

第58回総会学術大会シンポジウム

会期：平成14年4月5日
会場：ポートピアホテル本館

フラットパネルディテクタの臨床応用

座長集約	座長 江口陽一 山形大学医学部附属病院放射線部
1. FPDを用いた一般撮影検査システムについて	木下 順一 京都大学医学部附属病院放射線部
2. 一般撮影系フラットパネルディテクタ(FPD)の使用経験	若松 修 NTT東日本関東病院放射線部
3. 動画対応型フラットパネルシステムの使用経験 (INNOVA2000使用経験の立場から)	海老原良幸 大阪警察病院放射線技術科
4. デジタルマンモグラフィ装置：Senographe 2000 D	小林宏之 日本医科大学付属病院放射線科
5. FFDMの臨床評価	内山菜智子 日本医科大学付属病院放射線科

座長集約

Symposium

座長 江口陽一
山形大学医学部附属病院放射線部

液晶モニタに用いられている大画面のThin Film Transistor(TFT)の製造が可能になったのは1990年代の後半に入ってからのものである。大画面のTFTが製造可能になったことでフラットパネルディテクタ(FPD：Flat Panel Detector)が実用化に至った。FPDシステムが臨床現場に導入されるようになってまだ2～3年と歴史は浅く、開発間もないFPDシステムには数多くの問題点もあるかと思う。今回のシンポジウムのテーマを『フラットパネルディテクタの臨床応用』とし、5名の演者にFPDシステムが臨床でどのように使用され、どのように評価されているのかを報告していただいた。

木下順一(一般撮影用FPD、間接方式Gd₂O₂S：Tb)は、FPDとネットワークの組み合わせによるワークフローの変化と使用経験からの問題点を中心に報告した。適正グリッドが選択できない問題、固定グリッド使用時のモアレ対策、モニタへの表示サイズの問題、線量管理を行うためにはシステム固有の値ではなく相互比較ができる値が必要、低線量域でのノイズが目立つ問題などを指摘した。

若松 修(一般撮影用FPD、間接方式CsI：TI)は、システムの構成、検査の流れ、自動感度補正機能、画像評価、線量と画質などについて報告した。若松の施設ではフィルムレスでモニタ診断を行っており、FPDとネットワークの組み合わせは撮影から読影までのスループットを大きく向上させ画像管理にも非常に有用であると述べた。また、画質はCR(computed radiography)の1/2の線量で同等な画像が得られ被検者の被曝低減も可能としている。問題点として、画像の

生データが取れず画像評価が困難である、メンテナンスに時間がかかる、ワークステーション上で見る画像が小さく画像に対する評価が甘くなることが懸念されると報告した。

海老原良幸(動画対応FPD、間接方式CsI：TI)は、循環器撮影用のFPDについて報告した。FPDの画質は透視・撮影ともにI.I.-TV系のシステムより優れている。しかも、被検者の被曝線量についてもI.I.-TV系より全般的に少ない線量で透視・撮影が可能であると報告した。また、自動露出機構は、FPD自体が自動露出機構の検出器の役目を果たしているが、安定性・レスポンスともに問題はないと述べた。問題点としては、現行のシステムが透視・撮影ともに毎秒30フレームのみであること、一回に撮影できる最長時間が13秒と短いことを挙げた。

小林宏之(マンモ用FPD、間接方式CsI：TI)は、システム構成、画質評価、システムの安定性を報告した。FPDの解像特性はスクリーン/フィルム(S/F)系には及ばないものの、総合的評価であるNEQ(u)ではS/F系より高い値を示した。また、システムの安定性も高いと報告した。問題点としては、Window幅・レベルを変化させることでS/F系では不可能であったコントラスト・輝度を自由に調整ができ、モニタ診断では非常に有用であるが、ハードコピーを作成する人の経験と知識に大きく左右されること、画像保存がCDのみであること、システムがマンモグラフィ専用機であり、乳房以外の軟部組織の撮影では良い画像が得られない点などを挙げた。

放射線科医師の内山菜智子(マンモ用FPD、間接方

式CsI:TI)は、画像診断を行う立場から、デジタル画像の診断で最も問題になると思われるマンモグラフィについて、FPDとS/F系の画質を臨床症例とファントムと比較した結果を報告した。ファントムの評価ではFPDが優れていたが、臨床評価の結果では両者には統計学的有意差は認められなかったと報告した。また、患者1人あたりの検査時間の大幅な短縮が可能であり、被曝線量の低減も可能としている。問題点として微小石灰化の抽出能がS/F系よりやや劣る点を挙げた。また今後FPDが普及してくるとモニタ診断が有用になるが、モニタ診断の評価基準はまだ定まっておらず、今後の評価基準作りが重要であるとも指摘した。

FPDシステムは、一般・循環器・マンモグラフィと

もに、従来のS/F系やCR、それにI.I.-TV系システムと同等かそれ以上との評価を受けている。また、ネットワークの付加による撮影から読影までのワークフローの向上と画像管理の有用性も見逃すことができない利点の一つになっている。いくつかの問題点も指摘されたが、これらの問題も近い将来解決されてゆくものと思われる。今後のFPDシステムは、FPDの単体の進歩だけではなく、ネットワークやCAD(コンピュータ支援診断システム)まで含めたトータルなシステムとして発展していくことが予想される。

本シンポジウムの機会を与您にいただきました川村学会長ならびに中西大会長に感謝申し上げます。

1. FPDを用いた一般撮影検査システムについて

Symposium

木下順一
京都大学医学部附属病院放射線部

はじめに

フラットパネルディテクタ(FPD: Flat Panel Detector)が登場してから3年が過ぎ、FPD導入当初は対象検査を立位の胸部としていたが今では臥位撮影台、カセットタイプも開発され一般X線検査のほとんどの部位が検査対象となりつつある。FPDシステムはコンパクトな検出器、画像表示の即時性と特有のアプリケーション、RIS/PACSとのコネクティビティ、ネットワーク対応により従来のCRシステムとは検査ワークフローが異なっている。本院においてFPD(間接方式: $Gd_2O_2S:Tb^{3+}$)の本格的な導入から約2年が過ぎ、FPDの長所を生かした一般撮影検査のシステム構成と臨床的な使用経験、問題点などを中心に触れる。

1. FPDシステムの特徴

FPDには大きく分類すると次の三つの特徴がある。その特徴は“画像表示の即時性”、“軽量・コンパクト設計”、“優れたコネクティビティ”である。

FPDは各画素が完全に分離された構造からサンプリング/デジタル化に適したX線検出器である。そのため画像獲得後、約7秒で高精細CRT(2048×2560)に表示する“画像表示の即時性”と、画像読取部がないことから従来のCRシステムに比べ“軽量・コンパクト設計”である。画像表示の即時性は従来の一般撮影ワークフローを大きく変える要因となり、検出器の軽量コンパクト設計は撮影台の可動範囲や自在性を著しく向上させ、さらにはカセットタイプFPD(可搬型FPD)の実現を可能とした。カセットタイプFPDは撮影可能サイズや付随する電源/信号ケーブルなどの制約を受け

るものの、撮影部位が限定される既設頭部精密X線撮影装置に接続することによりカセットタイプFPDの短所を克服、カセット交換、分割器操作を不要とし効率的なワークフローを可能とした。カセットタイプFPDは明確な検査目的を持つシステムと接続することにより単独でのシステム化の有効性を示す(Fig. 1)。

FPDシステムとRIS、PACS、イメージャ、X線装置との“優れたコネクティビティ”は一般撮影検査に必要な高度な連携を可能とし、その結果、高スループットなデジタルX線撮影検査システムを構築する。

2. デジタルX線撮影検査システムの概要

FPDと放射線診療情報システム(PRINS: picture and radiological information network systems)を導入することにより、画像情報のデジタル化のメリットを引き出した検査・運用・支援が行えるシステムを目標とし、デジタルX線撮影検査システムを構築した。システムはワークフロー管理によりRISを中心とした診療業務指向型を特徴としている。診療業務指向型FPD/カセット撮影おののの長所を生かした検査実施が行える、RIS+Viewer+Modality連携による検査進行支援環境を構築する、RISで複数モダリティを同じユーザインターフェースで統一制御を行う、撮影プロトコル、部位別検出器マスクなどによる自動化、立位での操作性を考慮したRIS/FPD/CRはタッチパネルインターフェース、画像サービスはDICOM(storage, print class)をサポート、GBサポートのNetwork環境などにより高スループットなシステムが構築でき、また外来患者検査と入院患者検査の分別診療を可能とし、待ち時間短縮、患者の生活環境

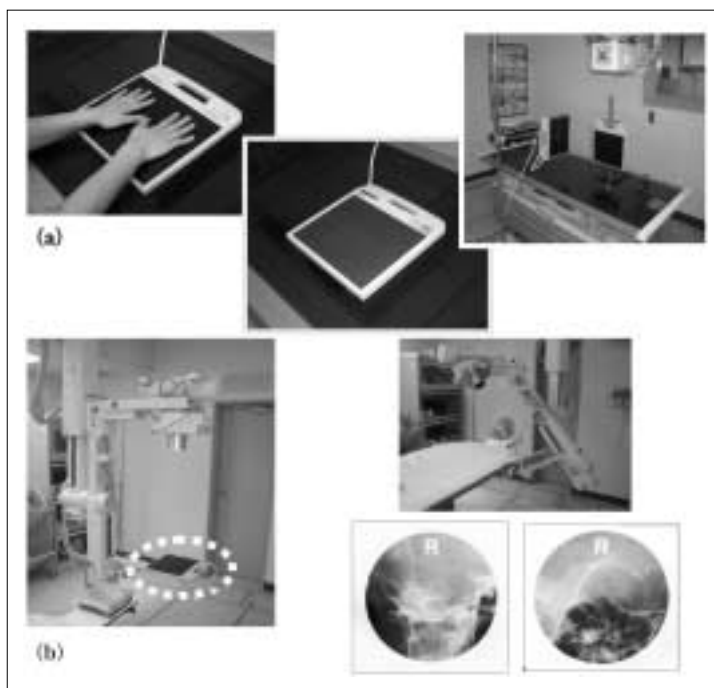


Fig. 1 カセットタイプFPD概観
(a)カセットタイプFPD 専用グリッド，ホルダー
(b)頭部精密撮影装置(カセットタイプ FPD装着)概観

の違いを考慮した患者サービスを実現した。システム構成，コンソール配置はFig. 2に示すように機能的に配置され，オーダ情報や検査データ，過去画像，過去検査実施情報を一体として活用した検査支援環境を構築している。Fig. 3に検査オーダ，画像の流れを示すように，RISを中心とした検査進行が行われている。

3. システムの使用経験と今後の課題

FPDシステムの導入と一般撮影領域のデジタル化を行い約2年が経過し，その使用経験からデジタル化の問題点，フィルムレス化を前提とした問題点などを述べる。

3-1 FPD(間接方式: $Gd_2O_3:S:Tb^{3+}$)の適正撮影条件

初めにフィルム/スクリーン(UR-1/HGM)を基準とし線量を変化させたオーバーオールウィナーズスペクトル(Overall Wiener spectrum)とバーガーファントム(C-D Diagram)測定結果をFig. 4, Fig. 5に示す。結果よりFPD(間接方式: $Gd_2O_3:S:Tb^{3+}$)はUR-1/HGMの1.3倍から1.6倍の照射線量が必要といえる。しかし低濃度域($D=0.35$)においては2倍の線量を与えてもUR-1/HGMが有意である。胸部を例に挙げると，肺野を基準に線量を与えた場合，縦隔部は肺野の1/4～1/8の線量しか検出器に入射しない。この低濃度域(低線量域)の画質低下はシステム系電気ノイズによるものと考え



Fig. 2 デジタルX線撮影検査システムコンソール概観と構成機器

られFPDを含むデジタル画像共通の問題といえる。ではFPDの場合，この低濃度域の画質改善にはどのような方法が考えられるだろうか？ 一つは蛍光体変換率や開口率のUP，光電変換素子の改善，システム電気系ノイズの低減などのハードによる改善，もう一つはマルチ周波数処理，ノイズ低減処理などのソフトによる改善が今後期待される。その他適正線量を考える場合，管電圧依存性，グリッド比を考慮した撮影条件が必要である。システムとしてグリッドが容易に交換できないことは部位により最適なグリッド比を選択で

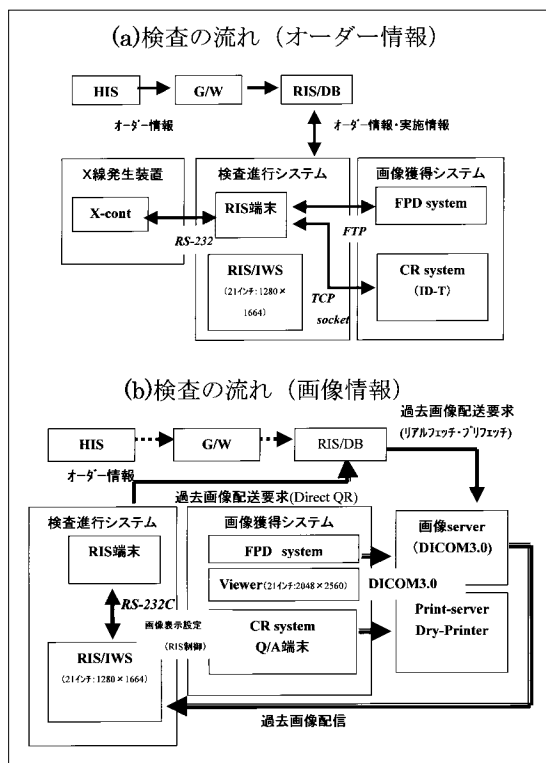


Fig. 3 (a) オーダー情報とRISを中心とした検査情報の流れ (b) 獲得画像と参照画像の流れ

きず、必要以上の撮影線量を必要とすることを意味する。FPDが多岐にわたる部位を対象とするには検出器自体の改善も必要であるが、システムとしての工夫も必要である。

3-2 デジタル画像のCRT表示サイズの問題

画像情報のデジタル化により獲得された画像は診断・治療・検査の支援としてCRTに表示され利用されている。しかしこのとき同じ被写体でありながら異なったモダリティ(画素サイズ・画像データサイズ)で取得した画像をCRTに表示した場合、表示サイズが同じではない。経過観察や治療における位置・大きさの比較を行う場合など問題であるといえる。その問題を解決するために一般系検査進行IWSに異なる画素サイズ、画像サイズの画像を同じスケールで表示するlife sizeモードの仕様を提案し実装予定である。

このlife sizeモードにより、CRTに表示される大きさを撮影したシステムに関係なく同じ大きさで表示でき、参照画像として長さ・大きさについても比較が可能となる。Fig. 6に画素サイズ、画像サイズの異なったCR画像、FPD画像を通常モードで表示したものとlife sizeモードで表示したものを示す。

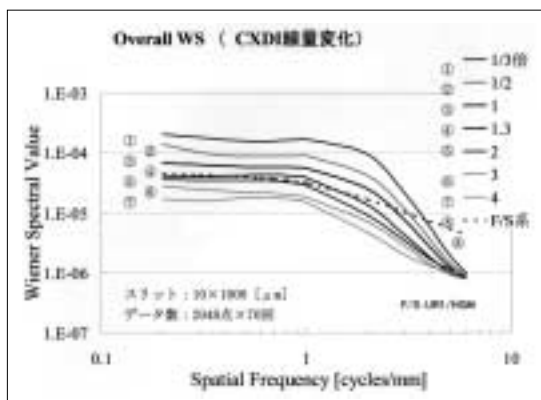


Fig. 4 FPD(間接方式: $Gd_2O_3:S:Tb^{3+}$)の入射線量変化 (UR1/HGMを基準として) によるWS測定値

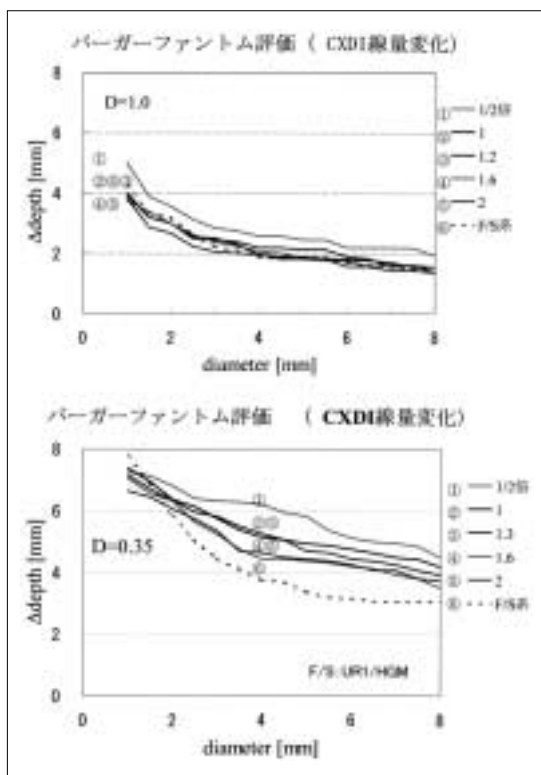


Fig. 5 濃度1.0, 0.35におけるFPD(間接方式: $Gd_2O_3:S:Tb^{3+}$)の入射線量変化(UR1/HGMを基準とする)によるバーガーファントム評価

3-3 検出器への入射線量管理

一般撮影がデジタル化されるとどうしても撮影線量が多い方にシフトしがちだとよくいわれている。出力された画像は一般に入射線量が多いほど良くなるので、何かしらの指標を持って撮影条件を管理する必要がある。撮影条件設定においてはPRINSによるシス

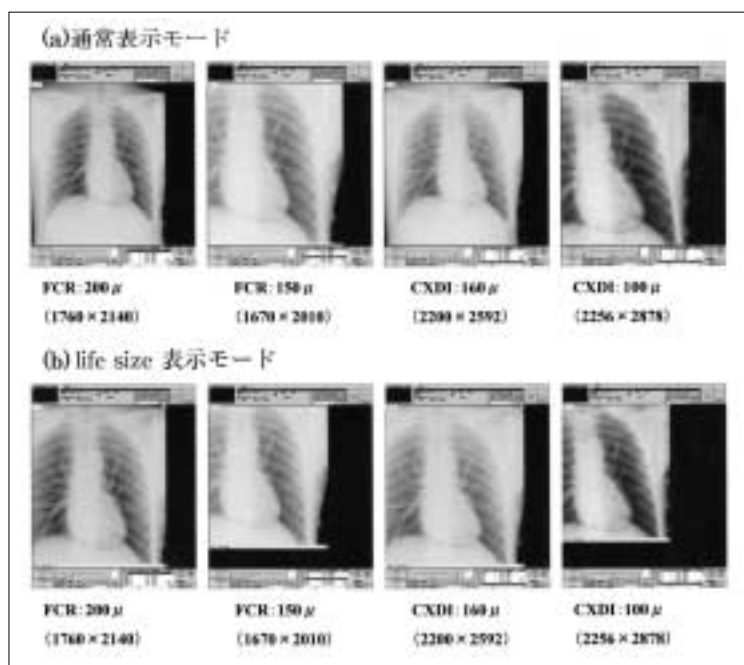


Fig. 6 画素サイズ、画像サイズの異なったCR画像、FPD画像を(a)通常モード、(b) life sizeモードで表示したものを示す

テムごとに標準撮影条件の設定を行い、過去画像の表示、また、検査目的や前回実施条件を表示することにより適正条件設定の補助を行っている。また、撮影後に表示されるモダリティ固有のREX値(reached exposure value)から検出器への適正な入射線量が行えたか評価し、高精細CRTに表示された画像で最終確認を行っている。しかし高精細CRTに表示された画像で通常の1/2線量での線量不足による画質(粒状)の劣化を視覚で認識するのは難しいのが現状である。そのため撮影後、画像表示と同時にREX値(入射線量)についてワーニング表示機能が必要といえる。

ワーニングは線量不足の場合と線量過多の両方に任意の値を設定でき、線量不足の画像への注意力と必要以上の線量を与えたことをチェックし撮影条件の見直しに貢献している。しかしREX値は画像の濃度、コントラスト、階調曲線により同じ検出器入射線量でも違った値を示す。今後デジタル画像の検出器入射線量を管理するために、画像にとらわれない検出器入射線

量の指標が必要である。

4. まとめ

FPDはその特徴とRIS、DICOM規格の登場、ネットワーク環境、高精細CRTなどのインフラの発達により一般撮影のワークフローを大きく変え、高スループットなシステム構築を可能とした。カセットタイプFPDに用いられた開口率や光電変換のセンサ部、電気系ノイズ低減などの改善技術により今後システム感度UPが期待される。しかしFPDには検出器個々の品質管理、キャリブレーション、耐久性などまだまだ不明な点があり今後検討が必要である。今後動画対応システムも導入され幅広い検査に用いられることはそう遠くないといえる。またフィルムレス化に向かいデジタル画像の発生源の担い手であるわれわれは、画像情報を利用することを考え、画像を創造しなければいけない時代である。

参考文献

- 1) 木下順一, 小川憲一, 米田和夫: フラットパネルディテクタの臨床使用報告. INNERVISION, 15(1), 124-127, (2000).
- 2) 小川憲一, 奈良井昇, 米田和夫, 他: フラットパネルディテクタの画質評価と適正照射線量. 日放技学誌, 57(4), 587-592, (2001).
- 3) 奈良井昇, 米田和夫, 小川憲一, 他: FPDにおける胸部X

- 線写真. Radiology Frontier 04(04), 287-291, (2001).
- 4) 奈良井昇, 木下順一, 小川憲一, 他: X線撮影システムCXDI-31の臨床使用経験. 映像情報Medical, 34(02), 146-149, (2002).
- 5) 山崎達也: X線デジタルカメラCXDIについて, 日放技学誌, 55(8), 738-742, (1999).

2. 一般撮影系フラットパネルディテクタ(FPD)の使用経験 symposium

若松 修
NTT東日本関東病院放射線部

はじめに

当院は2000年12月の新棟オープンから、約30の部門システムが統合された総合医療情報システムがペーパーレスで稼動し¹⁾、その一つとして全部門フィルムレスによる医用画像蓄積通信システム(PACS)が運用されている。そのため、一般撮影系においてはモニター診断に耐え得るデジタル画像取得装置が導入され、その一つに当初より臥位型のフラットパネルディテクタ(Flat Panel Detector: 以下、FPD)を導入、使用した。

このFPDはPhilips社Digital Diagnost²⁾でCsIシンチレータとアモルファスシリコン(a-Si)フォトセンサでX線を検出する間接型フラットパネルディテクタである。ピクセルサイズは143 μ mで43cm四方では900万画素で構成されている。階調は14ビットで読み取られ、PACSへは12ビット画像が送付される。一般撮影系におけるデジタル画像取得装置はその他、胸腹部立位撮影専用のThoravision(Philips)、FCR(Fuji computed radiography)が当初より稼動し、2001年11月からは立位型FPD(Philips)が稼動を始めた。

1. 一般撮影系ネットワーク構成

Philips系画像記録媒体3台とFuji系CRIに分けられ、画像発生量は月間約100GBのデータ量がPACSサーバへ送付される。画像は院内100カ所に設置してあるPACSビューワで詳細画像を、電子カルテ端末800台で参照画像がみられるシステムとなっている(Fig. 1)。

2. 検査の流れ

オーダーリング/RIS(放射線情報管理システム)よ

り、患者を選択することでFPD-WSへ患者番号、氏名、生年月日、性、撮影部位、方向、依頼医師が送信される。

FPD-WS上のワークリストから再度選択すると、オーダーに応じた情報(撮影管電圧、電流、時間、コリメーションサイズ、付加フィルタ、イオンチェンバ)が撮影装置に送信、自動設定されて、撮影を待つだけになる。

撮影-WS上の画像確認を繰り返し、画像送信を行い、終了となる。

3. 画像処理

画像形成は初期に決められた処理により自動的に行われる。ここではpost-processing処理のうち、二つの機能について述べる。

3-1 画像特性を表すcurve shapes(Fig. 2)

Density curve: 直線階調からシグモイド型に合わせた濃度曲線

Detail contrast curve: DCE(detail contrast enhancement)処理を加えた最終的なガンマ曲線

Gamma curve: ヒストグラムに応じたガンマ曲線

X軸ヒストグラム: ディテクタ入射データの分布を表示

Y軸ヒストグラム: 最高濃度3としたときの出力画像濃度分布、などが表示される。これら三曲線は画像処理で任意に変化できる³⁾。

3-2 自動的に画像濃度を調整するranging

rangingは、画像をモニタあるいはフィルムに表示

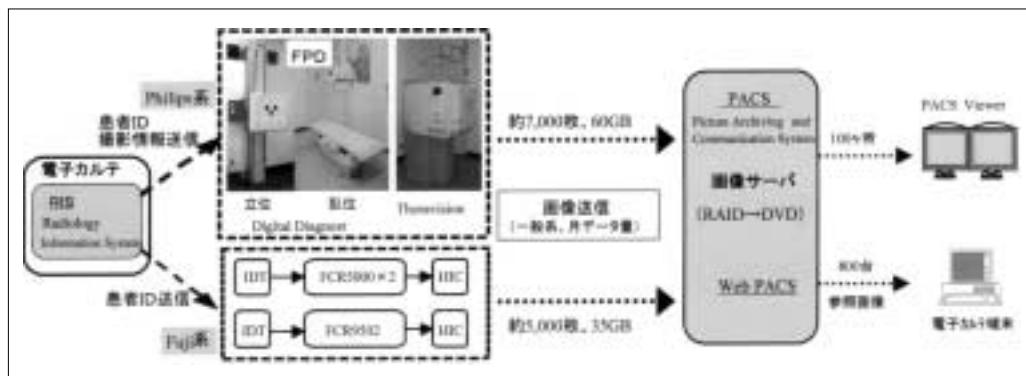


Fig. 1 一般撮影系ネットワーク構成図

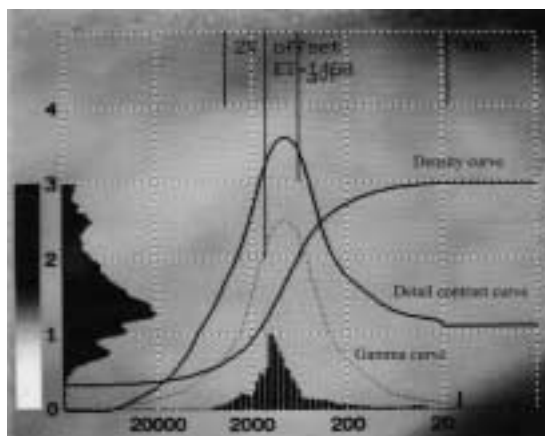


Fig. 2 Curve shape and histogram(画像の特性を表す)
(WS画面より取得)

するために不必要なデータ領域を削除あるいは調整することを行い、胸部用(Fig. 3)と骨部用がある。

4. 画像評価

digital diagnosisは、画像の生データが取得できないため、正確な物理データが出せない。オーパオールによるデータの報告⁴⁾はあるが、当院のようにフィルムレス運用になると間接的なフィルム出力となるため、データの取り出し方やデータ解析に信頼できる方法の検討が必要と考える。

また、モニタにより画像評価を行うとき、記録媒体や撮影サイズなどの違いによりPACSサーバへ送付されるデータ量が異なるため、そのデータ量を理解して画像評価を行うことが重要である。

5. 被曝低減

モニタ画像による視覚的画像評価により、被曝低減の可能性についていくつかの実験を行った。

5-1 パーガーファントム画像による評価

FCRに比しFPDの評価はばらつきが少なく、線量比較ではFCR16mAsよりFPD10mAsの評価が良い⁵⁾。

5-2 線量の違いによるROC評価

FCRは線量が増加するに従い評価が良くなり、FPDは感度400で撮影した時の標準が10mAsであることから、それ以上の線量をかけても画質が同じであることが分かる。線量比較ではFCR20mAsよりFPD 8mAsの評価が良い(Fig. 4)。

5-3 gridの違いによるROC評価

標準仕様の36本12:1と40本6:1とほぼ同じAzを得ら



Fig. 3 胸部ranging模式例(肺野：白横線：画像最高濃度から15%低い濃度までを認識。腹部：黒横線：画像最低濃度から20%高い濃度までを認識。直接X線：玉模様：画像処理では考慮しない部分)

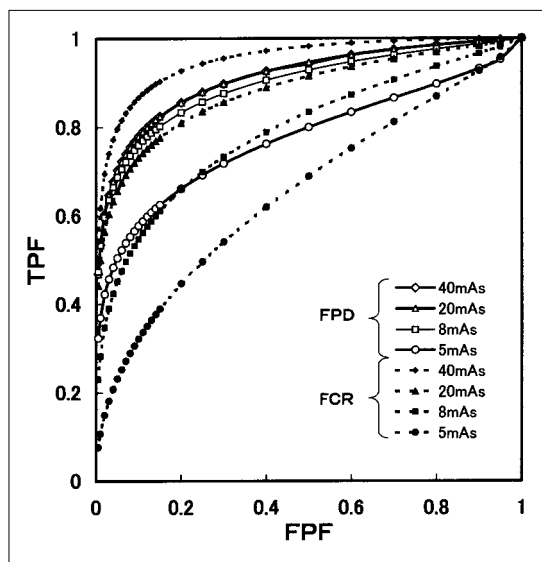


Fig. 4 線量の違いによるROC評価

れ、これにより約30%の低減できるものと思われる³⁾。

視覚的評価の報告⁶⁻⁸⁾は、どの文献も他媒体よりFPDの画質が良いことを示している。上記データからも同線量による画質はFPDが優れ、線量比による評価を総合するとFCR撮影条件に比し1/2から1/4の撮影線量になるため、大幅な被曝低減が可能である。

おわりに

2000年12月から今までに種々の問題点を解決しながら運用してきた。今後は、生データ取得ができない装置やモニタ診断普及により、どのような画像評価を確立するかが急務であるものと考え。また、メンテナンス上の問題点も若干残るが、これは稼働台数の少なさや経験によるものであり今後解決されるであろうことを期待する。

参考文献

- 1) 石原照夫：NTT東日本関東病院での電子カルテの運用状況。月刊新医療，319，48-52，(2001)。
- 2) 佐々木敏之：フラットパネルディテクタ搭載デジタルブッキー撮影装置Digital Diagnostの特長。映像情報Medical，33，54-57，(2001)。
- 3) 若松 修：一般撮影系フラットパネルディテクタ(FPD)の使用経験。映像情報Medical，34，156-161，(2002)。
- 4) 岸本健治：一般撮影におけるフラットパネルディテクタの評価。日放技学誌，58，455-461，(2002)。
- 5) 二田孝靖，若松 修：静止画撮影におけるFPDシステム4) Digital Diagnost。INNERVISION，16(5)，25-29，

FPDに期待されている被曝低減は、撮影線量を1/2から1/4に落とせるため、大幅な低減が実施できる。画質も一般撮影系(マンモグラフィを除く)に使用されているFPDのなかでは143 μ mピクセルと最も小さいため高画質である。また、RIS、PACSとの通信が整備されているためスループットの向上につながり、更にフィルムレスにより一般撮影系の作業性は大幅に向上している。

(2001)。

- 6) Geijer H, Beckman KW, et al.: Image quality vs radiation dose for a flat-panel amorphous silicon detector: a phantom study. Eur Radiol, 11, 1704-1709(2001)
- 7) Hamers S, Freyschmidt J, et al.: Digital radiography with a large-scale electronic flat-panel detector vs screen-film radiography: observer preference in clinical skeletal diagnostics. Eur Radiol, 11, 1753-1759(2001)
- 8) 若松 修：PACSにおけるFPDの位置付け。Radiology Frontier，4，311-315，(2001)。

3. 動画対応型フラットパネルシステムの使用経験 (INNOVA2000使用経験の立場から)

Symposium

海老原良幸
大阪警察病院放射線技術科

はじめに

平成13年4月12日に、動画対応型フラットパネルを搭載したINNOVA2000(GEMS)が、当院で臨床稼働を開始した。これまでの使用経験などを報告する。

1. 装置概要

装置名：INNOVA2000(GEMS)(Fig. 1)

INNOVA2000以下、INNOVAは、I.I.管装置に比較し装置全体がコンパクトになっており、特にディテクタ部(Fig. 1b)は、縦、横が約30cm、厚みが約15cmと非常に小さく仕上がっている。

このなかに、薄膜トランジスタ/ダイオード方式アルモファス・シリコン・フラットパネル・アレイが納められている(Fig. 2)。

*有効使用領域：205mm×205mm

*画素ピッチ：200 μ m

1024×1024素子

*FOV：4段階デジタル拡大

200mm×200mm(1000×1000pixel)

173mm×173mm(864×864pixel)

147mm×147mm(736×736pixel)

122mm×122mm(608×608pixel)

2. 循環器専用画像Network(Fig. 3)

平成11年6月にシネレスに完全移行し、その際、512×512専用のnetworkシステムを導入し、今回、INNOVA導入に伴い1024×1024、512×512の併用機に更新を行った。装置の構成は、2台の心カテ装置と、の装置となっている。

1次保管サーバ(Image vault)

COMPAQスマートアレイ3200

DISK容量：100GB

2次保管サーバ(Archive system)

Quantum ATL P3000(DLTテープライブラリ)

35GB/1Tape×323本.....11.31TB

画像観察・処理モニタ(DDS)6台

DISK容量：18GB

機能：左心室解析，冠動脈狭窄率解析，ICD-R作成
(DICOMソフト付き)，データファイル
(bitmaps，AVI)

サーバよりのデータ呼び出しは、1次サーバ：約2分，2次サーバ：約10分の時間を要する。

3. 操作性

3-1 撮影装置の操作

撮影装置の操作は、スマートハンドルに集約されC

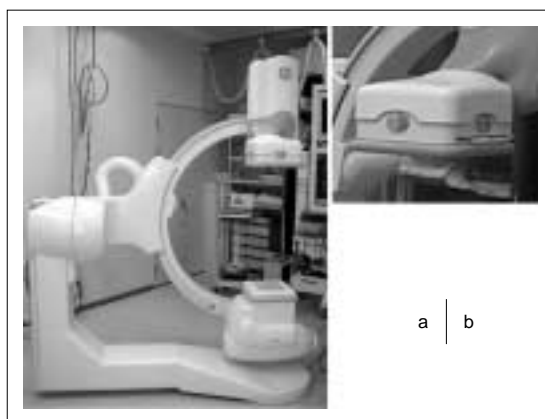


Fig. 1 (a) INNOVA2000外観
(b)ディテクタ部
縦：約30cm
横：約30cm
厚：約15cm

アームの操作，患者テーブルの昇降，SIDの調整，ディテクタの昇降などは，基本的に片手での操作が可能である．

Cアームの駆動性は，
回転速度： $0^{\circ} \sim 10^{\circ} / \text{sec}$
ローテーション： $117^{\circ} / 105^{\circ} \dots \text{RAO} / \text{LAO}$
アンギュレーション： $50^{\circ} \text{cranial}$ ， 45°caudal
SIDレンジ： $82.5 \text{cm} \sim 117 \text{cm}$

SIDはI.I.管装置に比べ約7cm短くなり，cranial，caudal側へのCアームの操作は若干の慣れを要する．

3-2 撮影条件の調整

管電圧，管電流，撮影時間，管球焦点などはすべて自動で選択され，人為的に変更することはできない．わずかに，撮影および透視の線量を，普通線量モード（以下，normal）と低線量モード（以下，low）の2段階に調整ができるのみとなっている．

4．視覚的画像評価

当院で，もう1台稼働中のI.I.管装置であるAdvantx LQ（以下，Advantx）との相対評価を，Hawlet chartを用いて視覚的評価で行った．

評価方法は，Mix-DPの厚みを0，10，20，30cmと変化させたときのHawlet chartの透視像および撮影像の比較を行った．この際，Hawlet chartは，Mix-DP厚の1/2相当部に挿入し，透視条件，撮影条件はフルオートとし，INNOVAはnormal，low，AdvantxはDOSE：A，B，C，Dを使用し，FOVはINNOVA： $15 \text{cm} \times 15 \text{cm}$ ，Advantx： 6inch を使用した．

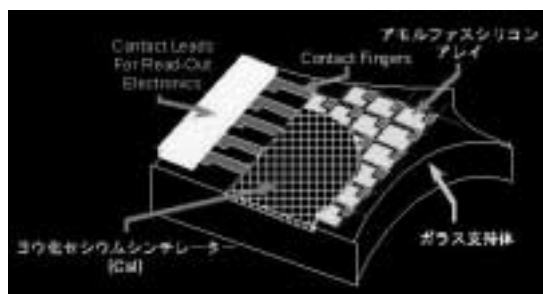


Fig. 2 アルモファスシリコン検出器の概念図

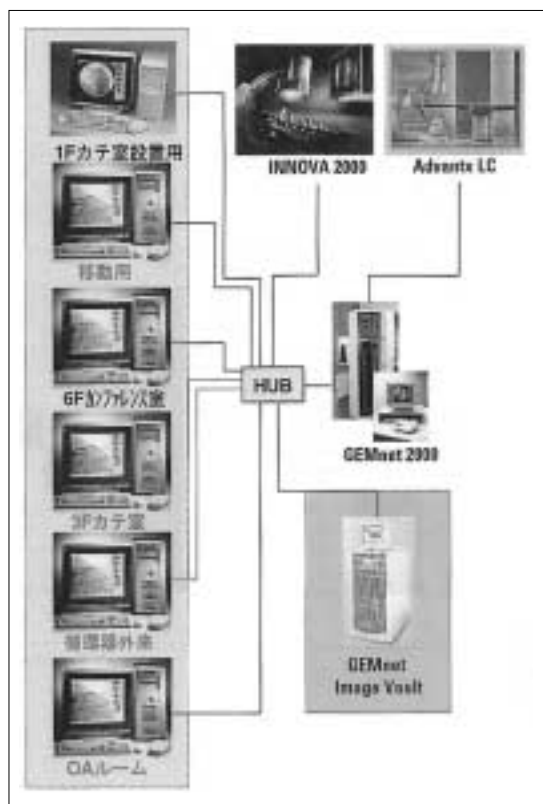


Fig. 3 Image vault system

撮影像の視覚的評価

両装置で撮影した画像をDDSに転送して同一モニタを使用して比較を行った．

結果は，撮影をFig. 4に，透視をFig. 5に示す．縦軸は判定率，横軸は画質値を示す．

撮影において，Mix-DPがない場合は，INNOVAのnormalとlowの差はほとんどなく，Advantxとの差ははっきりした結果となった．しかし，Mix-DPの厚みを増すと両者の差はほとんどなくなる結果となった．また，透視においては，Mix-DPの厚みを増していくと

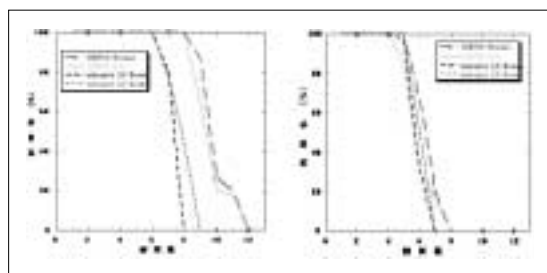


Fig. 4 (a) Mix-DP厚: 0cm, (b) Mix-DP厚: 20cm

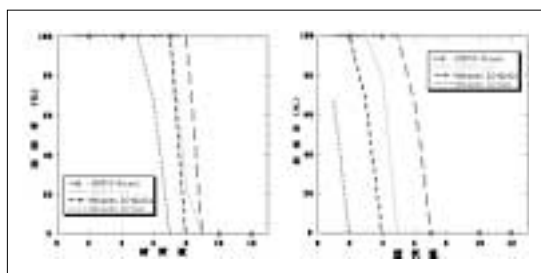


Fig. 5 (a) Mix-DP厚: 0cm, (b) Mix-DP厚: 20cm

Table 1 撮影・透視時の線量比較

(単位: $\mu\text{G.v/1 frame}$)

INNOVA 2000				
	20cm	17cm	15cm	12cm
Low	5.20	7.27	12.25	31.25
Normal	10.42	18.51	28.03	74.84
撮影				
透視				
	20cm	17cm	15cm	12cm
Low	0.75	0.85	1.00	1.08
Normal	1.72	2.02	2.37	2.57

Advantx LC			
	9inch	6inch	4.5inch
A	4.29	6.43	11.64
B	6.93	12.53	23.60
C	10.39	19.25	37.06
D	14.05	26.25	51.96
撮影			
透視			
	9inch	6inch	4.5inch
Low	0.64	1.10	2.01
Medium	1.29	2.31	4.21
High	2.58	4.69	8.40

各モードの差は大きくなる傾向を示した。しかし、Mix-DPの厚みに関係なくINNOVAのnormalが一番優れた結果を示し、INNOVAのlowとAdvantxのmediumは、ほぼ同様の結果となった。

5. 撮影・透視時の線量比較

アクリル板10cmを用いて、INNOVAとAdvantx両装置の照射野の大きさに別各モードにおける表面線量の測定を行った。結果は、Table 1に示すとおりで1.6倍、透視で2.0倍となった。

次に、INNOVAの低線量モードを使用したときにおける線量低減の比較を行った。比較においては、照射野をINNOVA15cm、Advantx 6inchを用いた(6inch=15.2cm)。

結果はTable 2に示すとおりで、AdvantxにおけるDOSE: Aのみに対し90%増加となった(DOSE: Aは撮影線量が低く、高ノイズの撮影画像になるため臨床では使用の経験が全くない)。しかし、他のモードに比較すると最大で撮影が53%、透視が79%の線量低減をみる結果となった。

6. 臨床画像の比較

左冠動脈のRAO 30°とLAO 45°、CRA 30°とLAO 45°、CAU 30°および右冠動脈のLAO 45°とCRA 25°の撮影画像において、次の項目について比較を行った。

肺野部からのサチュレーションの影響、脊柱と重なる部分、横隔膜と重なる部分の冠動脈描出の違いについて

STENTの描出の違いについて

石灰化の描出の違いについて

(結果)

INNOVAは、サチュレーション、脊椎との重なりおよび患者の体格に関係なく冠動脈像の観察は容易であった。しかし、Advantxにおいては、サチュレーション、脊椎および患者の体格による影響は大きく、特に肥満体型の冠動脈は観察に耐えるだけの画像を得ることはできなかった。

冠動脈にSTENT留置を行っている症例についてSTENT像描出の違いについて検討を行った。STENTの種類は、multilink, nir, nir-elite, s660, s670, radius, velocityの6種類である。冠動脈像の

Table 2 INNOVA2000低線量モード使用時の線量低減

	INNOVA 2000	Advantx LC	
撮影	12.25	A: 6.43	90%
		B: 12.53	-2%
		C: 19.25	-36%
		D: 26.25	-53%
透視	1.00	L: 1.10	-9%
		M: 2.31	-53%
		H: 4.69	-79%

(単位: $\mu\text{G.v}/1\text{frame}$)

描出により点数を配分し平均値をとった。結果はTable 3に示すとおりで、INNOVAの画像がAdvantxの画像に比較しすべてが良い結果を示した。冠動脈に石灰化を認める症例について、石灰化が冠動脈全周の45°、90°、180°以下の場合と、180°以上の場合の4種類について、IVUSの結果と比較を行った。比較の結果は、Table 4に示すとおりINNOVAの画像がAdvantxに比較しすべてが良い結果を示した。

現在、当院では低線量モードを使用しているが、これまでの結果によりINNOVA2000の低線量モードを使用することに臨床問題はないと判断できると思う。

7. 現在の問題点

INNOVA本体に解析用ソフトが附属していない。

検査中のバックグラウンドでの操作ができない。

患者データのバックアップが不十分である。

撮影時間が13秒と短い。

撮影、透視ともに30framesの1種類のみである。

以上の問題点がある。特に に関してはnetworkシステムとして最終のデータ保存が2次保管サーバのみで行われる。しかし、2次保管サーバの故障によるデータ消失対策として、他のメディアによる保存を行う必要性は高いと思われる。当院では、検査ごとにCD-Rによる保存を行っている。2次保管サーバの故障が原因で、患者データが消失し、そのCD-Rを用いて2次保管サーバへのデータの再転送を行った経験がある。

に関しては、肺動脈造影からの左心室造影や下肢動脈造影、特に側副血行路の十分な造影ができない場合が多く、撮影に関しては工夫が必要である。

Table 3 STENT像描出の比較

	STENT部位	INNOVA 2000	Advantx LC
Multlink	#6 ,#7 ,#11 ,#13 ,4AV	4.1	2.3
Nir	#2 ,#7 ,HL	4.0	3.5
Nirelite	#6 ,#9	4.3	2.7
s660 ,s670	#1 ,#2 ,#3 4AV ,4PD ,#6 ,#7	4.9	3.9
Radius	#3	4.5	4.5
Velocity	#7	4.5	3.5

Table 4 石灰化を有する冠状動脈描出の比較

石灰化の範囲	IVUS	INNOVA 2000	Advantx LC
45°以下	100%	73%	26%
90°以下	100%	76%	43%
180°以下	100%	83%	53%
180°以上	100%	87%	55%

他の問題点は、現在のところ少々の不便さはあるが、今後のシステムソフトのバージョンアップで解決できる問題点である。

あとがき

今回、動画対応型フラットパネルシステムINNOVA2000の初期使用経験を発表した。

当院のもう1台の心カテ装置Advantx LCはI.I.管装置であるため、2台の装置の比較において、高いIDQEと広いダイナミックレンジを有するフラットパネルシステムは、被曝線量の低減、病変部位描出能の向上などを実現したと思われる。一方、装置本体からの生データが入手する方法が全くない現在、画像の物理評価は非常に困難を極め、画像処理が施された撮影画像データを用いた、画像の物理評価は既存の概念だけでは不可能であると判断し断念した。

謝 辞

今回の発表に際して、ご協力、ご助言をいただきましたGE横河メディカルシステム株式会社の船木新壽氏、大阪警察病院心臓センター 清水政彦医師に深く感謝を申し上げます。

4. デジタルマンモグラフィ装置：Senographe 2000 D Symposium

小林宏之
日本医科大学付属病院放射線科

現在、日本におけるマンモグラフィのgold standardはアナログシステムであり、その画質・精度管理などについては精度管理中央委員会による指針が詳細に報告されている。その状況下、2000年11月にフルフィールドデジタルマンモグラフィ(以降、FFDM：full field digital mammography)が当院に導入された。臨床現場において、このような新しいシステムに対する期待や懸念は、主に[1]操作性・業務効率、[2]画質、そして[3]システムの安定性という点にある。これらの項目に着眼し、マンモグラフィへのフラットパネルディテクタ(以降、FPD：Flat Panel Detector)導入について考察する。

1. FFDMシステムの操作性・業務効率

FFDMシステムの構成とデータの流れをFig. 1に示す。システムはX線撮影本体と画像収集(Acquisition)ワークステーション、そして2,000本系高精細モニタを2台備えた読影観察(review)ワークステーションから構成される。データは撮影後にraw dataとprocess dataの2種類生成される。どちらも均一補正が施されているが、raw dataはその他の画像処理がされておらず、スクリーン・フィルムシステムに近似した階調を有したデータであり、process dataは厚み補正処理などの画像処理がなされている。当院ではフィルム出力時にはprocess dataを用いている。

FFDMでは撮影後、約10～15秒でコンソール上モニタに表示されるため、現像処理を待たず迅速に撮影確認が行えるメリットは大きいといえる。またカセットの交換時間もいらないので曝射後すぐに次のポジショ

ニングに移れる。さらに1ピクセルごとがphototimerの役割をすることから、従来のアナログ装置に比較して受光面位置を気にすることなく、ポジショニングに専念できる。

FFDMシステムの撮影モードは、マニュアル設定とAOP(auto optimization of parameters)と呼ばれる自動露出設定がある。AOPにはcontrast(CNT)・standard(STD)・dose(DOSE)モードの3種類があり、撮影者の選択に委ねられており、各AOPモードとも、乳房厚・乳腺脂肪含有率・圧迫厚に応じた撮影kV・mAs, target, filterが自動選択される機構となっている。

AOPモードで自動選択されるtarget/filterを調べるためBR-12ファントム厚を変化させるとCNTモードでは5cmまでMo/Moを選択し、そのため平均乳腺線量が他の二つのモードより多くなる。一方のDOSEモードではMo/Rhが3cmから選択され、5cmにおけるDOSEモードの平均乳腺線量はCNTモードの1/2になる。Fig. 2にRMI-156ファントムを撮影した場合の各モードのAGD値とMinR2000システムのAGD値を比較した結果を示した。

また管電圧の自動設定については設定管電圧の高い順にDOSE mode>STD mode>CNT modeとなる。このように、アナログ系での撮影と同様に適正なモード選択が必要である。

FFDMは本来、soft copy(高精細モニタ画像診断を前提としたシステムであるため、hard copy(プリントアウト画像)のみで読影が行われる場合には注意を払う必要がある。例えばコントラストの高い画像を作成するために必要以上に狭いwindow widthを用いてプリ

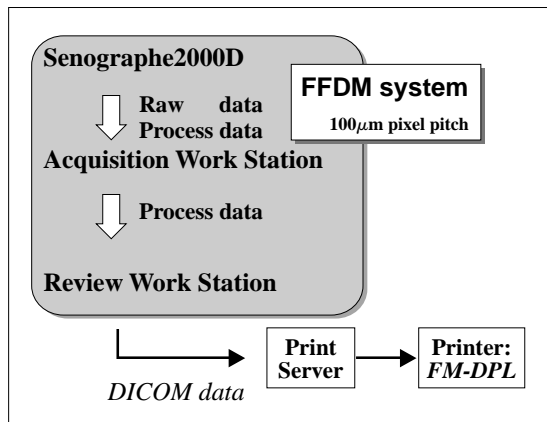


Fig. 1 FFDM System Architecture

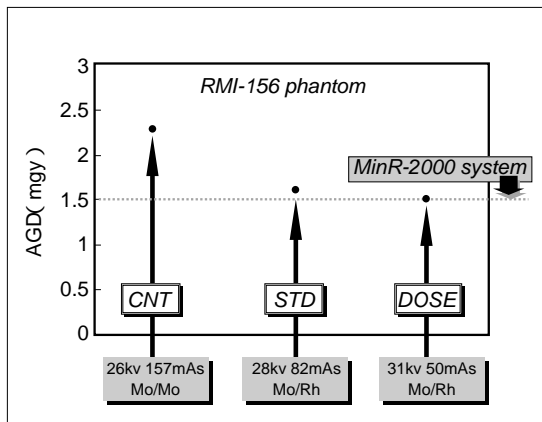


Fig. 2 Comparison of AGD values in each exposure mode.

ントアウトすると、淡い微小石灰化の描出が困難となる。また読影医の要求する画像を出力するために、臨床画像に対する十分な知識も必要となってくる。

2. FFDシステム画質と被曝線量について

FFDシステムのpixelサイズは $100\mu\text{m}$ でありナイキスト周波数が5cycles/mmとなる。そのため、MTF比較では片面スクリーン・フィルムの組み合わせで高鮮鋭度システムであるスクリーン・フィルムマンモグラフィ(以降、SFM: screen film mammography)が優れた結果を示す。しかしFFDシステムはノイズ特性に優れており、量子ノイズと線量の観点からいえばFFDシステムのノイズはSFMシステムの約2/3線量でほぼ等価となる(Fig. 3)。またCD-MAMファントムを用いた視覚評価の結果では、FFDシステムは同等以上の評価であった。しかし、 $100\mu\text{m}$ のピクセルサイズが臨床上に及ぼす影響については今後も議論する必要があると思われる。

SFMシステムは、使用する感材による最適な濃度・コントラストなどで適正線量が存在するが、FFDシステムの場合、感度が明確でないことから過照射に注意を要する。しかし、モニタ上に理論的AGD(平均乳腺線量)値が表示されるため、この値を参考にできることはユーザにとって意義が高い。さらにFFDシステムでは任意のwindow width・levelの調整が可能であることにより、Mo/Rh・Rh/Rhの適応範囲が広がり、被曝線量低減の可能性が示唆される。

3. FFDシステムの安定性(メンテナンス)について

FFDシステムではX線発生装置・FPD検出器が安定した一体化システムであり、SFMシステムで品質管理上、最も不安定な工程であった現像処理が、ドライ現像処理となり一定の出力を確保している。さらにSenographe 2000 DIには品質保証手順(QAP)が示されており、われわれはこのQAPを参照し、さらに当科独自の測定を加えて、FFDがどの程度の精度を維持しているのか、約18カ月間quality control(QC)を行い、安定性について検討した。その結果、ほとんどすべての測定に関し、有効条件を満たしていた。

システムが稼動してから約18カ月間、残像現象、室内暖気時(26℃以上)によるエラー表示は数回経験した

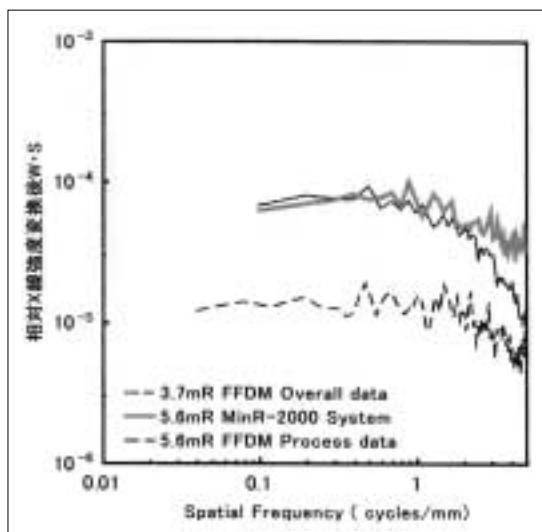


Fig. 3 Comparison of Noise characteristics between FFD system and Screen-Film system.

が、重大な故障によるダウンタイムはゼロであり、現在のところ高品質を維持している。しかし、ディテクタの性能が半永久的に維持されるのか、今後とも時系列変化を追調査する必要がある。

4. まとめ

放射線画像領域において、高精細な画像を要求されるマンモグラフィでは、そのシステムについて詳細な基礎実験・臨床試験に基づいた十分な議論の必要性があることはいうまでもない。

アナログシステムは鮮鋭性に優れているが、被曝線量やトータルなシステムとしての安定性、そして将来性があるのかどうか疑問である。

一方のFFDに代表されるデジタルシステムの進歩は著しく、ハード・ソフト両面でさらに技術革新されており、間接型フラットパネルのみならず直接型フラットパネルがマンモグラフィに臨床応用されようとしている。しかし、包括医療を控えた臨床現場において価格面での問題は大きいといえる。

デジタルマンモグラフィシステムがより臨床活用されるためには、開発メーカーとユーザが合理性・柔軟性を持ち、今以上に向き合う必要がある。

5. FFDMMの臨床評価

近年新たにFPDを用いたFFDMが開発され注目されている。

本発表では1) hard copy における臨床画像の診断能におけるSFMとの比較, 2) CRMとの比較, 3) FPDにおける利点と今後の課題点について述べた。

1. SFMとの比較

1-1 目的

FFDMとSFMの臨床画像で、画質評価に関して悪性所見に関する質的診断能を指標とし、比較検討する。

1-2 対象

SFM 50症例, FFDMM 50症例

使用機器; SFM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE DMR+

hard copy; SFM: Kodak社製

Min-R 2000 screen/film system

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

撮像条件; SFM, FFDMMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

1-3 解析方法

SFMとFFDMに関して6名の読影者(放射線専門医4名, 乳房撮影ガイドライン精度管理普及班による講習会を終了した放射線技師2名)による癌に関する質的診断について、6段階の確信度により判定を行った。病理組織学的所見と一致したものを正解とし、ROC解析を行い、質的診断能に関してSFMとFFDMとの間に差があるかどうかをMetzによるROCKFIT programよりROC曲線下面積A(z)を求め定量的に評価し、t検定を用いて有意差検定を行った。

1-4 結果およびまとめ

SFMと比較し、FFDMは臨床画像における診断能において、感度およびROC曲線領域に有意差がないことが示された(Fig. 1, Table 1)。これらは画像特性における物理評価において、FFDMは解像特性の指標であるMTFは低いものの、ノイズ特性の指標であるWSIは

低く、総合的評価であるノイズ等価量子数(NEQ(u))ではSFMよりも高いという点がこれを裏付けるものであると考えた。

2. CRMとの比較

2-1 目的

FFDMとCRMの臨床画像における診断能について悪性所見に関する質的診断能を指標とし、比較検討する。

2-2 対象

FFDM 103例, CRM 91例

使用機器 FFDMM; GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m), 画像処理:

processed data, hard copy: Dry画像記録装置FUJIFILM社製CR-DP L Dry画像記録用フィルムFUJIFILM社製CR-AL (pixel pitch 100 μ m)

CRM; Siemens社製 Mammomat 3000, 読み取り装置:

FCR5000MA FUJIFILM社製 (pixel size 50 μ m),

画像処理: Q階調+MFP+PEM (1.0Q1.4 0.0/GP1.0/EF0.4/B1.0LI), hard copy: Dry画像記録装置FUJIFILM社製CR-DP L FUJIFILM社製CR-AL (pixel size 50 μ m)

撮像条件: FFDMM, CRMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

撮像条件; SFM, FFDMMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

撮像条件; SFM, FFDMMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

撮像条件; SFM, FFDMMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

撮像条件; SFM, FFDMMいずれもAOR (automatic optimization of parameters) の設定条件を同等とし、撮像した。

FFDMに関しては撮像後、Processed Imageを用いてフィルム出力を行った。

FFDM: GE横河メディカルシステム社製

SENOGRAPHE 2000DX (pixel pitch 100 μ m)

hard copy; FUJIFILM社製

DRY CR Film CR AL (pixel size 100 μ m)

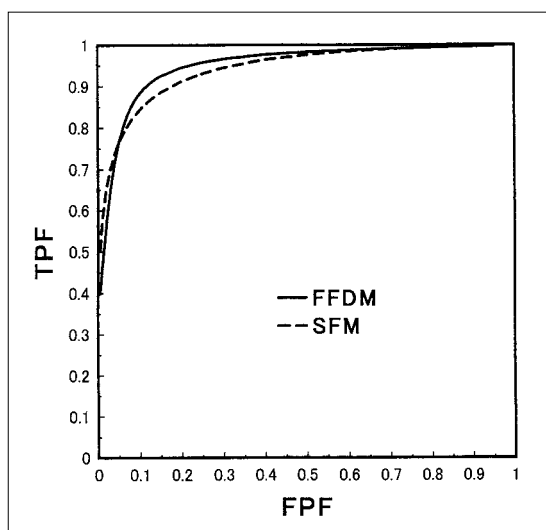


Fig. 1 Overall ROC curves of FFDM system vs SFM system

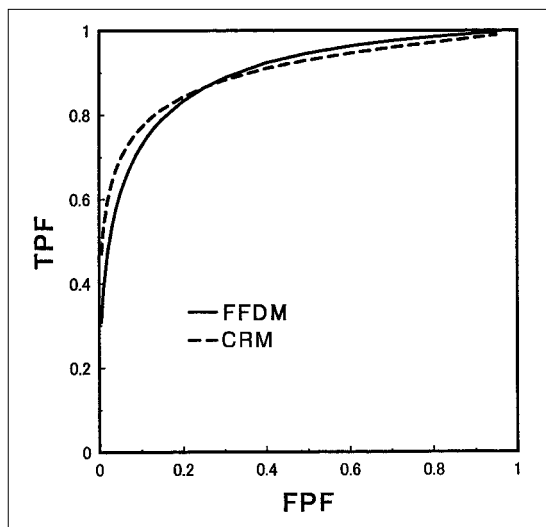


Fig. 2 Overall ROC curves of FFDM system vs CRM system

Table 1 $A(z)$ values of FFDM system vs SFM system

	FFDM System	FM System
Observer1	0.965 >	0.92
Observer2	0.943 >	0.937
Observer3	0.953 >	0.926
Observer4	0.961 <	0.964
Observer5	0.937 >	0.935
Observer6	0.939 <	0.961

*P-value: Calculated by two group-t Test

**P>0.3

Overall Diagnostic Values of SFM System Vs FFDM System

	Sensitivity	Specificity	PPV
FFDM System	50/60(83.3%)	224/240(93.3%)	50/66(75.8%)
SFM System	49/60(81.7%)	225/240(93.8%)	49/64(76.6%)

**P>0.1

**P-value: Calculated by Chi-squared Test

Table 2 $A(z)$ values of FFDM system vs CRM system

	FFDM System	CRM System
Observer1	0.937	0.921
Observer2	0.916	0.936
Observer3	0.859	0.872
Observer4	0.872	0.866
Average	0.896	0.899

*P-value: Calculated by two group-t Test

**P>0.05

Overall Diagnostic Values of SFM System Vs FFDM System

	Sensitivity	Specificity	PPV
FFDM System	0.730	0.869	0.676
CRM System	0.666	0.967	0.868

Calculated by Two Group-t Test

3. FPDにおける利点と今後の課題

3-1 FPDにおける利点

1. 高いIDQEと広いダイナミックレンジにより、被爆線量の低減および撮影条件不良による再撮影の低減が可能である。
2. スループットの優位性により、検査時間の短縮, soft copy診断が可能となり、診断用アプリケーションソフトによるデジタルデータの活用が可能となる。

3-2 今後の課題

1. 機器自体のコストが従来のS/F system, CR systemと比較し高い。カセット方式の形でないと緊急時

や手術室などでの対応は困難である。

2. Dryフィルム出力はS/F systemより時間を要する。
3. soft copy 診断の徹底のためには、病院全体におけるHIS(hospital information system), RIS(radiology information system), PACS(picture archiving and communication system)とのネットワーク構築が必要だが、同時にインフラの整備にかかるコストが問題となる。
4. 機器そのものの性能だけでなく、画像読み取り装置や観察装置を含めた評価方法の確立、評価基準の確立が必要となる。