

放射線像研究

VOL. 14. NO.1. (通巻77号) 1984年2月

* 目 次 *

研究会記事・会告	1頁
特別講演会資料	
デジタルラジオグラフィ(DR)システムとそのセンサー	7頁
富士フィルム	宮原諱二
論文	
78-1 周波数スペクトルとX線画像評価	16頁
関西医大病院放射線科	石黒立美
関西医大放射線医学教室	長谷川武夫
78-2 系列依存性による2次元画像の解析およびその周辺	22頁
岐阜大学	内田 勝, 田中嘉津夫,
	蔡 篤健, 鷺見重治,
	杉本 貢, 船戸康雄,
	早川武行, ア・ジャハングル
岐阜医療技術短期大学	小島克之, 山田 功
宮崎医科大学	稲津 博
山口大学	大塚昭義
岐阜工業高専	藤田広志

デジタルラジオグラフィ (DR) システムとそのセンサー

富士写真フィルム㈱宮台技術開発センター

宮 原 諄 二

1. はじめに

1896年にレントゲンが最初のX線写真を得て以来、人体を通過する多くのX線可視像化システムが提案されてきた。その中で現在、診断に供されているX線画像の70～80%は、(蛍光増感スクリーン/レントゲンフィルム)システムで得られたものである。この(スクリーン/フィルム)システムは、それまでの厚いガラス乾板から、薄い透明なフィルムベースが発明されその両面に写真乳剤を塗布する技術が開発された1920年代に初めて可能になったのであり、これにより被曝線量が飛躍的に低減された。さらに金増感技術によるフィルム感度の大幅な向上(1940年代)と、希土類蛍光体による蛍光スクリーンの発光効率向上(1970年代)により、システムとしてはほぼ完成されたものに近づいた¹⁾。X線診断学は長い歴史の上に立つこの(スクリーン/フィルム)システムで確立されたのであり、人類の健康に与えた影響は計りしれないものがある。しかしながらこの

システムは、撮影感度と得られる診断画質が技術的にみてもほぼ限界に達しており、一方、多数発生するレントゲンフィルムの保管検索が困難であることや、画像情報が電気信号として得られていないため、コンピューターによる診断画像情報の処理や、情報交換が困難であること等により、X線写真のみが医療のエレクトロニクス化の流れから取り残されてしまっていた。

デジタルラジオグラフィ (DR) システムは、このような医療における社会的ニーズと、それを可能にするエレクトロニクスのデジタル化技術が融合して開発されているシステムと言えよう。さらに、DRシステムはX線画像情報を直接にデジタル信号化することにより、コンピューターを用いた種々の診断情報処理システムとの結合を可能にさせ、従来の(スクリーン/フィルム)システムと置き換わる能力をもたせようとする目的で開発されているもので、図1に示すような基本構成をもつX線画像形成システムと定義できよう。

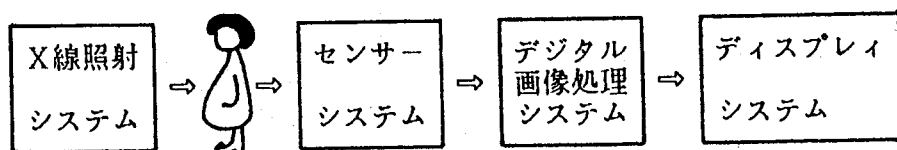


図1 デジタルラジオグラフィ (DR) システムの基本構成

本報告は、以上述べた観点から、日本で独自に開発された富士コンピュータドラジオグラフィ（FCR）システム²⁾を含めた各社のDRシステムとそのセンサーについて述べる。ただし、CTを応用したSPR(Scanned Projection Radiography)方式、II/TV系のデジタルフロログラフィ（DF）方式、あるいはレントゲン写真から間接的にデジタル画像を得ようとする方式および、現在各国の研究機関で開発中と伝えられている各種のDRシステムについては、本報告の対象

から除外した。

2. DRシステムの現状

DRシステムは、図1に示したように4つのサブシステム、すなわちX線照射システム、センサーシステム、デジタル画像処理システムおよびディスプレイシステムから成る。これらのサブシステムのうち、デジタル画像処理システムを除く他の3つのサブシステムの基本仕様を、現在市販もしくは市販準備中の6つのシステムについて表1

表1 デジタルラジオグラフィシステムとそのセンサー（1984）

ただし、CT系、（II/TV）系を応用したシステムを除く。

SENSOR FOR DIGITAL RADIOGRAPHY SYSTEM (1984)

MAKER	FUJI FILM	DIGIRAD	ADAC	PICKER	XONICS	AS&E
SYSTEM	FCR (1981)	SYSTEM ONE (1983)	PDX 4800 (1982)	DIGITALCHEST (1981)	DR 2000 (1983)	MICRO-DOSE (1979)
EXPOSURE SYSTEM •EXP.TIME(S)	CONE BEAM >0.01	CONE BEAM >0.01	CONE BEAM >0.01	FAN BEAM 4	FAN BEAM 1.5	PENCIL BEAM 5
SENSOR SYSTEM •PRINCIPLE •MATERIAL	AREA PSL BaFX:Eu	AREA PSL	AREA PC a-Se	LINE PL Gd ₂ O ₂ S:Tb	LINE PL CsI	POINT PL NaI
SYSTEM FOR DETECTION (PIX.)	I P ↓ LASER SCAN. ↓ PMT (2510-1670)	RIM ↓ LASER SCAN. ↓ (2048)	Se-plate ↓ ELECTRO- METER ARRAY (1024/8",14")	Trimax-12 ↓ PD ARRAY (1024/20")	S C ↓ I I ↓ PD ARRAY (2048/19")	S C (40"rod) ↓ PMT (1024/6",16")
•RESOLUTION	5-10pix/mm 8 bit	6 1 2	3-5 1 2	2 1 2	4 1 2	2.5-6 1 0
•SCAN TIME (S)	6 0	3 0	9 0	4	1.5	5
DISPLAY SYSTEM •RESOLUTION	LASER PRINTER 10pix/mm 10 bit	CRT 512x512 (6 bit)	CRT 1024x1024 (6 bit)	CRT 512x512 (6 bit)	CRT (PRINTER) 1024x1024 (6 bit)	CRT 640x512 (6 bit)

NOTE: PSL (PHOTO-STIMULATED LUMINESCENCE), PC (PHOTO-CONDUCTION), PL (PHOTO-LUMINESCENCE),
I P (IMAGING PLATE), RIM (REUSABLE IMAGE MEDIUM), S C (SCINTILATOR),
I I (IMAGE INTENSIFYER), P D (PHOTO-DIODE)

にまとめた。特徴と言えることは、日米の6社のみで、ヨーロッパのメーカーがないこと、しかもX線撮影システムの御三家であるPHILIPS社、SIEMENS社、GE社が沈黙しており、この業界に新規参入しようとする中小の異質なメーカーが提案するDRシステムの進展を静かに見守っていることであろう。

DRシステムを本質的に特徴づけるサブシステムは、各社がそれぞれの設計思想に応じて採用しているX線照射システムとセンサーシステムであり、これら2つのサブシステムでDRシステムの基本特性が決定されていると言ってよい。従って、各社のX線照射システム、センサーシステムについてはやや詳しく、ディスプレイシステムについては簡単に、現状を報告したい。

(1) X線照射システム

表1に示された六つのシステムは、三つのX線照射方式に分けられる。すなわち、ペンシルビームのX線を用いて人体を2次元走査しX線画像を得ようとするDRシステム(AS&E社)、ファンビームのX線と1次元センサーアレイを組合せてX線画像を得ようとするDRシステム(PICKER社、XONICS社)そして現在の(スクリーン/フィルム)システムと同様にX線を面照射してX線画像を得ようとするDRシステム

(FUJIFILM社、ADAC社、DIGIRAD社)である。これらは、人体からの散乱X線の寄与を減らし得られるX線診断画質を向上させようとする問題と、現在の技術水準の中で商品としてのDRシステムをどのようにバランスさせるかとの設計思想で決まるものである。

初めに、散乱X線が現状の(スクリーン/フィ

ルム)システムで得られるX線診断画質にどのように影響を及ぼしているかを検討したい³⁾。

X線源として、医療用X線発生装置と同じ範囲の管電圧(20 kVp~200 kVp)を、0.05%の高い安定度で発生しうる特殊なX線源を用い、これからスリット系を介して平行X線ビームを取り出し、ゲルマニウム単結晶の(1,1,1)面により任意のエネルギーの単色X線を得るようにし、それぞれのエネルギーのX線によるフロントおよびバックスクリーンの発光特性を求める。さらに、X線ビームの途中に種々の物体を置き、透過後の1次X線、散乱X線および全X線エネルギースペクトルを、真性ゲルマニウム半導体検出器で測定する。たとえば、人体の胸とほぼ同じX線吸収量をもつ8cm厚さの亚克力板では、図2のように、スクリーンに入射するX線の70%以上が、散乱X線で占めている(タングステン管球、80 kVp)。散乱X線のピークは低エネルギー側にシフトすると同時に、25 keV付近以下の成分が増加し、逆に1次X線のピークは高エネルギー側にシフトし、25 keV以下のX線はほとんど含まないようになる。これらのX線スペクトルに対応して、フロントおよびバックスクリーンで発光が生ずる。たとえば、希土類スクリーンのFUJIG-4スクリーン(蛍光体Gd₂O₂S:Tb)の場合は、図3の発光分布となる。Gd原子の特性X線が、50.3 keVで発生し、発光分布の大きな変化が生じていることがわかる。この発光を受けてフィルムが露光され現像されてX線画像が得られる。フィルムとしてFUJIRXOを用いた場合、厚さの異なる亚克力板に対するフィルム黒化濃度の変化は、フィルムの特性曲線を考慮して、散乱X線

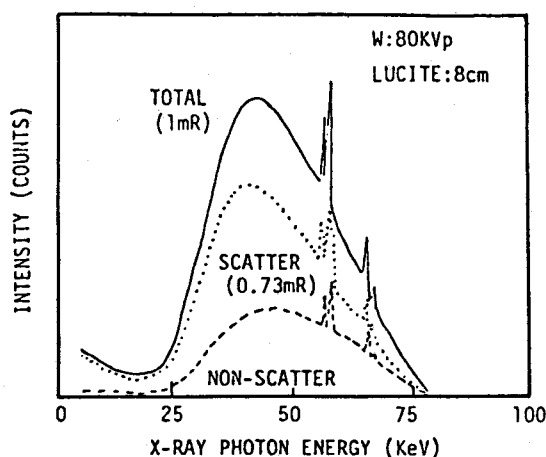


図2 被写体を透過した後では、散乱X線が70%以上を占める。(8cmアクリル板)

を含む系と含まない系について、図4のようになる。すなわち、散乱線を含む系では、アクリル板1cmの厚さ変化に対応して黒化濃度差は0.16となり、一方散乱線を含まない系では、その2倍の0.32となる。散乱線を含まない理想的な撮影系ができれば、X線吸収分解能は大幅に向上すること

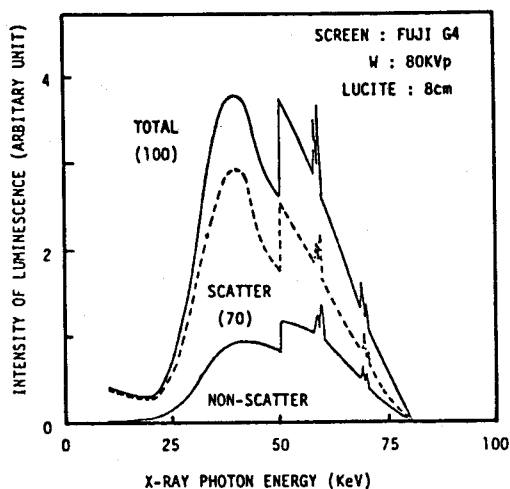


図3 X線スペクトルに対応したスクリーン($Gd_2O_2S:Tb$)の発光分布

がわかる。しかし、スクリーンに入射するX線量が30%以下になるため、同一の感度を得ようとすると被曝線量は3倍以上増加することになる。

さて、表1において、ペンシルビームおよびファンビームを用いているシステムは、撮影系の幾何学的構成から、面照射システムに比べて散乱線除去効果が大きく、センサーに入射するX線量子自体のSN比は高く、従って高いX線吸収分解能をもつ可能性がある。その反面、X線の利用効率が低くX線管球の熱負荷の制約から、撮影時間が長くなり被写体の動きによるボケや、微小焦点管球が使えないことによる半影によるボケが生ずる。これらのシステムでは散乱線の減少によるX線吸収分解能の向上が、システムの空間分解能の低下以上に補っており、得られるX線画像の診断能はかえって向上するとの報告もある⁴⁾。この主張が正しいかどうかは、今後の臨床テスト上で明らか

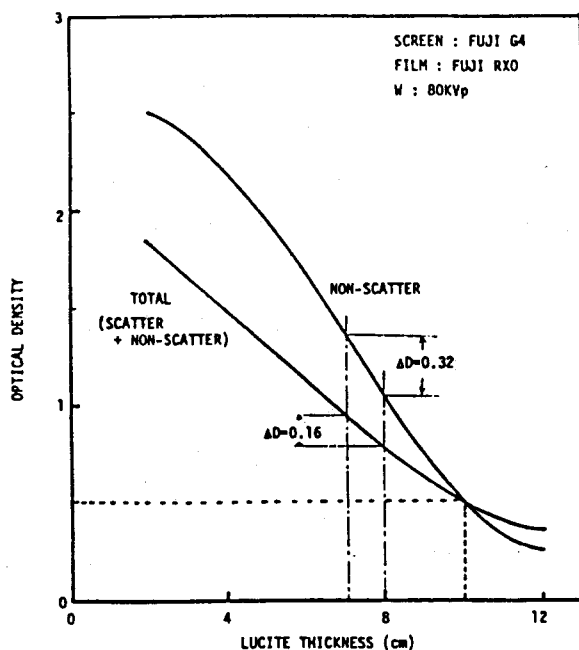


図4 散乱X線を含まない系では、アクリル板厚さ変化に対するフィルム濃度変化は2倍となる

にされていく問題であろう。一方、面照射方式では、現状のX線撮影装置と撮影技術をそのまま利用でき、極めて汎用性のあるDRシステムとなる可能性がある。散乱X線に関しては、現状の（スクリーン／フィルム）システムと変わらないが、人間の眼のレスポンスと目的とする画像部に応じた画像処理技術により、X線吸収分解能を（スクリーン／フィルム）システムに比べて実質的に向上させることが可能である。F U J I F I L M社のシステムでは、複数のセンサーの同時撮影と加算画像処理によりX線吸収分解能を2倍に向上させており⁵⁾、乳幼児や妊産婦などの高感度撮影に効果をあげている。

(2) センサーシステム

各社のDRシステムを特徴づけている技術は、被写体の2次元位置情報のデジタル化である。表1の6つのシステムは、位置情報をX線ビームにのみもたせる方式、X線ビームとセンサーの両方にもたせる方式およびセンサーにのみもたせる方式の3つに分類できる。

A S & E社では、X線管球の前に取付けた固定スリットと回転スリットによりペンシルビームのX線を1次元方向に走査し、同時にX線管球と被写体とを相対的に移動させて2次元位置情報を得ている⁶⁾。センサーは位置情報をもつ必要がないアナログ／アナログ方式であり、40インチという長いNaIシンチレーターのロッドの端部に光電子増倍管(PMT)を接続し光電変換している。このためセンサーとしてはX線を吸収するだけ十分に厚くすることができ、散乱X線除去効果の高いX線照射方式との組合せによりX線吸収分解能は他のシステムに比べて格段にすぐれたものとな

りうる。ただし撮影時間は5秒と長い。

P I C K E R社、X O N I C S社は、1次元のファンビームのX線を用い、これと1次元センサーアレイを組合せて2次元位置情報をデジタル化している。すなわち、センサーとしては、デジタル／デジタル方式となる。X O N I C S社は、CsIシンチレーターを1インチ×19インチの細長いイメージインテンシファイアー管と組合せ発光を増幅したのち、シリコンフォトダイオードアレイ(2048素子／19インチ)によりデジタル化している。またP I C K E R社は、3M社の蛍光スクリーンであるTrimax-12と、シリコンフォトダイオードアレイ(1024素子／20インチ)を組合せて、1次元センサーアレイとしている⁷⁾。一般にシンチレーター(蛍光体)は、高感度X線撮影時に被写体を透過してくる極微弱なX線量(10^{-3} mR)から、低感度撮影時の大線量(10^3 mR)までの 10^6 にわたる広いX線量の変化に対して直線性の良い応答(発光)を示す。この広いダイナミックレンジを次の光電変換プロセスがどのように応答するかが、センサーシステムの鍵をにぎる。PMTは、低いノイズと $10^6 \sim 10^8$ にわたる広いダイナミックレンジをもつため、シンチレーターの応答を十分にカバーできる唯一の実用的な光電変換器と言ってよいだろう。しかし、高密度にアレイ化することは不可能であるため、1次元センサーアレイとしては、シリコンフォトダイオードを使用せざるをえない。一方、シリコンフォトダイオードは、PMTに比べてノイズレベルが高くかつダイナミックレンジは広くても 10^3 程度であって、すべてのX線撮影範囲を十分にカバーできない。ただし、撮影対象となる部位を限定すれば、

たとえばチェスト用、マーゲン用、頭部用などの専用機としての実用化の可能性はもっている。またセンサーアレイを用いる方式では、空間分解能がセンサーの集積度で一義的に決ってしまい、被写体あるいは診断目的に応じて空間分解能を自由に設定できないこと、ファンビームによる撮影のため被写体の動きによるボケが発生しやすいこと等の本質的な問題点をも持っている。しかしこの方式では、次に述べるF U J I F I L M社のF C Rシステムのような光学的走査機構が不要であり、低コストでコンパクトなD Rシステムにできる可能性がある。

さて、2次元位置情報をセンサーシステムに持たせ、X線撮影を現状の（スクリーン／フィルム）システムと同じ面照射で行う場合は、センサーそのものがX線画像情報のメモリー機能をもつ必要がある。なぜならば、通常の撮影時間である100分の1から1000分の1秒以内に約1000万画素のそれぞれについて8～10 bitのX線エネルギー情報をデジタル演算処理することは技術的に不可能になるからである。その大面積のメモリーセンサーとして、F U J I F I L M社は新たに輝尽性蛍光体を用いたイメージングプレート（IP）を開発した。X線画像情報の電気信号化は、まずIPにX線を照射し、X線像を一時的にメモリーしたのちHe-NeレーザービームでIP上を光学的に走査することにより、画素（5～10画素／mm）毎のX線量に対応した発光を生ぜしめ、特殊な集光系で1本のPMTに集光して光電変換を行っている。センサーそのものは、特殊な工程を経て作られた2価のユーロピウムイオン付活バリウムフルオロハライド化合物の輝尽性蛍光体⁸⁾を通

常のスクリーンと似た方式でプラスチックベース上に均一に高充填塗布したものであり、それ自体には2次元位置情報のデジタル化機能をもっていない。しかし、画像情報を読み出す際にデジタル化を行っていて、他のセンサーシステムにないユニークなアナログ／デジタル方式のセンサーシステムとしている。このためIPは、任意の大面積サイズが可能な薄いフレキシブルなセンサーとなり、かつ低コストで大量生産できるため、従来の（スクリーン／フィルム）システムのカセットあるいはカセットレスシステムのフィルムと置きかえて使用できる汎用性の高いD Rシステム用センサーとなっている。薄くてフレキシブルなセンサーである利点は、D S A（デジタルサブトラクションアンギオグラフィ）のような時間サブトラクション像や、新たに開発が進んでいるエネルギーサブトラクション像のような減算画像処理が可能であるばかりでなく、複数のIPを重ねて同時に撮影し、それぞれのIPのX線像を加算画像処理することによりX線量子モトルとIP構造モトルを減少させた低ノイズでかつ高い空間分解能をもったX線写真が高感度で得られることを可能にしたことにある。従来の（スクリーン／フィルム）システムは、フロントおよびバックスクリーンで得られる発光像を一枚のレントゲンフィルム上で加算処理を行い、X線の有効利用と同時にスクリーンとフィルムの構造モトルを減少させている極めて巧妙なシステムであると言えるが、システムの構成上、実用とされる鮮鋭度を保持するため、全X線吸収量は50～60%（80 kVp）以上に行かない。IPの場合は、たとえば3枚重ねるだけで全X線吸収量はほぼ90%となり、撮影時の

幾何学的なボケがほとんどない上に、(スクリーン/フィルム)システムで生ずるクロスオーバー光による鮮鋭度低下の問題は、IPの加算画像処理では発生しないため、高い空間分解能を保ったまま高感度で低ノイズのX線画像を得ることができる⁵⁾。この機能は、従来のシステムにない特徴と言えよう。

ADAC社のセンサーシステムは、ベンチャービジネスであるDISYS社の開発したアモルファスセレン蒸着プレートシステムを採用している。このプレートをコロナ帯電させたのちX線撮影し、8または14インチ当り1024素子のマイクロエレクトロメーターアレイで機械的に一次元走査して静電潜像を電荷量に変え電気信号として取り出している。このような静電潜像を用いる方式は、一般の電子写真と同様にセンサーの厚み方向の幾何学的精度に関係するノイズを本質的にひろい易く、情報をすべて光で取扱う他のDRシステムのような高いSN比を得ることは困難であろうとの報告がある⁹⁾。

DIGIRAD社のシステムは、撮影済みのレントゲンフィルムから間接的にデジタル画像を取り出し、画像処理を行ってディスプレイする“SYSTEM ONE”を改造し、FUJIFILM社のIPと似たセンサーによるDRシステムにしているものと思われる。システムの詳細は不明である。

メモリータイプの面センサーとしては、この他にセンサー自体にデジタル化された2次元位置情報をもたせ、そのままデジタル出力するデジタル/デジタル方式も、将来の方向として考えられる。たとえば、シンチレーターと組合せたCCDなど

の2次元固体撮像素子であるが、低ノイズで大面積の高密度素子が技術的に可能かどうか今後の検討課題であろう。

(3) ディスプレイシステム

(スクリーン/フィルム)システムで得られるアナログ画像のレントゲン写真をデジタル画像化する場合、診断能を低下させない必要最小限の条件は、次のようになる¹⁰⁾。

1. 空間分解能：レントゲン写真の画像周波数解析によると、通常の画像は5 pix/mm以下の情報をもっていない。スクリーンを用いない骨撮影やマンモグラフィの場合であっても、人間の眼のレスポンス特性から、ディスプレイされる画像は10 pix/mmあれば充分であると考えられる。
2. 濃度域および濃度分解能：レントゲン写真の濃度域は、 $D = 2.5 \sim 3$ を必要としており、肉眼の濃度識別能を考慮するとこの濃度域を少くとも8 bit以上にデジタル化する必要がある。

画像処理を行った場合に、必要とされる診断能に応じて上記条件は変りうるものと考えられるが、その時の条件はDRシステムの画像を臨床診断に適用しながら決定されていく問題であろう。

表1の六つのシステムのうちFUJIFILM社は専用のレーザープリンターによる10 bitのデジタル画像を露光現像した銀塩フィルムによる診断を主体とし、CRTは単なるモニターとして扱っている。一方、他のシステムはCRT診断を主とし、必要あれば銀塩フィルムをCRTカメラで撮影する方式を採用している。CRTの場合、通常の観察条件では、濃度分解能が6 bit程度で

あり、また空間分解能もフィルムに比べて劣る。しかし種々の画像処理条件で得られる画像のアクセスタイムが短かく、また他のデジタル化された情報をハイブリッドさせて容易にディスプレイできる利点を持ち、総合的にどちらの方式が良いのかは一概には言えない。少くともこれらの2つの方式を併用するシステム形態が、将来の方向と思われる。

3. おわりに

医療サイドから求められているDRシステムの基本的なニーズが、現在X線写真の大部分を占めている（スクリーン／フィルム）システムを最終的には置き換えようとするものであるとすれば、従来のシステムにアドオンして普及してきたXCCTや、新しく生体物質情報をも表現しようとする

ポジトロンCTあるいはNMR-CTなどの新画像化システムの開発と、このDRシステムの開発は本質的に異なると思われる。すなわち、DRシステムに要求される特性は、既存のシステムである（スクリーン／フィルム）システムの特性を常に考慮して決められねばならない。表2は、以上の観点からDRシステムが持たねばならない項目（MUST）と持つことが望ましい項目（WANT）に分けて、必要とされる特性をまとめたものである。現在提案されている6つのシステム（表1）はそれぞれ一長一短はあるが、F U J I F I L M社のFCRシステムは従来のX線診断の流れをほとんど変えずにデジタル化技術を導入しており¹¹⁾、表2の項目を最も多く満しているDRシステムと言えよう。このシステムの技術的な本質は、従来システムと同じようにX線を面照射し、

表2 デジタルラジオグラフィシステムに要求される特性

MUST：少くとも下記の項目が（スクリーン／フィルム）システムと同等以上であること。

1. 診断画質（広いラチチュード、視覚的な診断の確かさ）
2. 撮影感度（被曝線量）
3. 撮影処理能力
4. 撮影コスト
5. 撮影の自由度（部位、体位、照射野、管電圧、他）

WANT：（スクリーン／フィルム）システムと整合をとりつつ移行しうるものであること。

1. 既存のX線撮影装置および撮影技術が使えること（断層、拡大、造影、サブトラクション、他）
2. 既存のX線診断学体系の急激な変化を生ぜしめないこと。

メモリー機能をもったフレキシブルな大面積センサーによりアナログ／デジタル変換して2次元位置情報をデジタル化していることにある。この方式については、GE社が開発研究開始を宣言し

(1983年2月)、DIGIRAD社は製品発表を行い(1983年11月)、また国内最大手のX線機器メーカーであるTOSHIBA社も開発を進めることになり(1984年3月)、これら一連の動きは世界のメーカーによるDRシステムの開発に方向付けを与えるものとして注目されよう。

文 献

- 1) 園田, 宮原: 第168回蛍光体同学会講演予稿 (S 52・10・21) p 9
- 2) Sonoda, Takano, Miyahara, Kato: Radiology **148** (1983) 833-838
- 3) 古巻, 宮原: 第34回日放技学会講演予稿集 (1978) 240
- 4) 阿部, Brody: 日本臨床, **41** (1983) 1404-1414
- 5) 中島, 古巻, 加藤, 高野: 第39回日放技学会講演予稿集 (1983) p 435
- 6) J. A. Stein: Radiology **117** (1975) 713-716
- 7) M. M. Tesic, R. A. Sones, R. Mattson, J. B. Stickney, G. T. Barnes: Radiology **148** (1983) 259-264
- 8) 宮原, 高橋, 他: 日本化学会第47春季年会講演予稿集I (1983) p 491~2
- 9) 本床: 電子写真学会誌 **22** (1984) 150~155
- 10) 高野: 日本放射線技術学会雑誌 **40** (1984) 272~277
- 11) 飯招: 電子通信学会誌 **66** (1983) 1129~1136

以上の他に、各メーカーから公表されているパンフレット、カタログ等を参考とした。