになる。

管電流波形は IC2 の出力にオシロスコープを接続して測定する。

(2) 管電圧・管電流の同時計測

すでに述べたように，発生する X 線の強度は管電圧と管電流によって決定されるので，これは常に同時計測されるべきものである。

図 13.2-10 はインバータ式 X 線装置の管電圧・管電流波形である。

図 13.2-11 は管電圧・管電流計の例である。

遅延回路が共通なので常に同時計測を行っている。

(3) 高電圧接続ケーブル

分圧器を使用して高電圧を測定する場合，高電圧ケーブルを分圧器に接続しなければならない。

このため，従来から 1.5~2m の接続ケーブルを使用しているが，このケーブルの銅線抵抗によって X 線管フィラメント加熱電流が低下し，管電流が 7~10% も減少することがある。

すなわち，測定器の接続によって X 線装置の状態が変化するので，所定の管電流に調整してから測定し，測定器を外したならば元の管電流値に再調整しなければならない。

図 13.2-12 は上述の欠点を改善した直接分岐型接続ケーブルで，X 線管フィラメント加熱回路は銅線が約 30cm 延長されたのみである上，ケーブルブッシング先



図 13.2-11 X 線管電圧管電流測定器表示部と分圧器 (管電流検出器内臓)

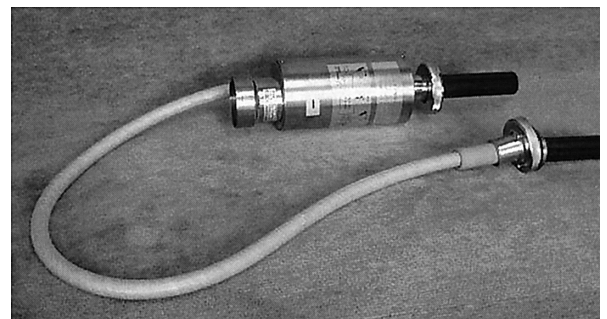


図 13.2-12 直接分岐型接続ケーブル

端のピン接続箇所が 1 箇所増えるだけであるので，管電流の低下は 1% 程度となり実用的にはほとんど問題ない。

いずれにしても、接続ケーブルの装着は慎重に行い、特に先端のピン寸法には常に注意する必要がある。

13.2.3 測定

図13.2-13は管電圧、管電流測定器を接続した回路図で、これにより管電圧波高値、管電流平均値が表示され、オシロスコープによりそれらの波形を観測することができる。图中、蛍光量計は増感紙の蛍光強度およびその積分値を測定するもので写真効果を知ることができる。

蛍光強度波形は管電圧、管電流に対応する X 線強度

を表わすので、これらとの関係を直接結びつけることが可能である。

また、PV 計は負荷時の X 線装置の入力電圧を測定するものである。

図13.2-14は測定時期を示したもので、遅延時間は20ms、測定時間も20ms の場合の例である。

したがって管電圧は投入後20ms から40ms までの間の最大値を指示することになる。

図13.2-15は測定例で管電圧波形と蛍光強度波形の同時計測波形である。

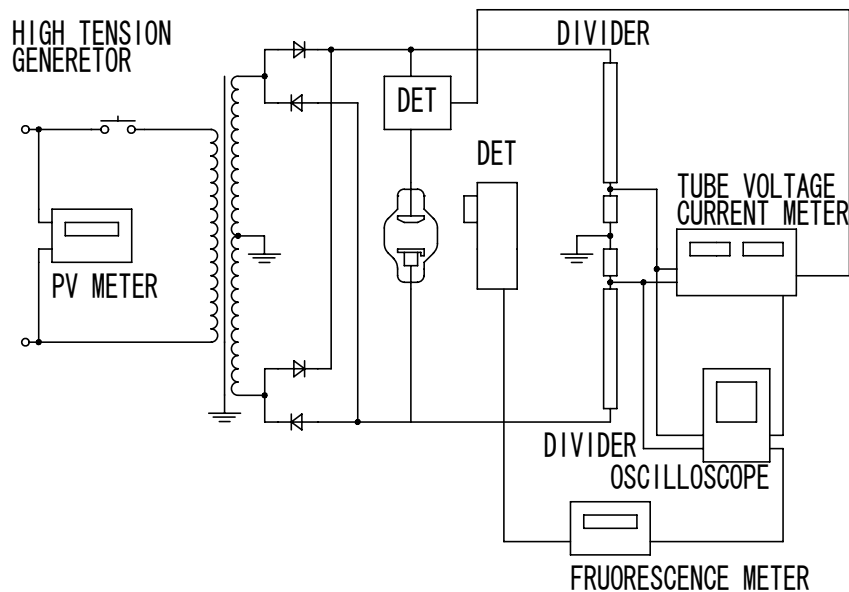


図 13.2-13 測定回路

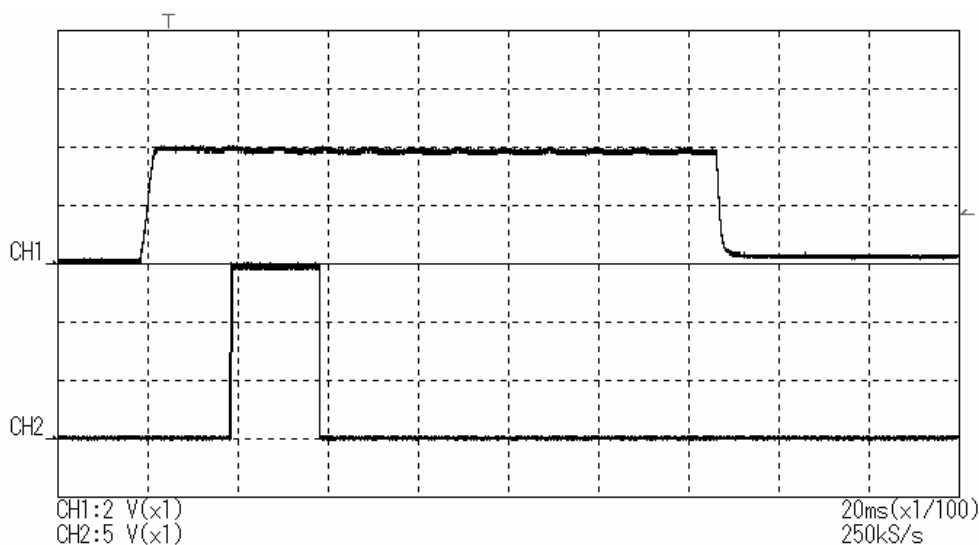


図 13.2-14 管電圧波形(上)と測定時期(下)
遅延時間 20ms、計測時間 20ms (80kV, 200mA, 125ms)

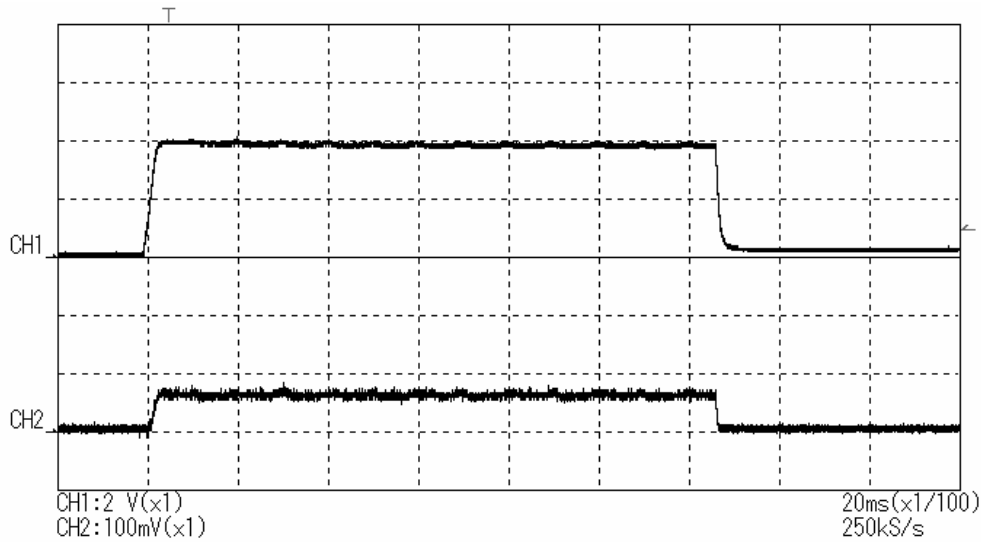


図 13.2-15 管電圧波形(上)と蛍光強度波形(下)
(80kV, 200mA, 125ms)

13.2.4 デジタル化された新しいX線管電圧管電流計
最近、電子機器のデジタル化が急速に進み、家電品にもマイクロコンピュータ(マイクロプロセッサ, MPU)が内蔵されるようになり、性能や操作性が大きく変化してきた。

このような変化の中で X 線管電圧管電流計もデジタル化されたものが作られるようになった (図13.2-16)。



図 13.2-16 デジタル化された X 線管電圧管電流計の外観

図13.2-17はそのブロック図である(高電圧部は前記と変わらないので簡略化してある)。

この測定器の特徴は、制御部に MPU を使用したことで測定法、性能、操作法などが従来品と大きく異なっている。

測定では、管電圧、管電流のアナログ電圧を高速でデジタル変換して MPU に取り込み、管電圧ピーク値と管電流平均値をデジタル処理(計算)で求めている。この AD 変換器は最高100kHz のサンプリングが可能で、管

電圧の測定では80kHz の実効サンプリングを実現し、最小パルス幅700 μ s という JIS 規格を上回る性能で管電圧ピークを測定できる。測定に関わるタイミングは MPU の正確なクロックから生成されるので、極めて正確なタイミングで測定ができる。

制御においては、設定がすべてデジタル値でおこなえ従来器のようなボリューム(つまみ)による操作はなくなり、数値で設定するため設定誤差が無くその範囲も拡大された。その他の機能として RS-232C インターフェイスが追加された。これは PC(パソコン)によるデータ収集に使用でき、Excel などにより測定値の処理/管理ができるようになった。

このようにデジタル化で、ピークホールドなどのアナログ処理回路が不要となり回路の簡略化、誤差要因の低減、製造コストの削減が達成され、ユーザから見れば操作性の向上、測定精度の向上、さらにコストパフォーマンスの良い測定器が実現された。

<参考文献>

- (1) IEC-PUBLICATION-52 : Recommendation for voltage measurement by means of sphere-gaps.,1960
- (2) 高電圧試験専門委員会 : 球ギャップの直流フッシュオーバー特性, 電気学会技術報告, 108号, 1974
- (3) COOLIDGE,W.D. : A summary of physical investigation work in progress on tube and accessories. Am. J. Roentgenol.2:881-892(1914/1915).
- (4) TAYLOR,I.S. : Apparatus for measurement of high constant or rippled voltages. Radiology 16:893-904,1931.
- (5) MuLLER,K.W. : A new high-tension voltmeter for the direct measurement of tube voltage during diagnosis and therapy.Br.j.Radiol.5:780-783,1932.

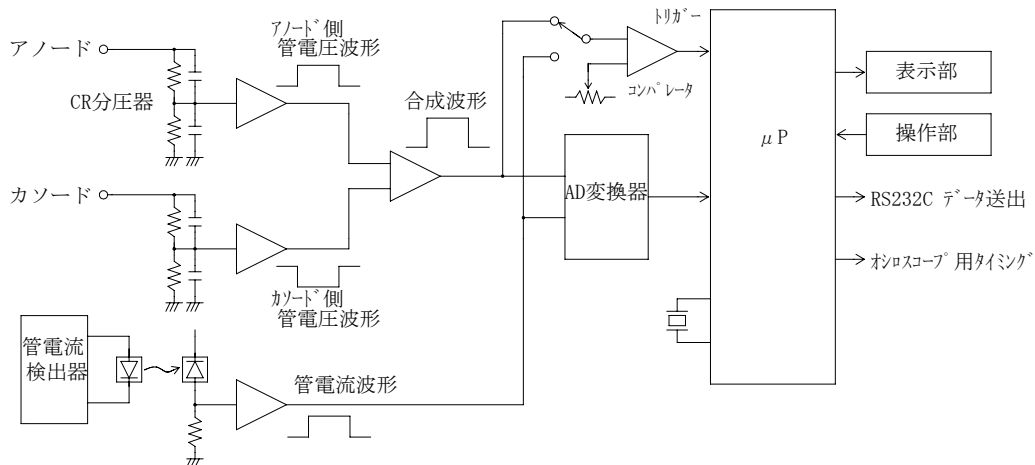


図 13.2-17 デジタル化された管電圧・管電流計のブロック図

- (6) MURPHY, E.G.: X-ray machine testing with a cathode-ray oscillograph. The X-Ray Technician 23:245-254, 1952.
- (7) 本田佩士たち: 診断用エックス線装置用高電圧計について(其の一), 日医放射学会誌, 10 23-25, (1950).
- (8) 青柳泰司: X線管電圧, 管電流と写真効果の関係, 日放技学会誌, 21 1-42, 1965.
- (9) 池田三穂司: 高電圧, 大電流測定法, 日刊工業新聞社, 1957.
- (10) 青柳泰司: 診断用 X線装置のための測定器とその使い方(その1), 東京放射線 24 4-10, (1977).
- (11) 青柳泰司: X線写真に影響する X線装置の電氣的諸現象に関する研究, 第1報, X線管電圧前示値の誤差とその原因: 東邦医学学会誌, 21(1)91-106, 1987.
- (12) 青柳泰司: 診断用 X線装置のための測定器とその使い方(その1), 東京放射線 24 3-12, (1977).

13.3 線量計

線量計は最近の高度医療技術の進展とともに, 従来の Co-60 照射治療装置からリニアアクセラレータへの転換が進む中で, 高精度治療を目的として重要な役割を果たしている。

高エネルギー X 線および電子線を正確に測定して, 放射線照射治療装置の出力の安定性を確認し, またファントム等を使用して, 標的臓器やその周辺のハイリスク臓器への線量を正確に評価することは極めて重要なことである。

こうした放射線治療分野だけでなく, X 線 QA (品質管理) の一環として, 各種撮影, 診断装置の出力線量と漏えい線量の測定用としても頻繁に使用され, 医療被ばくの低減化に貢献している。

線量計には自由空気電離箱を検出器とする, 標準線量測定用のもの, 各種蛍光発生物質を検出器として, 個人

被ばくモニタや環境モニタ, および放射線治療時の多点同時モニタ用として使用する熱蛍光線量計(TLD 線量計)がこれまで主として使用されてきた。

電離箱線量計は長期, 短期の安定性が高く, 正確な線量測定が, 特別に高度な技術を必要とせずに行えるため, 基準線量計としての役割を果たすが, 検出器が比較的大きい点と, 検出器から読取器まで高圧, 信号ケーブルで接続しなければならない点で, 使用上, 不便なケースもある。この点 TLD は検出器となる蛍光体の形が小さいことと, ケーブルで接続する必要もないので便利である。しかし検出器の感度が常に変化するために, 常に感度校正を必要とし, 通常は標準電離箱線量計により, あるいは標準線源で感度校正をしながら使用する。

また近年は, これら線量計のほかに, これまで感度変化が大きすぎるなど問題があり, ほとんど使用されてこなかったシリコン・ダイオードを検出器とする, ダイオード線量計の性能が著しく向上し, 電離箱検出器に匹敵するほどの性能を有するものが開発されており, 検出器が小型で, かつ高圧を必要としないので, 体腔内線量モニタや, 全身照射時の多点モニタとして, 5~10チャンネルのダイオード線量計が使用され始めている。

13.3.1 電離箱式線量計

(1) 構造原理

一般的には, 精密級エレクトロメータと指頭型あるいは平行平板型の自由空気電離箱の組み合わせにより, 電離箱内における入射放射線の電離作用によって生成されるイオンを, イオン捕集電極に集めて微弱電流として取り出し, エレクトロメータによって読取る。

エレクトロメータの性能としては, $10^{-6} \sim 10^{-15}$ アンペア程度の微弱な電流を正確に測定できることが要求され, Gy(R)および Gy/min(R/min)の測定単位で,

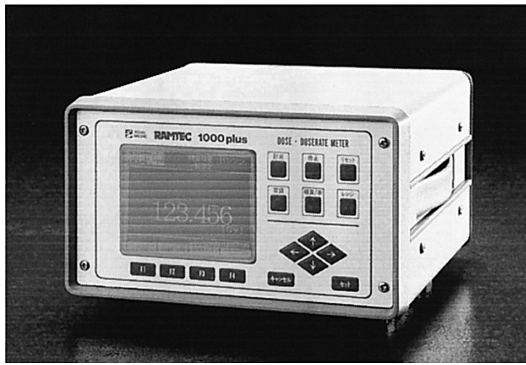


図 13.3-1 電離箱式線量計

積算線量および線量率のいずれも測定できるものが一般的である。

線量計の性能に重要な影響をもつものとして、電極箱のエネルギー特性あるいは直線性などの特性は特に重要である。

標準的に使用されているものに、日本医用物理部会が採用を決定した JARP 型チェンバがあるので、ここにその概要を紹介する。

このチェンバは X 線あるいはγ線を幅広いエネルギーにわたって、平坦なエネルギー特性で正確に測定できることを目標に開発されたもので、その構造を図13.3-2に示す。

電離容量は0.6cc であり、イオン収集の中心電極は直径1.0mmのアルミニウムを使用し、外側電極（入射壁材）として、厚さ0.5mmの亚克力（密度1.19g/cm²）材が使用されていて、チェンバの外形は7.0mm、内径は6.0mmとなっている。

なお、電子線測定用としては別のシャロー形電離箱が標準チェンバとして定められており、その概要は、電離空洞が直径2cm以下、深さ2mm以下、集電極径1cmの並行平板（シャロー）となっている。このチェンバの測定の実効中心は電離空洞内の前壁面中心となっている。

最近使用されているエレクトロメータは4桁ないし、6桁のデジタル表示で、線量のダイナミックレンジが変わっても自動的にレンジ変更できるオートレンジ切替のものが主流となっている。

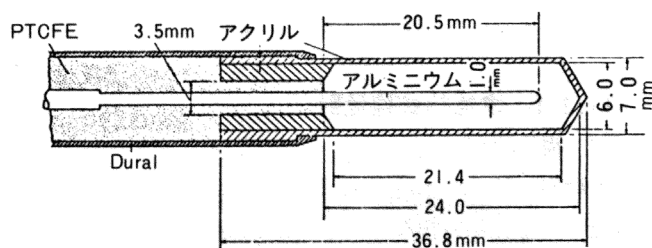


図 13.3-2 JARPO 型 0.6cc チェンバの構造

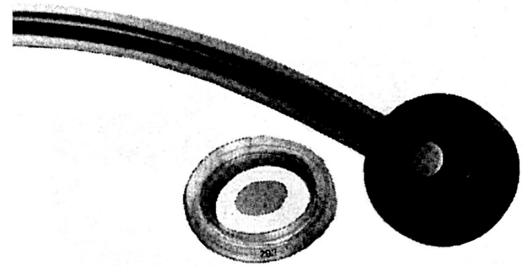


図 13.3-3 電子線用シャローチェンバ

チェンバは多くの場合、照射室内に設置され、操作室に設置されるエレクトロメータとの間は10m ないし 20m の延長ケーブルで接続して使用する。この延長ケーブルは極低雑音の特殊なもので、10⁻¹⁵A 程度の微弱電流を雑音を混入せずに、エレクトロメータに伝達できるものである。

図13.3-4にエレクトロメータの基本回路のブロック図を示す。抵抗の回路は電流値の測定を行うことにより、線量率の測定を行い、コンデンサの回路は電荷量を測定することにより、積算線量を測定する。

出力は内部のデジタルボルトメータで読みとり、パネル表示部に出力表示される。

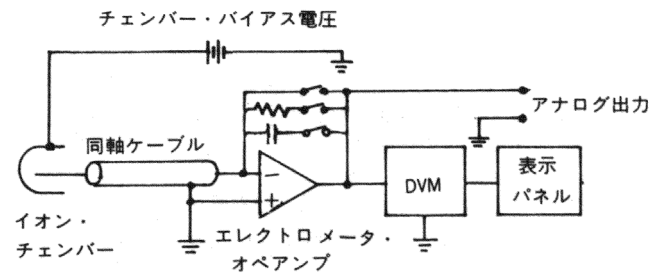


図 13.3-4 線量計のブロック図

(2) 構成

エレクトロメータにチェンバを延長ケーブルで接続するだけでよい。チェンバは測定する放射線の種類や線量範囲によって、何種かの製品が揃えられている。

これらは、X 線診断領域、軟 X 線、高エネルギー X 線および電子線用であり、さらにこれらの線質について、各々の線量範囲ごとに直線性の優れた領域で使用できるように、電離箱の電離容積を変えたものが用意されているのが通常である。

特殊なチェンバとしては、直径7mmのゴム被覆の体内挿入用チェンバのようなものもある。

(3) 校正

線量計は標準測定器として使用される場合が多いの

で、日常の厳重な管理とともに、常に正しい測定が行えるよう、定期的に校正をしておくことが重要である。

現在コバルト60による比較校正は、日本医用物理学会の地域標準センターが医療用線量計の校正を行っているので、1年～3年の間で定期的な校正をしておくことが望ましい。

(4) 関連機器

線量計とともに使用されるものに、フルスキャッタ水ファントムがある。これはICRPの勧告に基づいたもので、 $30 \times 30 \times 30$ cmのサイズで、材質はパースベックスというアクリル系樹脂が使用される。

この水ファントムに適当な深さに水を入れ、コバルト照射装置、あるいは高エネルギーX線装置の深部線量分布の測定を行うことができる。

しかし、この水ファントムは安価ではあるものの、水を入れて使用するために、重くて取扱いに不便であり、この点から、各種板状ファントム材が多くの場合使用されてきている。板状ファントム材の標準サイズは 30×30 cmであるが、 35×35 cm、あるいは 40×40 cmサイズのものもある。材質としては、これまで主に国内では安価なMix-Dが主流であったが、近年は高エネルギー領域においても水に対比しての特性がほとんど変わらない、エポキシ材をベースとしたファントム材が販売されている。

ファントム材を使用する場合は、使用するJARP形チェンバなどの形状に合わせて穿孔したものを使うと、簡便に線量校正等の作業を効率的に行える。

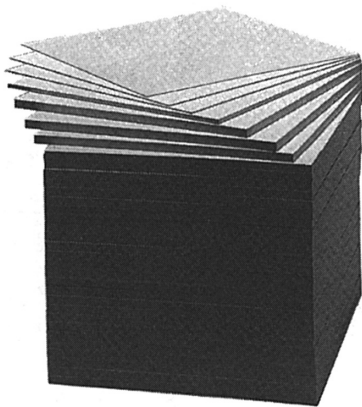


図 13.3-5 板状ファントム材

(5) 安全

電離箱チェンバには大体200V～400V程度の直流バイアス電圧がかかっているため、特に人体に直接、接触させないで、間に絶縁物を入れるなどの注意をした方がよいと思われる。この電撃の問題はむしろ、線量計の使用時よりも、チェンババイアス電圧供給用のバッテリー

の交換時など、保守点検の折に発生しやすいことなので、充分の注意が必要であろう。

(6) 今後の課題

精度の高い測定を行うためには、線量計の定期的な校正とともに、測定結果に影響を与える様々な補正係数を正しく乗じて、最終的な結果を導き出すことである。

この作業は比較的手間のかかる面倒なことであるが、最近市販されている線量計には、マイクロプロセッサを組込んであり、これらの補正を自動的に行って、補正された線量値を、直接表示できる製品も発表されており、今後は多くの線量計がこの方向に進むものと思われる。

(7) 取扱上の注意事項

電離箱チェンバは特に湿気の影響を強く受け、リーク電流を発生しやすい。年間を通して、特に5月から8月にかけては最悪の時期で、この期間に使用する場合は、使用後は直ちにデシケータ（シリカゲル入り乾燥保管箱）に入れて、乾燥した状態で保管しておくことが必要である。線量計本体のエレクトロメータもプリアンプを内蔵しており、このプリアンプが湿気の影響を受けるので、やはり乾燥状態で保管することが望まれる。

このほかに重要なこととして、チェンバの電離箱部分の入射窓材は先に述べたアクリルのほかに、グラファイトやポリスチレン、ナイロン、ポリエチレンなどの比較的薄い材料が使用されているため、機械的なショックに弱く、こわれやすいので取扱いに注意しなければならない。

いずれにしても、線量計は 10^{-12} A前後の微弱電流を測定する関係で、精密計測器としての取扱いが必要とされる。

13.3.2 関連機器—熱蛍光線量計 (TLD)

熱蛍光線量計はLiFやCaF₂あるいはCaSO₄などの蛍光物質を加熱した場合、各々の物質特有の蛍光を発生するので、これを光電子増倍管で検出し、出力信号を高精度エレクトロメータで測定する。

この線量計では蛍光物質の組成によって、エネルギー特性や感度に大きな差があるので、使用目的によって、使い分けをしなければならない。一般的に感度のよい蛍光体はエネルギー特性に劣り、エネルギー特性の優れた蛍光体は極低レベルの測定には適さない。

例えば、LiF素子の場合、ほぼ組織等価物質であり、8keVの低エネルギーから比較的平坦なエネルギー特性で測定できるが、実用的な測定範囲としては、0.1mSv前後から10Svであり、0.1mSv以下の低レベルの測定には30～50倍感度の良い、CaF₂やAl₂O₃酸化アルミ素子が適している。特に酸化アルミ素子は最近開発された素子であるが、組織等価特性を持つうえ、高感度でフェー



図 13.3-6 熱蛍光線量計

ディングも少ないので、個人被ばく線量測定に適している。TLD では数百 Sv~1万 Sv 位の高レベルの測定も可能で、これにはリチウムボレイト素子が適している。また中性子の測定も可能であり、代表的なものとして、約 96%の LiF-6を含む素子とこれを全く含まず、中性子に感度を持たない LiF-7素子を組み合わせて使用する。

測定器に要求される条件としては、1mm径×6mm長、あるいは3×3×1mm程度のサイズの小さな蛍光体を200℃から400℃位に加熱した時に発生する微弱な蛍光を精度よく測定するために、感度のよい、雑音の少ない光電子増倍管を使うこと、光電子増倍管を含む測定システムの感度チェックを行うために、安定して点光源を内蔵していることなどがあげられる。

TLD 素子は小さいのでさまざまな応用測定に便利ではあるが、一方では素子ごとの感度のバラツキが大きく、また照射、測定の度に若干ずつ感度変化が生じるので、

素子の取扱いや測定の手技には十分な注意と、なれが必要である。最近の装置はマイコンを内蔵しているものや、パソコンに接続して、測定条件の設定から、読取りまでコンピュータからの指示ですべて行える機種もあり、TLD の線量評価上、重要なグローカーブを CRT 画面に表示したうえで、線量計算を行うことにより、従来に比して格段に測定精度が向上している上に、50個程度の素子一つ一つを自動的に取り上げ、加熱、読取りのサイクルを繰り返す、自動 TLD システムという装置も登場している。

13.3.3 関連機器—ダイオード線量計

線量測定用として、シリコンダイオード検出器には高圧をかける必要がないことから、比較的安全であるため、腔内線量測定用として、これまでも使用されてきたが、感度変化が大きいため実用的な信頼性に欠けていた。しかし、スウェーデンで開発された P-Si シリコンダイオード検出器は安定性、直線性に優れ、経時的あるいは線量履歴による感度変化がほとんどないので信頼性が高く、腔内線量モニタや全身照射用モニタとして、患者の体腔内や体表面に直接張り付けて使用することができる。

13.4 放射線管理用測定器

放射性同位元素、放射性医薬品を取り扱う施設および X 線発生装置等が設置されている施設では、放射線障害防止法、医療法施行規則等関係法令の定めるところにより、放射性同位元素および X 線発生装置等が放射する有害な放射線から人体を守るため、放射線の被ばく管理および放射性同位元素による水中、空気中および表面汚染濃度を管理することを義務づけられている。

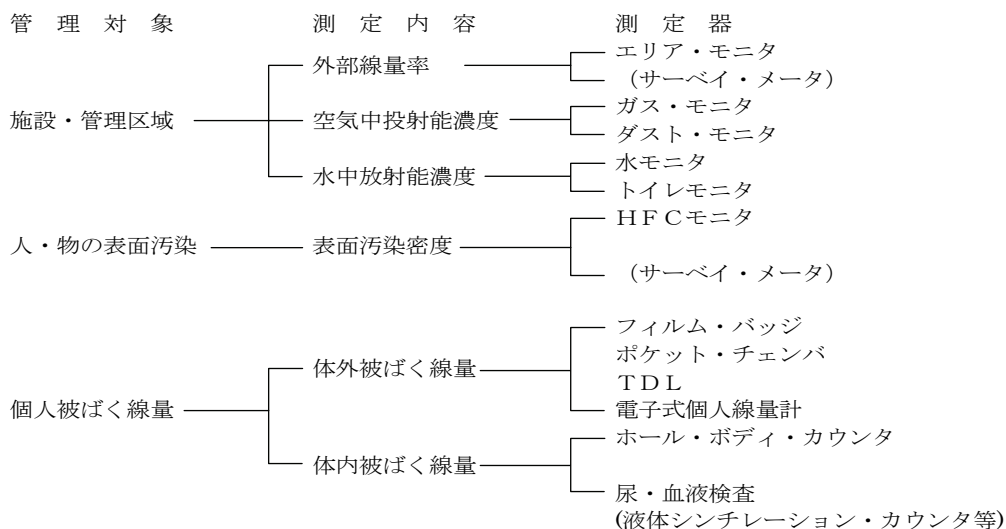


図 13.4-1 管理対象別放射線管理用測定器の分類

実際に管理を遂行するには、施設のそれぞれの場所の漏えい線量，測定すべき放射能濃度を，その測定対象の物理的，化学的性状，ラジオアイソトープの種類，放射線の種類等に対応して，最も適した測定器で測定する必要がある．管理対象別に放射線管理用測定器を分類すると図13.4-1のようになる．

これらの放射線管理用測定器は用途別に放射線モニタ（略してサーベイメータと呼ぶ）と称される．

モニタは，一般に，管理対象別に，エリア・モニタ，ガス・モニタあるいは，水モニタ等と管理すべき対象ごとに最適な検出器あるいは測定法が選ばれている．

また，それぞれの測定器が単体モニタとして使用されることは少なく，複数系統の組み合わせで設置され，放射線管理に必要な情報を自動的に収集するとともに，管理区域への人の出入りや，アイソトープなどの在庫管理，被ばく線量の個人管理なども集中管理できるようになっている（図13.4-2）．



図 13.4-2 放射線中央監視装置

また，放射線管理記録あるいは線源の入出庫表などの記録が定められたフォーマットで，作表できるようにもなっている（図13.4-3）．

13.4.1 エリア・モニタ

放射性同位元素，または放射性医薬品を使用する場所の γ 線空間線量率，あるいは密封線源やX線発生装置を使用して治療あるいは診断する場所などの γ 線空間線量率は γ 線エリア・モニタにより常時監視する．施設の壁などに，検出器のみを設置する上記の多系統集中モニタリング・システムのような大形システムから，指示計，警報装置を検出器に組込んだ小形装置まで，施設の規模に応じて各種のシステムを選ぶことができる．

放射線モニタリングシステム 表示例

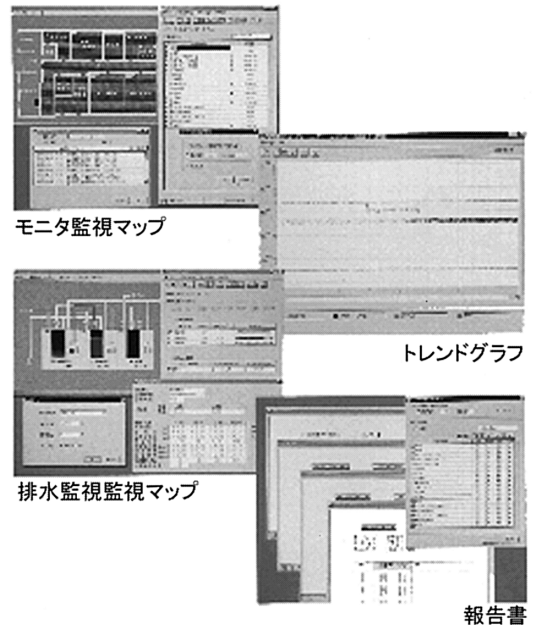


図 13.4-3 放射線管理記録表の作成例

基本的には， γ 線を感知する検出器と，放射線のレベルを判定する指示計と，あらかじめ定められた線量率を超えたときに警報その他の信号を出力する警報装置より構成されている．

検出器の種類に対応して，次のようなモニタがある．

- (a) 電離箱式エリア・モニタ
- (b) GM管式エリア・モニタ
- (c) シンチレーション式エリア・モニタ
- (d) 中性子エリア・モニタ

エリア・モニタは，使用する検出器の種類により，それぞれ特長があり，用途に応じて選定することが望ましい．

(1) 電離箱式エリア・モニタ

電離箱を検出器に使用したエリア・モニタは γ 線に対するエネルギー特性が平坦で，特に吸収線量率や照射線量率を定義に忠実に測定できる．代表的なエリア・モニタとして最も多く用いられている．

電離箱検出器は電子回路技術の進歩により，小形で高感度なエレクトロメータができるようになったため，検出感度は向上したが，電離気体として，大気圧の空気を利用したものがほとんどで，一般に電離電流は微少なため，感度は他の検出器に比べ低い．

また，電離電流を増大させるために，アルゴンなどの気体を加圧封入した高圧電離箱を使用した高感度エリア・モニタもあるが，電離箱の壁厚が増すため50keV前後の γ 線・X線の測定はできない（図13.4-4）．



図 13.4-4 電離箱式エアリア・モニタ



図 13.4-5 半導体エアリア・モニタ

(2) GM 管式エアリア・モニタ

側壁型 GM 管を使用したエアリア・モニタで、電離箱式エアリア・モニタとともに多用されている。

GM 管は、出力が大きく、計測回路は簡単なものでよいため、小形で安価な測定器として使用されている。

GM 管は γ 線に対するエネルギー特性があまり良好ではないので、低エネルギー γ 線・X線のエアリア・モニタには不向きであり、最近ではあまり使用されていない。

(3) シンチレーション式エアリア・モニタ

NaI(Tl)結晶をシンチレータとして用いたエアリア・モニタは、

- ① エネルギー分析が可能
- ② γ 線感度が高い

という特長があるが、エネルギー特性が複雑なため波高分析出力パルスに、エネルギー特性に応じた重み関数を乗じ、エネルギー特性を平坦化するように工夫されている。 γ 線に対して感度が高いというシンチレーション検出器の最大の利点を生かしたシンチレーション式エアリア・モニタは、未知エネルギーの γ 線モニタリングに適している。また何種類かのエネルギーの γ 線が混在する場の空間線量率の測定にも適しており、環境用エアリア・モニタとして多用されている。

(4) 半導体エアリア・モニタ

γ 線用検出器として急速に利用された半導体検出器も高性能ではあるが、高価であり、冷却を必要とするなどの理由で、モニタには不向きとされていたが、最近、常温型半導体検出器が開発され、国産化されるようになったため、比較的安価で入手できるようになった。

半導体検出器は、小形で高感度なため、モニタとしてはコンパクトなシステムが容易に構成できるため、既存の据置型検出器とは異った応用が期待できる。

半導体エアリア・モニタの外観を図13.4-5に示す。

(5) 中性子エアリア・モニタ

核医学で短半減期放射性同位元素の利用が増大するにともない、小型加速器を設置した施設が必要となっており、中性子線の管理も必要となってきた。

中性子線は、X線、 γ 線の場合と異なり、吸収線量を直接測定することはできない。

これは中性子エネルギーにより中性子束密度に対する線量当量の比が大幅に異なるためで、中性子エアリア・モニタには検出器に対して各種の工夫を施し、線量当量を直読できるように補正したレム・カウンタが適当である。中性子エアリア・モニタの外観を図13.4-6に示す。

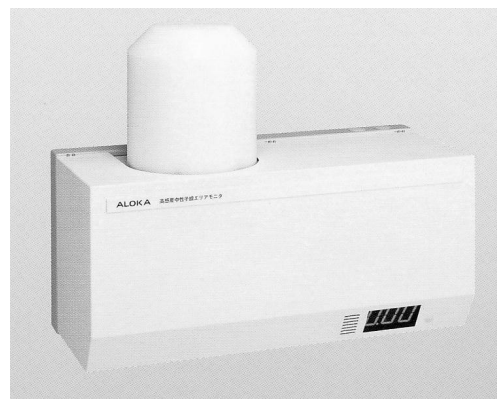


図 13.4-6 中性子エアリア・モニタ

13.4.2 ガス・モニタ

放射性医薬品の調製室など密封されていない放射性同位元素を取り扱う場所では、作業者の内部被ばく防止のために、室内の空気の放射能汚染濃度を測定し監視する必要がある。

また、管理区域から環境下へ排出する RI 排気の放射能濃度は、法令上濃度限度であることを連続監視する必要がある。

ガス・モニタは空気中または、排気中の放射能濃度をモニタする装置で ^3H 、 ^{14}C などの β 線による空気汚染をモニタリングする β 線ガス・モニタと ^{133}Xe 、 ^{131}I などの γ 線放出核種をモニタリングする γ 線ガス・モニタがある(図13.4-7~8)。

図 13.4-7 β 線ガス・モニタ図 13.4-8 γ 線ガス・モニタ

β 線ガス・モニタは検出器に通気型電離箱を用い、小形のダイヤフラム・ポンプを内蔵するサンプラから、中央監視盤のエレクトロメータに信号が送られ集中監視される。

電離箱は、 β 線と α 線を分離して測定することが困難なため、空気中に存在する天然の放射性同位元素であるラドン、トロンの影響を受ける。外気中のラドン、トロンの放射能濃度は日によって大幅に変化するため、アラーム・レベルの設定には注意を要する。

最近では、ラドン・トロンの α 成分を分離減算する回路を備えたタイプのものもある。

γ 線用ガス・モニタは検出器に NaI(Tl) シンチレータを用い、 β 線用ガス・モニタと同様に、小形のダイヤフラム・ポンプでサンプリングし、計数率をレート・メータでモニタする。

これらは、排気ダクトからホースでサンプリングする据置形であるが、部屋内を自由に移動でき局所的な空気中放射能濃度をモニタリングできる移動型ガス・モニタも市販されている(図13.4-9~10)。

13.4.3 水モニタ

密封されていない放射性同位元素を取り扱う施設では放射性同位元素を入れている容器、注射器など使用した器具の洗浄水あるいは、液状放射性同位元素そのものにより、排水が汚染されていることが予想される。



図 13.4-9 ルームガス・モニタ



図 13.4-10 移動型ガス・モニタ

したがって、管理区域から出る排水は、いったん貯留槽などに貯めておき、水中放射能濃度を絶えず監視し、必要に応じて希釈して廃水する必要がある。

水モニタは、これら排水の放射能濃度を監視する装置である。これらの排水のサンプリングおよびモニタリングは貯留槽近辺に設置されることが多い。

設置例を図13.4-11に掲げる。

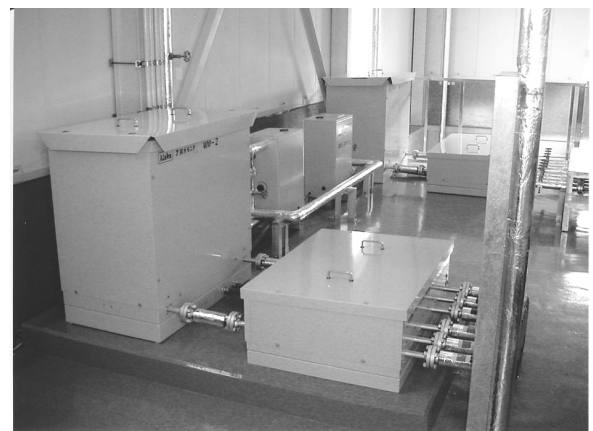


図 13.4-11 放射性排水モニタ設置例

放射性医薬品を使用する病院では、 γ 線を放出する

放射性同位元素を含む排水がほとんどであり、多様な核種が混在していることが予想される。

また、排水される配管系統、あるいはその日時により、排水中の核種が変わることが予想される。

これらの排水中放射能濃度を監視するには、法規制値の最も厳しい核種について放射能濃度を監視することにより、ほかの核種について安全側の濃度とする方法があるが、大規模の施設では、使用する核種も多岐にわたり、日時により、あるいは、排水系統により、混入する γ 線放出核種が常に一種類とは限らない。

このような場合には、NaI(Tl)シンチレータを使い、マルチ・チャンネル・アナライザ(MCA)を搭載した γ 線水モニタ(図13.4-12)が最適である。



図 13.4-12 γ 線水モニタ検出部

MCA 機能を用いて γ 線核種を同定したうえで、核種ごとに定められている排水基準に応じて排水処理が可能となる。

基礎医学部門などの、 ^3H 、 ^{14}C を使用する施設では、これらの核種は β 線のエネルギーが極めて低く、水中での飛程が短いため、検出器の窓による吸収によっても、通常の検出器では測定できない。

これらの β 線を液体シンチレータを用いて測定できるようにした、低エネルギー β 線水モニタ(図13.4-13)が市販されている。排水と液体シンチレータを定量ポンプでミキシングを行った後は、液体シンチレーションカウンタと同様の方法で測定を行う。クエンチング補正機能も備えており、シンチレータの混ざった廃液は自動的に廃液ボトルに回収される。

13.4.4 表面汚染モニタ

放射性表面汚染の検出は、サーベイ・メータでもできるが、広い面積の汚染検出には、検出面の小さいサーベイ・メータでは測定に多くの時間を要する。

そこで、管理区域に出入りする従事者の手の表面、

靴の底や衣服表面の汚染密度をチェックする専用器として、ハンド・フット・クロズ・モニタを設置したり、床の汚染密度をサーベイするための専用器として、フロア・モニタを備えると便利である。



図 13.4-13 β 線水モニタ検出部

核医学治療施設では、治療用の密封線源を患者の体内に挿入することがある。この線源は、患者の排泄行為によっても散逸する可能性があり、患者からの線源脱落を監視する必要がある。

このような場合には、専用の便所に設置したトイレ・モニタ(図13.4-14)が必要となる。



図 13.4-14 トイレ・モニタ検出部

(1) ハンド・フット・クロズ・モニタ

ハンド・フット・クロズ・モニタは汚染検査室や管理区域からの出入口に近い廊下などに設置し、管理区域から退出する者の手足、衣服などの表面汚染を短時間でチェックすることができる。

このモニタの検出器には、多数の端窓形GM管を適当に配置し均一な感度分布となるようにしたものや、大形のガス・フロー・カウンタを用いたもの、あるいは薄いプラスチック・シンチレータを使用したものなどがある。

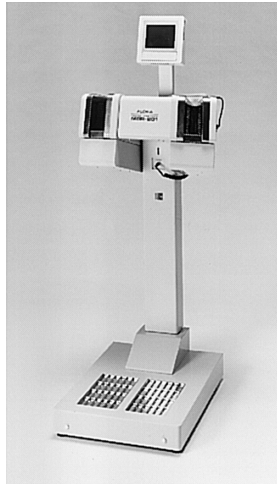


図 13.4-15 ハンド・フット・クロズ・モニタ

これらの検出器は、手、足の汚染を検出できる程度の開口部を持ち、左右の手足の位置に配列されている。

手用検出器には、指が入らない程度の網を張り、検出器自身の汚染によるバック・グラウンド計数率の上昇を防ぐための汚染防止用保護膜の破損を防いでいる。

足用検出部は、被測定者の体重がかかるため、耐荷重の大きい皿を敷いてあり足検出部にも汚染防止用保護膜を備えている。

汚染防止用保護膜は、薄いマイラ膜でできており、これが汚染してバックグラウンド計数率が高くなり、正しい汚染表面密度が測定できない場合には、容易に取り替えられる構造になっている。

足検出部の場合、足の汚染が、つま先およびかかとに多く発生するため、その部分の汚染も逃がさないように足の先端と後端に重点をおいて検出器が配置されている。

13.4.5 サーベイ・メータ

施設内に固定された据置型モニタに対し、施設内を自由に持ち運びできるように、小型軽量に設計された放射線測定器をサーベイ・メータと呼んでいる。

サーベイ・メータは、従来小形、軽量、低価格となるように設計されているため、感度、精度とも、据置型モニタに比較して幾分劣る。

据置型モニタが放射線の線量あるいは線量率の測定評価を主眼としているのに対し、サーベイ・メータ

は放射線の有無やおおよその値を検知することを主眼としている。

しかし、サーベイ・メータは実用の点では、放射線測定器としての精度、感度を十分備えているので、広い分野で使用され、放射線を取り扱う施設には必ず備えられている。

使用目的別では、大まかに空間線量率測定用と表面汚染検査用に分かれている。しかし、検出器によっては、 β 線と γ 線の双方を検出できるため、共用できるように工夫されているものが多い。

また、これらの機器は、1989年4月に改正された放射線障害防止法令および2001年4月に施行された実効線量並に1cm線量当量率または1cm線量当量など、およびそれらに付随する国際単位を用いた表示等の新法令に対応可能なように、特性を改善した機器を用いれば、評価にわずらわしさがなく便利である。

サーベイ・メータを、測定しようとする放射線の種類で分類すると

- a. β 線サーベイ・メータ
- b. γ 線サーベイ・メータ
- c. α 線サーベイ・メータ
- d. 中性子サーベイ・メータ

に大別される。

サーベイ・メータの放射線検出原理は、ほぼエリア・モニタと同様なので重複は避けるが、使用されている検出器により β 線用および γ 線用、あるいは α 線用および β 線用などと複合機能をもっているものが多い。

例えば、端窓型GM計数管を検出器として用いたGM式サーベイ・メータでは、検出部プローブ前面のアルミキャップの着脱により β 線用にも γ 線用にも使用できる。

アルミ・キャップの厚さは約1000mg/cm²であり、約2MeVまでの β 線をカットして γ 線のみを測定できる。

図13.4-16～20に代表的なサーベイ・メータを示す。

これらのサーベイ・メータは携帯型で直接現場に持ち込んで測定できるように機動性を重視している。

β 線は γ (X)線に比べ、物質に対する透過力が弱い

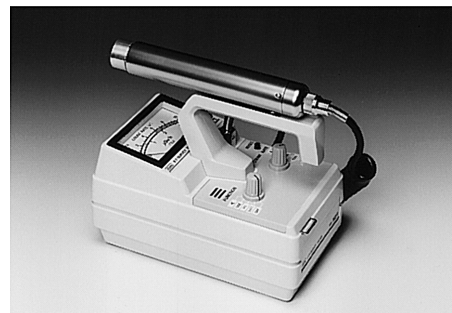


図 13.4-16 β (γ)線サーベイ・メータ



図 13.4-17 大面積β線サーベイ・メータ



図 13.4-18 $^3\text{H}/^{14}\text{C}$ サーベイ・メータ



図 13.4-19 γ 線用シンチレーション・サーベイ・メータ



図 13.4-20 γ 線用電離箱サーベイ・メータ

ため、 β 線を効率よく検出するには、検出窓を薄くしなければならない。

普通の端窓型GM管は β 線入射窓にマイカの薄板(2~3mg/cm²)を使用しているので、 ^3H 、 ^{14}C などの低エネルギー β 線の検知は困難である。

放射線入射窓にパリレン(ポリパラキシリレン)の超薄膜を使用し、 ^3H の検出を可能にしたガス・フロー・カウンタを備えたサーベイ・メータが市販されている。

この種のサーベイメータは検出器内の計数ガス圧を一定にするため、検出器をガス・フロー・カウンタとし、絶えずガスを流入してガス圧の安定を計っているため、小型ガス容器を本体に内蔵する構造となっている。

13.4.6 電子式個人線量計

今まで述べた測定器類は施設あるいは施設付帯の設備で施設の環境を維持するための測定機器であるが、図13.4-1にも示したように、それらの施設内で作業する作業者の障害防止のために個人被ばくの監視を目的とした管理用測定器にも種々のものがある。

それらの個人被ばく測定器の中で代表的なものはポケットチャンバ型測定器である。

古くから、静電型電離箱を応用した小形線量計が用いられてきたが、読み取り目盛りが見にくい、振動に弱く信頼性に問題があるなどの欠点があった。

その点、半導体素子等の固体検出器を用いた電子式個人線量計は、最近のエレクトロニクスの飛躍的發展をうまく利用して小型で必要最小限の機能を満たした線量計として広く利用されるであろう。

そのため、ユーザの使用条件に適した機能、性能別に多種類の測定器を用意しなければならないが、やむをえないと思われる(図13.4-21)。

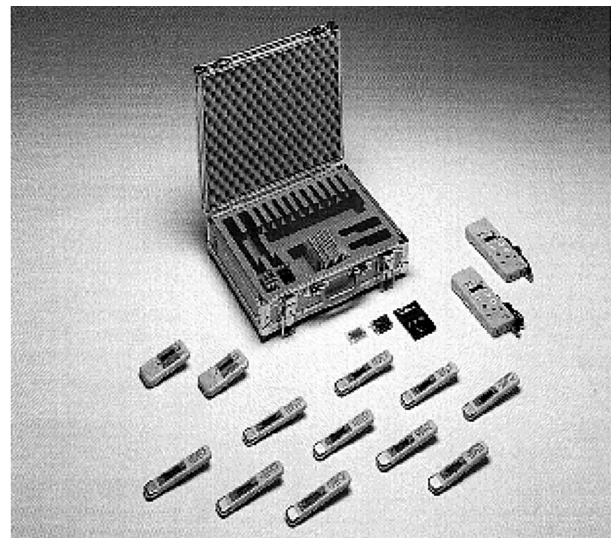


図 13.4-21 各種電子式個人線量計

これらの中でも、医療用 X 線を使用する医療の現場で多用される、低エネルギー X 線の検出が可能な個人線量計が市販されるようになった。(図13.4-22)

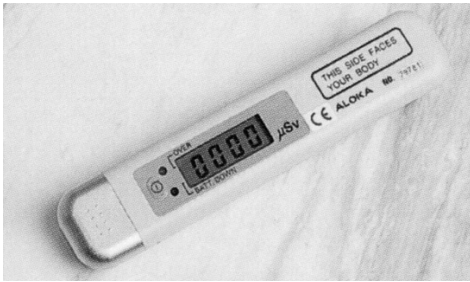


図 13.4-22 低エネルギー X 線用電子線量計

13.5 ガス・フロー・カウンタ

α 線、あるいは β 線の検出器として古くから使用されているのがガス・フロー・カウンタである。

ガス・フロー・カウンタは一般に計数ガスとして Q ガス（ヘリウム99%,イソブタン1%の混合ガス）あるいは PR ガス（アルゴン90%,メタン10%の混合ガス）が用いられているが、まれにメタン、プロパンあるいはアルゴンガスが用いられる。

Q ガスは GM 計数領域で使用され、波高分析ができないため、 α 線と β 線の分離測定はできない。

一方 PR ガスやその他のガスは比例計数領域で使用できるため、 α 線と β 線の分離測定ができる。しかし計数装置が複雑となり高価な測定器となりがちである。

線源に対する幾何学的位置関係から構造的に 2π ガス・フロー・カウンタと 4π ガス・フロー・カウンタがあるが 4π ガス・フロー・カウンタは放射能絶対測定等、特殊な場合にのみ使用され、一般的な放射能測定には 2π ガス・フロー・カウンタが多用されている。

図13.5-1に 2π ガス・フロー・カウンタの概念図を示す。

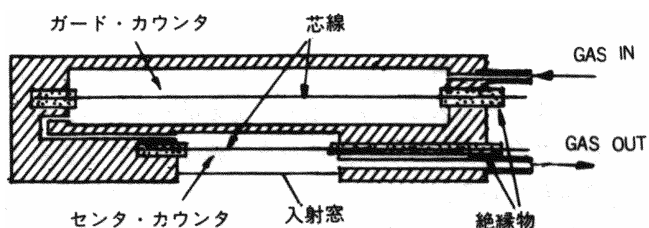


図 13.5-1 2π ガス・フロー・カウンタ概念図

2π ガス・フロー・カウンタは陰極、陽極、検出窓で構成され、陰極、陽極間に印加された高電圧の電場に入射する放射線と計数ガスとの相互作用により誘

起される放電パルスを増幅し電気パルスをスケアラで計数する。

検出窓は入射する β 線の吸収を少なくするため、約 $1\text{mg}/\text{cm}^2$ の合成樹脂膜を使用し、低エネルギー β 線の検出効率が高くなるように工夫されているが、 ^3H のように極めてエネルギーの低い β 線を測定するような場合には薄膜による吸収が大きいので、窓なしガス・フロー・カウンタが使用される。

窓なしガス・フロー・カウンタは、試料とカウンタの間に吸収されるものがなく、試料がカウンタの中に置かれた形となり、試料の計数効率ももっとも高く、立体角はおおよそ 2π となる。

反面、試料がカウンタ内部にあるため、窓つきガス・フロー・カウンタと比較して、試料の性状により、カウンタとしての特性が不安定になることもある。したがって、計るべき核種のエネルギーなどを勘案して窓つきか、窓なしかを選ぶ必要がある。

通常、検出窓は取り外し可能な構造となっている。

測定は、試料を試料皿にのせ、検出器内に挿入して、十分計数ガスを置換させたのち、陽極に所定の高電圧を印加して測定する。

試料は、 α 線や低エネルギー β 線の場合、試料の自己吸収をできるだけ少なくするように薄く、しかも試料皿に一樣にならしておくことが必要である。

また、窓なしガス・フロー・カウンタを使用する場合には、カウンタ内の電場を乱さないように、試料を接地電位に保つため、導電性の物質を試料中に混ぜて固化したり、金蒸着を施したりした試料を用いたりする場合がある。

測定する試料数が多い場合や放射能が低く、計数に長時間を要するような場合には、サンプルチェンジャを組み合わせて自動測定をすることができる。

サンプルチェンジャに積載できるサンプル数は、約 30 サンプルから多いものは 200 サンプルに近いものまであり、測定可能な試料は、試料皿の大きさにして、直径 25~50mm となっている。

放射能が極めて低い場合には、検出器を厚い鉛の遮へいで囲み、外部放射線の影響を低減すると同時に、ガードカウンタを試料測定用カウンタの周囲に配置し、ガードカウンタの出力信号と計数管による逆同時計数を行い、宇宙線硬成分のパルスを除いた低バック・グラウンド形ガス・フロー・カウンタを用いるとよい。

図13.5-2に逆同時計数方式のガス・フロー・カウンタの概念図を示す。

計測部は、スケアラのみの簡単なものからマイクロコンピュータ内蔵の自動低バック・グラウンド放射能測定装置まであり、測定目的に応じて選ぶことができ

る。図13.5-3に2πガス・フロー・カウンタおよび放射能測定装置の外観を示す。

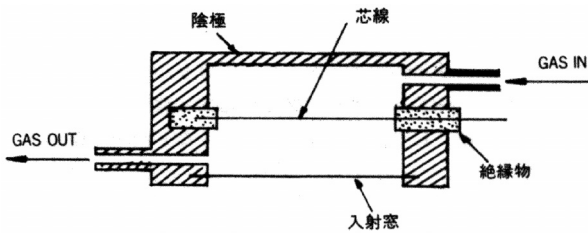


図 13.5-2 逆同時計数方式の概念図



図 13.5-3 2π ガス・フロー・カウンタおよび放射能測定装置外観

13.6 シンチレーションカウンタ

核医学で使われているシンチレーションカウンタは、ほとんどのものが井戸形（ウェル）NaI(Tl)結晶を検出器に使用しており、その主要な用途はRIA検査である。これ以外の用途は器具および施設等の汚染検査となっている。シンチレーションカウンタで測定する放射線は主にγ線で核種としては^{99m}Tc, ¹²⁵I, ¹³¹Iなどが多く使用される。

13.6.1 原理

NaI(Tl)シンチレータを使用したγ線検出法の例を図13.6-1に示す。試料はシンチレータの外に置かれるが、試料からのγ線は透過力が強いので、試料容器およびシンチレータの外壁（一般にアルミニウム）を透過して結晶に入射し、シンチレータに作用して、γ線エネルギーに比例した蛍光を発生する。この蛍光は、シンチレータの一端に設けられた光開口部を通して光電子増倍管に入射し、光電子増倍管のホトカソードから光電子を放出させる。この電子は加速電圧に引かれて次々とダイノードに衝突する。この間に約10⁶倍の2次電子増幅が行われ、図13.6-1に示すように、光電子増倍管のアノードから電気信号として取り出される。このようにして、1個のγ線から1個の電気信号が得られるので、電気信号の数を数えれば、試料からシンチレータに入射したγ線の量を知ることができる。

13.6.2 構成

シンチレーション・カウンタは図13.6-2に示すように、検出部、計測部、計録部および操作パネル部からなっており、これにサンプルチェンジャ機構がつくと図13.6-3に示すような自動測定装置となる。

13.6.3 装置の進歩

RIA検査においてシンチレーション・カウンタは必須のものであるが、初期の頃は検体数も少なかったので、手動式カウンタで十分であった。しかし、検査量の増加とともに、1970年代から先に示したような自動測定装置が本格的に使われるようになり、人手を省力化することができるようになった。最近では処理スピードを上げるために多数の検出器を装備した装置が出現した。図13.6-3は300本のサンプルを自動的に各種のモード、すなわち、自動マルチウインドウ測定、手動による緊急割り込み測定のほか、バックグラウンド補正、半減期補正、スペクトル分析機能を持つ全自動ウェルカウンタである。

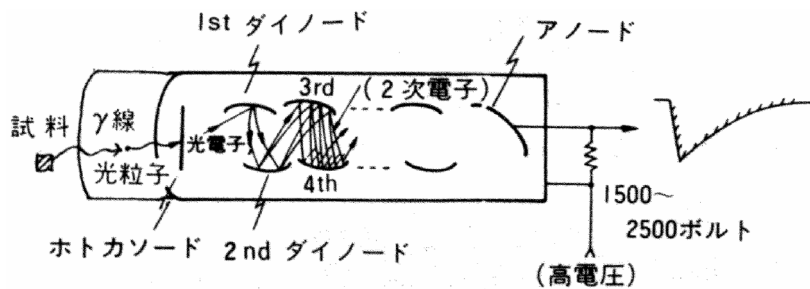


図 13.6-1 γ線シンチレーション検出法

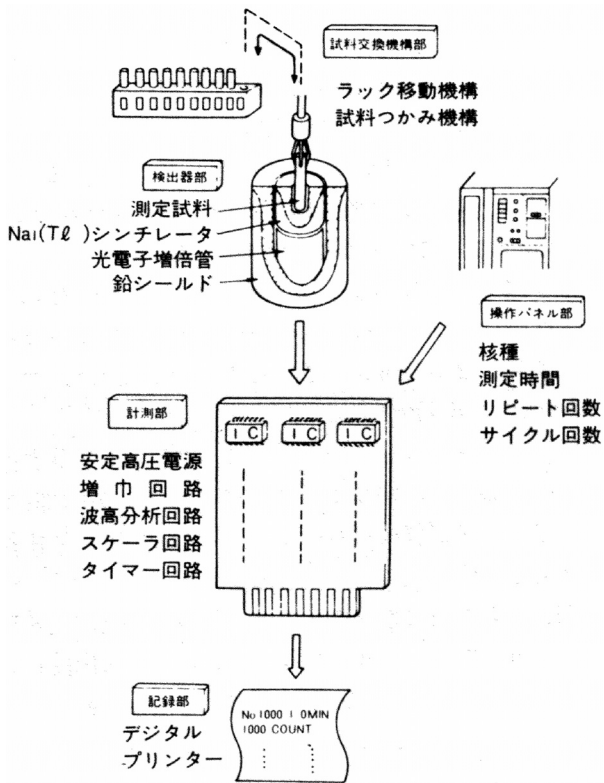


図 13.6-2 シンチレーションカウンタの構成



図 13.6-3 自動ウエルカウンタ



図 13.6-4 全自動RIA分析装置

また、今まで、手作業で行われていた検体サンプリング、試薬の分注、インキュベーション、洗浄、計測演算など、ビーズ固相法、チューブ固相法など、RIA検査の全工程を自動化した装置も導入されている(図13.6-4)。

13.6.4 使用上の注意

- 試料容器は指定したもの以外使わない。
 - 液量により測定効率が変わるのでカウンタの特性に注意する。
 - マルチ・デテクタの場合、検出器間の効率がずれていないことを確認してから使用する。
 - 検出器が放射能で汚染していないことを確認する。
 - 装置は常に清潔にしておく。
 - カウンタの周囲にγ線源を置かない。
- など測定に際しては以上のことに注意が必要である。

13.7 液体シンチレーションカウンタ

液体シンチレーションカウンタ(以下LSCという)は低エネルギーβ線放射体の測定器として、現在日本で1000台以上が稼働している。このように普及した主な理由はβ線に対する検出効率が他の測定法よりすぐれ、データの信頼性が高く、そして使いやすいことがあげられる。医学分野⁽¹⁾は薬学分野と並んでLSC

がよく普及しているが、これは生命現象の究明に³H、¹⁴C、³²P、³⁵Sなどのβ線放射体がトレーサとしてよく使われているため、低エネルギーβ線放射体の測定にはLSCが必須の測定器となっている。以下LSCの原理、構成などについて述べる。

13.7.1 原理

LSCで最もよく測定される³Hや¹⁴Cのβ線のエネルギーは低いため、透過力が非常に弱い。³Hの場合、空気中でも最大5mm程度である。このため生体試料中の³Hは試料中で大部分吸収されてしまい、試料の外からほとんど測定することはできない。これを試料の自己吸収というが、LSCはこの問題を解消した測定器である。その方法は、³Hなどの放射能を含む試料をガラスのような光透過性容器の中で、液体シンチレータによく溶かす。こうすると、³H標識化合物はシンチレータ液と分子レベルで接触するので、β線は途中で吸収されることなくシンチレーション(光)を発することができる⁽²⁾。その過程を図13.7-1に示し、以

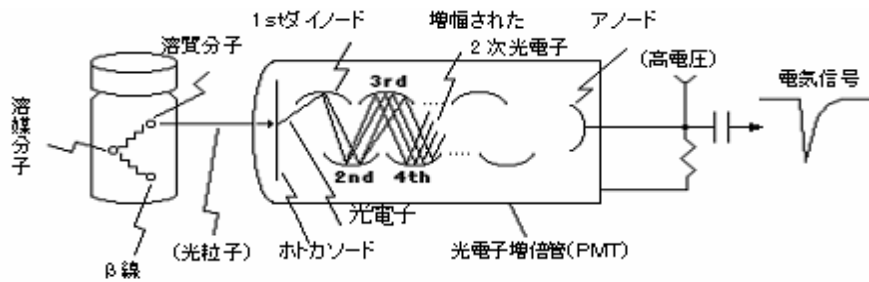


図 13.7-1 試料の発光を検出する過程

下に説明する.

- a. β 線により有機溶媒分子が励起される.
- b. 励起された溶媒分子から溶質分子にエネルギーを伝達する.
- c. 溶質分子が発光する.
- d. 発生した光粒子が光電子増倍管(PMT)のホトカソードに入射する.
- e. ホトカソードから光電子が放出され, 1st ダイノードに入射して複数個の2次光電子を放出する.
- f. 2次光電子は次のダイノードに入射し, さらに多数の2次光電子を放出する. これを繰り返して最終的に約 10^8 倍の増幅を受け PMT のアノードから電子信号として取り出され計数される.

13.7.2 構成

最近の LSC は, 図13.7-2に示す基本構成に, サンプルチェンジャ機構を組み合わせた全自動のものがほとんどで, 図13.7-3はその一例である.

(1) 検出部

検出部は試料を入れる測定室, 試料をはさんで対向して置かれた2本の PMT, シャッタ機構, そして鉛シールドからなっている. 測定室は微弱な光を扱うので, TiO_2 のような高反射塗料が塗ってあり, 暗室とするために試料の出入口には自動シャッタ機構を設けてある. LSC は, PMT2本で放射能を検出するが, この理由は次の(2)項で詳しく述べる. シールドには厚さ5cm程度の鉛を使い, 測定室の周りを包み, 宇宙線などの外来放射線によるバックグラウンドを低減している.

(2) 高速同時分析回路

PMTは β 線の計数を妨害する熱雑音を出している. 試料からの光は極めて微弱なためその電気信号のレベルは雑音と同等かそれ以下のものが多く, 両者を区別するのは困難である. これを解決する方法として, 図13.7-2中に示すように2本の PMT と高速同時計数回路を組み合わせて, 信号だけを選び出すようにして

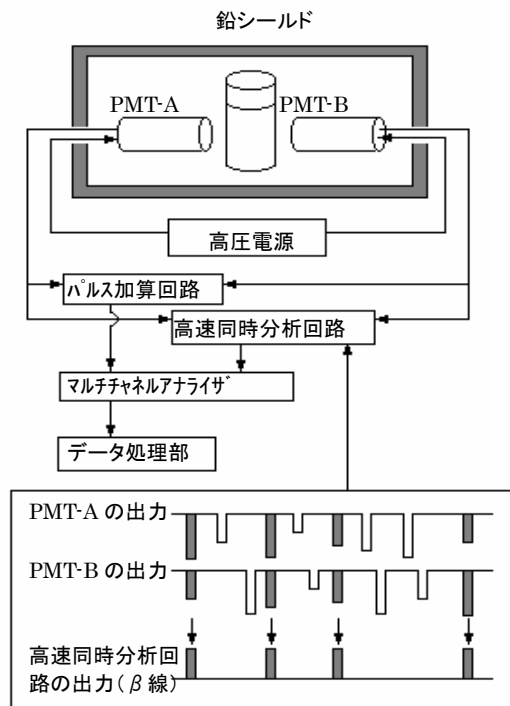


図 13.7-2 液体シンチレーションカウンタの基本構成



図 13.7-3 液体シンチレーションカウンタ (LSC)

ある。雑音は2本の PMT の間で同時に発生することはないが、信号は試料の光によるから同時に出力されるので、PMT-A と PMT-B に同時に発生するパルス信号だけを計数するようにすれば、 β 線による信号だけを選別することになる。

(3) サンプルチェンジャ機構

サンプルチェンジャは試料を測定室まで持ち込んだり、もとの場所に戻す働きをする。最近の LSC サンプルチェンジャはラック方式が多い。ラックは持ち運びが自由で、試料調整から測定するまでラックレベルで扱うことができるようになっている。

(4) データ処理部

通常データ処理部は、装置内蔵のマイコンと表示部、およびプリンタ、フロッピーディスクドライブ等で構成されている。またパーソナルコンピュータを接続しハードディスクにデータを収集・保存し解析を行うことができる。最近では複数のカウンタを1台のパーソナルコンピュータと接続してデータ処理を行うシステム化も普及している。このようなシステム化を構築することにより、複数のカウンタからのデータが一元的に管理できる。

13.7.3 計数値の補正

LSC は β 線によるシンチレーション(光)を扱うので、クエンチング(消光作用)が避けられない。計数効率率は試料のクエンチングの度合いによって変動する。クエンチングには試料中の不純物による化学クエンチング、試料自体の着色による色クエンチング等がある。このため試料の放射能を正確に測定するには、試料ごとにクエンチングの度合いを調べあらかじめ作成してある補正曲線で補正しなければならない。クエンチングの度合いを調べる方法にはいろいろあるが、試料容器の外側から ^{137}Cs または ^{133}Ba のような γ 線を当ててそのコンプトン電子のスペクトルの変位を指標とする外部標準線源法が最もよく用いられている。

13.7.4 試料調整

試料はシンチレータによく溶けていなければならないが、シンチレータの主成分はトルエン、キシレン、プソイドクメンなどであるので、医学分野で多い生体試料はそのまま溶けない場合が多い。このような試料の調整については、燃焼法、乳化法、個体支持法など多くの報告^③があるので参照されたい。また用途に応じさまざまなタイプのシンチレータが発売されていて、たいいていの生体試料は測定することが可能である。

13.7.5 機器性能評価機能

データが正常な状態の測定器で得られていることを確認するために、最近の LSC では定期的に基準の試料を測定し計数値の変動をトレンドグラフなどで表示することにより、ユーザが測定器の安定性・健全性をチェックできる機能がついているものが多い。

13.7.6 使用上の注意

LSC を使用するにあたっては下記事項に注意しなければならない。

- a. 装置の安定性・健全性を確認する。
- b. 試料容器は指定されているもの以外は使わない。
- c. 試料容器のキャップをよく締めること。
- d. 試料がシンチレータによく溶けていること。
- e. クエンチングが強くないこと。
- f. テーブル面は常に清潔にしておくこと。

<参考文献>

- (1) 山田英夫：液体シンチレーション計測技術(VII), RADIOISOTOPES.24(7) 523 (1975)
- (2) 石河寛昭：最新液体シンチレーション測定法, 南山堂
- (3) 草間慶一ほか：液体シンチレーション計測による生物試料の測定, 蛋白質核酸酵素, 17(5.7.2) (1972), 18(2) (1973)

13.8 自動ウェルカウンタ

近年臨床検査の分野において、ラジオイムノアッセイ(以下 RIA と記述する。)を利用したホルモン量の測定が行われている。RIA とは免疫学を応用して放射性同位元素で標識された抗原と血清中ホルモン(抗原)を特定の抗体と競合的に結合させることにより、ホルモン濃度を求めるというものである。多種類の検査項目に対応するため自動的にサンプル(試料)を送り、その放射能を測定する自動ウェルカウンタが一般的となっている。ここでは主として RIA に使用される自動ウェルカウンタを中心に、その原理、構成、測定上の問題点、関連機器、臨床応用、ならびに今後の課題、将来への展望などについて記述する。

13.8.1 原理

図13.8-1に自動ウェルカウンタ、図13.8-2に自動ウェルカウンタの概要を示す。

自動ウェルカウンタは、ウェル形(深井戸形)凹みを持つシンチレータを光電子増倍管の先端に取り付けたシンチレーションカウンタが基本構成になっている。

一般に放射線源(通常は γ 線源)の入った試験管をシンチレータ(γ 線の場合、ヨウ化ナトリウムの結晶

〔NaI(Tl)〕をシンチレータとして使用する)の穴の部分に入ると、その γ 線がシンチレータ内に入り、シンチレーションを発生する。

このシンチレーションの強さは γ 線のエネルギーに比例し、これが光電子増倍管の光電面に入ると光電子を発生させる。最終的に光電子増倍管からは γ 線のエネルギーに比例した電気信号(パルス)を発生する。

しかし、この信号は非常に小さいものなのでそのまま計数することができず、一度増幅し波高分析器を通

り計数部で計数されるようになっている。もともと γ 線源はそれぞれ特有のエネルギーをもっており、そのエネルギーに対応する光電ピークだけを測定すれば、効率のよい(S/N比の高い)計測ができるわけである。この目的のために上記波高分析器が使用されている。

それぞれ特有のエネルギーをもっており、そのエネルギーに対応する光電ピークだけを測定すれば、効率のよい(S/N比の高い)計測ができるわけである。この目的のために上記波高分析器が使用されている。

つまり、目的の光電ピークだけを測定したい場合、そのピークの上限、下限を設定し、下限は超えるが上限は超えないという電気的信号のみを通過させるという逆同時計数回路を使い計測するようになっている(図13.8-2参照)。

RIAの場合には、計数した放射線のカウント数を使用してホルモン量を求めるため、コンピュータによりデータ処理され濃度値が求められる。



図 13.8-1 自動ウェルカウンタ

13.8.2 構成

自動ウェルカウンタは主として下記の部分より構成されている。

- ・ 試料送り機構部
- ・ 検出器部
- ・ アナライザ部
- ・ スケーラ部
- ・ データ処理部

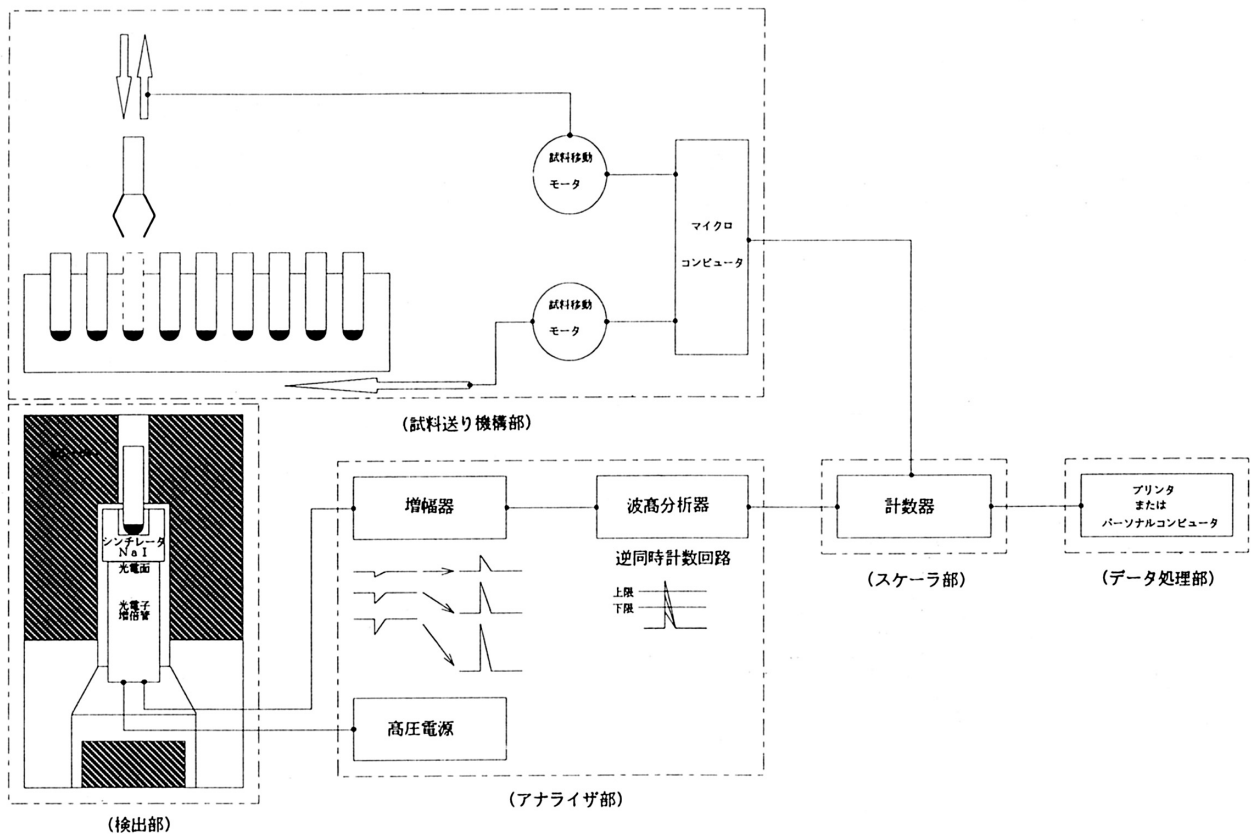


図 13.8-2 自動ウェルカウンタの概要

(1) 試料送り機構部

試料送り機構は一般的にはラック移動式であり、一度に試験管を多数（10本～20本）挿入することができるラック（図13.8-3）と呼ばれる試験管立てのようなものを使用して移動する。RIAの前処理や多量サンプル測定の場合には効果的である。また一度に測定できるサンプル数は200本～600本位のものが圧倒的に多いようである。

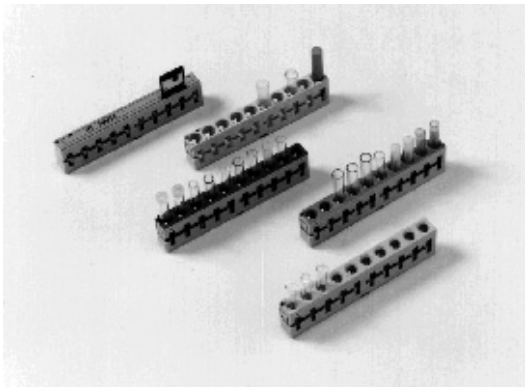


図 13.8-3 各種形状のラック

(2) 検出器部

RIA に使用される核種は一般に表13.8-1のとおりである。特に¹²⁵Iのような低エネルギー核種の測定が多いが、ときには⁵⁹Feのような高エネルギー核種の測定も必要となり、このため全サンプルとも効率のよい測定が要求される。

測定時間短縮のために、検出器の数をマルチ化し複数本の試料を同時に測定できるようにした方式のものもある。

またRIAの場合、低計数率試料を測定することが多いので、自然計数を減少させるために十分な鉛シールドが必要である。例えば¹²⁵Iの測定の場合、効率が約70%以上、自然計数率が30cpm以下であれば十分といえる。

表 13.8-1 RIA でよく使用される核種

核種	γ線エネルギー（代表値）	半減期
¹²⁵ I	35.5keV, 27.5keV<特性X線>	59.4日
⁵⁷ Co	122keV	271.8日
⁵¹ Cr	320keV	27.7日
¹³¹ I	364keV	8日
⁵⁹ Fe	1099, 1292keV	44.5日

(3) アナライザ部

通常アナライザ部には、前述したように光電ピークのエネルギーに応じて、あらかじめ効率のよい測定範

囲を設定してある固定パラメータの波高分析部分を用いる。異なった核種のサンプルを連続かつ自動的に測定できるようにあらかじめプログラムしてある。

(4) スケーラ部

アナライザ部から送られてきた信号を計数する。通常、時間当りのカウント数（プリセットタイム）か、カウント数当りの時間（プリセットカウント）を測定するようになっている。統計的な精度を考慮して適当な条件を選び設定されることが多い。

(5) データ処理部

RIAの場合には通常、標準濃度サンプル（市販キットに在中）の計数値を使用して、濃度と計数値の関係のある標準曲線で近似し、その近似曲線を使用して未知サンプルの濃度を求めなければならないので、パーソナルコンピュータがオンラインで接続され使用されることが多い。

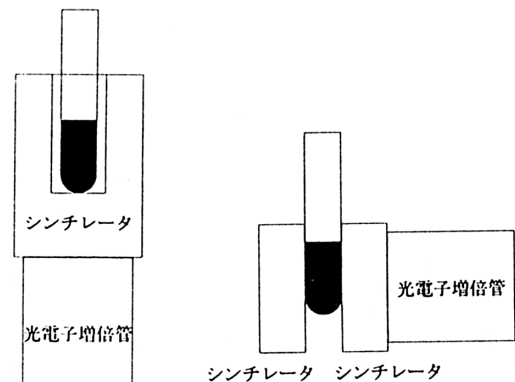
以上が主な構成であるが、自動ウェルカウンタは昼夜連続運転されることが多いため、安全対策機構や電源自動遮断機構などが附属されているものが便利である。

13.8.3 測定上の問題点

広範囲のエネルギー領域をもつγ線を効率よく測定するために、以下のような測定上の問題点を理解しておかなければならない。

(1) シンチレータの形状による影響

通常シンチレータには標準ウェル形（図13.8-4(a)）と変形ウェル形（サイドホール形）（図13.8-4(b)）の2種類がある。



(a) 標準ウェル形 (b) 変形ウェル形

図 13.8-4 シンチレータの種類

一般には標準ウェル形が多く使用されているが、試料が増量してウェル内に入らない場合などには大き

な誤差が出る。一方変形ウェル形ではエネルギー分解能が悪いという欠点があるが、試験管の底の停止位置を調整することができるのでこの点若干有利になる。

(2) 試料の容積による影響

計数効率には試料の容積によっても、ウェルの位置によっても著しく変化する。図13.8-5は試料の容積が1mlの場合の計数率を100とし、同一濃度で容積を増加した場合と放射エネルギーを一定にして容積のみを増加した場合の計数率の変化を示したものである。

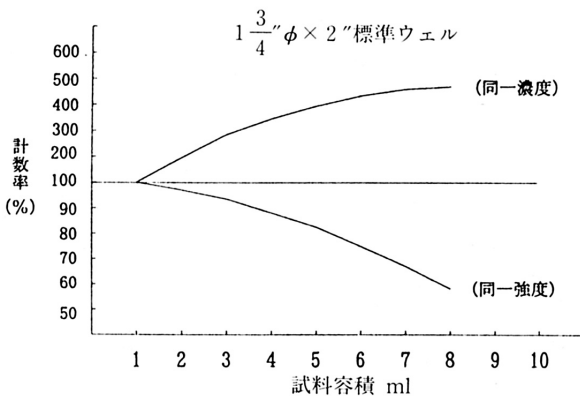


図 13.8-5 試料容積の影響

(3) 試験管の種類

¹²⁵I のような核種の低エネルギーガンマ線はその透過率も弱く、ウェル内での壁厚によっても著しい吸収がみられるが、測定に関しては試験管の種類による吸収を忘れてはならない。表13.8-2は¹²⁵I に対するガラスとプラスチックの吸収の程度を示したものである。¹²⁵I の測定ではプラスチックチューブの方が有利である。

(4) 自然計数による影響

一般に高エネルギーγ線を測定する場合はシンチレータが大きいほど有利である。しかし、シンチレータを大きくするとそれだけ自然計数が増え、鉛シールドを強化しなければならないので実用的ではなくなる。一般的には50mmφ×50mmで十分である。

¹²⁵I の場合にはさらに小さくても十分であり、自然計数の少ない装置を選ぶ必要がある。

表 13.8-2 ¹²⁵I のγ線に対するガラスおよびプラスチックの吸収率

試験管壁厚さ	ガラス	プラスチック
0.5mm	14%	3%
1.0mm	25%	4.5%
1.5mm	35%	6%

13.8.4 関連機器

自動ウェルカウンタが中心となって RIA が行われているので、関連機器としては図13.8-6に示されている RIA トータルシステムがあげられる。

血清や放射性同位元素の分注に使用される自動分注装置、前処理に必要な恒温槽、冷却型遠心分離器、振盪機などがあげられる。なかでも自動分注装置は試薬の無駄がなく、多項目検体に対して簡単に操作できるものが要求されている。

なお、今まで個別の装置を用いて用手法によるサンプル調製、試薬の分注から攪拌、インキュベーション、測定、演算などの核種の RIA 工程プロトコルを一体型の装置で検査項目、試薬別の異なる処理工程をすべて自動的に処理ができるような全自動 RIA 分析装置(図13.8-7)も開発されている。

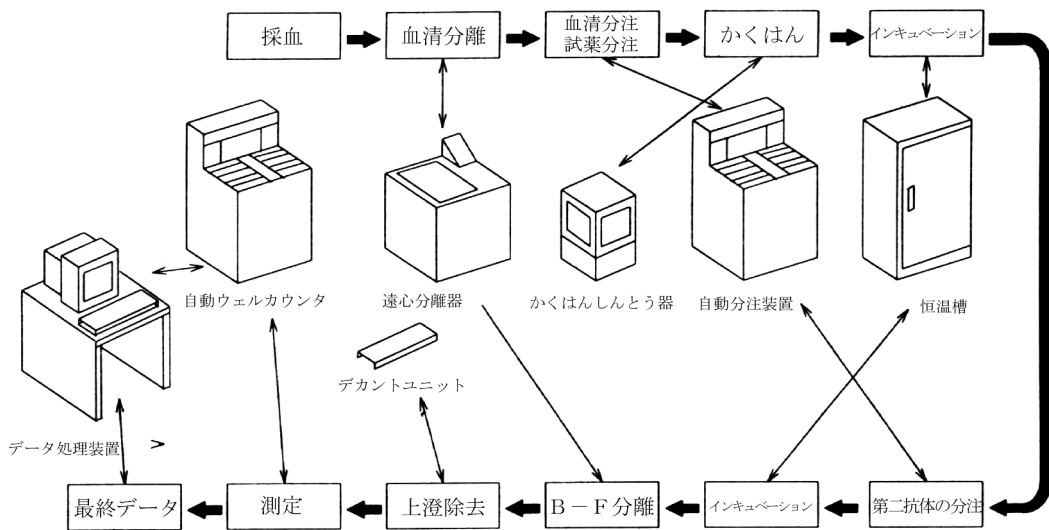


図 13.8-6 RIA トータルシステムのフローチャート



図 13.8-7 全自動 RIA 分析装置

13.8.5 臨床的応用

RIA により処理された試料を自動ウェルカウンタで測定することにより、

- ・ホルモン量の測定
- ・腫瘍の診断や経過観察
- ・ウイルス疾患の診断
- ・アレルギー疾患の診断
- ・微量活性物質の測定
- ・血中薬物の濃度や代謝測定などに応用されている。

13.8.6 今後の課題、将来への展望

最近、測定検体が検査センターなどに集約され、これにともない測定時間の短縮ということが要求され複数個の検出器をもつ自動ウェルカウンタが多用されるようになってきている。また、薬品の進歩により臨床応用が広がり、インキュベーション、分離等の簡易化が行われるようになった。最近では、自動ウェルカウンタが中心となった分注から測定までを市販キットについて完全に処理できる測定機も出現してきている(図13.8-7参照)。

13.9 RI線源校正器

in-vivo Test に用いられる放射性医薬品は核種が多種類にわたっており、これらは比較的短い半減期のものが多く、現在では、国内でも数社の放射性医薬品メーカーが販売している。一般ユーザは、社団法人日本アイソトープ協会を經由して放射性医薬品を購入することができる。

放射性医薬品は半減期が短いものが大部分であるため、購入にあたっては、診療計画に沿った Assay Date のものを購入する必要がある。

さもないと、使用するまでに時間が経過しすぎたため、使用時に、ほとんどの放射能が失われていたり、放射線ダメージで、変性していたりするトラブルにみまわれることになる。

購入した放射性医薬品を検収したり、また使用にあたって注射する放射能の量を知ることは、放射性同位元素の入在庫量の管理、あるいは、放射線被ばく管理上非常に重要である。

このため、放射エネルギーの簡単な測定器が必要となり、線源校正器が使用されている。

この装置は大型の Ar ガス封入電離箱、あるいは大型のウェル型プラスチック・シンチレータを検出器としており、 γ 線に対するダイナミック・レンジが広いので、放射エネルギーも0.01MBq オードから100GBq オードまで測定ができる。

計測部には、 ^{11}C 、 ^{13}N 、 ^{18}F 、 ^{67}Ga 、 ^{133}Xe 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 、 ^{111}In 、 ^{131}I 、 ^{125}I 、 ^{201}Tl などの核種をワンタッチで選べ、バック・グラウンドの減算、半減期補正、濃度の計算、投与に必要な液量の計算等が簡単に行える。

測定は検出器のウェルに注射器やペニシリンびん、ビーカなど容器をそのまま挿入すればよく、試料容器内の放射能を迅速に、移し替えることなく測定できる。

試料の位置、形状などにより測定値に影響がないよう考慮がはらわれており、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ などのミルキング試料の管理にも適しているが、 ^{125}I 等の低エネルギー γ 線を放出する核種については、容器の材質や溶液の自己吸収の影響があるため、注意が必要である。

図13.9-1に外観図を示す。



図 13.9-1 RI線源校正器概観図

12.1 13.10 X線ばく射時間計・蛍光量計

13.10.1 X線ばく射時間計

X線ばく射時間は JIS Z 4702によって定義されており、単相装置については図13.10-1、多相装置では図13.10-2、および、コンデンサ式 X線装置では図13.10-3に示される。したがって、単相装置のばく射時間の測定には最初は1パルスまたは最後の1パルス

につきその電気角(45°)を判定する能力を持たなければならないこと、また多相装置の測定には、所定管電圧値の75%レベルを検出する機能をもたなければならないことなどが、一般のタイムカウンタと異なった点である。

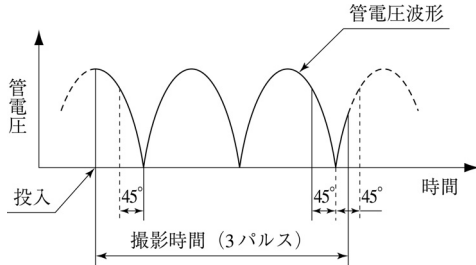


図 13.10-1 2 ピーク形 X 線高電圧装置の撮影時間

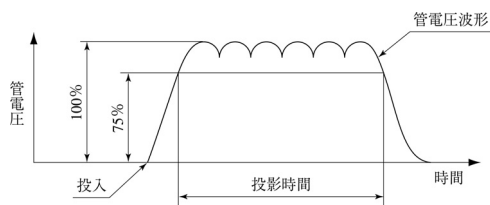


図 13.10-2 インバータ式および 6 ピーク形、12 ピーク形 X 線高電圧装置の撮影時間

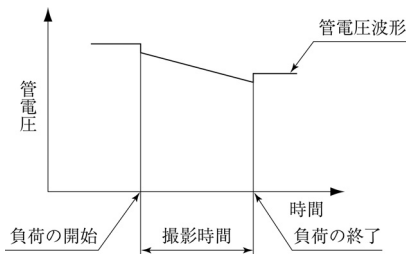


図 13.10-3 コンデンサ式 X 線高電圧装置の撮影時間

(1) X 線ばく射時間計の原理

図13.10-4は単相装置についてのばく射時間測定法を示したものである。入力端子 M_1 , M'_1 は単相装置の主変圧器の1次コイルに接続され、また入力端子 M_2 , M'_2 は X 線装置と同じ周波数の電源に接続する。この M_2 , M'_2 に供給される電圧波形は(D)によって、充分大きな周波数(例えば入力が50Hzの場合、1kHz, 60Hzの場合1.2kHz など)に通倍して(E)および(F)で電気角45°の時間に相当するパルス幅を精度よく作るための基準時間軸として用いる。

いま、ここで X 線がばく射されると、 M_1 , M'_1 の入力電圧は(A)によって全波整流、さらに(B)によって波形整形され、(C), (D)に供給される。これはそれぞれ立下り、および立上り成分に分解されたパルスとなる。

この細いパルスは(E)および(F)によって電気角45°の時間幅に相当するパルス幅に拡大される。したがって、X線ばく射入力波形の最初、および最後の波形に相当する部分の隣り合わせたそれぞれ2つのパルスについて、その間隔が電気角45°以上離れていれば図のように2つになるが、45°以下では1つとなる。(E), (F)の出力は(G)によって、その論理和がとられ、これを(H)でカウントし、ばく射時間を知ることができる。

図13.10-5は、多相装置の場合のばく射時間の測定法を示したものである。多相装置では2次電圧波形から計測しなければならないので、普通 X 線管電圧計と併用する。まず多相装置に X 線管電圧計のみを接続し、第1回目のばく射を行い、管電圧を読取り、その値を時間計の75%レベル設定用ダイヤル目盛に合わせる。次に時間計の入力を X 線管電圧計のオシロ端子に接続し、第2回目のばく射を行う。図において(B)は論理積ゲートで、これを通過した波形はさらに(C)の基準時間軸発振器との間で論理積がとられ、(D)を通過したパルス数(すなわちばく射時間)が(E)によって計数されるわけである。

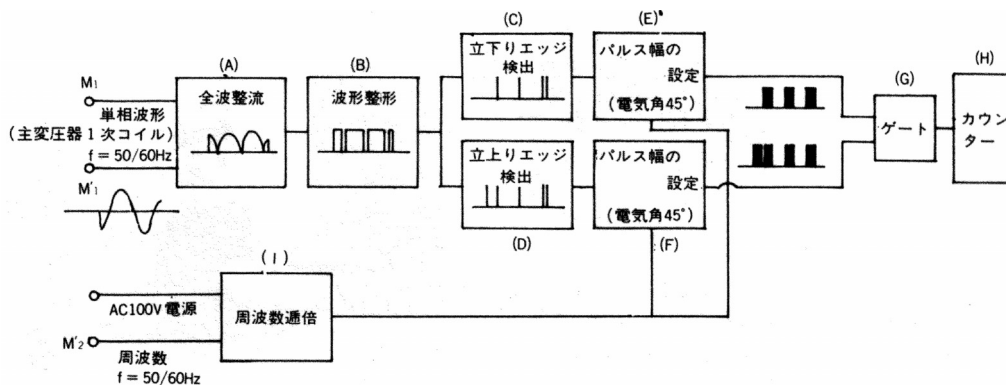


図 13.10-4 単相装置のばく射時間の測定

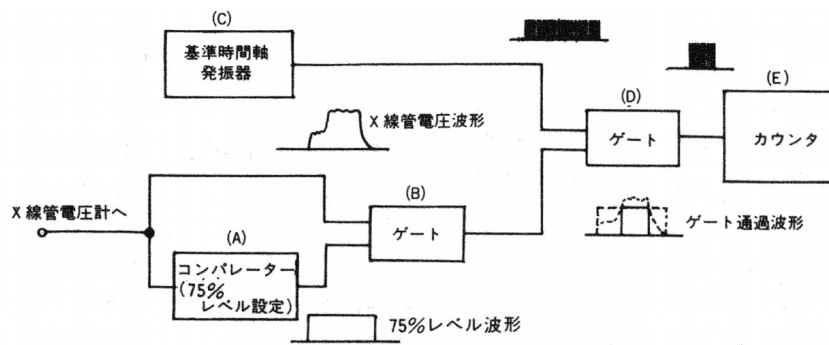


図 13.10-5 多相装置のばく射時間の測定

(2) その他の X 線ばく射時間計

上記の X 線ばく射時間計は JIS 規格に基づく測定法によるものであるが、中堀⁽¹⁾は JIS 規格、IEC 規格などで決められている撮影時間の定義およびその測定法について詳細な検討を行い、種々の問題点を指摘し、これに代わる方法としてムービングファントム法を提案している。このほかに、オシロスコープによって電圧、電流あるいは蛍光波形などから求める方法や、回転コマなどによるストロボ写真法、半導体検出器などを用いたカウンタなどがある。

<参考文献>

- (1) 中堀孝志：ムービングファントムによる診断用 X 線装置の撮影時間の測定，日放技学会談，36〔1〕40～46，1980。

13.10.2 蛍光量計

蛍光量計は図13.10-6に示すようなディテクタにより、増感紙の蛍光を2次電子増倍管で受け、その光電流量（すなわち蛍光量）を計測しようとするものである。蛍光量とフィルム黒化度との間には、例えば図13.8-7に示すような対応関係があるので、選定の増感紙、フィルムなどについてこれらの関係をあらかじめ調べておけば、X線ばく射によって直ちに予測濃度の判定ができ、便利である。したがって撮影条件の選定など、臨床上利用価値が高い。また本器のモニタ端子をオシロスコープに接続し、蛍光波形を観察すると、この波形から管電圧波形の歪、投入位相のずれなど知ることができるなど、X線装置の管理用としても有効に用いられる。

13.10.3 非接触型管電圧計

X線QAの手段として、X線フィルム画像の品質に大きな影響のある管電圧のチェック、管理は重要である。従来X線管球に直接、接続して管電圧を測定する方法により管電圧の測定管理が可能であったが、だれにでも簡単に測定できる手段ではなかった。それに対し

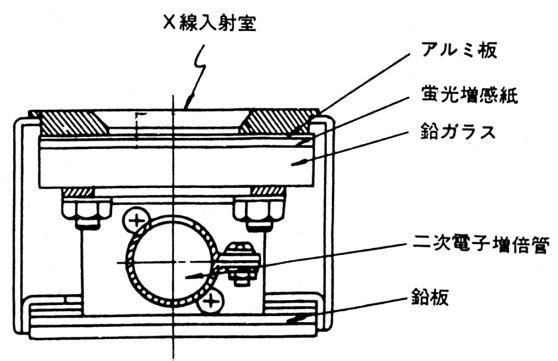


図 13.10-6 蛍光量計ディテクタ

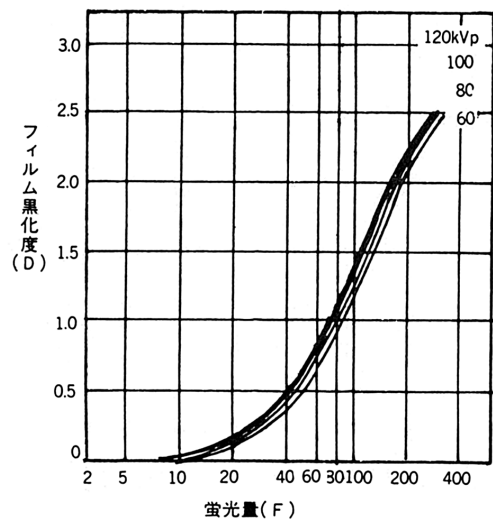


図 13.10-7 蛍光量とフィルム黒化度の関係

て1980年に初めて非接触型管電圧計としての製品が米国で開発され、テーブルの上に置いた検出器に X 線を照射するだけの簡便な方法により、正確な管電圧が計測でき、同時にばく射時間や線量までも測定できるため、医療被ばくを減少させ、診断、治療の精度を向上させる品質管理機器として急速な普及をみた。

最近ではより簡便な機器として、従来は検出器を X 線テーブルの上に置き、そこからケーブルで操作室の読取器本体に接続するなど、測定にかかるまでの手間を省く管電圧計として、検出器と読取器とを一体化してコンパクトなサイズにまとめてあり、それを X 線テーブル上に置いて X 線照射するだけで、あとはリモートコントロールで操作室より、あるいはテレビで管電圧や線量、ばく射時間を順次読取ることができるものが、特に普及している。

一方、これまでのこうした非接触型の管電圧計も便利で正確ではあるものの、急速に普及しつつある高周波インバータ方式の X 線管の管電圧計測にはサンプリング速度が追いつかず、平均管電圧は測定できるものの、高周波 X 線波形に追従できず、正確な波形表示ができない欠点が見られた。

これに対して、最近米国で開発された非接触型管電圧計は100kHz の高速サンプリングサイクルにより、現在のすべてのインバータ装置を正確に管電圧、管電圧波形共に正確な計測の可能な装置である。



図13.10-8 非接触型管電圧計

(1) 測定原理

装置の構成は線量を測定するための平行平板型電離箱またはダイオード検出器を含み、厚さの異なる2種類の銅フィルタの下にシンチレーション検出器による透過 X 線測定回路の付加された検出器と、信号の表示コントロールユニットから成っている。

検出器部に X 線を照射すると、まず電離箱（ダイオード検出器）で線量を計測し、次に2つの銅フィルタを通した後のシンチレーション検出器で、その出力比からフィルタの線減弱係数と管電圧とのテーブルを使って管電圧を算出する。

この応答の早いシンチレーション検出器の入射 X 線に対応する応答時間のカウントからばく射時間が計算される。これらの結果はメモリされ、マイクロプロセッサにより、放射線波形や管電圧波形を再構成して、計測データとともに出力、プリントアウトする。

検出器と読取表示器が一体となっているコンパクト型ではオシロスコープやコンピュータを接続することにより、出力データの記録や波形観察が可能になる。

(2) 測定性能（仕様）

こうした非接触型管電圧計の管電圧測定範囲は、一般的に50~160kVp 程度をカバーしており、通常の使用管電圧範囲を十分に計測できる。

最近の製品ではマンモ用として21kVp モリブデン管球を測定できるものも出ており、ますます重要になると考えられているマンモス QA の迅速な遂行も可能となるなど、より利便性が増している。

測定される管電圧は、平均 kVp、最高 kVp、実効 kVp などがあり、1回のばく射でこれらを別々に計算、表示することができる。実効 kVp とは、実際のフィルム黒化度に影響のある感電圧としてこれまで使用されていたフィルムカセット法に対応した実効管電圧値が得られる。

こうして得られる管電圧値は、管球に直接接続して測定する場合に比較して、±2%以内の正確度を持っている。

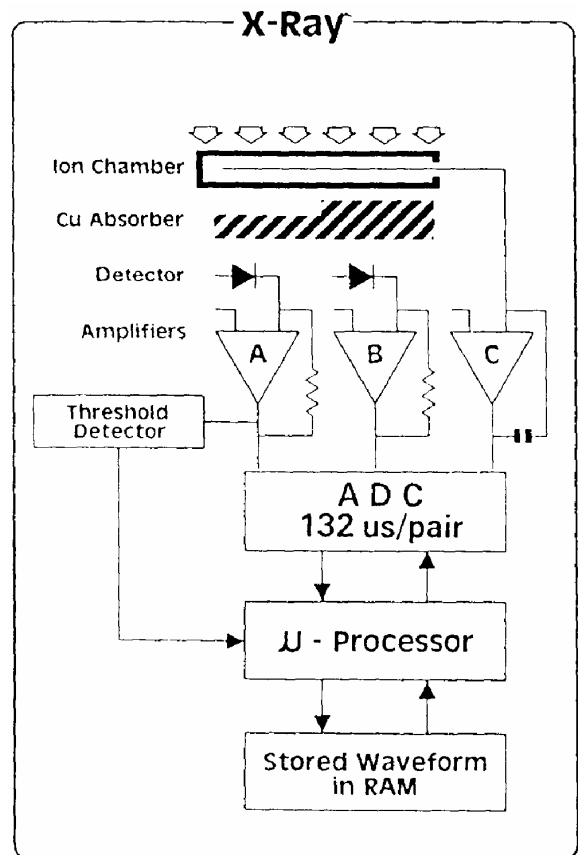


図 13.10-9 検出器構成図

これら諸測定機能を列挙すると下記の項目があげられるが、機種によっては、コンピュータに接続して計算することにより、データ処理しないと得られない項目もある。

- a. 管電圧：22～160kVp±2kVp
- b. ばく射時間：0～9999ms±0.1ms または0～9999パルス±1パルス
- c. 線量：0～100±5%
- d. 放射線波形，管電圧波形，半価層計算
- e. フィルム相対線量(RFE)による出力安定性能
f.mA, mAs：0.1～9999mAs

こうしたデータは単相，3相，C/PいずれのX線装置でも取得可能である。

(3) 高周波 X 線装置用非接触型管電圧計

近年急速にインバータ式高周波 X 線装置が増加し、より安定した出力を得るため、高周波化が進んでいる。これに対して、今まで普及してきた非接触型管電圧計はサンプリングタイムが遅いため、高周波波形に追従できず、平均管電圧としてはほぼ正確な値が得られるものの、波形の忠実な表示ができないため、管電圧計やばく射時間計、あるいは線量計としての機能は充分果たしてはいるが、完全な QA のためには、忠実な波形の表示が極めて重要な要求であった。

米国で新たに改良して開発された製品はこの従来の欠点をカバーするものとして、100kHz で追従できる高速サンプリングタイムを持ち、その他の機能・性能はこれまでの製品とほぼ同様の機能を有するものであるが、特に CT 線量評価用 CT プロブや、接触式とはいえ、比較的使用が簡便なフック式 mAs 計測機能による正確な mAs の測定を可能とするなど、優れた性能と機能を持つものである。

X 線診断，撮影装置の高性能化とともに、その性能，機能を厳密にチェックし、高品質の医療技術を提供することがますます求められている中で、こうした管電圧や管電流，線量の最適化に果たす，QA 機器の役割は大変大きいものといえることができる。

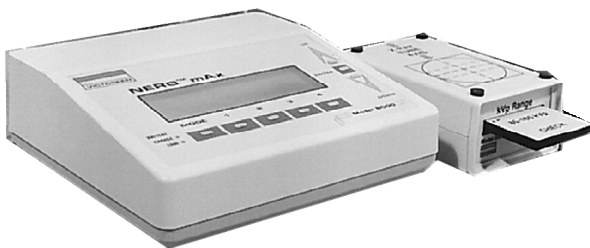


図 13.10-10 高周波対応型非接触 X 線アナライザ

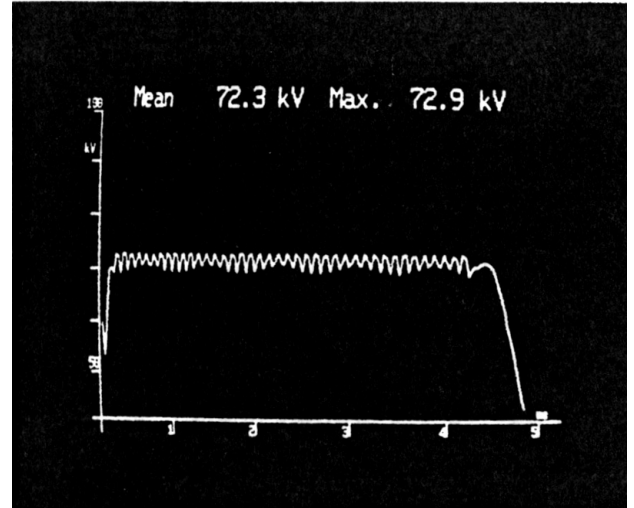


図 13.10-11 インバータ装置の管電圧波形

各種ファントム等の QA 機器とこうした非接触型管電圧計とを、組織的に日常ルーチンの中で使用していくことにより X 線診断の最適化が計られ、装置の的確なメンテナンスや撮影品質の安定によるフィルムの節約や、医療被ばく減少に寄与することが可能となる。

13.11 テストチャート

X 線装置および X 線映像装置の解像力あるいは変調度伝達関数（以下 MTF）を測定するとき、テストチャートを用いる。テストチャートは、解像力の測定用と MTF の測定用に分類される。

近年、X 線診断装置は大きく変化し、種類も増加しているため、解像力評価の方法も多様化していることからテストチャートも多様化している。

用途別のテストチャートの分類(JIS)を以下に示す。

一般解像力	R-1W/Pb
高解像力	R-2W/Pb
間接撮影解像力	R-4W/Pb
焦点確認	R-5W/Pb
一般撮影(MTF)	M-1W/Pb
高圧撮影(MTF)	M-1W/Pb
I.I.(MTF)	M-3W/Pb
拡大撮影(MTF)	M-4Au

13.11.1 原理・方式

(1) 原理

X 線装置および X 線映像装置の品質管理用としてのテストチャートは、X 線の吸収材をある空間周波数で配置し、さらにこの空間周波数を変えることによりできる X 線分布を X 線映像装置に入射させるために使用される。X 線映像装置により出力されるチャート像の

解像力あるいはMTFから、そのX線診断系の画像の描画能力を知ることができる。

ここで空間周波数とは、像または物体を構成する周期的な構造の細かさを表す量で、単位長さ当たりの周期の数(LP/mm)で表す。

解像力とは、画像の描画能力を表す量で、分解していると認められる最大の空間周波数で表される。

(2) 方式

テストチャートにはJIS Z 4916に規定されたX線用解像力テストチャートと、JIS Z 4917で規定されたMTF測定用テストチャートがある。

(2.1) X線用解像力テストチャート

用途としては直接撮影用(一般用)、間接撮影用、X線管の焦点確認用、X線TV、I.I.用、高解像力用に分類される。

このテストチャートの種類と、空間周波数範囲について表13.11-1に示す。

表 13.11-1 解像力テストチャート

種 類	LP/mm
R-1W100 R-1Pb100	0.5~ 5.0
R-2W50 R-2Pb50	2.0~10.0
R-4W100 R-4Pb100	1.0~ 4.0
R-5W50 R-5Pb50	0.5~ 5.0

R-1W/Pb, R-2W/Pb, R-4W/Pb は、2方向が同時に測定可能な形式で、空間周波数の変化は等比数列が原則となっている。

直接撮影用のテストチャートの一例を図13.11-1に、また各種の解像力用のテストチャートを図13.11-2に示す。

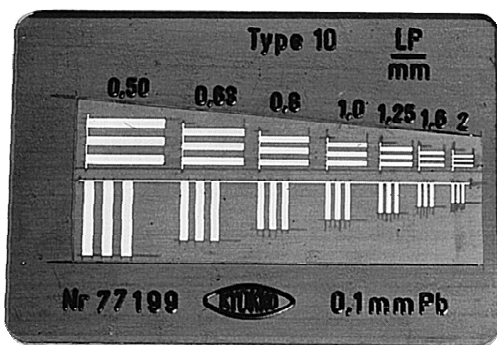


図 13.11-1 直接撮影用のテストチャート

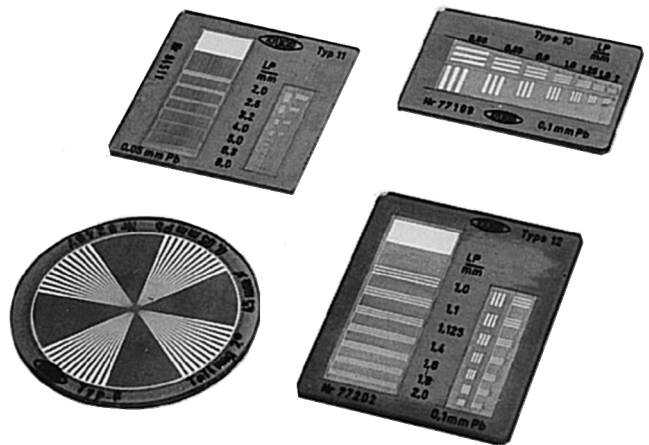


図 13.11-2 各種解像力用のテストチャート

(2.2) MTF測定用テストチャート

用途としては一般用、高圧用、低圧用、X線I.I.用、拡大用に分類される。

この種類と空間周波数の範囲について、表13.11-2に示す。

表 13.11-2 MTF測定用テストチャート

種 類	LP/mm
M-1W50(R, D) M-1Pb50(R, D)	0.5~ 5.0
M-1W100(R, D) M-1Pb100(R, D)	0.5~ 5.0
M-2SUS45(R, D) M-2Sn40(R, D)	1.0~ 8.0 0.5~10.0
M-3W100(R, D) M-3Pb100(R, D)	0.5~ 6.3 0.5~ 6.0
M-4Au30R	2.0~20.0

用途に応じて空間周波数の範囲や、吸収材の種類と厚さを変えている。

測定は1方向のみで、空間周波数の変化が等比数列(R)と等差数列(D)の2種に分類される。

また、線列に直角の方向を示すため、両端に切込みを設けてある。

MTF測定用テストチャートの一例を図13.11-3に、また各種のMTF測定用テストチャートを図13.11-4に示す。

13.11.2 構造・性能

(1) 構造

テストチャートのX線吸収体の材料には、解像力テスト用の場合純度99.5%以上のタングステン(W)、鉛(Pb)が使用される。

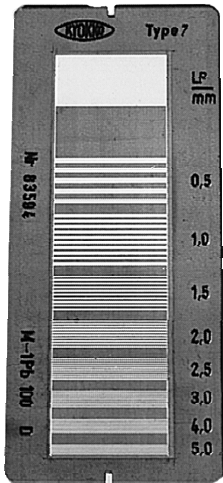


図 13.11-3 MTF 測定用テストチャート

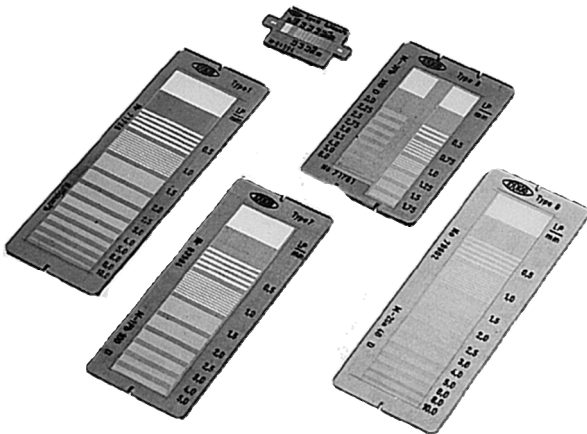


図 13.11-4 各種の MTF 測定用テストチャート

MTF 用には、これ以外にステンレス(SUS)や、純度 99.5%以上の錫(Sn)、金(Au)も使用される。

これら一般に高原子番号の金属は、高いコントラストを得るのに適している。

また、これらの金属はその材質の違いから加工方法が異なる。

例えば、鉛は軟質であるため機械加工法が取られ、タングステンは硬い金属であるため、刃物加工はできないため写真製版によるエッチング法によりパターンが作成される。

X線吸収体は通常の取り扱いでは破損しないよう、2枚の透明な保護板(メタクリル樹脂)で挟んだ構造にしてある。

X線吸収体の寸法としては、厚さは $30\mu\text{m}$ から $100\mu\text{m}$ であり、また保護板の厚さ(1枚)は 1mm 以下と JIS に決められている。

(2) 性能

テストチャートの精度を決める加工精度の許容差は、JIS に決められている。

吸収体の厚さの寸法許容差は $\pm 10\%$ 、また空間周波数の表示値に対する許容差は、 $\pm 8\%$ である。

テストチャートを実際に使用する際、解像力の測定方法としては目視による場合が多い。

MTF の測定には、測定機器(マイクロフォトメータ)を使用し、通常は空間周波数ゼロにおける値で1.0に正規化する。

ここで注意が必要な点は、テストチャートにより得られるのは方形波 MTF であり、正弦波 MTF を求めるには以下の Coltman の換算式を用いる。

$$R(u) = \frac{\pi}{4} \left\{ r(u) + \frac{1}{3} r(3u) - \frac{1}{5} r(5u) - \dots \right\}$$

ここに、 $R(u)$: 正弦波 MTF

$r(u)$: 方形波 MTF

u : 空間周波数

13.11.3 今後の課題

診断システムの性能の向上に合わせてテストチャートもさらに微細線のものにする必要がある。

吸収材として主として使用される鉛、タングステン、金等の材質に対する加工技術が今後の課題である。

13.12 ファントム

放射線(X線, RI等)・MRI・超音波等各種の診断・治療装置の管理, 性能評価, 実験および装置の実習に不可欠の重要な役割を持っている。人体形状から幾何学的な形状まで様々な種類がある。

13.12.1 素材

ファントムの素材は基本的に放射線・MRI・超音波等のファントムに使用する素材が人体各部の組織に対し等価であることが要求される。このことから水がファントム基本素材として多く使用されている。しかし水は液体素材のため、形状の確保等取り扱いが面倒である。そこで、エポキシ、ポリウレタン樹脂等をベース素材とした固体ファントムが各種研究開発され使用目的に応じて活用されている。

ファントムは使用目的に応じて適した素材を選定する必要があるが、その場合次のことが必要条件となる。

- 各装置の目的により人体組織と等価なこと。
- 再現性があること。(安定した素材であること)
- 堅牢なこと。(長時間の使用に堪えること)
- 加工しやすいこと

人体組織とファントム素材の等価性（近似性）は表13.12-1のとおりである。

13.12.2 構成

ファントムは大きく使用目的により、下記のように分別される。

(1) 撮影用人体ファントム

人体と同様の吸収で持った素材で人骨、人工骨等を包み込んだファントムである。一般撮影、CT撮影等で撮影を行なうと、人体と同様な画像が得られるファントムをさす。撮影条件の設定、技師の撮影実習等に使用される。

また、模擬大腸・胃等の消化器臓器の形状をしており、バリウムを流し込めるファントムや、造影剤も血管に流したような画像が得られる、アンギオ用ファントム等がある。

(2) 線量測定用ファントム

軟組織、肺、骨等価材等で作製された、人体、板形状のファントムを指す。線量計や模擬線源を入れる穴をあけて使用する。

a. 放射線治療のエネルギー領域では人体は、軟組織、肺組織、骨組織の3種類に分類される。

- －軟組織等価ファントム（タフウォーター、ソリッドファントム、Mix-Dp等）
- －肺等価ファントム（タフラング）
- －骨等価ファントム（タフボーン）

等が代表的なファントム素材で、板形状な状態で広く利用されている。

板形状なのは積み重ねることにより、厚みを容易に変更できるからである。

各ファントムは加工性も優れ、線量測定用チェンバ、TLD、ガラス線量計等を設置するための加工を施して線量測定に利用する。

これらファントム素材を利用した人体ファントムもある。ファントムはスライス加工されており、各スライスにTLD、ガラス線量計、フィルム等を入れて線量分布、治療計画として利用する。

b. 原子力施設用 ホールボディカウンター用

- －標準人体ファントム（低エネルギー用 内部被ばく用）
- －ホールボディ容器ファントム 等がある。

これらのファントムは原子力施設等で従事者を模擬したファントムである。ファントム内部に疑似線源を入れてホールボディカウンターで外部より線量の測定を行う。

(3) 管理・評価ファントム

既知の幾何学形状をしたファントムで、撮影した画像と実際のデータ等を比較するファントムである。

コントラスト分解能、空間分解能等の画質評価および、スライス厚等の確認を行う。

a. 単純撮影用

- －バーガーファントム 凹型・凸型

b. 漏洩線量の管理

- －胸腹エックス線診断用水ファントム (JIS Z5925)

c. CT装置用

- －CT性能評価委員会による第二次勧告ファントム
- －日常点検を目的とした、JIS Z4923ファントム
- －各種マルチスライスCT評価ファントム
- マルチヘリカルスキャンの出現により寝台移動方向への評価が重要視されるようになってきている。各種評価ターゲットは立体的な画像評価ができるよう円柱形状より球体形状に変わってきており、ファントム全長も長くなってきている。

d. 核医学用

SPECT断層画像、シンチレーションカメラの評価するためのファントム。

- －JIS Z4922 SPECTファントム

断層画像の分解能 歪み画像等の評価

- －バーファントム 分解能評価
- －スリットファントム 画像歪評価
- －フラッドソーフファントム 均一性の評価。

e. MRI用

細かく分解された櫛状や楔形のブロックを人体と同等の信号を発信する硫酸銅、塩化ニッケル水溶液等の中に沈めて撮影を行う。

- －JIS Z4924 MRIファントム

- －NEMA規格 MRIファントム

均一性、S/N、画像スライス厚、空間分解能評価

f. 超音波用

人体組織と同等な音速1500m/s相当のスペックルパターンの中に、①ワイヤーを細かく配置した方位分解能評価。②反射強度の異なる物質を埋め込んだグレイスケール評価。③無反響物質を埋め込んだシストターゲット評価等を埋め込んだファントムがある。

以前は、ハイドロゲルといわれる水分を主成分としたファントムが広く流通していたが、現在は耐久性の長いエラストマー樹脂製が主流になっている。

(4) 各種実験ファントム

撮影装置の画質補正、トレーニング用として使用するファントムです。

- －核医学用脳ファントム

- 核医学用 IAEA 甲状腺ファントム
- 核医学用心筋ファントム
- 核医学 MRI 用頭部容器ファントム

- 各種動態ファントム（形態ファントム）
- CT 用人体ファントム（CT 画質校正用）

上記ファントムは、放射線核種水溶液をファントム内に入れ、吸収、散乱補正用として核医学装置を運用するにあたり必要不可欠なファントムである。

以上のとおり教育・研究・臨床等における実験・実習用に各種のファントムがそれぞれの目的に応じた素材で製作されている。

表13.12-1 素材成分，機能表

人体組織

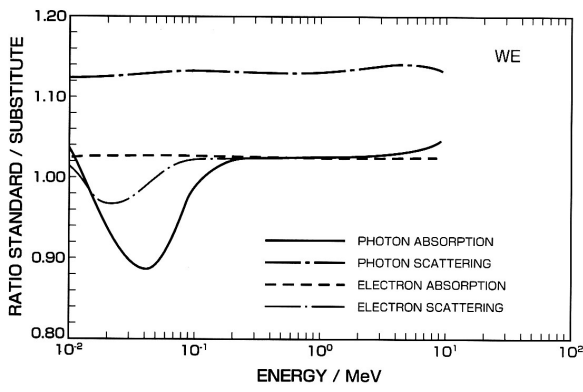
	ICRP Publication23 による.						水	アクリル
	人体全軟組織	筋肉	脂肪	軟骨	肝臓	肺		
電子密度	3.319×10 ²³ /cm ³	3.507×10 ²³ /cm ³	3.094×10 ²³ /cm ³	3.648×10 ²³ /cm ³	3.322×10 ²³ /cm ³	9.434×10 ²³ /cm ³	3.34×10 ²³ /cm ³	3.90×10 ²³ /cm ³
実効原子番号	7.2313	7.4556	6.2373	7.7.470	7.4565	7.5048	7.42	6.4
比重	1	1.06	0.92	1.1	1	0.28	1	1.2
成分		C.H.O.N.P.S.K 他	C.H.O.Na.S 他	C.H.O.N.P.S.K 他			H ₂ O	C ₅ H ₃ O ₂

ファントム素材（高エネルギー用）

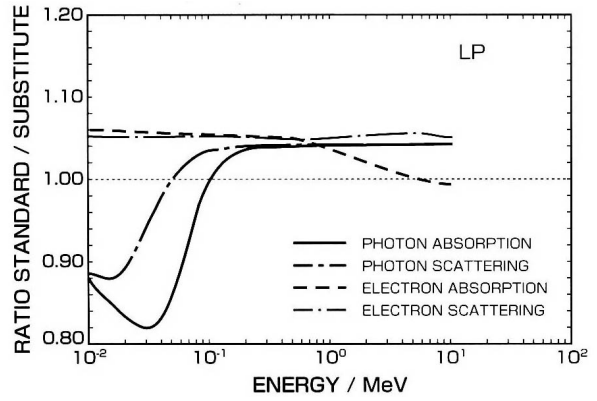
	タフウォーター WE 軟組織等価材	タフラング LP 肺等価材	タフボーン BE-T 緻密骨等価材	タフボーン BE-H 皮質骨等価材	タフボーン BE-N 内骨等価材
電子密度	3.252e-/cm ³ ×10 ²³	3.310e-/cm ³ ×10 ²³	3.108e-/cm ³ ×10 ²³	3.154e-/cm ³ ×10 ²³	3.213e-/cm ³ ×10 ²³
平均原子番号	7.444	7.772	13.18	11.7	9.141
密度	1.017	0.03	1.73	1.5	1.24
成分	C,H,O,N,Cl,Ca	C,H,O,Al,Si,P,Cl	C,H,O,N,P,Ca,Cl	←	←

ファントム素材（低エネルギー用）

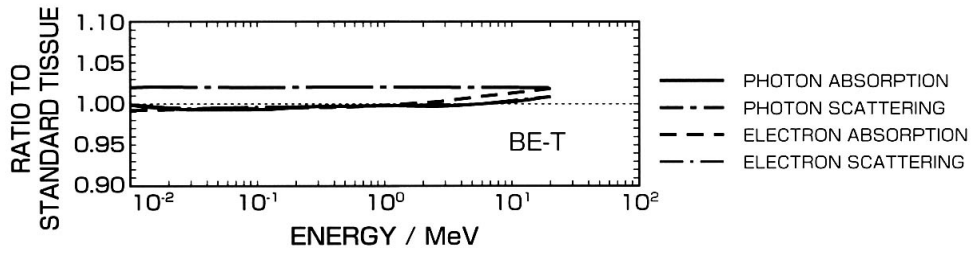
	タフウォーター WE 軟組織等価材	タフラング LP 肺等価材	タフボーン BE-T 緻密骨等価材	タフボーン BE-H 皮質骨等価材	タフボーン BE-N 内骨等価材
電子密度	3.252e-/cm ³ ×10 ²³	3.310e-/cm ³ ×10 ²³	3.108e-/cm ³ ×10 ²³	3.154e-/cm ³ ×10 ²³	3.213e-/cm ³ ×10 ²³
平均原子番号	7.444	7.772	13.18	11.7	9.141
密度	1.017	0.03	1.73	1.5	1.24
成分	C,H,O,N,Cl,Ca	C,H,O,Al,Si,P,Cl	C,H,O,N,P,Ca,Cl	←	←



タフラングファントム WE

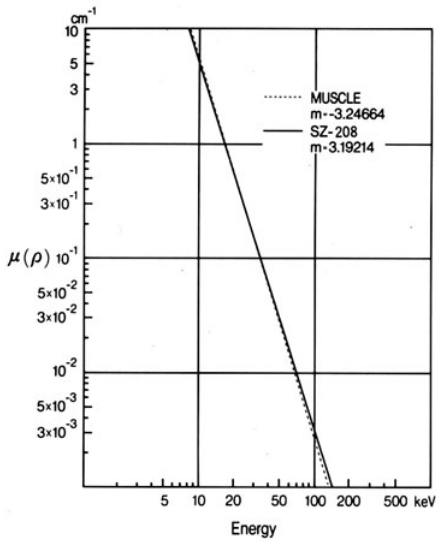


タフラングファントム LP

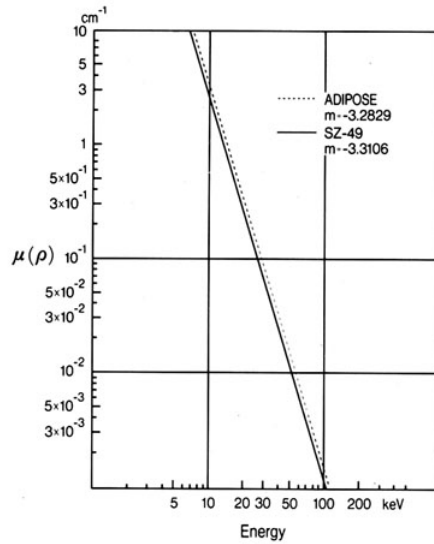


タフボーンファントム BE-T (緻密骨)

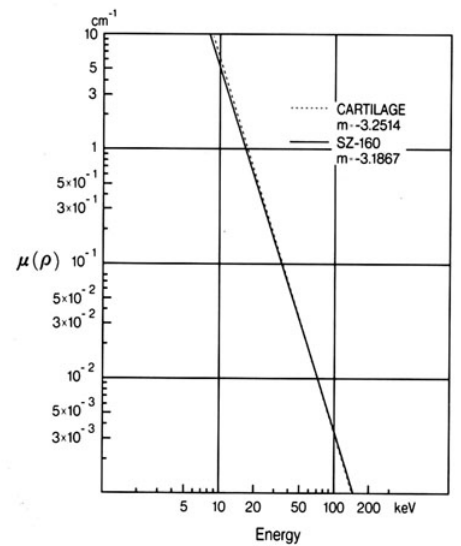
図 13.12-1 基準組織に対する放射線の吸収散乱特性



1. 筋肉材 = SZ-208
(mは直線の傾斜を示す)



2. 脂肪材 = SZ-49



3. 軟骨材 = SZ-160

図 13.12-2 人体ファントムと等価なγ(X)線減衰量を与える軟組織素材の線光減弱係数

第14編 X線防護設備・用品

14.1 X線防護設備

14.1.1 X線防護工場の必要性

(1) X線とは

X(エックス)線は1895年(明治28年)ドイツの物理学者 W.C.レントゲン博士により、初めて発見された放射線で、光や電波と同様の電磁波の仲間である。

放射線とは、運動エネルギーをもって空間を飛び交う素粒子やその複合体であり、電磁波放射線と高速粒子線とに大別される。X線は、前者の電磁波放射線であり、電子のエネルギーが電磁波に変換することによって生まれる放射線である。

X線には、電子の運動エネルギーの損失によって発生する制動 X線と電子と原子の軌道電子の衝突によって発生する特性 X線がある。なお、同じ電磁波放射線である γ (ガンマ)線は、原子核内起源の放射線に対して、X線は原子核外起源の放射線である。

本章における X線とは、高電圧で高速に加速した電子をターゲット金属に衝突させて発生する X線装置からの放射線であり、医療法に定義される診断用 X線装置から放出される X線(定格管電圧150kV(キロボルト)以下)に限定する。

(2) X線防護の必要性とその基準

医療施設で使われる X線は、放射線診療で代表されるとおり、大半の医療機関において利用されている。この X線は、五感に感じないため、遮へい設備の不備により過度な X線被ばくによる放射線障害を人体に与えるおそれがある。そのため、X線装置を設置する X線診療室では、患者への不必要な被ばくや、医療従事者および公衆の線量限度を超えて被ばくすることを防止するための適正な遮へい設備を設ける必要がある。しかしながら、放射線障害を過敏に受け止めるあまり、過剰に厳しすぎる措置で管理し、また遮へい設備の評価規定における測定値が規制基準を十分に担保されているにもかかわらず、追加遮へいを求めるような不合理な過剰設備は避けるべきである。

遮へい基準は医療法施行規則で定められており、X線診療室などの画壁の外側で1週間につき1mSv(ミリシーベルト)以下、管理区域境界において3月間につき1.3mSv以下、病院および診療所の敷地境界では、3月間につき250 μ Sv(マイクロシーベルト)以下である。なお、X線診療室に隣接する一般病室に対しては、3か月間につき1.3mSv以下の規制基準を担保する遮へ

い能力が必要である。

(3) X線防護工事が対象となる場所

X線防護工事が対象となる場所は、X線防護の必要性とその規制基準を担保するため、X線装置を使用する X線診療室で医療法施行規則第30条の16による「管理区域を設定する必要がある部屋」が該当する。X線装置には、X線診断装置(一般撮影用)・X線CT装置・透視診断装置・循環器用 X線透視診断装置(アンギオ)・乳房用 X線診断装置(マンモ)・歯科用 X線装置などが該当し、これらを設置する場所が X線診療室となる。

ただし、手術室での移動型 CT装置や一般病室での移動型 X線装置に限っては、放射線防護衝立を用いるか、防護衣を着用するなどの適切な防護措置を講ずることにより、医療従事者などの被ばく低減になり、必ずしも防護工事が必要な場所とは限らない。

(4) X線防護が必要な画壁など

X線診療室での X線防護が1週間につき1mSv以下となる画壁は原則として「天井・床および周囲の壁」となる。特に、X線診療室を管理区域として設定する場合には、3月間につき1.3mSv以下となるように遮へい能力を強化する防護工事が必要である。

なお、画壁などの外側を、人が通行し、または滞在することのない場所とは、壁の外側が崖など極めて限定された場所であるが、その外側周囲を柵などで区画し、その出入口に鍵のほか施錠のための設備または器具を設けた場合は、人が通行し、または滞在することのない場所となるため、防護が必要な画壁などの外側についてあらかじめ十分な検討が必要である。

(5) X線防護工事上の注意

放射線(X線)防護の3原則として「時間・距離・遮へい」が挙げられる。この場合「時間」とは X線の取扱作業時間を短縮することを指し、「距離」とは X線の発生源から離れて作業することを言う。「遮へい」とは X線の発生源との間に遮へい物を設け防護する方法で、本ハンドブックにおける防護工事とは「遮へい」に限定する。

X線の「遮へい」の基準として鉛による X線の遮へい効果が使われ、「鉛当量(なまりとすりょう、mm Pbと表記する)」という鉛の厚さに換算した表現がとられている。X線の遮へい材として鉛板以外にコンクリ

ートや鉄板などが使われる。

X線の防護工事をする場合、防護材の接合部分からの漏えいを防止するために、十分な重ねをとる必要がある。鉛合板による工法は、施工作业が乾式で比較的容易なことから、コストが低いことから広く採用されている。使用する鉛については「JIS H4301」に準拠するものを使用し、化学成分表などを建築工事監理者（以下「監理者」と言う）に提出する。コンクリートによる場合は、施工現場によるコンクリートの品質の差（特に密度、空隙）・隠ぺい配管の有無による問題があるため、特に密実にする必要がある。

14.1.2 X線防護工事

(1) 防護建具

X線診療室は一定の防護性能が担保できる遮へい性能が必要であり、以下に示すX線防護工事を行なうこと。

※以下の詳細図に関しては防護工事施工業者との打合せが必要である。

(1.1) 防護扉

X線診療室に設置する防護扉は以下の事項に注意し施工する。

防護扉の特徴としては一般に、X線の遮へい能力に

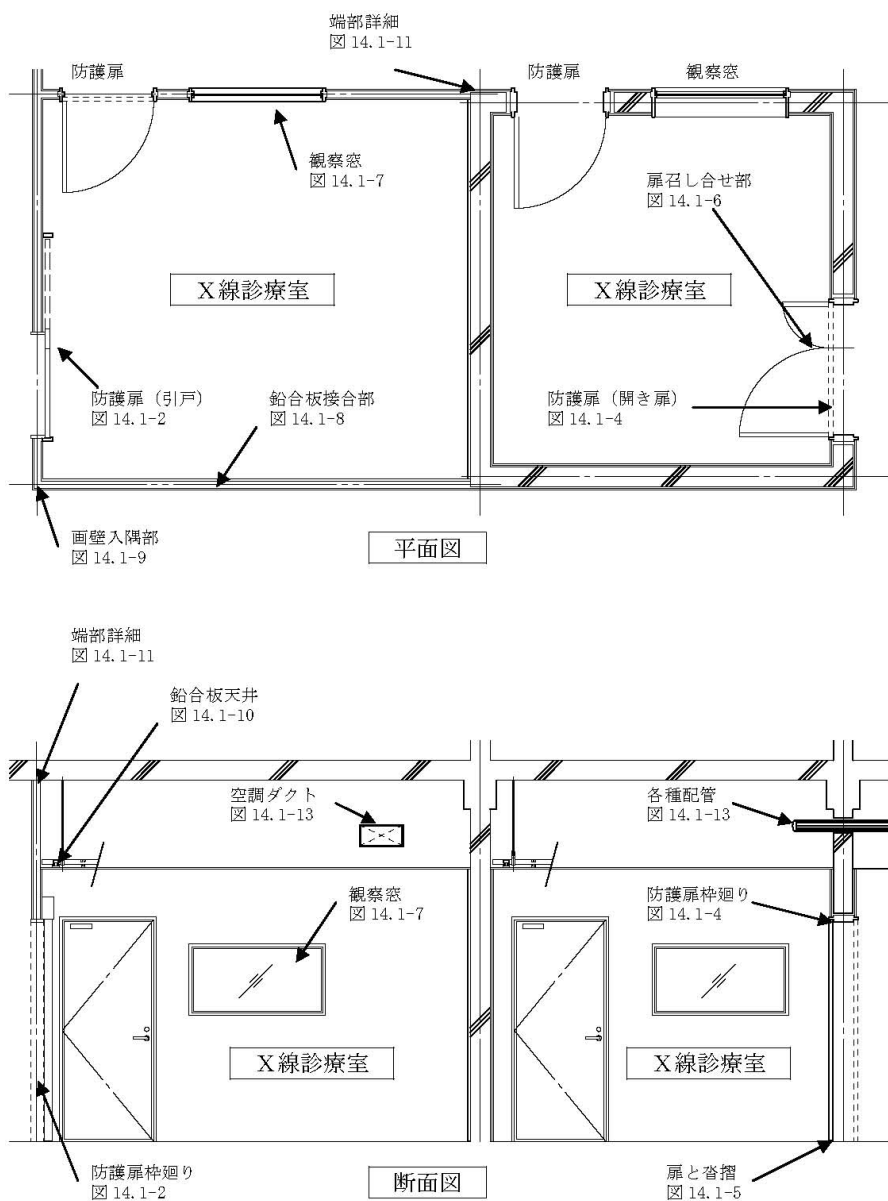


図 14.1-1 X線診療室詳細図

見合う鉛板を枠・扉内部に入れ、面壁などの鉛板との取り合いに注意し設置する。外観上では、通常の扉との差異を見分けることは困難であるため、扉および枠に鉛当量を表記する。

扉と枠の鉛は重なりが必要である。(建築工事の共通仕様書参照)

図14.1-3より扉と枠の鉛板は所定の寸法以上で重ねる必要がある。なお、通常の鋼製扉と同様に枠と扉のクリアランスを設け(2~4mm程度)開閉動作に支障のないようにする。このため、防護扉には製品の寸法の精度を厳密に管理する必要があるが、このクリアランスによるX線の漏えい(放射線測定器に顕著に現れる)は認められない。施工誤差を考慮し、建具製作時には鉛板の重なりを防護工事施工業者と打合せすることが重要である。

このほか、製作完了後、内部の鉛板が自重で剥れたりすることの無いように処理する。詳細図での鉛板の入れ方はX線防護上望ましい方法の一例であり、製作時には開閉方向・形状などを考慮する。

X線診療室の画壁が鉄筋コンクリート造の場合、画壁に関しては必要壁厚が確保されていれば鉛板によるX線防護は必要ないが(比重2.1以上の普通コンクリートとし比重の満たない軽量コンクリートなどは遮へい効果が減少するため、注意が必要である)、建具と画壁開口部との取り合い部分で断面欠損部(開口部などにおいてX線の入射角によって必要壁厚が確保できない部分)を鉛板で防護処理する必要がある。(14.1.2項(4)コンクリート材での防護参照)また、画壁厚の増加に伴い枠見込みが大きい場合、建具枠内の鉛の挿入方法についても検討する。

図14.1-5より扉と枠とのクリアランスは10mm以下(扉の見込を40mm前後とする)であれば、放射線測定器に顕著に現れるX線の漏えいは認められない。ただし、今日の医療施設では、ストレッチャーなど使用により段差の無い三方枠にて施工することが望まれることが多いが、この場合は床と扉とのクリアランスに厳しい施工精度が要求され、X線の防護に関しても注意が必要である。

両開き扉などの召し合せ部にも、鉛を挿入する必要がある。図14.1-6より扉召し合せ部の鉛板と扉との重なりを設ける。(建築工事共通仕様書参照)X線防護扉は鉛板を内部に入れるという構造上、スウェーデンを考慮しなければならない。特に撮影枚数の多いX線診療室に設置される防護建具は使用頻度も多く、使用者(医療従事者および患者など)の身体的負担も増加する。扉の耐久性、身体的負担を軽減するために防護建具の扉は医療従事者などが使用する上で負担が少ない構造とし、簡易に開閉ができることが

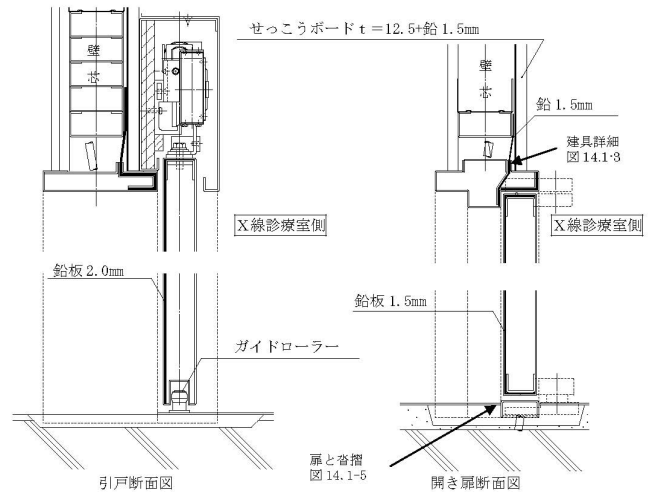


図 14.1-2 防護扉および枠廻り断面図

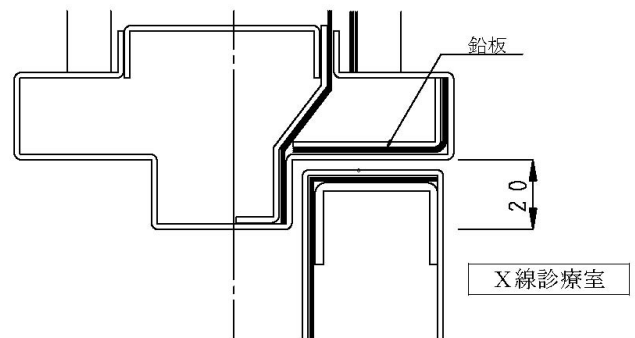


図 14.1-3 防護建具詳細

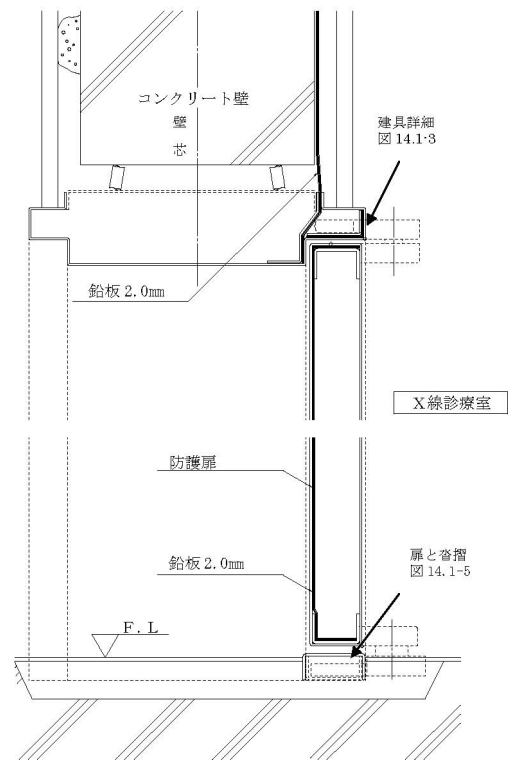


図 14.1-4 防護扉および枠廻りコンクリート壁納まり

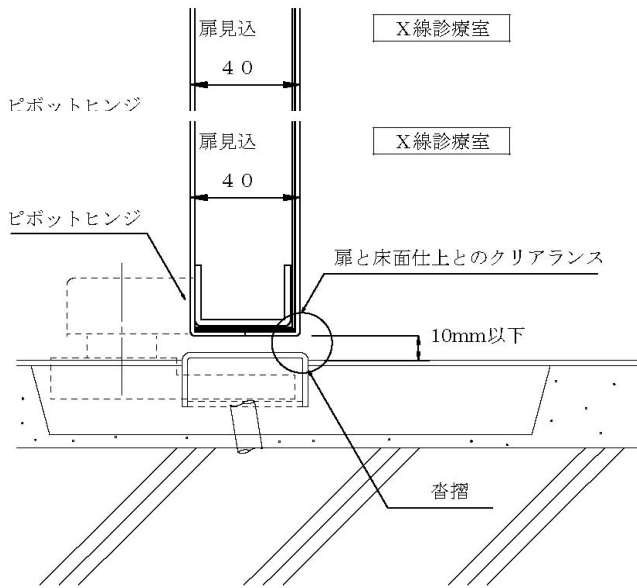


図 14.1-5 扉と杓摺のクリアランス

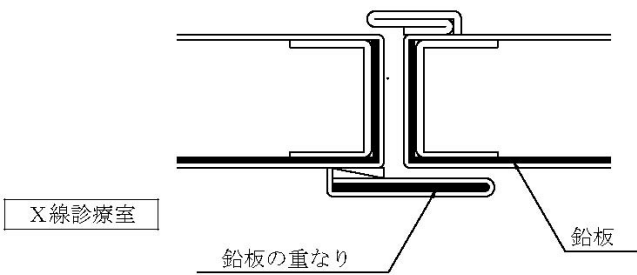


図 14.1-6 防護扉召し合わせ部詳細

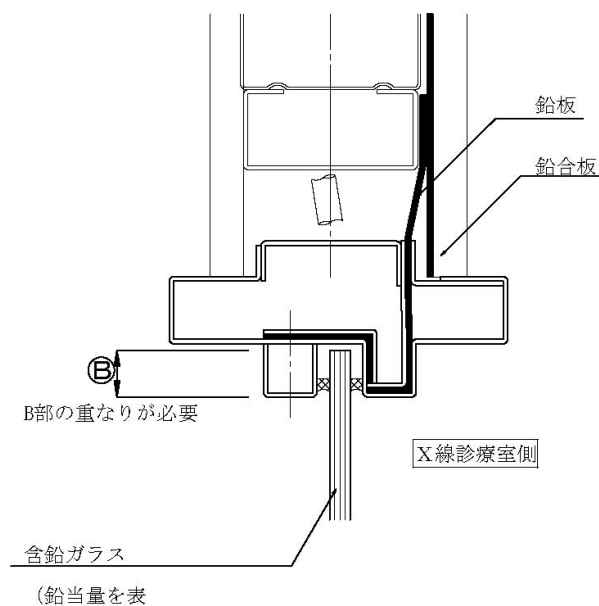


図 14.1-7 観察窓枠詳細

望ましい。また、経年変化による内部の鉛の脱落などにより X 線の漏えいが認められる場合もあるので製作時に注意する必要がある。

X 線防護建具は、X 線を遮へいする性能を求められると共に、X 線装置の搬入口として十分な寸法、医師・診療放射線技師・看護師などの医療従事者の動線の考慮が必要であるため、建物の設計時においては建物管理者および X 線装置のサプライヤ（装置供給者）との綿密な打合せが重要である。

(1.2) 観察窓

X 線診療室内の患者を操作室から観察するために観察窓が必要となる。この場合、ガラスは含鉛ガラス（JIS R3701に準ずるもの）を使用する。含鉛ガラスは原則として鉛当量を確認できるように表示する。また、図14.1-7より枠の鉛と含鉛ガラスとを重ね、X 線を遮へいする必要がある。

図14.1-7 B 部の重なりは施工誤差も考慮し、5～10mm 程度設けることが望ましい。含鉛ガラスの施工時の取扱およびメンテナンスには、以下の注意が必要である。

- a.水分・油分などが付着したまま放置すると変色・曇りが起こる場合がある。
- b.重量があるため施工時の取扱に注意が必要である。

上記 a.の理由により水拭きすることはできないため、必ず柔らかい乾いた布などで拭くようにする。また、施工中に養生を行なう場合にテープなどで直接貼ることを避ける。このような方法で製品を扱うと含鉛ガラスが変色し、視界が非常に悪くなる可能性がある。

なお、上記含鉛ガラスの代わりに「透明含鉛アクリル樹脂板」を使用することもある。

(2) 画壁などの施工方法

X 線診療室の画壁は以下の事項に注意し施工する。

(2.1) 床面の防護

床面の防護に関しては、設置する装置の質量などの問題があるため、乾式置き床などで施工するよりも、原則としてコンクリートを打設する。乾式工法により室内の床をコンクリート（土間）より高い位置に設ける場合は防護が必要になる。コンクリートで防護を行す場合は、コンクリート内に埋設する隠ぺい配管、貫通部などの防護処理に注意する必要がある。また、X 線装置の配線を室内にて行なうため、床に配線ピットを設けることがある（14.1.3 (2) 診断用 X 線装置の配線 参照）。

この場合、X 線装置からの配線を操作卓に接続するため床面に貫通部が設けられる。防護の方法とし

では図14.1-13の「配管などの貫通部の防護処理」と同様に防護することが適切な方法だが、この部位より顕著な漏えいが認められることは少ないので、X線装置のサプライヤーとの協議のうえで、防護の有無を決定することが望ましい。

(2.2) 画壁面（周囲の壁）の防護

壁面の下地を軽量鉄骨下地・木造下地などで施工する場合、鉛合板（鉛をせっこうボードまたは、ベニヤ板など合板状に張り合わせたもの）で防護をする必要がある。この場合特に注意が必要なのは、鉛合板の接合部の処理（図14.1-8参照）であり、鉛合板などの施工誤差によるX線の漏えいを防止するため、裏側に鉛板を重ねる必要がある。通常は鉛板を幅30～50mm程度のテープ状に加工し（以下鉛テープという）壁面の下地材に固定する。過剰に重ね代をとることは壁面の不陸の調整が困難になり、壁面の重量を増加させるだけなので望ましくない。また、施工誤差を考慮し鉛合板と鉛テープとの重なりは10mm程度とすることが望ましいが、鉛合板貼り付け施工後、裏面から重なりが適切であることを確認することが重要である。

図14.1-9は、軽量鉄骨下地に鉛合板を貼り付け施工する場合の接合部の詳細である。木造下地の場合でも施工方法は同様である。また、鉛合板の固定方法は通常のせっこうボードと同様に小ねじなどを用いて固定するが、小ねじなどの固定間隔は監理者との協議が必要である。

壁面の入隅部の防護処理は鉛合板の鉛の重なりに注意する。

鉛合板から鉛板の部分伸ばし、もう一方の鉛合板の鉛板に重ねる方法または、鉛板をアングル状に加工して鉛板の欠損部分に設置する。この場合、鉛テープの重なりと同様に10mm程度鉛板を重ねることが望ましい。同様に壁面・天井面の入隅部も鉛板を重ねる処理が必要となる。過剰に鉛板の重なりを多くする必要は無いが、鉛板は硬度が低いため、下地材に確実に固定し重なり部分に隙間が無いようにする。

(2.3) 天井面の防護

壁面同様、天井面の下地を軽量鉄骨下地・木造下地などで施工する場合、鉛合板などで防護をする必要がある（図14.1-10参照）。壁面を施工する場合と同様に、鉛合板の接合部の処理および壁面と天井面との入隅部は鉛板を重ねる必要がある。ただし、鉄筋コンクリート造もしくは鉄骨鉄筋コンクリート造により各階のスラブコンクリートにより防護をする場合は（壁面が鉄筋コンクリート造で防護する施工方法ではなく、鉛合板で防護する場合）、防護壁を

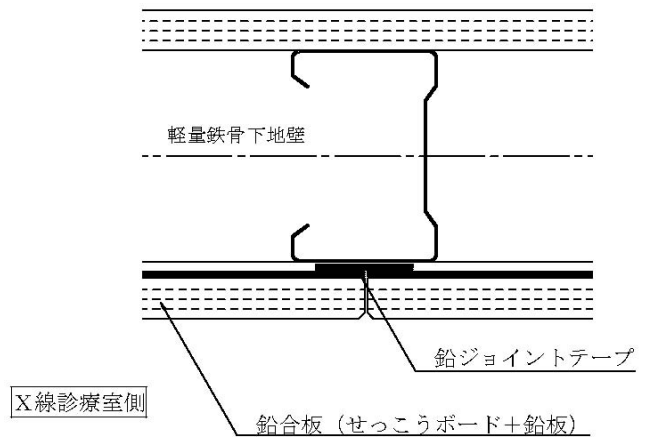


図 14.1-8 鉛合板の接合部詳細

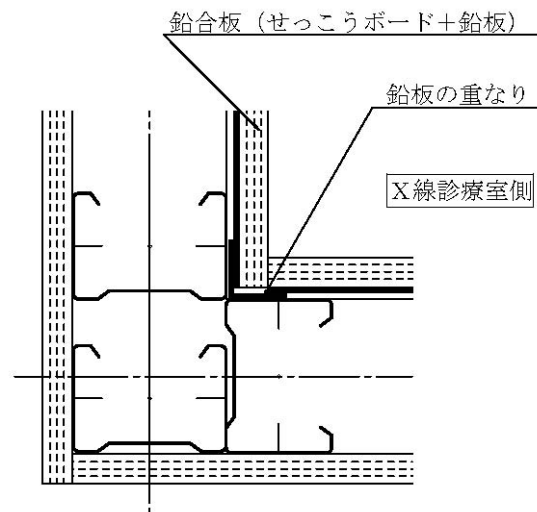


図 14.1-9 画壁入隅部詳細

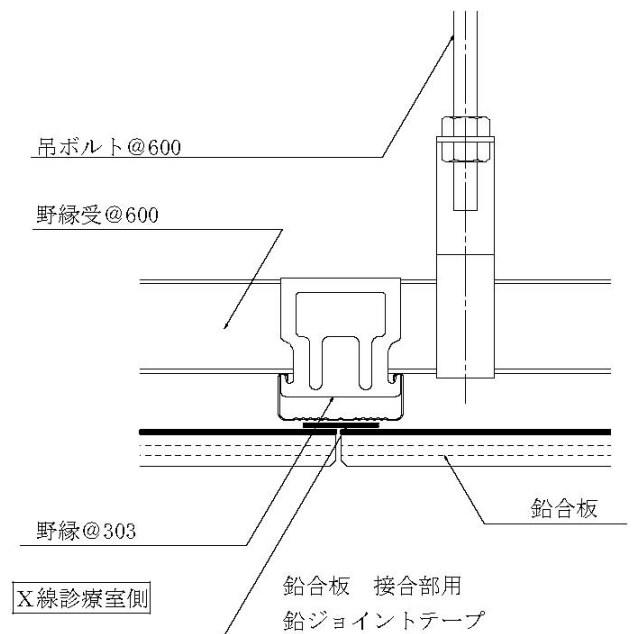


図 14.1-10 鉛合板天井面詳細

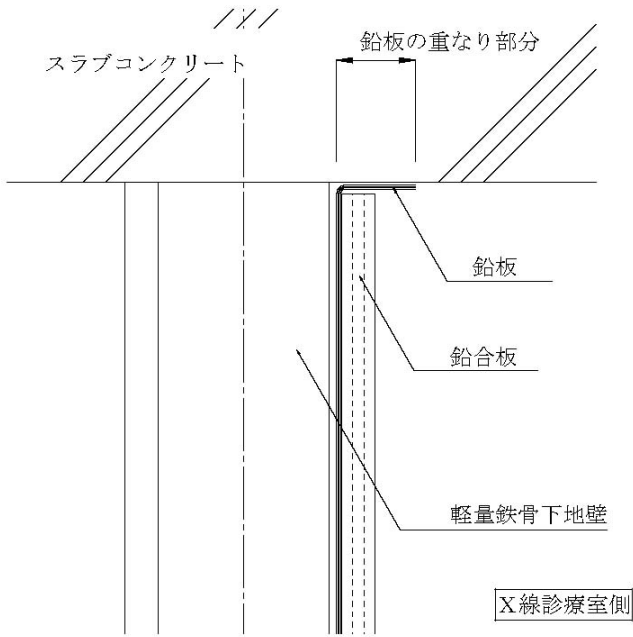


図 14.1-11 鉛合板端部詳細

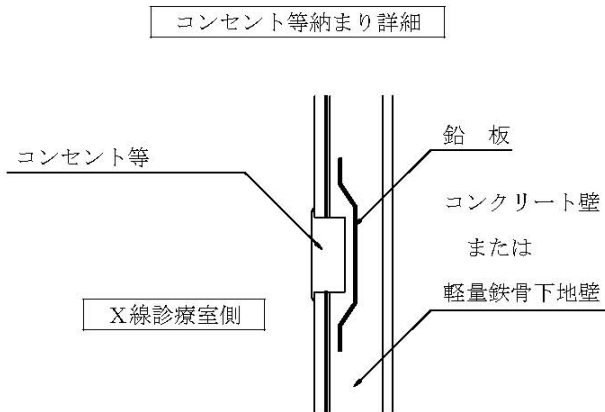
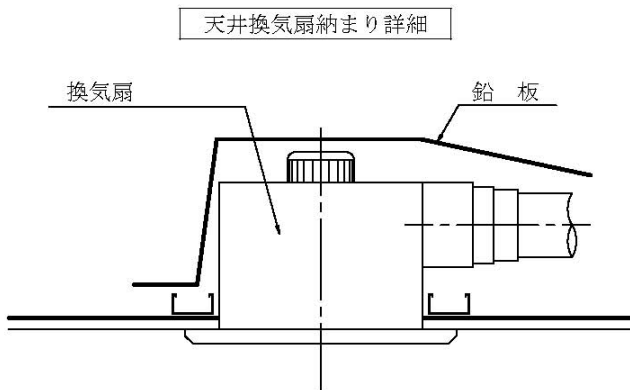


図 14.1-12 各種付帯設備の防護詳細図

上階スラブ下部まで伸ばす施工方法もある。この場合は壁面鉛合板の鉛板を上階のスラブに重ねる（図14.1-11参照）などの処理を行い、スラブとの隙間の施工誤差を担保する。

天井面を鉛合板貼りで施工する場合、下地材の間隔、吊ボルト・つり木の間隔に注意する。また、施工時の注意として、12.5mmの厚みで910mm×1820mmのせっこうボードに鉛板1.5mm～2.0mmを貼り付けた鉛合板の重量は45～55kgとなるため、重量に則した工法、安全管理が求められる。

(3) 貫通部・開口部などの防護

空調設備、給排水設備などの配管がX線診療室の画壁を貫通する場合など、貫通部の防護処理を行なう。また、防護を施した天井面に埋込型の照明器具を取り付ける場合にも防護処理をする必要がある。

（図14.1-12参照）照明器具、空調機などの器具が天井面に埋め込まれる場合は、鉛板を被せて防護する。コンセント・スイッチなどのボックス裏にも鉛板を貼り、開口部からの漏えいを防ぐ。

配管などの貫通部（図14.1-13参照）は貫通部の直径＝ d の1.5～2.0倍以上の長さをX線診療室側に鉛板を巻き、鉛板が脱落することのないように確実に固定する。1.5～2.0倍の根拠は貫通部の位置においてX線装置からの直接線（X線）を受けないことを前提としているため、X線装置の設置位置など、室内レイアウトによっては配管を屈折させるなど対応が必要である。

配管などの貫通部の防護処理は鉛合板・コンクリートの場合の壁厚（鉛板の厚さ）を考慮し、それぞれ1.5～2.0倍としている。開口寸法（直径）が著しく大きい場合、開口部の位置によっては上記以外の方法で防護を行なう必要があるため、X線装置のレイアウトとともに検討が必要である。

(4) コンクリート材での防護

前述では鉛合板による防護の施工方法を記載したが、X線診療室の画壁6面を鉄筋コンクリート造で防護する方法がある。この場合、コンクリートの厚さを鉛当量に換算し画壁厚を決定する必要がある。しかし、X線装置の入れ替え時に、部屋の大きさを安易に変更することができないなどの制約が生じる恐れがあるため、設計時には留意する。また、治療装置などを設置する場合は防護の方法が異なるので留意する。

このほか、施工精度などによりジャンカや空隙など補修が必要となる部分については、バライトモルタルなどを使用し遮へいする。

(5) 医療施設のリニューアル時の防護方法

医療施設の改修工事にともない、またはX線装置の老朽化など、X線診療室もX線装置の入れ替えが行なわれることがあるが、これらの作業にともない、X線防護の仕様を見直さなくてはならない場合がある。具体的にはX線診療室の拡張、鉛当量の変更(遮へい能力の変更)などが挙げられる。このためコンクリート材でX線の遮へいを行なっている場合は、内装のみにとどまらず建築物の構造に影響を及ぼすこともあるため、設計段階で検討する必要がある。また、防護建具も老朽化により性能が劣化している場合もあるため、改修後に既存の建具を再使用する場合は、工事監理者と協議する必要がある。

X線装置を移設した場合であっても、漏えい線量測定(届出・変更許可など)は必要であり、遮へい能力の変更があるため、X線防護に対して再考する。

14.1.3 付帯工事

(1) 天井走行保持装置に伴う下地補強

X線一般撮影室において、X線管などの装置を天井から吊り下げ移動させる場合に、天井面に移動用のレールを設置する必要がある。このレールを保持するために鋼材を用いて補強工事を行なう。通常、X線診療室の防護工事に先行して施工するため、天井面の取り合い部分はX線装置のサプライヤーと協議する。

(2) 診断用X線装置の配線

診断用X線装置は原則として操作室などで操作するため、操作卓からX線装置までの配線が必要となり、床に配線ピットを設けるか、ケーブルダクトなどで床面に配線する方法、天井についてはラックを使用して配線を行なう。診断用X線装置のケーブルの長さには限界があり(性能が低下する恐れがある)、性能面・メンテナンスの都合上、天井内部での配線は望ましくない。このため、設計段階でX線装置のレイアウトを考慮し、配線方法をX線装置のサプライヤーと打合せの必要がある。

(3) X線診療室の安全管理

医療法施行規則第30条の16より抜粋

「病院または診療所の管理者は、病院または診療所内の場所であって、外部放射線の線量、濃度または密度を超える恐れのある場所を管理区域とし、当該区域にその旨を示す標識を付さなければならない。」

X線診療室の出入口となる場所に前述のように管理区域であることを表示する必要がある。また、X線診療室である旨を示す標識を付さなければならない。

このように管理者以外の者がむやみに立ち入ることのためX線診療室の出入口に設ける防護建具は施錠可能な構造とするなど、管理できるようにする

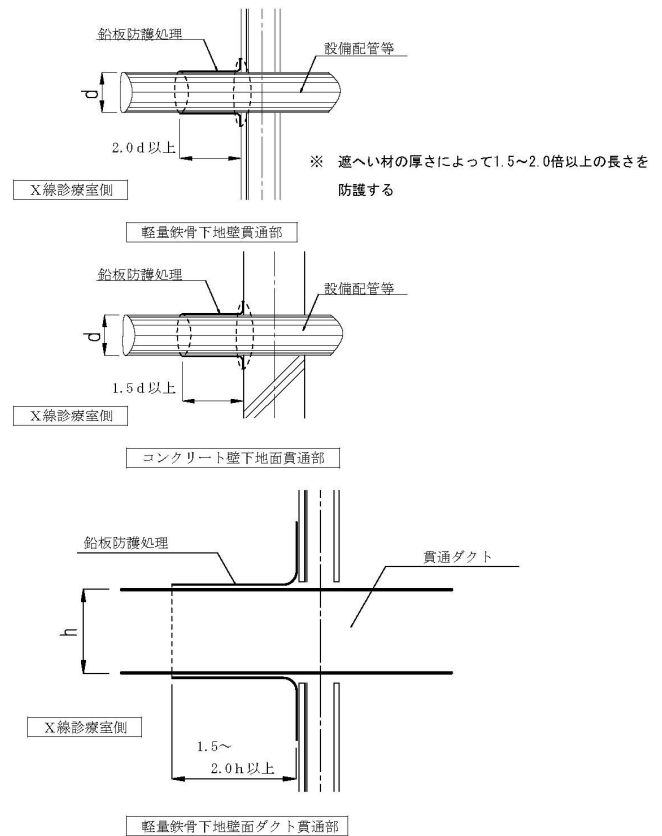


図 14.1-13 各種配管など貫通部の防護処理

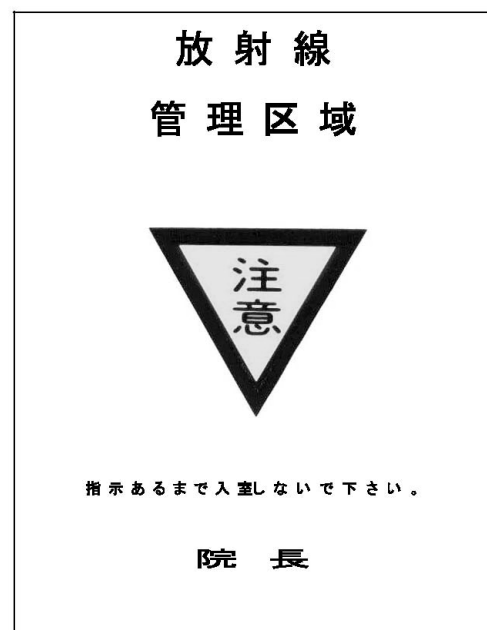


図 14.1-14 管理区域標示例

ことを防ぐと共に、事故の防止に努める必要がある。ことが望ましい。

X線装置が使用中であることを、X線診療室外で確認することができるように表示灯を出入口に設置する。また、安全装置として防護建具にセンサーを設置し、扉が開放されている状態では、X線装置からX線が照射することのないようにする方法もある。このようなシステムを構築する場合は、施設管理者および装置のサプライヤーと協議が必要となる。



図 14.1-15 使用中標示灯例

(4) メンテナンス

診断用 X線装置を設置する構造設備は、その用途の性質上、定期的なメンテナンスを必要とする。製造物責任法（PL法）により建具などは製造物責任を問われる場合があるため、使用方法・注意事項・定期的なメンテナンスについて施設管理者に対し、明確に説明する必要がある。また、診断用 X線装置の入れ替えなどを想定し、施設管理者によって、竣工図（施工図）が確実に保管・管理されるようにする。同様の理由により施工図は施工者（メーカ）においても確実に保管する。

14.1.4 鉛の処分方法・リサイクル

改修工事にともない建築物から解体された産業廃棄物に鉛板がある場合、通常は管理型産業廃棄物として処分することは可能である。しかし、鉛にはヒ素・シアンなどの有害な物質が含まれているため、安易に処理することは環境保護の観点から、適切な処理であるとは言えない。このため鉛のリサイクルが考えられるが、この場合は解体された建築物から出る産業廃棄物の鉛を、製鉛工場などに持ち込むことになる（解体した鉛の管理方法には注意が必要であり、監理者と協議が必要である）。また、X線防護建具を製作する際、鉛の分離処理を考慮し、容易に解体・分離できる構造で建具などを製作することが望ましい。

分離した鉛を再処理する際、雨水などにより濡れた鉛を溶融釜において製鉛すると水蒸気爆発が起るため、保管状態についても注意する必要がある。

近年、JIS規格外の製品（鉛）・外国産の鉛には、

ヒ素・シアンなどの有害な物質の含有量が多い製品もあるので、産業廃棄物の管理面を考慮すると、JIS規格に則した製品を使用することが望ましい。

14.1.5 漏えい線量測定に関して

(1) 測定器の選択

測定器(サーベイメータ)は、測定目的、性能(表14.1-1)、線量率の範囲、および信頼性などを考慮して、適正な校正がされているものを選択する必要がある。測定器は、持ち歩いても安定な動作特性と十分な検出感度を有するものを選択する。また、購入しやすい価格も重要な選択肢となる。

測定器は、使用方法などが異なれば、同一の線量の放射線に対して必ずしも同じ指示値を示すとは限らない。従って測定器の使用に当たっては、あらかじめ測定器の特性を熟知しておく必要がある。

医療法施行規則第30条の22に示す管理区域漏洩線量測定のための放射線測定器としては、電離箱式サーベイメータが最も適している。

(3) トレーサビリティ

計量法におけるトレーサビリティ制度は、図14.1-16に示すように指定校正機関—認定事業者—ユーザからなる。指定校正機関は特定標準器をもつ。特定標準器は、トレーサビリティ制度における国家標準で、経済産業大臣が指定する。指定校正機関は、特定標準器により認定事業者の特定二次標準器を校正し、認定業者は特定二次標準器により、ユーザの測定器を校正する。

このように、ユーザが使用するすべての測定器が何階層かの校正を経て、国家標準につながっているという縦方向の校正システムを、トレーサビリティという。これに対して、同じ階層での各測定器を、横方向に相互比較していくことをコンパティビリティという。

(2) 測定器の管理

(2.1) 測定前の準備

- a.測定器の取扱説明書をよく読む。
- b.測定器の電源を入れてから指示値が安定するまでしばらく待つ。
- c.測定器に強い振動や衝撃を与えない。

(2.2) 測定器の管理

- a.使用測定器の製造番号、校正年月日を記録する。
- b.測定器の精度を維持するため、1年に1回整備点検・校正*をメーカなどに依頼する。
- c.チェックソースなどを有する事業所では1週間に1回、少なくとも1月に1回は感度の変動を確

表 14.1-1 サーバイメータの種類と特徴

サーバイメータの種類	電離箱式 サーバイメータ	G M 管 式 サーバイメータ	シンチレーション式 サーバイメータ	半 導 体 式 サーバイメータ
測定範囲(注1)	0.1 μ Sv \sim 数十 μ Sv 1 μ Sv/h \sim 数百 mSv/h 0.1 mSv/h \sim 数千 mSv/h	0.1 μ Sv/h \sim 数百 μ Sv/h	0.05 μ Sv/h \sim 数十 μ Sv/h	3 μ Sv/h \sim 百 mSv/h
エネルギー範囲(注2)	30keV \sim 2MeV	30keV \sim 3MeV	50keV \sim 3MeV	20keV \sim 2MeV
方向依存性(注3)	○	×	△	△
散乱線の測定(注4)	◎	△	△	○
低線量の測定(注5)	×	△	○ 低エネルギーの X線には不向	×
高線量の測定(注6)	○	△	×	△
時定数(注7)	約10秒	約30秒	約30秒	約120秒
測定原理	空気中の電離電荷量を測定。(測定値が線量の定義そのものため、エネルギー特性が良好。信号が微弱である。)	入射放射線による計数ガス中の放電パルスを計数。(放電パルスのため信号が多く、応答は遅い。)	固体シンチレータ中での発行パルスを計数。(固体の検出器のため高感度。発光量がエネルギーに依存し、エネルギー特定の補正ができる。)	固体電離箱(シリコン結晶)中の電離電流パルスを計数。(固体電離箱のためエネルギー特性良好。エネルギーカットレベルでノイズと弁別、デジタル計測のため再現性がよい。)
特 徴	<ul style="list-style-type: none"> • X, γ 線の測定には最も有効な特性。 • エネルギー特性が良好。 	<ul style="list-style-type: none"> • β 線の測定に適している。 • 電離箱式より感度が高い。 	<ul style="list-style-type: none"> • 環境レベルのバックグラウンド迄測定できる。 	<ul style="list-style-type: none"> • 小型でエネルギー特性良好。
注 意 事 項	<ul style="list-style-type: none"> • 微弱電流を扱っているため、デシケータに保管が必要。 • 機械的衝撃に弱い。 	<ul style="list-style-type: none"> • 高線量率では数え落とし、窒息現象がある。 • 50keV以下の低エネルギーX・γ線に対して感度が低下する。 	<ul style="list-style-type: none"> • 低エネルギーのX, γ線は測定できないものがある。 	<ul style="list-style-type: none"> • 高線量率では数え落とし、窒息現象がある。

(注1) 測定範囲

エックス線室からの漏洩線量測定に関しては電離箱式、またはGM管式が適している。ただし、GM管式は、0.1 \sim 0.2 μ Sv/h程度の線量率から測定できるため、低い漏洩線量率の測定に適しているが、高線量率になると数え落としがあり、数mSv/h以上では指示値が不安定になって動作しなくなる。シンチレーション式サーバイメータは、環境レベルの低線量率の測定に適している。

測定器は、Sv単位直読できるものを使用する。それ以外のはSv単位に換算して使用する。また使用する測定器は、線量率計と積算線量計の両方を備えているものが望ましい。

線量(率)計とは本来、照射線量に対して校正されたものである。しかし、本項では1センチメートル線量当量の測定法のみを述べることとする。

(注2) エネルギー範囲

エネルギー範囲を確認し、低エネルギーのカットオフレベルに注意する。

(注3) 方向依存性

ほとんどの測定器は方向依存性を有しており、放射線の入射方向により感度に変化する。同一の線量を検出しても、測定器の向きの違いにより感度が低下する場合がある。通常は、検出数値が最大を示す方向に測定器を向けて使用する。

(注4) 散乱線の測定

エックス線室での被ばくは直接線よりも散乱線による場合が多い。散乱線は直接線よりも広い範囲のエネルギースペクトルを持つので、エネルギー特性の良好な電離箱式が適している。

(注5) 低線量の測定

施設周辺の環境モニタリング（バックグラウンドレベル）の低線量の測定は、シンチレーション式が適している。

(注6) 高線量の測定

GM 管式サーベイメータを高線量率の場所に持ち込んでからスイッチを入れると、動作しなくなるおそれがある（窒息現象*）。また、シンチレーション式もGM管式と同様に高線量率下では数え落としがあるので、注意する必要がある。

*窒息現象： GM計数管は、線量率が高い場合には、放電が管全体に広がって消滅しなくなり、パルスが発生しなくなる現象。

(注7) 時定数

測定器の回路の応答時間。測定値は、放射線が検出器に入射してから時定数の2倍以上の時間が経過してから読み取る。

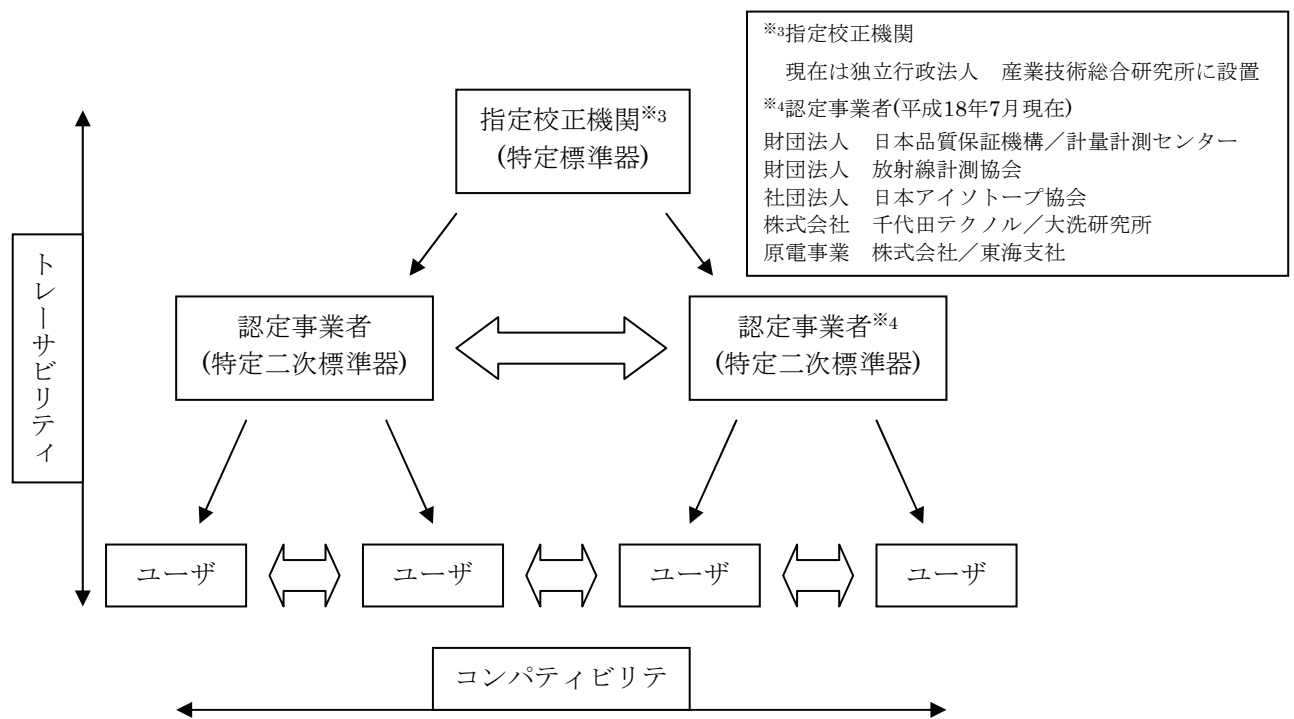


図 14.1-16 トレーサビリティ

認することが望ましい。

d.測定器を使用しない時は、振動のある場所、高温多湿な場所を避けて保管する。特に電離箱式サーベイメータは、デシケーターなどに入れて保管するのが望ましい。

e.定期的に測定器の経年劣化、ケーブルコードの断線、破損、電池などの消耗品を確認し、必要に応じて交換をする。

値に乘ることにより、正しい測定値を得ることができる。

個々の測定器が国家計量標準との繋がりを持ち、国内の同種の測定器の指示値が互いに一致するための体系をトレーサビリティという。

*校正

測定器の基準量に対する応答を知ることにより、個々の測定器の指示値と基準量との関係を求めることを測定器の校正という。校正により得られた指示値と基準量との比（校正定数）を測定時の指示

(3) トレーサビリティ

計量法におけるトレーサビリティ制度は、図14.1-16に示すように指定校正機関－認定事業者－ユーザからなる。指定校正機関は特定標準器をもつ。特定標準器は、トレーサビリティ制度における国家標準で、経済産業大臣が指定する。指定校正機関は、特定標準器により認定事業者の特定二次標準器を校正し、認定

業者は特定二次標準器により、ユーザの測定器を校正する。

このように、ユーザが使用するすべての測定器が何階層かの校正を経て、国家標準につながっているという縦方向の校正システムを、トレーサビリティという。これに対して、同じ階層での各測定器を、横方向に相互比較していくことをコンパチビリティという。

(4) 線量率測定と積算線量測定

放射線の漏洩線量測定法には、線量率測定と積算線量測定の2種類がある。

(4.1) 線量率測定

エックス線室からの漏洩エックス線の強度を1時間当たりの線量($\mu\text{Sv/h}$ ・ mSv/h)として測定する。

(4.2) 積算線量測定

エックス線室からの漏洩エックス線を一定時間間隔積算した線量(μSv)を測定する。

空間線量(率)の測定においては、まず線量率と積算線量の何れを測定すべきかを判断する必要がある。その際、考慮する要因は、測定の対象である放射線場の強度と時間変化および使用可能な測定器の最小検出感度^{*5}・応答時間^{*6}・積算可能期間などである。

エックス線に関する空間線量の測定方法は、放射線発生源の性質により、a.連続的に放射線を発生する場合と、b.間歇的(短時間・瞬間的)に放射線を発生する場合とでは測定方法が異なったものになる。

a.連続的に放射線を発生する場合

線量率計を用いて測定をする
⇒エックス線透視撮影装置、循環器用エックス線診断装置など

b.間歇的に放射線を発生する場合

積算線量計を用いて測定をする
⇒撮影用エックス線装置(口内法撮影用エックス線装置・歯科用パノラマ断層撮影装置を含む)、医用エックス線CT装置など

どのような線量率計測定器(サーベイメータ)にも、線量率の指示値には応答時間(指示値の応答時間は測定器に時定数として表示されている)というものがあり、エックス線が電離箱に入射しても、時定数の2倍以上の時間(約20~30秒)を待たなければ、指示値の読み取りはできない。

このことから、撮影用エックス線装置、口内法撮影用エックス線装置、歯科用パノラマ断層撮影装置など短時間、または瞬間的に放射線を発生する場合の空間線量の測定は、測定器の応答時間がエックス線の照射時間に比べてかなり長いので、直接線量率計での測定を行うことができない。

^{*5}最小検出感度

測定値からバックグラウンドを差し引いた値が、意味を持つ数値であるとみなされる最も小さな測定値。測定器の種類、性能によって最小検出感度は異なるが、多くの電離箱式サーベイメータは $0.3\mu\text{Sv}$ 程度である。

^{*6}応答時間

測定器の指示値は、放射線の瞬間的な変化に即座に対応しない。指示値の応答速度は測定器の仕様表または設定値に時定数として表示される。

(5) 実際の測定

(5.1)連続放射線の測定

①照射条件の設定

実際に使用する各照射方向につき、 $90\text{kV}1\text{mA}$ (マニュアルでの条件設定ができない場合も、被写体に下記のJIS-Z4915を使用すれば、 $90\text{kV}1\text{mA}$ 相当での照射が可能)で照射し、線量率を測定する。

②被写体

散乱線測定用水ファントムJIS-Z4915を使用する。(45cm×30cm×20cm、二層式により胸部、腹部での測定が可能。)

③照射野の大きさ

I.I.(イメージ・インテンシファイア)の大きさにより、照射野を決定する。(図14.1-17)

I.I.のサイズ	照射野の大きさ
6インチ	15cm×15cm
9インチ	23cm×23cm
12インチ	30cm×30cm
14インチ	42cm×42cm
16インチ	48cm×48cm

図 14.1-17 I.I.サイズと照射野の大きさ

④測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、画壁外側の表面に対して垂直に向ける。また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、ケーブルピット、換気扇、そのほか開口部などは特に念入りに測定する。

⑤バックグラウンドの測定

放射線が照射されていない時の指示値をバックグラウンド値とする。放射線が照射されているときの指示値からバックグラウンド値を差し引いて測定値とする。

(5.2) 間歇放射線の測定

①照射条件の設定

実際に使用する各照射方向につき通常使用する条件で照射し、積算線量を測定する。

条件が定まっていない場合は表14.1-2に示す標準照射条件表を用いて測定する。

②被写体

一般エックス線撮影：

JIS-Z4915を使用する。(外側のみに水を入れる)

医用エックス線CT撮影：

専用ファントム(直径30cm以上の円柱型)を使用する。

口内法・歯科用パノラマ断層撮影：

直径16cm程度の円柱プラスチック容器に水を入れて使用する。

乳房撮影：

アクリル板(100mm×150mm)を40mm程度の厚さにして使用する。

③照射野の大きさ

一般エックス線撮影：

フィルムの半切サイズ(約35cm×43cm)

医用エックス線CT撮影：最大スライス厚

乳房用エックス線診断装置：

照射野制限板で最大のもの

口内法撮影用エックス線装置：

各装置固有の値となる

歯科用パノラマ断層撮影装置：

各装置固有の値となる

頭部規格撮影装置：

フィルムの六切サイズ(約20cm×25cm)

④測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、画壁外側の表面に対して垂直に向ける。また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、ケーブルピット、換気扇、そのほか開口部などは特に念入りに測定する。

測定個所一点につき、複数回(約3~5回)照射し積算する。

⑤バックグラウンドの測定

照射後の指示値から照射直前の指示値を差し引く。

(5.3) 胸部集検用間接撮影

①照射条件の設定

実際に使用する各照射方向につき通常使用する条件で照射し、積算線量を測定する。

条件が定まっていない場合は表14.1-2に示す標準照射条件表を用いて測定する。

②照射野の大きさ

蛍光板の大きさ

③被写体

JIS-Z4915を使用する。

④測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、画壁外側の表面に対して垂直に向ける。また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、ミラーカメラの取付部分などは特に念入りに測定する。測定個所一点につき、複数回(約3~5回)照射し積算する。

⑤バックグラウンドの測定

照射後の指示値から照射直前の指示値を差し引く。

(5.4) 集団検診用エックス線自動車

①連続放射線

a. 照射条件の設定

90kV 1mA (マニュアルでの条件設定ができない場合も、被写体に下記のJIS-Z4915を使用すれば、90kV 1mA相当での照射が可能)で照射し、線量率を測定する。

b. 照射野の大きさ

I.I. (イメージ・インテンシファイア)の大きさにより、照射野を決定する。

c. 被写体

JIS-Z4915を使用する。

d. 測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、車外では地面から1mの高さで画壁外側の表面に対して垂直に向ける。

また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、換気扇、そのほか開口部などは特に念入りに測定する。

e. バックグラウンドの測定

放射線が照射されていない時の指示値をバックグラウンド値とする。放射線が照射されているときの指示値からバックグラウンド値を差し引いて測定値とする。

表 14.1-2 標準照射条件表

照射部位	照射条件		
	kV	mAs	SID ^{※1}
胸部撮影	90	10~20	180~200
胸部高圧撮影	130	5~10	200
胸部集検用間接撮影	100	5~10	100
腹部撮影	80	20~75	100
腰椎撮影	80	40	100
乳房撮影	28	10	60
口内法撮影	55~70 ^{※2}	5~10 ^{※2}	※3
歯科用パノラマ 断層撮影	90	100~200 ^{※2}	※4
頭部規格撮影	90	1~5	※4
C T撮影	120	20~600	60

※1 焦点-受像機間距離(Source Image receptor Distance)

※2 固定の装置が多い

※3 使用する照射筒について固有

※4 装置に固有

③間歇放射線

a.照射条件の設定

実際に使用する各照射方向につき通常使用する条件で照射し、積算線量を測定する。
条件が定まっていない場合は表5.2に示す標準照射条件表を用いて測定する。

b.照射野の大きさ

フィルムの半切サイズ(約35cm×43cm)

c.被写体

JIS-Z4915を使用する。(外側のみに水を入れる)

d.測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、車外では地面から1mの高さで画壁外側の表面に対して垂直にむける。また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、換気扇、そのほか開口部などは特に念入りに測定する。

測定箇所一点につき、複数回(約3~5回)照射し積算する。

e.バックグラウンドの測定

照射後の指示値から照射直前の指示値を差し引く。

(5.5)骨塩定量分析装置

①照射条件の設定

装置により照射条件が決まっている。連続的に放射線を発生する装置は線量率を測定し、間歇的(短時間・瞬間的)に放射線を発生する装置は積算線量を測定する。

②照射野の大きさ

装置により固有である。

③被写体

装置に付属しているキャリブレーションファントムを使用する。

④測定場所

管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定する。測定器は床から1mの高さとし、画壁外側の表面に対して垂直に向ける。また、線源に最も近い場所、利用線錐側の画壁、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分、ケーブルピット、換気扇、そのほか開口部などは特に念入りに測定する。

積算線量を測定する場合は測定箇所一点につき、

複数回(約3~5回)照射し積算する。

⑤バックグラウンドの測定

線量率を測定する場合：

放射線が照射されていない時の指示値をバックグラウンド値とする。放射線が照射されているときの指示値からバックグラウンド値を差し引いて測定値とする。

積算線量を測定する場合：

照射後の指示値から照射直前の指示値を差し引く。

⑥室内散乱線の測定

エックス線室と同室内で装置を操作する場合、装置より1m離れた地点で室内散乱線を測定する。

(5.6)輸血用血液照射エックス線装置

①照射条件の設定

装置により照射条件が決まっており、線量率を測定する。

②照射野の大きさ

装置により固有である。

③被写体

装置実装用血液バッグ相当品

④測定場所

装置表面(側面および上面)を適当な間隔で測定する。また、線源に最も近い場所、防護扉周囲および召し合わせ部分、監察用窓の取付部分などは特に念入りに測定する。

ただし、測定できない面は管理区域境界外側の画壁などを適当な間隔で測定し、その時の測定器は床から1mの高さで、画壁外側の表面に対して垂直に向ける。

⑤バックグラウンドの測定

放射線が照射されていない時の指示値をバックグラウンド値とする。放射線が照射されているときの指示値からバックグラウンド値を差し引いて測定値とする。

(5.7)移動型・携帯型エックス線撮影装置

①移動型透視用エックス線装置

a.照射条件の設定

90kV 1mA (マニュアルでの条件設定ができない場合も、被写体に下記のJIS-Z4915を使用すれば、90kV 1mA相当での照射が可能)で照射し、線量率を測定する。

b.照射野の大きさ

I.I.(イメージ・インテンシファイア)の大きさにより、照射野を決定する。

c.被写体

JIS-Z4915を使用する。

d.測定場所

被写体中心より1m, 2m離れた地点において室内

散乱線を測定する。X線管とI.I.を垂直方向に向け、測定点の高さは被写体中心の高さとする。測定中は必ず、被ばく防止用具(防護衣など)を着用する。

e.バックグラウンドの測定

放射線が照射されていない時の指示値をバックグラウンド値とする。放射線が照射されているときの指示値からバックグラウンド値を差し引いて測定値とする。

②移動型・携帯型エックス線装置

a.照射条件の設定

実際に使用する各照射方向につき通常使用する条件で照射し、積算線量を測定する。

条件が定まっていない場合は、表14.1-2に示す標準照射条件表を用いて測定する。

b.照射野の大きさ

フィルムの半切サイズ(約35cm×43cm)

c.被写体

JIS-Z4915を使用する。

d.測定場所

被写体中心より1m, 2m離れた地点において室内散乱線を測定する。測定点の高さは被写体中心の高さとする。測定箇所一点につき、複数回(約3~5回)照射し積算する。測定中は必ず、被ばく防止用具(防護衣など)を着用する。

e.バックグラウンドの測定

照射後の指示値から照射直前の指示値を差し引く。

(6) 測定結果の記録・保存

エックス線室の漏洩線量測定を行ったときは、法令上5年間保存しなければならない。

[医療法施行規則 第30条の22]

しかし、施設の増改築や、そのほかの変更の際に貴重なデータとなるため、記録保存のスペースがある限り長期保存が望ましい。

エックス線室漏洩放射線量測定記録書

名称	(1)				測定室名		
住所	〒				電話番号		
					Fax番号		
管理者							
エックス線装置	製作者名	(2)			製造年月	(2)	
	型式名称	(2)			製造番号	(2)	
	用途	(3)					
	定格出力	連続	kV	mA	s		
		短時間	kV	mA	s		
		短時間	kV	mA	s		
		短時間	kV	mA	s		
コンデンサ式	kV	μF					
測定年月日	平成	年	月	日	()	: ~ : (4)	
天気	(5)	気温	(5) °C	湿度	(5) %	気圧	(5) hpa
測定器の種類	(6)	製造年月	(8) 年	月		被写体	(10)
測定器の名称	(7)	校正年月	(9) 年	月			(10)
立会者に関する事項	測定機関名称						
	住所					電話番号	
	測定者氏名				資格登録番号	(11)	
	管理責任者				資格登録番号	(11)	
総合所見	測定立会者				職名	(12)	
	(13)						
本記録書の有効期限	平成	年	月	日	迄	(14)	

エックス線室漏洩放射線量測定結果書

撮影条件	(15)		透視撮影(記入例)	胸部撮影(記入例)		
	kV	mA s	90 kV 1.0mA	120kV 200mA 0.05s		
レンジ	(16)		1.0 μSv/h	3 μSv		
ばく射回数	(17)		連続	3回		
測定箇所	測定値	平均値	測定値	平均値	測定値	平均値
	(18)		BG値		感知せず	
	1		BG値		感知せず	
	2		BG値		感知せず	
	3	5.0	5.0	0.3	0.1	
	4		BG値		感知せず	
	5		BG値		感知せず	
	6		BG値		感知せず	
	7		BG値		感知せず	
	8		BG値		感知せず	
	9		BG値		感知せず	
	10	8.5	8.5	0.6	0.2	
	11		BG値		感知せず	
	12		BG値		感知せず	
	13		BG値		感知せず	
	14		BG値		感知せず	
	15		BG値		感知せず	
	16					
	17					
	18					
	19					
20						
バックグラウンド(BG値)			(19)			

図 14.1-18 測定記録書・結果書記入例

- (1)病院または診療所の正式名称を記入する。法人施設などの場合、法人名も記入する。
- (2)制御装置(コントローラ)の銘板に記載されているもの。
- (3)実際に使用する用途を記入する。
例：診断用 直接撮影
診断用 CT撮影 など
- (4)測定した年月日、曜日、時間を記入する。
- (5)天気、気温、湿度、気圧については、記入することが望ましい。
- (6)測定に使用する測定器の種類を記入する。
例：電離箱式、GM管式、シンチレーション式など。
- (7)測定器に明記されている型式名称を記入する。
- (8)使用する測定器の製造年月を記入する。
- (9)使用する測定器の校正年月を記入する。
- (10)測定に使用する被写体の種類と大きさを記入する。
- (11)測定業務を行うには診療放射線(エックス線)技師、作業環境測定士、放射線取扱主任者、エックス線作業主任者などの、エックス線に関する知識のある者が望ましい。
- (12)医師、歯科医師、獣医師、診療放射線(エックス線)技師などのエックス線に関する知識のある者が望ましい。

- (13)測定結果から得た所見を記入する。
- (14)測定日より6ヶ月を超えないこと。
- (15)測定を行う際に想定した照射部位、照射条件を記入する。
例：透視撮影(水平位・立位など)、直接撮影(胸部・腹部・腰椎など)、間接撮影、断層撮影、乳房撮影、CT撮影など。
- (16)測定時に使用したレンジを記入する。
例：~μSv/h、~mSv/h、~μSv など
- (17)ばく射回数を記入する。透視撮影などの連続放射線の場合は「連続」、一般撮影など間歇放射線の場合はそのばく射した回数を記入する。
- (18)「測定値」は、線量率計で測定した場合はその数値を記入し、積算線量計で測定した場合は、照射回数の和の指示値を記入する。「平均値」は、測定値を照射回数で除した値を記入する。測定値がバックグラウンドレベルであった場合、線量率計で測定したのであれば「BG値」、積算線量計で測定したのであれば「感知せず」と記入する。
- (19)バックグラウンドを線量率計で測定し、その値を記入する。

表 14.1-3 積算線量計の種類と特徴

積算線量計の種類	TLD	蛍光ガラス線量計	フィルムバッジ
測定範囲	X γ 線：0.1mSv～10000mSv β 線：0.1mSv～10000mSv	X γ 線：0.1mSv～10000mSv β 線：0.1mSv～10000mSv	X γ 線：0.1mSv～8000mSv β 線：0.2mSv～600mSv
エネルギー範囲	X γ 線：15keV～3MeV β 線：0.5MeV～3MeV	X γ 線：10keV～3MeV β 線：0.3keV～3MeV	X γ 線：20keV～3MeV β 線：0.5keV～3MeV
測定原理	硫酸カルシウムなどの結晶に熱を加えると、照射した線量に比例して発光することを利用した線量計。	銀活性リン酸塩ガラスなどに放射線を照射し、紫外線で刺激すると照射した線量に比例して蛍光を発する性質を利用した線量計。	放射線によるフィルムの黒化作用から線量を測定する。
特徴	<ul style="list-style-type: none"> ・実効原子番号が生体軟組織と同程度の検出子がある。 ・素子をアニールすることにより、繰り返し使用可能。 	<ul style="list-style-type: none"> ・フェーディングが無視できるほど小さい。 ・繰り返し測定可能。 ・感度が高く再現性に優れている。 	<ul style="list-style-type: none"> ・フィルム陰影を分析することにより、各種放射線情報や被ばく状況が視覚的かつ客観的に判断できる。
注意事項	<ul style="list-style-type: none"> ・高温多湿場における長期の保管を避ける。 ・取り扱いにさいしては、強度の衝撃を与えない。 	<ul style="list-style-type: none"> ・高温多湿場における長期の保管を避ける。 ・取扱にさいしては、強度の衝撃を与えない。 	<ul style="list-style-type: none"> ・高温多湿場における保管を避ける。 ・使用期間終了後は速やかに測定を行なう。

※エネルギー範囲等は該当JISを参照

(7) 測定者について

(7.1)資格

測定業務を行うものについては法令上特に規定はないが、医療領域における放射線に関して十分な知識を持っていなければならない。そのため診療放射線技師、放射線取扱主任者、作業環境測定士、エックス線作業主任者などの資格を有するものが望ましい。

(7.2)健康診断

「事業者は、放射線業務に常時従事する労働者で管理区域に立ち入るものに対して、六月以内ごとに一回、定期的に医師による健康診断を行わなければな

らない。」

[電離放射線障害防止規則 第56条]

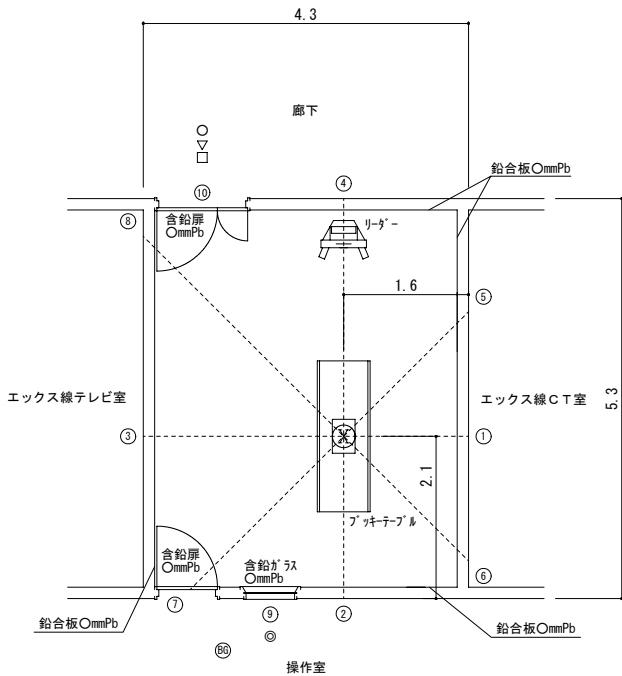
「事業者は、健康診断の結果に基づき、電離放射線健康診断個人票を作成し、これを三十年間保存しなければならない。」

[電離放射線障害防止規則 第57条]

(8) 積算線量計の種類と特徴

医療法施行規則が改正され、管理区域に係る線量限度が3月間当たりの線量で規定された。このことから1週間または1月間などの一定期間における積算線量計による測定も有効である。

以下参考図面



○印は、患者用注意事項、◎印は、従事者用注意事項
□印は、使用中標示、△印は、管理区域標識

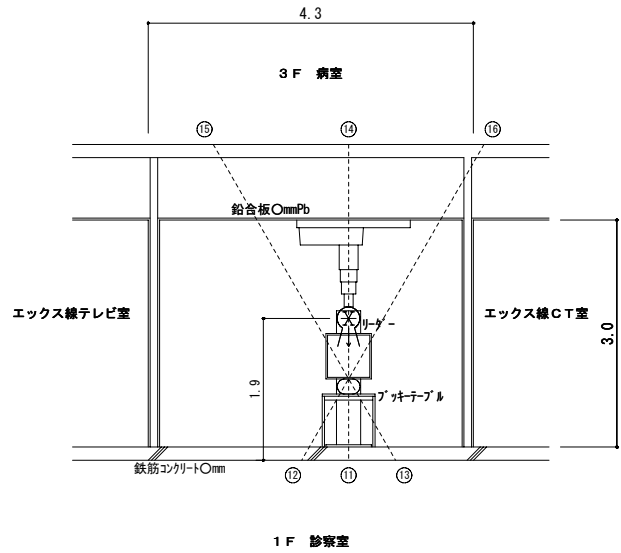
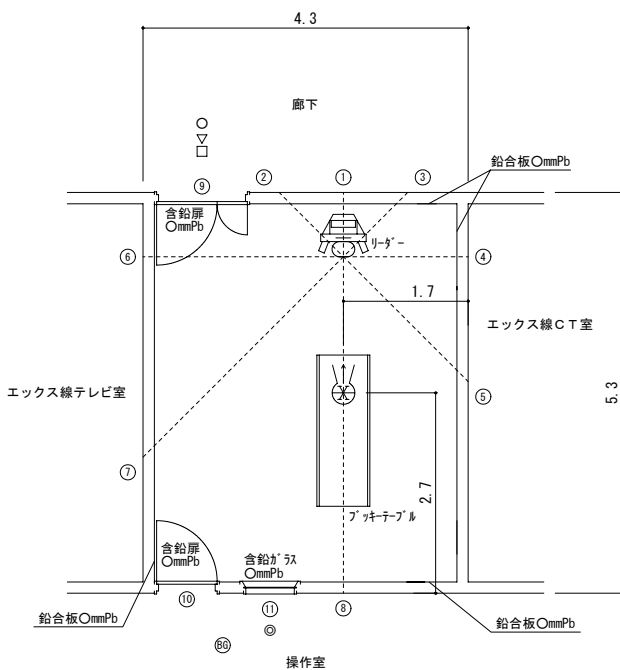


図 14.1-19 一般撮影室（臥位撮影）平断面図



○印は、患者用注意事項、◎印は、従事者用注意事項
□印は、使用中標示、△印は、管理区域標識

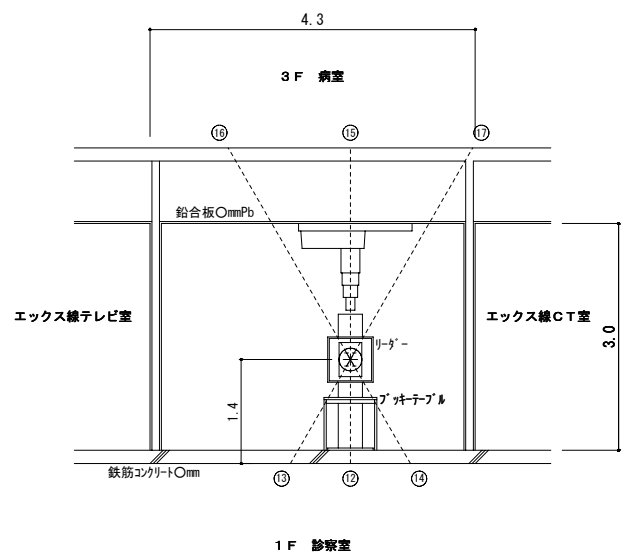


図 14.1-20 一般撮影室（立位撮影）平断面図

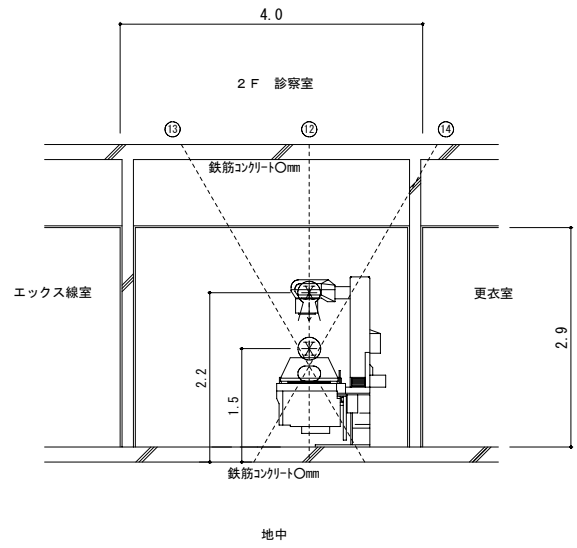
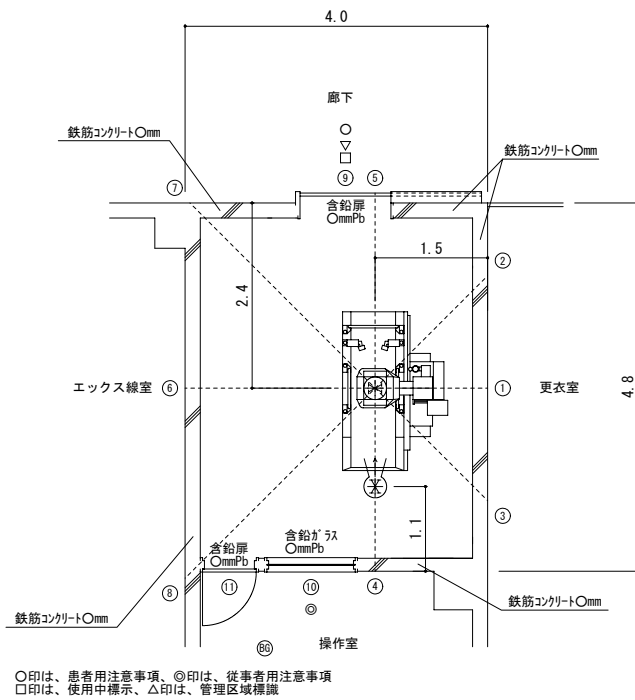


図 14.1-21 エックス線テレビ室平断面図

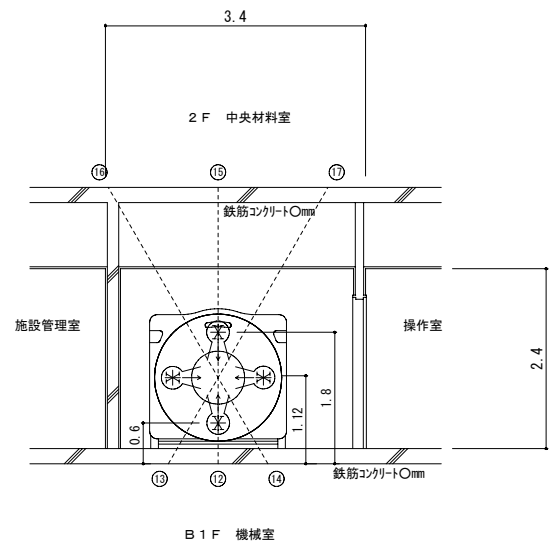
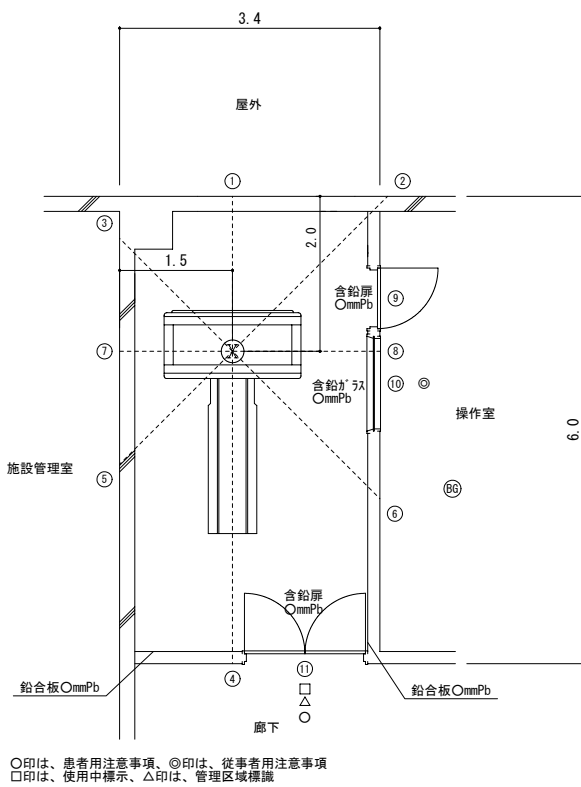


図 14.1-22 X線CT室平断面図

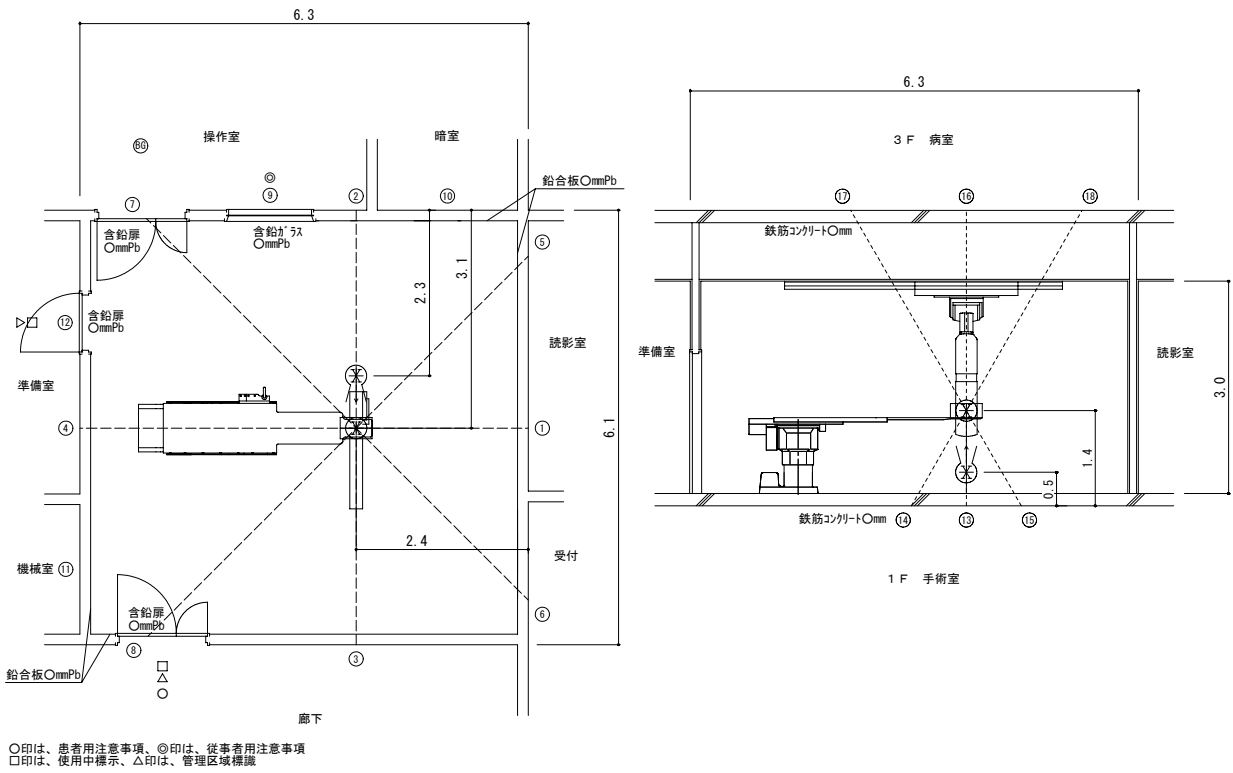


図 14.1-23 血管撮影室平断面図

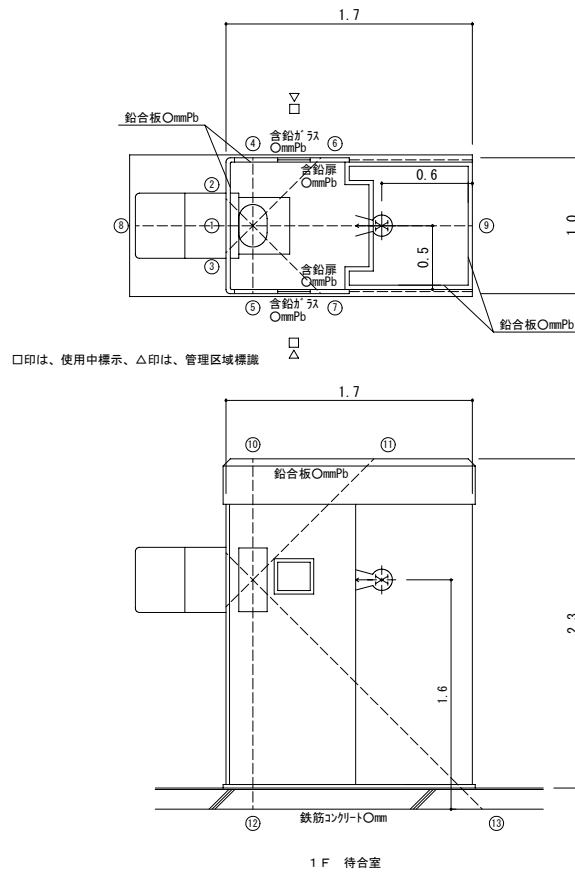


図 14.1-24 胸部集検用間接防護ボックス

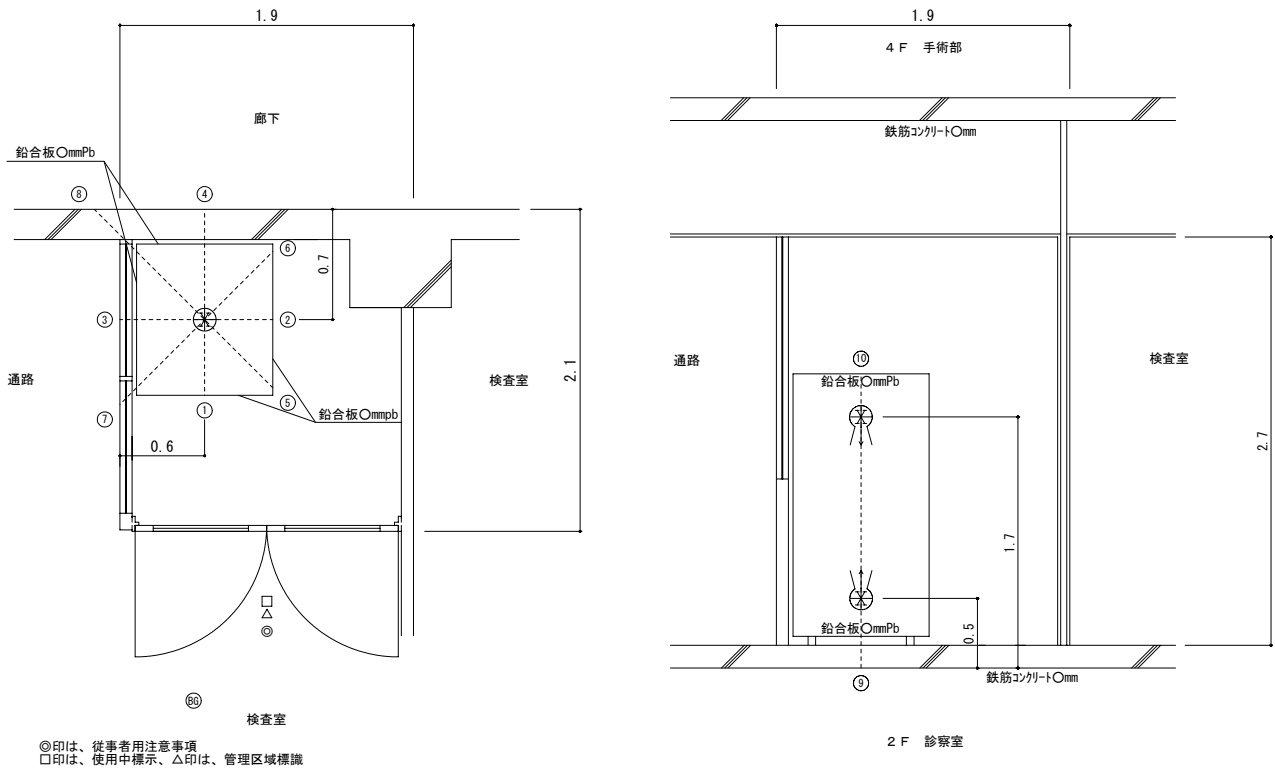
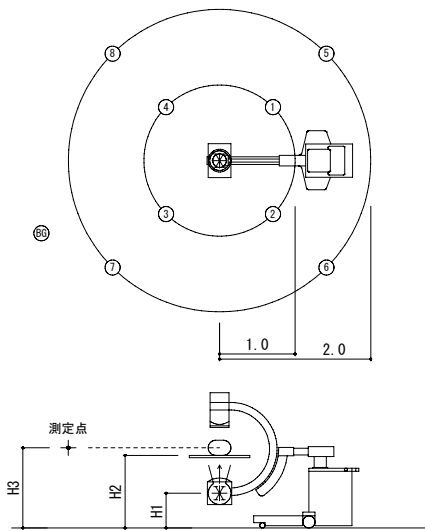
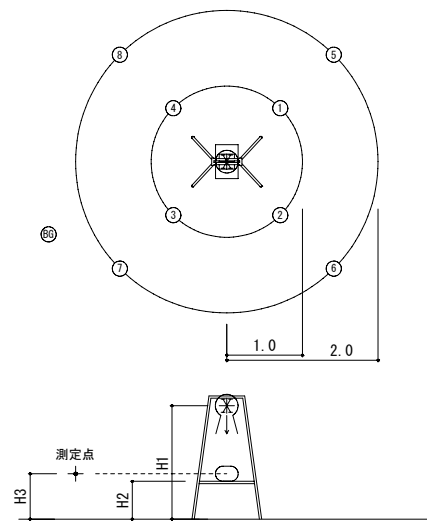


図 14.1-25 輸血用血液照射室断面図



H1: 床面からエックス線管球焦点中心までの高さ
 H2: 床面から被写体までの高さ
 H3: 床面から測定点までの高さ=床面から被写体中心までの高さ

図 14.1-26 外科用イメージ



H1: 床面からエックス線管球焦点中心までの高さ
 H2: 床面から被写体までの高さ
 H3: 床面から測定点までの高さ=床面から被写体中心までの高さ

図 14.1-27 移動型・携帯型エックス線撮影装置

14.2 X線防護用品

日本は、世界で最初に原爆による放射線被ばくを受けた国であり、そのときのデータを基に防護基準が作られ、ICRPの勧告となっている。これを含めて医療法などの改定も行われた。X線が医療の診断などなくてはならないものであると同時に、これを用いる医療従事者と被検者をX線障害から守る目的のために、各種の防護用品が用意されている。

14.2.1 X線防護の原理と原則

X線被ばくは、被ばくしたX線のエネルギーと被ばく時間に比例する。X線のエネルギーは、時間に正比例し距離の二乗に反比例する。また、そのエネルギーは遮へい物を透過するときに減弱するが、その遮へい物となどしい鉛の厚み（これをその物質の鉛当量mmPbという）に応じた曲線を描く。これが減弱曲線（図14.2-1）である。

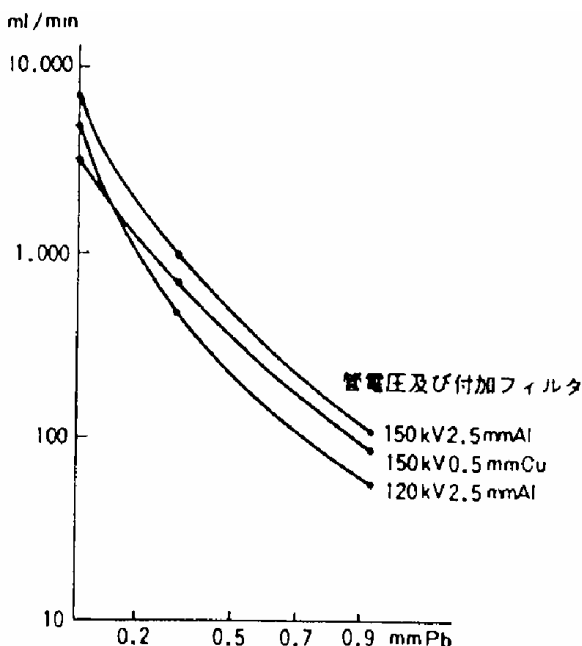


図 14.2-1 減弱曲線

X線防護の原則は

- a. 距離をとる
- b. 発生時間を短縮する
- c. 有効な遮へいをする

この単純な原則ではあるが、距離をとるためには実際に使用するX線室の物理的な制約もあり、時間短縮についてはX線装置の性能、整備状態はもちろんのこと増感紙、蛍光板、グリッドなどの組み合わせにも大いに関連がある。更には、X線室と操作室を含めた機能的なレイアウトも必要である。遮へいについては、

一次X線はもちろんのこと、迷X線からの被ばく線量を軽減するために、診療行為を妨げずに使用できるX線防護用品が求められている。

14.2.2 X線防護用品の原材料

X線防護用品の原材料には、鉛またはその化合物が多く用いられてきたが、近年の技術開発によりX線防護衣の分野では、そのほかに、錫、アンチモン、バリウム、タンゲステンなどの複合素材が使用されるようになり、同等の遮へい効果を維持しながら軽量化がすすんできている。これらの原材料を利用して作られた遮へい材を見てみると、X線防護衣類の多くの製品はシート状の遮へい材を使用しており、それを複数枚積層するような構成となっている。また、含鉛ガラスや含鉛メタクリルを遮へい材とした防護つい立では、目的の鉛当量をその厚みで確保しているのが特徴である。

14.2.3 X線防護用品の現状

現在、JISに規定されているX線防護用品としては、

- a. 診断用X線防護用具 Z4831 (2000)
- b. 診察用X線防護つい立 Z4806 (1981)
- c. 胸部X線間接撮影用防護箱 Z4814 (1988)
- d. X線防護用鉛ガラス R3701 (1977)
- e. X線およびγ線防護用含鉛メタクリル樹脂板 K6736 (1988)

などがある。

JISZ4831は、従来のZ4802(X線防護手袋)、Z4803(X線防護前掛)、Z4830(患者用X線防護衣)の3規格を統合し、これに甲状腺防護具の規格を加味し、更に、国際規格IEC61331(診断用X線に対する防護用具)に整合させるものとなっている。また、この改正に伴いZ4801(X線遮へい用含鉛ゴムシートおよび含鉛塩化ビニルシート)は廃止され、防護めがね、防護ヘルメットなどについては、次回見直し時に検討されることとなった。

14.2.4 X線防護用品の課題と展望

放射線障害に対する社会の関心は、原子力の平和利用として用いられている原子力発電所の爆発事故や核実験などを通して大いに高まっている。ICRPの勧告でも被ばくの許容線量は小さくなってきている。

この事実をふまえて、X線防護用品の今後は人類の未来に対する責任とともに地味ではあるが大いに研究開発が望まれるところである。

X線装置は高度な技術をもって進歩しており、装置自体からのX線漏えいは考えられなくなっているが、X線を診療行為に利用する際に発生する迷X線によ

る被ばくは避けることができない。

近年、血管撮影など装置および被検者の近くで作業することが増えてきており、X線防護の3原則（距離、時間、遮へい）の内、遮へいの重要性はますます大きくなってきている。

医療従事者のみでなく、被検者への配慮も考慮し撮

影部位以外の被ばくを少しでも少なくするために、防護スカートや病室内のポータブル撮影時の防護つい立や防護掛け布の使用などがあるが、今ある防護用品の改良と開発により、医療行為を妨げることなく、いかに被ばく線量を低減するかは防護用品の使命がある。

医用画像・放射線機器ハンドブック®

平成 19 年 3 月 31 日 改訂第 7 版 発行
定 価 8,400 円
監 修 (社)日本画像医療システム工業会
東京都文京区本郷 3-22-5
住友不動産本郷ビル
〒113-0033 電話 03-3816-3450

編集・発行・発売
名古屋美術印刷株式会社 出版部
東京都新宿区早稲田鶴巻町 543
〒162-0041 電話 03-3260-9136

JIRA

JAPAN INDUSTRIES ASSOCIATION OF RADIOLOGICAL SYSTEMS