

# メディカル分野におけるコニカのデジタルイメージング技術

Konica Digital Medical Imaging Technologies

島田 文生\*

Shimada, Fumio

Remarkable progress is being made in digital radiographic imaging systems, accelerating the spread of network technology. Presented here are current and future technologies integral to the Konica Regius computed radiography system, with a focus on photostimulable phosphor plates, flat panel detectors, digital image processing, and photothermographic printers.

## 1 はじめに

21世紀を迎え、メディカル分野には、二つの大きなうねりが押し寄せている。20世紀後半より急速に進展した少子高齢化社会の到来がその一つである。平成10年版の厚生白書によれば、1996年の出生率は、1.43であり、21世紀初頭、我が国の人口が減少に転じ、以後、21世紀を通じて減少し、2100年には、約6,700万人、老年人口割合は21世紀半ばまで上昇を続け、2050年には32.3%まで上昇すると予測されている。

その結果、経済的には、労働人口の減少・経済成長の抑制が考えられるが、医療分野では、疾病動向の変化・医療費の増大等が生ずると推測され、医療費の伸びと経済成長の不均衡が拡大し、医療保険制度の抜本的改革を余儀なくされるものと思われる。この様な少子高齢化社会・低成長経済の基で、質の高い医療の提供が求められ、これが二番目のうねりである高度情報化社会の到来と深く関わるものと考えられる。

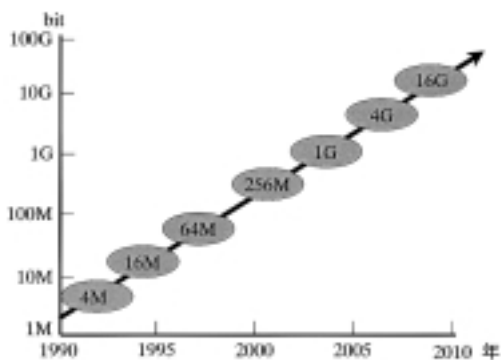


Fig. 1 半導体技術の進歩 (DRAMの容量増大)

半導体技術の進歩をDRAMの容量で見ると Fig. 1 に示すように3年間で4倍の成長を示している。

\*MGカンパニー MG材料システム開発センター

この様なコンピュータ技術・通信技術等の情報技術の急速な進歩及び高速・大容量通信網の整備そしてこれらの標準化の動きに伴い、20世紀最後の10年で、デジタル化・ネットワーク化が進展した高度情報化社会の礎が完成したと判断できる。特にインターネットの発展がネットワーク社会へと変貌させ、メディカル分野にも大きな影響をもたらしつつある。

メディカル分野でのネットワーク利用の詳細については、後説に譲るが、画像診断機器のデジタル化の進展と相まって、1980年代に提案された夢のPACS (Picture Archiving and Communication System) が実現されつつある。この実現には、X線CT、MRI等のモダリティと同様に従来のスクリーン/フィルム (S/F) 系で得られるX線写真のデジタル化が必須であり、この代表的方法としてX線写真のレーザスキャナによるデジタル化及び輝尽性蛍光体を用いたCR (Computed Radiography) がある。例えば、Fig. 2 に示すように愛知県の岡崎市民病院では、X線画像入力系として、コニカのREGIUSシリーズを使用し<sup>1)</sup>、DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 規格に準拠したネットワークへの接続を可能としている。

近年、X線画像入力系としてCR以外に、FPD (Flat Panel Detector) が開発されつつある。また、この画像の出力系としては、従来の湿式レーザイメージャからドライイメージャが導入されつつある。本稿では、まず、メディカル分野のネットワーク化について述べ、次にこれらに接続される各種入出力系についても記す。

この分野での当社の基本姿勢は、高画質化であり、アナログからデジタル化への転換が進んでも、その姿勢は不変であり、高画質化による社会への貢献を第一と考えて各種入出力系の開発に取り組んでいる。

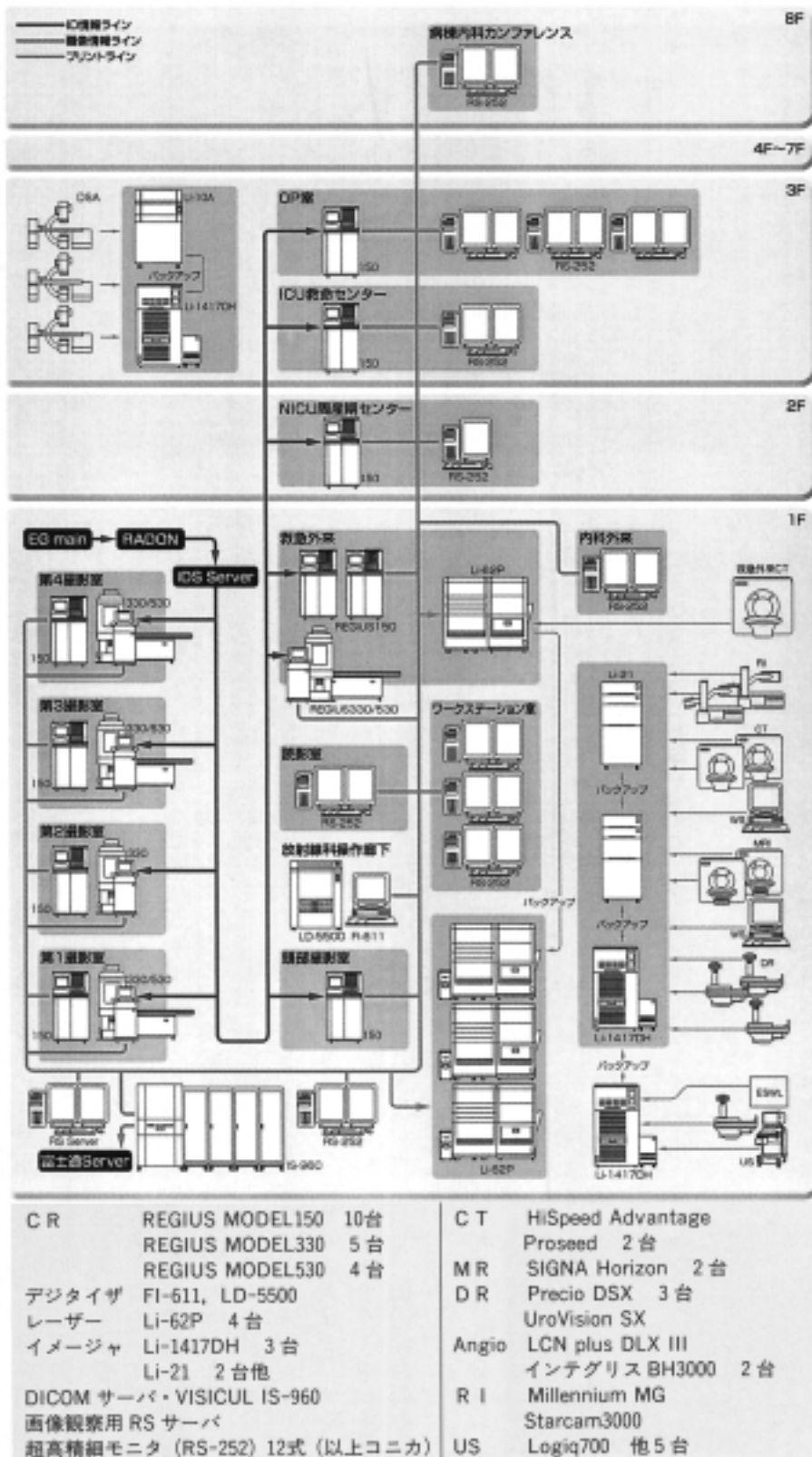


Fig. 2 医用画像がネットワーク化された病院例

## 2 メディカル分野のネットワーク化

前述のPACSと称される医用画像のネットワークシステムは、この数年、次々と実用的なシステムが構築されている。コニカにおいても、既に紹介した岡崎市民病院等の大規模な放射線画像管理システムの構築を手がけている。このような大病院での先駆的なシステム構築の試みばかりでなく、公立病院や私立病院においても実用的なシステムとして導入されつつある。

これは、コンピュータをはじめとする情報処理のハードウェアの進歩が大きかったことが挙げられるが、もう一つ重大な要因として、DICOM規格の普及が挙げられる。

### 2.1 DICOM規格

DICOM規格は、米国のACR ( American College of Radiology ) とNEMA ( National Electrical Manufacturers Association ) とが制定した、放射線画像データのネットワーク通信に関する規格である。DICOM規格では、扱うデータや装置をオブジェクト指向の考え方でモデル化し、そのモデルに基づいた通信の仕様を策定しているため、非常に人間にとって理解しやすいものとなっている。また、通信の仕様については、細かく決められているため、適合性宣言とよぶ通信仕様書を交換しオプション機能の差異の調整を行えば、他メーカーの製品とも、簡単に接続することができる。

この規格は、数年前から業界標準と認知されており、昨今の機器の入札仕様では、指定されるのが当然のようになってきている。1998年より、ISOにおいてTC215が結

成され、保健医療情報の標準化を検討しているが、Biomedical Imagingの分野に関しては、ISOでの検討は行わずにDICOMをそのまま採用することになっており、事実上の世界標準と言える。

当然のことながら、国内外の放射線画像機器のメーカーのほとんどがDICOM規格を採用しており、このことによって、マルチベンダーのシステムを容易に構築することが可能になっている。すなわち、各医療機関は、A社のMRI装置とB社のX線CT装置、C社のCR装置といった撮影装置をネットワークで接続し、D社の観察装置で読影を行い、E社のファイリング装置でデータの保存を行うといったシステムを容易に構築できるようになってきている。

### 2.2 コニカのネットワークシステム

コニカでは、Fig. 3に示すようなオープンなネットワークシステムを提供しており、現在ではREGIUSシリーズを始め、ほとんどの機器でこのDICOM規格を全面的に採用している。また、コニカは、旧型のレーザーイメージャや、DICOM規格に準拠していない他社のモダリティに対してDICOM接続を可能とするPRINTLINKなる製品を提供しており、前述の大規模システムの構築を請け負うことが可能となっている。

このネットワークは、Fig. 3から分かるようにデジタルX線画像入力系のREGIUSシリーズ、PRINTLINK、画像の表示用のVISICUL RSシリーズ、そしてドライイメージャDRYPRO722等で構成される。これらの機器を結ぶのが、それぞれの機器のDICOMプロトコルで

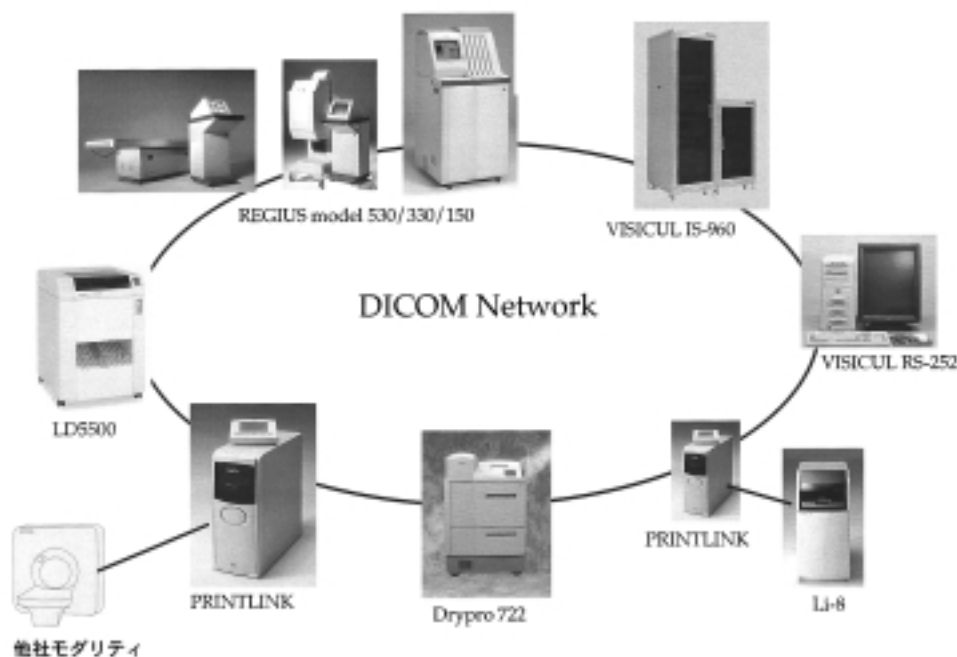


Fig. 3 コニカのネットワークシステム

ある。コニカが今後提供するデジタル画像機器は、標準的にDICOM規格を採用しており、他社の機器を含めて様々な機器をネットワークで接続し、システム構築することが可能である。

DICOM規格の様な高度なプロトコルでは、伝送のオーバーヘッドが問題と考えられるが、実際に伝送速度を測定してみると、10MBの画像の転送に10BASEの場合で15秒程度と、他の単純な伝送プロトコルと同等のスピードであり、実用上問題は無いと考えられる。

また、最近の病院情報システムでは、放射線検査のオーダーが入力され、ネットワークを通じて、検査依頼が行われるようになってきた。コニカのX線撮影システムにおいても、そのような病院情報システムあるいは放射線情報システムとの接続を考慮しており、VISICUL IDSシリーズを用いて、検査オーダーを受信し、REGIUSシリーズへの患者情報の入力を行うことができる。これらの手順についても、DICOMにおいて標準化が行われてきており、今後積極的に対応する予定である。

次にこのネットワークに接続する各種入出力機器について述べる。

### 3 X線画像入力機

#### 3.1 フィルムデジタイザ

まず、従来のS/F系で得られたX線写真をデジタル化するためのデジタイザとしては、X線写真を透過したレーザー光をオプティカルファイバーで集光し、フォトマルチプライアで検知する方式のレーザーデジタイザが挙げられる。コニカは、この方式のデジタイザ(KFDR-S)を1987年に開発し、1991年に同じ原理のLD4500、1994年にLD5500を開発した。フィルムデジタイザ LD-5500は、X線写真を最小サンプリングピッチ50 $\mu$ mで、12bitのデジタイズが可能である。VISICUL FIシリーズが、これを制御し、ネットワークと接続して、デジタルX線画像データをDICOMプロトコルで出力する。

このレーザーデジタイザでは、高精度なレーザー走査技術と検出した透過光を精度よく、また広いダイナミックレンジで検出する技術を開発し、高精度・高速対数アンプ技術、グリッドによるモアレを除去するデジタルフィルタリング技術等、次に述べる当社のCR技術(REGIUS)に繋がる技術開発が培われた。

#### 3.2 X線画像の直接入力

X線画像を直接入力するCR技術として、コニカ独自の輝尽性蛍光体技術を用いたREGIUSがある。これは、輝尽性蛍光体を使用し、被写体を透過してきたX線エネルギーをいったん蛍光体内に蓄積し、レーザー光の走査により生じる輝尽発光を光電変換することにより、標準モードで2k $\times$ 2.5k画素、高精細モードでは4k $\times$ 5k画素の、12bitのデジタルX線画像信号を得る入力機である。

REGIUSシリーズの共通の特徴として、画像確認モー

ドにより撮影された画像を一枚毎に確認出来ること、及び画像処理に失敗した画像は修正する事ができることが挙げられる。

#### 3.2.1 REGIUS MODEL 330/530

REGIUSシリーズとしては、立位タイプのREGIUS MODEL 330を1996年に発売し、翌年には臥位タイプのREGIUS MODEL 530を発売した。

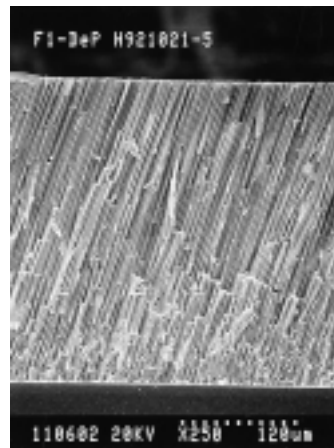


Fig. 4 RbBr:TI<sup>+</sup> 輝尽性蛍光体結晶断面

ここで用いられた輝尽性蛍光体は、Fig. 4に示すような蒸着法で作製された世界初の柱状結晶構造を有するプレートである。この柱状結晶の光ガイド効果により、蛍光体層中で、読み取り用励起光レーザーの散乱が抑制されるため、画像の高鮮鋭性が達成される。また、水分を吸収しやすいRbBr:TI<sup>+</sup>の実用化のために、ガラス封止構造を新たに開発採用し、7年間使用可能とした。更に、RbBr:TI<sup>+</sup>蛍光体の高速応答性・消去特性を利用して、プレート内蔵型のコンパクトな読み取り装置を可能としている。<sup>2) 3)</sup>

このタイプの読み取り機構をREGIUS MODEL 330を例にとってFig. 5に示す。

Fig. 5から分かるように、プレートが固定され、読み取り系が移動して、画像を読み取る。そこで、この系では、多くの場合、使用されるX線源も常に同一の線源が使用されるため、X線源を含めた撮影系で発生する画像の不均一性(画像ムラ)の補正が可能で、高画質化を達成している。

これらのREGIUS MODEL 330/530は、その鮮鋭性、粒状性など画質の良さとともにサイクルタイムの速さが強みであり、撮影枚数の多い施設や集団検診など大量のデータ入力に適している。また、その小設置スペースを生かして車載専用としたREGIUS MODEL 330Mは検診時、また災害時などのX線画像撮影環境に非常に有効である。<sup>4)</sup>

臥位タイプREGIUS MODEL 530は、原理的には立位タイプと同様な機構である。しかし、カセットタイプ

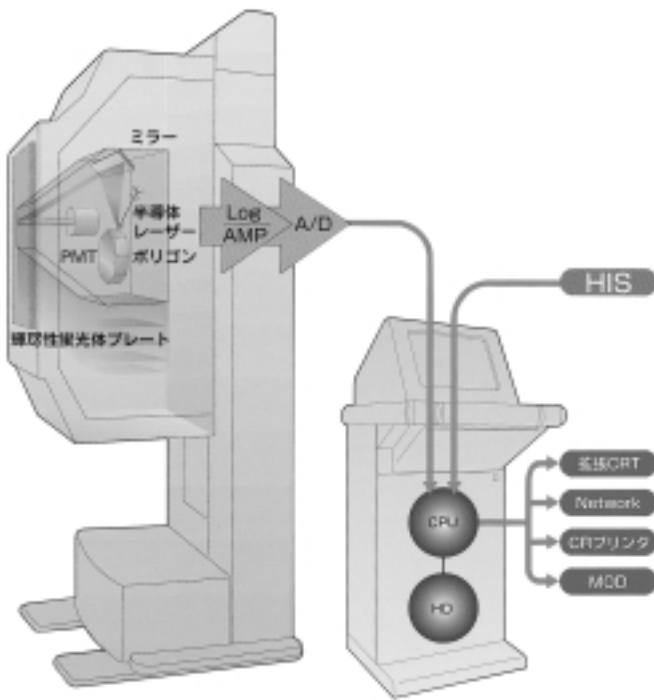


Fig. 5 REGIUS MODEL 330の構成

用プレートには、前述の蒸着型柱状結晶構造プレートの物理的耐久性が低いため、使用不可能であり、次に述べる新規な輝尽性蛍光体を開発して採用した。

### 3.2.2 REGIUSで使用されている輝尽性蛍光体

当社では、REGIUSの用途に応じて、特徴ある2種類の輝尽性蛍光体を開発している。

#### (1) RbBr:TI<sup>+</sup>輝尽性蛍光体

前述の立位・臥位のシステム（REGIUS MODEL 330/530）ではタリウム付活臭化ルビジウム（RbBr:TI<sup>+</sup>）をX線検出材料に用いている。RbBr:TI<sup>+</sup>は1986年に当社が世界で初めて実用に供した輝尽性蛍光体である。その輝尽発光の応答速度は0.3μsであり、従来のBaFBr:Eu<sup>2+</sup>に比べ2倍以上速い特徴があり、システムの高速読み取りを可能としている。

#### (2) BaFI:Eu<sup>2+</sup>輝尽性蛍光体

一方、カセットタイプのシステムではユーロピウム付活ヨウ化フッ化バリウムBaFI:Eu<sup>2+</sup>を結着剤に分散した系を使用している。これまで、CR用のプレートとしてBaFBr:Eu<sup>2+</sup>やI（ヨウ素）を微量添加したBaF（Br,I）:Eu<sup>2+</sup>を用いたプレートが市場で利用されていたが、ヨウ素を100%結晶構造に組込んだBaFI:Eu<sup>2+</sup>を実用化し、この原子量の大きいI原子の導入により、プレートのX線吸収を大きくすることができた。

X線吸収率の上昇は、X線画像入力装置において量子ノイズを低減させ、画質を向上できる重要な因子である。Table 1にX線吸収の尺度になる光子減弱係数（cm<sup>2</sup>/g）を示した。さらに、BaFI:Eu<sup>2+</sup>の輝尽励起のピーク波長は660nmの比較的長波長領域にあり、使用している半導体レーザーの励起効率が高く、これにより、CR画像の特

徴である光量子ノイズを低減する上で重要な輝尽発光の強度を高めることができた。

Table 1 各種輝尽性蛍光体の比較

	Regius 330/530用	Regius150用	従来の輝尽性蛍光体
蛍光体の種類	RbBr:TI <sup>+</sup>	BaFI:Eu <sup>2+</sup>	BaF(Br,I):Eu <sup>2+</sup>
応答速度(μs)	0.35	0.60	0.70
光子減弱係数 (cm <sup>2</sup> /g) (60KeV)	2.8	7.5	6.2
輝尽励起ピーク波長(nm)	690	660	630

### 3.2.3 REGIUS MODEL 150

前述の様にREGIUS MODEL 330/530では蒸着型のプレートを装置内部に固定し、走査光学系が移動するプレート非接触方式よりコンパクトな装置サイズと半永久的なプレート耐久性を実現している。

カセットタイプのREGIUS MODEL150でも同様に、前述のBFIプレートを変形しにくいトレイに搭載したまま搬送する、非接触搬送をコンパクトな筐体内に実現した。詳細な説明は、後述のREGIUS MODEL 150の項を参照されたい。

ここでは、高画質を達成する為のプレート構造について述べる。330/530用・150用プレートの構造の差異についてTable2に示す。REGIUS MODEL 150用BaFI:Eu<sup>2+</sup>を用いたプレートは、Fig. 6に示すようにガラス封止構造でなく、高分子材料を用いて封止構造を形成した。<sup>5)</sup>封止材料はプレート蛍光体層への外界の水分の侵入を防止する新複合材料を導入し、さらに読み取り用励起光レーザーの散乱を抑える光学機能層、励起光吸収層を備えることにより高鮮鋭性を達成している。

Table2 REGIUS MODEL330/530用及び150用プレートの構成

	Regius330/530用プレート	Regius150用プレート
プレート形成方法	真空蒸着	溶剤塗布
鮮鋭性の向上	柱状結晶	散乱防止層
耐湿性の向上	透明ガラス封止	複合材料フィルム封止

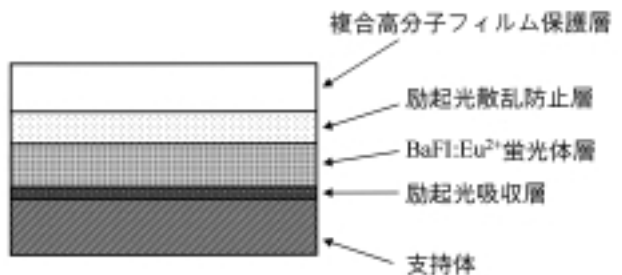


Fig. 6 REGIUS MODEL 150プレートの封止構造

### 3.2.4 REGIUSの画質

最終的なREGIUSシリーズの画質をDQE (Detective Quantum Efficiency) 表示により示す。DQEは、X線の量子数が入力に対してどれだけ利用されたかを示す割合である。撮影条件は80kV,0.134mRである。0.5cycles/mmでのDQEをTable 3に示す。

REGIUSのDQEは、いずれも20~23%であり、今後この値を更に高める努力を継続する所存である。

Table 3 REGIUSの画質(撮影条件: 80kV,0.134mR)

	Regius 330/530用 RbBr:Ti <sup>+</sup>	Regius150用 BaFl:Eu <sup>2+</sup>	BaF(Br,I):Eu <sup>2+</sup>
DQE(%)(0.5cycles/mm)	20	23	21

この輝尽性蛍光体を用いたCRタイプ以外のX線画像入力装置として、近年、薄膜トランジスタ(TFT)技術を基盤としたFPD(Flat Panel Detector)が開発され、実用に供されようとしている。そこで、ここでは一般的なFPD技術について概観する。

### 3.3 FPD(Flat Panel Detector)

FPDは、X線検出面の外形が例えば60cm×50cmのときに奥行きが10cm足らずというコンパクトな形態であること、撮影後すぐにモニタ上でX線画像が観察できることなどの特徴があり、最近では単純X線写真撮影と透視とを同一FPDで行う方向へと技術開発が進んでいる。FPDで得られるX線像の検出器としての画質については、その方式によってそれぞれの特徴があり、従来のS/Fシステムを越える可能性があると言われている。<sup>6)</sup>

### 3.3.1 FPDの種類と構造

FPDは、Fig. 7に示すように一般に間接方式と直接方式に分類される。間接方式では入射するX線を蛍光体で一旦可視光に変換し、その可視光を画素ごとにa-Si:H光ダイオードで受けて電荷を発生させてアクティブマトリクスアレイで読み取る。直接方式では入射するX線を光導電体に照射して電荷を発生させ、画素単位でその発生した電荷を蓄積してアクティブマトリクスアレイで読み取る。アクティブマトリクスアレイはダイオードあるいはTFT等のスイッチング素子で構成される。

上記のように照射X線エネルギーを電気信号に変換したあと、間接及び直接方式ともに、FPD中でさらにプリアンプで信号を増幅し、アナログ信号をデジタル信号に変換する。そしてこの信号がFPDからコンピュータへ送られて画像補正及び画像処理を経て、モニターやイメージャでX線画像が出力される。

### 3.3.2 間接方式

間接方式で照射X線を可視光に変換する蛍光体は、従来のS/Fシステムで用いられているテルビウム賦活ガドリウムオキシサルファイド(Gd<sub>2</sub>O<sub>3</sub>S:Tb)やX線イメージ・インテンシファイアで使用されてきたヨウ化セシウム(CsI)などが用いられる。前者の場合、X線画像検出器としては、S/FシステムのX線フィルムを光半導体/アクティブマトリクスアレイに置き換えたものとも言えよう。後者においては、光半導体/アクティブマトリクスアレイの上に、直径10µm以下の柱状のCsIを形成させたものである。

S/Fシステムでは、例えばマンモグラフィなど一枚の増感紙のみを使用するとき、感度と鮮鋭性の観点から、増感紙をX線源から見て後方配置とする。しかしながらFPDの場合、例えばアクティブマトリクスアレイは

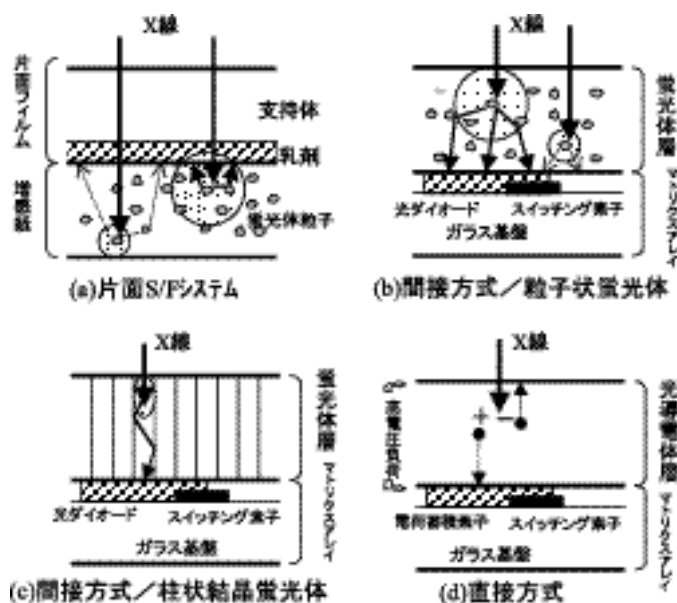


Fig. 7 S/Fシステムと間接及び直接方式FPD

7mm程度の厚さのガラス基板を使用していることから、蛍光体は、前方（フロント）の増感紙配置にせざるを得ない<sup>6)</sup>。Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S:Tb 粒子からなる蛍光体層の厚さは0.1~0.2mm程度であり、この蛍光体層を厚くすると鮮鋭性の劣化を招くこととなる。

上記の欠点は、蛍光体を柱状構造にしたCsIで解消される。前述のRbBr:TI<sup>+</sup>輝尽性蛍光体と同様に、柱状結晶内で発光した可視光は、CsIと空気との屈折率差（CsI:1.79, 空気:1）から、柱状結晶が導波管として働き、横方向の伝播が抑えられる。このようにして蛍光体層を厚くしても鮮鋭性の劣化は抑えられる。<sup>7)</sup>

### 3.3.3 直接方式

直接方式は光導電体層と、そこで発生する電荷を捕捉して画素毎にスイッチングして読み取るアクティブマトリックスアレイにより構成される。光導電体とは電磁波の照射を受けて、電気伝導度が大幅に増加する物質である。FPDに用いられる光導電体層はa-Seが実用化されている。これは1970年代に現れたゼロラジオグラフィで用いられ、そして1994年に発表された静電読み取り型の胸部撮影デジタルX線像検出器でも使用された。FPDのこれらとの違いは、発生電荷の読み取り部分がアクティブマトリックスアレイを用いることにある。

Table 4 FPDのMTFとDQE

項目	間接方式	直接方式	空間周波数
MTF	0.35	0.85	2 cycles/mm
シンク関数	0.75	0.88	2 cycles/mm
DQE	0.75(10 μ Gy)	0.30(1.42mR)	0 cycles/mm
条件	CsI:TI 450 μ m厚 a-Si:H/TFD 画素：196 μ m フィルファクタ：0.8770kVp	a-Se 300 μ m厚 E:5V/ μ m CdSe TFT 画素：160 μ m フィルファクタ：0.770kVp	参考：マンモ片 面 S/F(MD 100/CMH) 系の 2cycles/mm でのMTFは 0.90。

直接方式では、例えば0.5mm厚のa-Seの両面に5kV程度の高圧をかけて、X線照射により発生する電荷を垂直方向にアクティブマトリクスアレイへ誘導する。<sup>6)</sup> X線照射によって発生した電子及び正孔は光導電層内の横方向の移動が制限されることから、層厚が0.5mm 1mmでも高い鮮鋭性が得られる。Table 4 に示すように、画素サイズに起因するMTFの理論的上限とみなされるシンク関数とほぼ同等のMTF値が実現されている。<sup>8)</sup>

### 3.3.4 画像欠陥

FPDで用いるアクティブマトリクスアレイは、その面積が大きく且つ微細な画素サイズが要求されるため、その画素数はかなり大きい。例えば40cm平方の面積で画素サイズが150 μ mであるとすると約700万個の画素で構成される。画素欠陥発生率を0.1%とすると7000個程度の点状の画像欠陥が存在する。また結線故障があれば線状の画像欠陥となる。その点状及び線状の画像欠陥は、画像信号の閾値を設定することで場所を特定し、そして欠

陥部周りの正常画素信号の平均値で置き換えることで、容易に補間することができる。この画像欠陥が患部画像に集中的に重なる場合、画像補間の診断への影響は、慎重な判断が必要である。

FPDはコンパクトな形態ではあるものの、REGIUS MODEL 150のような簡便な取り扱いのできるカセット方式は未だ実現されてない。しかし、FPDが優れた特長を有するの事実であり、今後、両者の利点を生かした利用が期待される。

## 4 画像処理

### 4.1 REGIUSの画像処理

X線画像は、知識と経験を有する診断医が正しく解釈することにより、初めて医学的に有用なものとなる。REGIUSやFPDをはじめとするデジタルX線画像入力系によって得られた画像を真に診断に役立てるためには、画像データを医師が見やすく診断しやすい形に加工する画像処理の技術が不可欠である。

ここでは、REGIUSシリーズに搭載されている画像処理機能<sup>9)10)</sup>に関して説明する。

#### 4.1.1 自動階調処理

自動階調処理は、画像毎に最適な階調処理条件を自動的に決定し、その条件に従って階調を変換することにより、診断に適した濃度（輝度）とコントラストを安定して与える画像処理である。自動階調処理の流れをFig. 8 に示す。まず、X線の照射野を自動認識し、<sup>11)</sup> 照射野内の画像データを解析することにより、診断上の注目領域に対応したROI（Region of Interest、関心領域）を自動的に設定する。

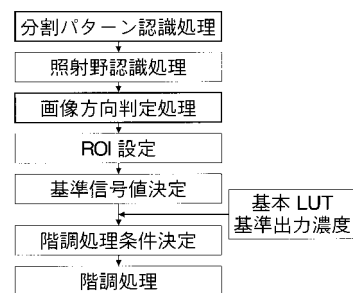


Fig. 8 自動階調処理の流れ

新製品のREGIUS MODEL 150においては、カセットタイプ特有の撮影技法に対応するために、画像がカセットに対してFig. 9 (a)(b)のいずれの向きで撮影されているかを自動判定する画像方向判定処理、および、Fig.10に示すように一画像内に複数の照射野を有する分割撮影画像を自動認識する分割パターン認識処理を新たに搭載し、常に適切なROIを設定できるようにした。次に、ROI内の画像データを代表する基準信号値が定められ、基準信号値が所定の基準出力濃度で出力されるように、階調処理条件が決定される。

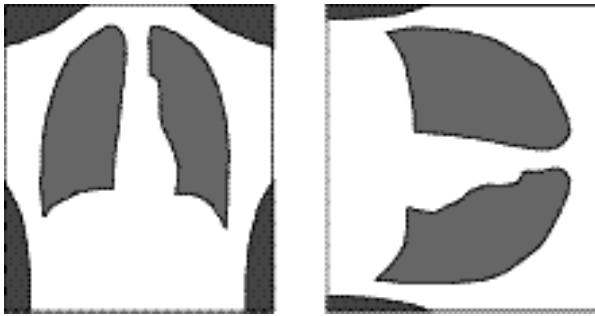


Fig.9 画像方向判定処理

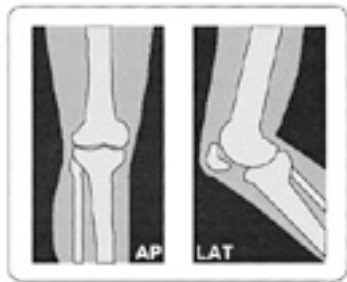


Fig.10 分割パターン認識処理

この自動階調処理では、撮影時に選択された撮影条件キーに連動して、撮影部位と診断目的に応じた最適な処理アルゴリズム、階調変換曲線の形状、および基準出力濃度が自動的に適用される。

#### 4.1.2 周波数処理

周波数処理は、画像の空間周波数特性をコントロールすることによって、骨の構造や臓器の輪郭などをより鮮鋭に表現するための画像処理であり、いわゆるエッジ強調処理と類似のものである。また、イコライゼーション処理は、非鮮鋭画像信号に基づいて画像のダイナミックレンジを圧縮する処理であり、診断上の注目部分が低濃度領域と高濃度領域の両方にまたがって存在する場合でも、全体を見やすく表現することができる。<sup>10)</sup>

以上のようにREGIUSは、自動階調処理によって、従来のS/F系で培われた診断論理に適した階調を安定して提供するとともに、周波数処理およびイコライゼーション処理の利点を生かして、より豊かな画像表現を可能にしている。

#### 4.2 コンピュータ支援診断 (CAD)

「見やすい画像処理」から更に一步踏み込んだ「医師の診断を積極的に支援する画像処理」が、コンピュータ支援診断 (CAD, Computer-Aided Diagnosis) である。CADは、コンピュータ画像解析を用いて診断に役立つ情報を自動的に生成し、医師の読影の際に提示することにより、診断精度の向上を支援するシステムである。コニカは、早くからCADの可能性に注目し、国内外の研究グループとの協力関係のもとに研究を進めてきた。<sup>12)</sup>

以下、胸部X線画像およびマンモグラフィのCADについて、概要を述べる。

##### 4.2.1 経時差分処理による胸部CAD

胸部X線画像は、その撮影の簡便さと、一枚の画像に含まれる豊富な情報量から、肺癌などの胸部疾患の早期発見を目的とした集団検診において活用されている。しかし、淡い肺癌陰影や、骨や血管などの正常構造と重なり合う肺癌陰影は、その検出が困難であり、見落とされる場合がある。このような問題点を解決するための一つのアプローチとして、胸部経時差分処理<sup>13)</sup>の開発を行っている。

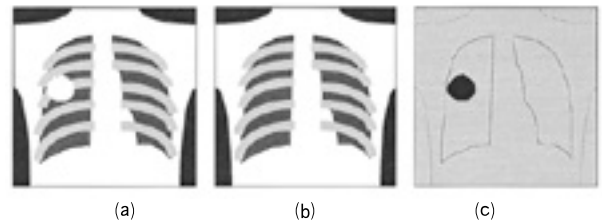


Fig.11 胸部経時差分処理

(a) ある被検者の胸部正面X線画像 (b) 同一被検者の過去に撮影された胸部正面X線画像 (c) (a)と(b)を用いて得られた経時差分画像

経時差分処理は、Fig.11に示すように、異なる時期に撮影された同一被検者の2枚のX線画像間の差分をとることにより、変化のない正常構造や慢性疾患の陰影を打ち消し、経時変化のあった部分のみを選択的に強調する画像処理である。2枚の胸部X線画像の間には、撮影時の姿勢などの変動に起因する複雑な位置ずれが存在する。そのため経時差分処理においては、差分を求める前に、2次元非線形画像変形 (ワーピング) に基づく自動重ね合わせ処理を適用し、位置ずれの補正を行っている。

臨床胸部画像を用いたテストの結果、経時差分画像は、新たに発生した肺癌陰影などの病理的な経時変化を効果的に強調することが確かめられ、現在も評価を継続中である。

##### 4.2.2 マンモグラフィ用CAD

最近のわが国における乳癌罹患率の増大に伴い、マンモグラフィ (乳房X線撮影) を用いた乳癌検診の導入が乳癌検診学会により奨励されており、マンモグラフィ撮影数の急増が予想される。

コニカではマンモグラフィの読影を支援するためのCADワークステーション<sup>14)</sup>の開発を行っている。Fig.12にその構成を示す。本システムは、乳癌の重要所見である微小石灰化および腫瘤陰影の候補を自動的に検出するCADサーバと、高解像度・高輝度のディスプレイを有するビューイングステーションから構成される。ビューイングステーションにおいては、サンプリングピッチ50 μmという高精細なデジタル画像を読影に適したフォーマットで表示することが可能であり、さらにCADサー



バから出力された異常陰影候補の位置を画像に重ねて表示することにより、医師の診断を援助する。

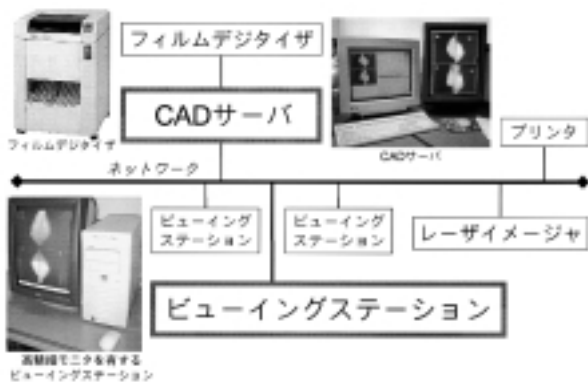


Fig.12 マンモグラフィ用CADシステム

これらのCADの応用は、デジタルX線画像の大きな利点のひとつであり、近未来の画像診断において極めて重要な役割を果たすことが期待される。

## 5 デジタルX線画像出力機

この様な画像処理が施されたデジタルX線画像は、通常レーザーイメージャによりフィルムに出力され、ハードコピーとして診断に供されるが、近年、ネットワークを介して高精細モニタに表示されて診断されるようになってきた。

### 5.1 高精細モニタ

コニカでは、画像の表示(観察)には、VISICUL RSシリーズを提供している。これは、REGIUSで撮影した高精細画像をその情報を欠くことなく表示できるよう、医用画像専用的高精細モノクロCRTモニタを採用した画像観察端末である。モニタの解像度は2k×2.5k画素あるため、標準モードのREGIUS画像が1:1で表示することが可能である等の特徴を有する。DICOMプロトコルによりREGIUSなどの撮影装置から直接画像を受け取るほか、画像ファイリング装置(VISICUL ISシリーズ)に対してDICOMプロトコルによる検索を行い、該当する画像の送信を依頼することも可能となっている。

### 5.2 ドライイメージャ

また、一方で1992年の環境サミットでの地球温暖化問題、1996年の現像廃液の海洋投棄禁止以降、環境意識が高まり、なお一層の環境保全/環境保護を考慮した商品作りが企業に強く求められてきている。

メディカル分野においても現像処理の湿式から乾式への要望が高まり、サーマル記録や電子写真方式の様な種々の乾式システムが各社から提案され、市場投入されてきた。しかし、それらの多くのシステムは医用画像の診断

画質として十分満足できるものではなかった。また、処理速度が遅い、廃材がでるなど利便性においても課題の残るものであった。

そこで、コニカでは、これらのニーズに応え、ドライ銀塩熱現像方式を採用したイメージャDRYPRO722とその専用フィルムを開発した。ドライ銀塩熱現像方式の原理は、Fig.13に示す様な原理である。レーザー露光されたハロゲン化銀粒子(AgX)が核となり、周囲に存在する有機銀塩がAgイオンの供給源として作用して、還元剤の存在下で現像が促進され、黒化画像が得られるものである。以下にこのドライイメージャについて述べる。

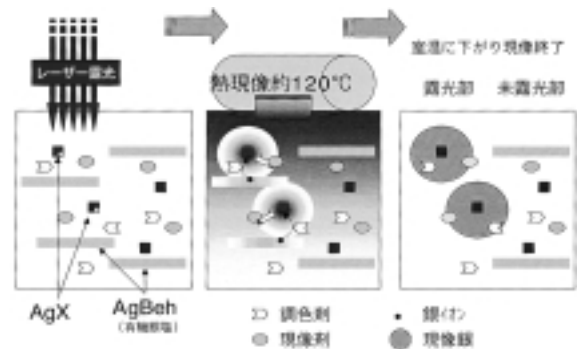


Fig.13 ドライ銀塩熱現像方式の原理

### 5.2.1 ドライイメージャ DRYPRO722

Fig.14の写真に示すDRYPRO722は、放射線分野の全ての画像出力を担うイメージャーとして、処理能力150枚/時の世界最高能力を露光時間の短縮・マルチタスクの最適化で実現している。この装置の機構をFig.15に示す。



Fig.14 コニカドライイメージャDRYPRO722

バリヤ袋で明室包装された未露光フィルムをマガジンに装填し本体にセットすると、マガジン内でバリヤ袋の自動巻き取りが行われフィルムのサイズ情報、タイプ情報等を自動認識する。更に、自動キャリブレーションを行い、フィルムロットの特性のばらつきを安定化するためのLUTを作成する。マガジンよりピックアップされたフィルムは本体前面の搬送系より、本体下部の直交部で露光部への姿勢を制御し、露光部に搬送される。

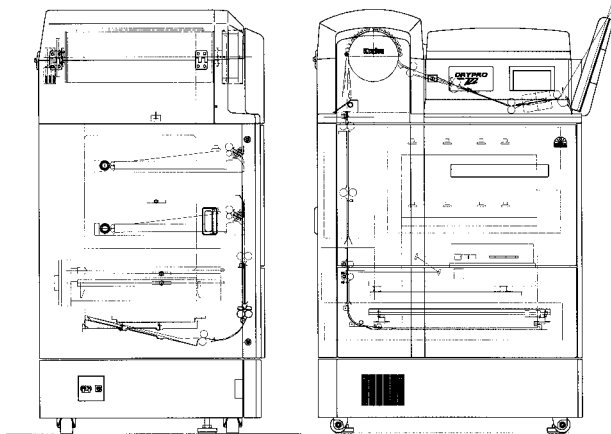


Fig.15 コニカドライイメージャDRYPRO722の構造図

X線CTやMRI等の診断装置より送信された画像データは、ユーザの所望する画像補間処理と前述のLUTでの変換を経て、レーザー光を変調し、高精度に搬送されているフィルム上で記録される。露光されたフィルムは、上昇搬送部を介し熱現像部のドラムにて後述する熱現像プロセスによって現像され、本体の上部右側よりフィルムバスケットに排出される機構となっている。

ここで用いられるレーザー走査系では、高画質化を達成するため、画素サイズを最小40 $\mu$ mとして、超高鮮鋭画像を実現している。また、常に安定な画像を出力するため、自動濃度管理機構を搭載し、フィルム先端の一部に書き込まれた濃度パッチをイメージャ本体に組み込んだ濃度計で読みとり、露光部にフィードバック制御している。この際、現像は熱で行われるため、フィルムの感光層内の温度分布をいかに早く均一に保つか、及び現像時の温度をいかに高精度に管理するかが、高画質で安定な画像を提供する上での重要な点である。

DRYPRO722では熱伝達モデルのシミュレーションより最適な熱供給構成を見出し、これを新規に開発した熱現像ドラム機構によって実現している。

### 5.2.2 ドライイメージングフィルム

前述のようにドライ銀塩熱現像方式の画像形成機構は、ハロゲン化銀粒子が光センサーとなって銀画像を形成する点で従来の湿式フィルムと何ら変わりがない。しかし、

その銀画像形成過程がハロゲン化銀粒子からではなく、熱によって周囲の有機銀塩から放出されるAgイオンによる、いわゆる物理現象であるところが大きく異なる (Fig.16のドライ銀塩フィルムの断層写真参照)。

その為に、(1)銀の色調が湿式感材とは異なり褐色となること、また、(2)現像過程でのカブリ発生率が高いこと等が欠点として挙げられる。

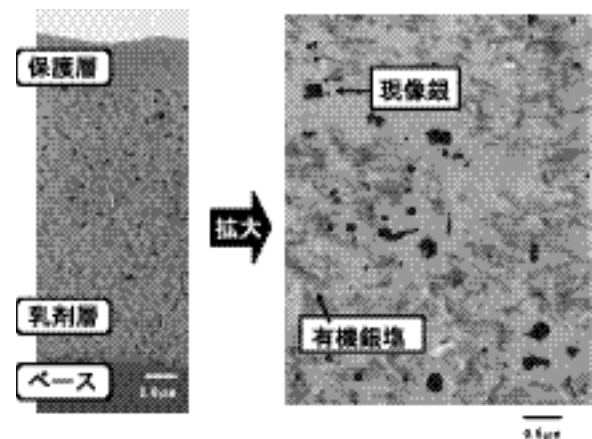


Fig.16 ドライ銀塩フィルムの断層写真

そこで、コニカでは、物理現像時のAgイオンの拡散過程をシミュレーションし、物理現象を制御する技術の開発、或いは新規のカブリ抑制剤技術、色調改良剤技術等の技術開発により高画質で熱現像安定性の良い新規レーザー露光熱現像ドライイメージングフィルムを開発した。これらの詳細は、高画質ドライイメージャ開発の項を参照されたい。

以上の様に、従来の湿式処理によるレーザーイメージャで得られた画質に匹敵する高画質をドライイメージャDRYPRO722とその専用フィルムにより達成し、ドライの特徴である環境適性付与と操作性の簡便化を実現している。

## 6 デジタル画像の今後の展開に向けて

医療分野の画像データの種類としては、X線画像の他に X線CT、MRI、超音波 (US) 等数多くのモダリティからの画像が存在する。

これらの画像データの保存機能は、VISICUL ISシリーズが担当している。これは、データベースマネジメントシステムと大規模画像ファイリングシステムとを融合させたもので、大病院での画像データを法律で定められた5年間以上管理出来るよう100万件以上の画像データの管理を可能としている。ファイリングのメディアとしては、ライブラリタイプの光磁気ディスクやCD-Rのドライブをユーザの希望に応じて選択できる。また、厚生省が定

めた医用画像情報の電子保存のための技術的基準を満たした専用の光磁気ディスクによるシステムを構築することも可能である。

医療情報を扱うシステムにおいては、その情報についてプライバシーの保護、訴訟の際の証拠能力の担保といった要件が、要求されている。平成11年4月に厚生省から出された診療録の電子保存に関する通達には、診療録を電子的に保存する場合の要件として、真正性、見読性、保存性の3つを確保することが記されている。

これらは、前述の電子保存のための技術的基準をみたした光磁気ディスクの使用や、他のネットワークとは切り離れたネットワーク構成をとることで、技術的に対応をとることが可能である。

しかしながら、閉鎖されたネットワークでは、せっかくのデジタル情報の有効利用は限られてしまい、将来の発展は望めない。このため、ある程度開かれたネットワークにおいても、医療情報のプライバシーや証拠能力を保護するための技術的手段やその標準化が提案されてきている。

一つは、DICOIMでのセキュリティ拡張のワーキンググループの活動であり、また他の一つは、昨年開始されたISO / TC215での医療情報のセキュリティ技術の検討である。これらに対しコニカでは、日本画像医療システム工業会を通じて積極的に参加している。更に、ネットワークセキュリティシステムについて、情報処理振興事業協会のプロジェクト事業による開発を通じて、技術の蓄積につとめている。

## 7 結び

現在、メディカルイメージングの画像診断分野では、ネットワークが情報化の変革をもたらしつつある。一方、来るべき21世紀には、遺伝子工学の進展により、遺伝子チップを使用した診断も大変革をもたらすと予測され、今後、これらの複合した診断も開発されよう。

当社では、イメージングの領域を機軸として、この事業領域に各種入出力機器のみならず、ソフトウェア及びサービスの拡充を図っていく所存である。本稿が、その意志表示の一端を担えれば幸いである。

各章の分担、執筆は、次の各位にお願いし、原文を尊重しながら、これを基に加筆修正させて頂いた。感謝の意をこめて紹介すると同時に各位の意にそぐわない点は、御容赦いただきたい。

第2章及び第6章：メディカル&グラフィックカンパニー

MIシステムG 吉村 仁

第3章：MG材料システム開発センター 中野 寧、本田 凡

MG画像システム開発センター 石光 義幸

第4章：MG材料システム開発センター 加野 亜紀子

第5章：MG材料システム開発センター 西脇 州

MG画像システム開発センター 樫野 昭雄

## 参考文献

- 1) 新医療, Vol.8, No.296,1999
- 2) 島田 文生, 映像情報(M), Vol.19, No.8, 1987
- 3) K.Amitani, A.Kano, H.Tsuchino, and F.Shimada, "X-ray Imaging System Using New Photostimulable Phosphor", SPSE's Conference and Exhibition on Electronic Imaging, 26th. Fall Symposium, Advance Printing of Paper Summaries, pp.180-183, Oct. 1986.
- 4) S. Nagatuka, H. Hara, and M. Saitoh, Konica Technical Report, 10, 71 (1997)
- 5) M.Nakazawa, O.Morikawa, M.Nitta, H.Tsuchino, and F.Shimada, "Effect of Protective Layer on Resolution Properties of Photostimulable Phosphor Detector for Digital Radiographic System" Proc. SPIE, Vol. 1231, pp.350-363, 1990.
- 6) JA Rowlands and J Yorlstone, "Flat panel imagers for digital radiography", Chapter 4 of Handbook of Medical Imaging, Volume 1, Recharad Van Metter, Jacob Beutel and Harold Kundel, (SPIE Press, Bellingham, in press)
- 7) J Chabbal, C Chaussat, T Ducourrant, L Fritsch, J Michailos, V Spinnler, G Vienx, M Arques, G Harm, M Hoheisel, H Horbaschek, R. Schulz, M Spahm, "Amorphous silicon x-ray image sensor", Proc. SPIE 2708 499-510 (1996)
- 8) W Zhao, IM Blevis, DF Weachter, Z Huang, JA Rowlands, "Digital radiology using active matrix readout of amorphous selenium: Construction and evaluation of a prototype real-time detector", Med. Phys. 24 1834-1843 (1997)
- 9) S. Nagatuka, A. Kano, H. Tsuchino, and H. Handa, "Automatic gray scale transformation in the Konica Direct Digitizer system" Proc. SPIE, Vol. 1652, pp.432-442, 1992.
- 10) A. Sato, H. Hara, and A. Kano, Konica Technical Report, 12, 117 (1999)
- 11) 河野努、笠井聡、梶大介、加野亜紀子、島田文生、日本写真学会1999年度年次大会講演要旨集、PP・13-14 (1999)
- 12) Yoshimura, H., Giger ML, Doi K, MacMahon H, Montner SM. Computerized scheme for detection of pulmonary nodules: nonlinear filtering technique. Invest Radiol, 27, 124 (1992)
- 13) A. Kano, K. Doi, H. MacMahon, DD. Hassell, and ML. Giger, Med Phys, 21, 3 (1994)
- 14) 吉村 仁, Innervision, Vol14, No.10, 1999