

## X 線フラットパネルディテクター

稲 邑 清 也

フラットパネルディテクターは真の意味のフィルムレス環境を作り、病院情報システムに画期的なインパクトを与えるものと考えられる。

RSNA (Radiological Society of North America, 北米放射線医学会議) や SPIE などの国際学会においては 1996 年からの最近までここ 4 年の発表件数は急速に伸びている。

放射線診療の分野では CT, CR (computed radiography), MRI の普及以来, 新しいモダリティーの出現が途切れてからすでに 10 年以上が経った。コーンビーム CT, オープン MRI などの新機種は登場しつつあるものの, 新しい撮影方式とはいいがたい。一方でフィルムレスとか PACS (picture archiving and communication system, 画像保管・通信システム) は必要性が叫ばれながらも放射線診断の現場にはまだまだ根づいていない。デジタル化の趨勢が徐々に進行しつつあるものの, フィルムレスを一挙に押し進めるブレイクスルーはなかったといえる。

そこで登場したのがフラットパネルディテクターである。最近の 4 年間で研究開発の成果が一挙に前面へと押し出される形となり, 10 数社が商品化製造, あるいは OEM 供給による販売戦略を取りはじめている。

このうち 6 社が X 線撮影装置メーカーに OEM 供給しており, 3 社が他社からディテクターの OEM 供給を受けている。すでに 5 社の 5 製品が FDA (Food and Drug Administration, 食品医薬品局) の認可を受けており, 日本でも 2 社が薬事申請をクリアしている。

新しい動向としては, 動画 (fluoroscopy) への応用が進んだこと, CT 的な応用への進展, 電子回路のノイズの

低減, 理論的計算による性能のシミュレーションと設計の最適化が可能になったことなどである。

### 1. フラットパネルディテクターの原理と構造

表 1 の (a) に間接型を, (b) に直接型のディテクターの分類と特徴を示す。

間接型も直接型もともに 2 次元平面ディテクター (表 1 の左側に示す) と 1 次元直線状ディテクターを機械的にスキャンする方法 (表 1 の右側に示す) に分けられる。しかしいわゆるフラットパネルディテクターとして呼ばれているもののほとんどは左側にて示す 2 次元平面センサーの方式である。

図 1 の (a) に間接型を, (b) に直接型の原理模式を示す。(a) の間接型では X 線の強弱をシンチレーターにより光の強弱に変換する。シンチレーターはこれまでも核医学のガンマカメラや CT にも使われているので新しい素材ではない。ここでは CsI (沃化セシウム) や  $Gd_2O_2S:Tb$  (硫酸化ガドリニウム) などを使用している。そのすぐ下にピクセルごとに分割されたフォトダイオードの 2 次元アレイを密着させ光信号を電荷の大小の信号に変換する。これらの電荷はピクセルの 1 つ 1 つに接続された電荷収集用コンデンサーにチャージされる。このチャージ電圧の大小はスイッチング回路により切り換えられたゲート信号により 1 つ 1 つのピクセルが順番に読みとられていく。その読み取りは a-Si (アモルファスシリコン) による TFT (thin film transistor, 薄膜トランジスター) がゲート信号の去来に応じて信号ラインに電流を流すことにより行われる。TFT の第 1 段は電界効果トランジスターで当然ながら高インピーダンスで高速である。TFT からの出力は信号ラインごとの増幅器を通して低インピーダンスの電流信号となり AD 変換器を通して符号化されたデジタル

大阪大学医学部医用工学講座 (〒565-0871 吹田市山田丘 1-7)  
E-mail: kinamura@sahs.med.osaka-u.ac.jp

表1 デテクターの種類と特徴.

(a) 間接型

	2次元平面ディテクター	1次元スキャニングディテクター
センサー	シンチレーターとアモルファスシリコン, シンチレーターには CsI, Gd, Tl doped CsI, Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S など	光ファイバー接続 CCD フォトダイオード
利点	①技術は完成 ②既存の装置にでも後から取り付け可能 ③感度が高い, DGE 大きい	①低価格 ②完成された技術 ③散乱線除去 (1方向)
欠点	①高コスト ②低空間分解能, MTF 低い	①低スピード ②機械的な走査の正確さ必要 ③ X 線管の負荷大
用途	一般撮影, 動画 (フルオロスコピー), マンモグラフィ	デジタルマンモグラフィ

(b) 直接型

	2次元平面ディテクター	1次元スキャニングディテクター
センサー	アモルファスセレン, タリウムプロマイド, PbI <sub>2</sub> (多結晶硫化鉛), カドミウムテルルなど	ハイブリッドセンサー (CCD など)
利点	①高空間分解能, MTF がよい ②既存の装置にでも後から取り付け可能	①低線量 ②ノイズが少ないわりに高分解能 ③技術的に完成している ④低価格 ⑤散乱線除去 (1方向)
欠点	①高コスト ②多量生産化遅れている	①スピード遅い ②機械的な走査の正確さ必要 ③ X 線管の負荷大
用途	一般撮影, 動画 (フルオロスコピー)	デジタルマンモグラフィ

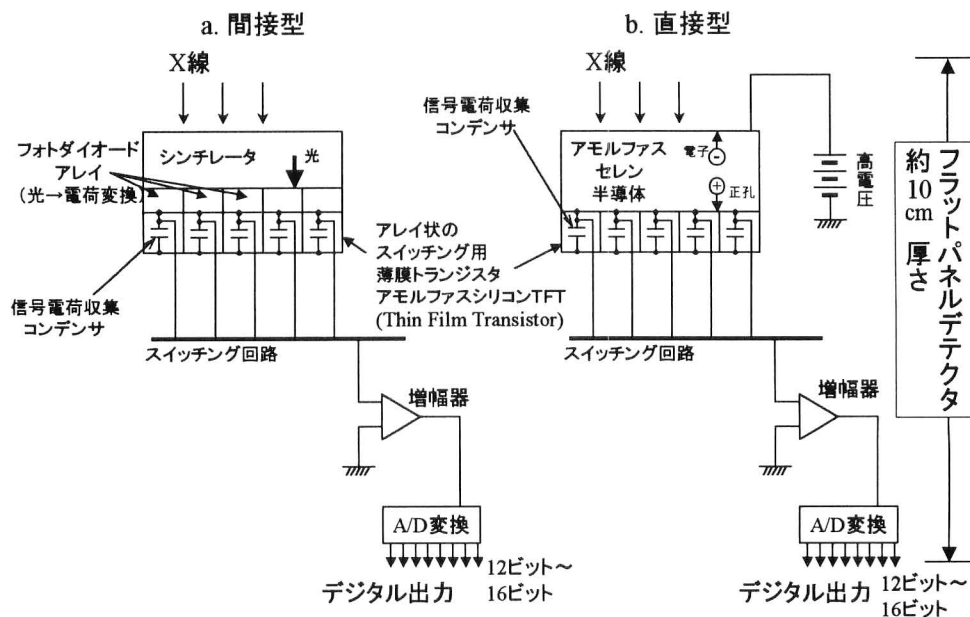


図1 フラットパネルディテクターの原理の模式図.

信号として出力される。このデジタル信号の出力までがフラットパネルディテクターの約 10 cm の厚さの板の中に収められているのが特長である。CT や MRI のデジタル信号の出力信号と同じフォーマットで出力されるため、あとで図 6 で示すように他のモダリティーと同等の扱いで PACS に入力できる特長をもつ。

直接型は図 1(b) に示すように、X 線の強弱が数百ボルトの電圧をかけられたアモルファスセレン半導体により、電子と正孔の負と正の電荷の多・少の信号に直接変換される。光の変換を経過しないため光の拡散や散乱によるクロストークや空間分解能の劣化が防げるとしている。また高電圧を印加して電荷を収集していることも空間分解能の向

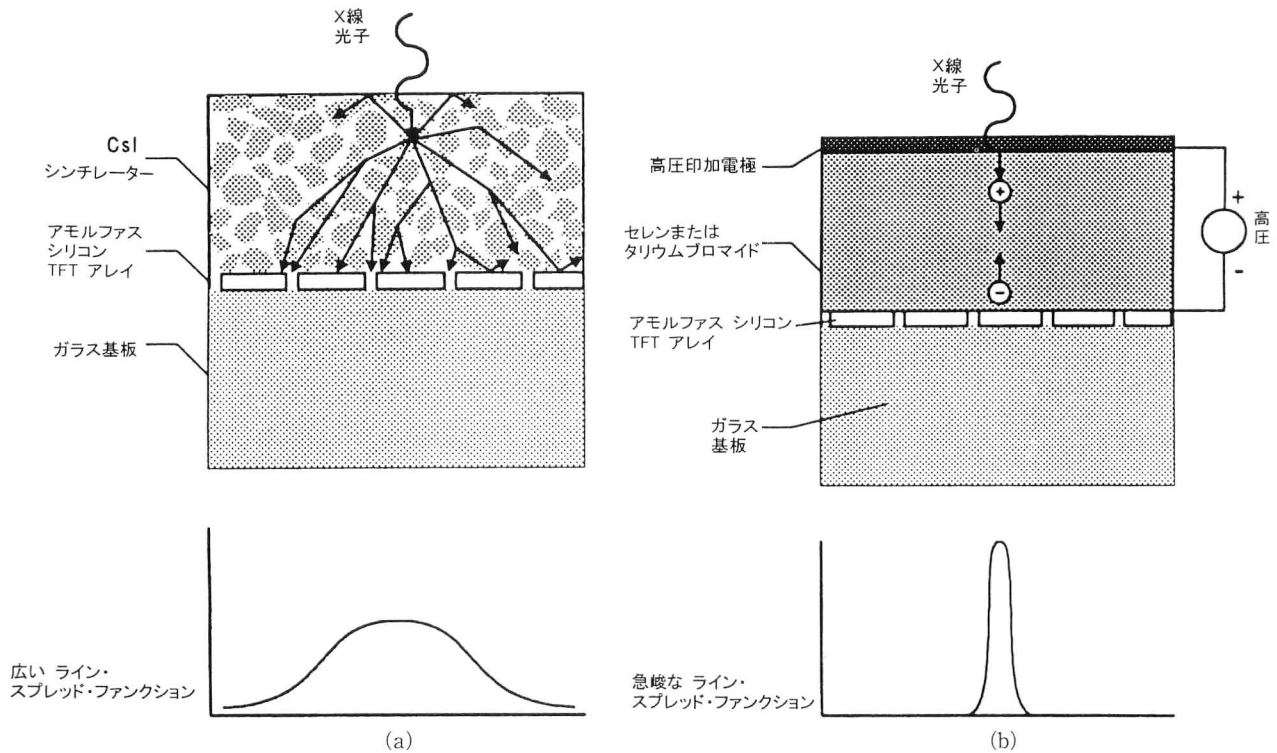


図2 X線の光子により信号が発生したときの間接型の場合と直接型の場合のライン・スプレッド・ファンクションの違い。(a) 間接型, (b) 直接型。

上に役立っている。セレンの代わりに最近はより原子番号が大きく、X線吸収と電荷発生効率の高い $PbI_2$ （多結晶沃化鉛）も使われ始め、さらに画質の向上が進められている。電荷信号は直接信号電荷収集用コンデンサーにチャージされ、TFTにより読み取られ、スイッチされてデジタル信号として出力されるのは前述の間接型と同じである。

直接型の間接型に対する利点は光変換を経ないので、光散乱の影響がないことからMTF (modulation transfer function) が大きく取れること、すなわち空間分解能が大きく取れることである。X線吸収効率や信号変換効率が大きく取れる利点のほかに、間接型に比べて構造が1段だけ単純化されているので製造工程を少なくすることができる。これはコストの低減にもつながる。TFTへの接続も容易であるという。

直接型の間接型に対する欠点としては高電圧のバイアスが必要であり、耐圧に注意しなければならないこと、温度の上昇に対する特性の変化が少し大きいことである。

一方、間接型の直接型に対する利点はDQE (detective quantum efficiency) が大きく取れるため、ノイズに対する信号の比率 (S/N比) が大きく取れることである。

図2の(a)に間接型、(b)に直接型の電荷収集による信号のline spread functionのちがいを示した。間接型で

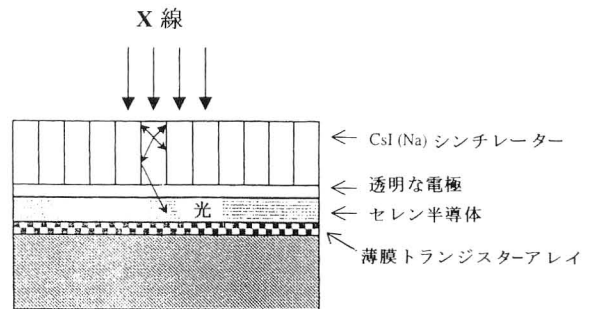


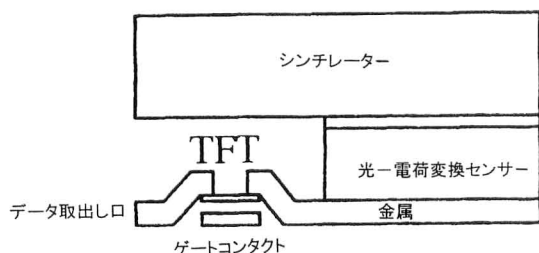
図3 間接型における空間分解能の向上対策のひとつ、シンチレーターに縦方向の壁ができるように結晶成長させて製造する<sup>1)</sup>。

は光の拡散により空間分解能が悪くなり、MTFがよくなる。一方、直接型では高電圧の印加により電荷が真直ぐに収集されてline spread functionが鋭く起き上がり、空間分解能が大きく取れ、MTFもよくなることが示されている。

しかし最近では図3のように、シンチレーターの結晶を縦方向の壁ができるように成長させてX線により生じた光が横方向に拡散しないように製造し、間接型における空間分解能の低下を防ぐことができる方式も現れた<sup>1)</sup>。

図4は間接型の1ピクセル当たりの縦方向断面図を示している。上の図はセンサーの面積がTFTの存在により狭くなっているが、下の図ではTFTをセンサーの下に配置

### 通常のピクセル構造設計



### Fill Factor を向上させたピクセル構造設計

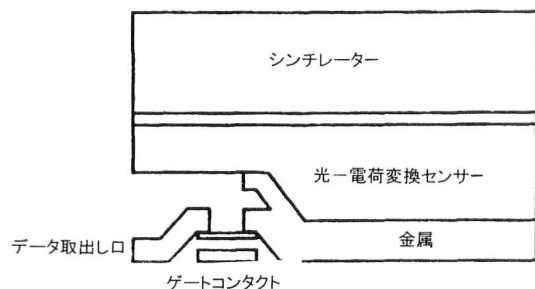


図4 間接方式において fill factor を大きくする工夫の例<sup>2)</sup>。

することによりセンサーの面積を大きくして fill factor を大きくしている例を示している<sup>2)</sup>。直接型もセンサーと TFT の配置の部分は同じである。ゲートコンタクトにプラスバイアスがかかると、データ取り出し口と金属の間が導通状態となり、データラインに電流が流れていく。ピクセルの元素隔に TFT が配置され、ゲートラインにプラスのパルス信号を送ると、TFT のゲートコンタクトがプラスにバイアスされ、データラインに1ピクセルごとの電荷が電流として流れていく。このような信号読み取りを回路図で示したのが図5である。撮影前は各ピクセルのコンデンサーはリセットされており電荷は蓄積されていない。各スイッチラインすべては-5V に逆バイアスされており、コンデンサーは電氣的に隔離されている。撮影すると入射した X 線の強弱に応じた大小の電荷が各ピクセルのコンデンサーに充電される。その後図5の  $n$  番目のスイッチラインのゲートに示すように正にバイアスして TFT を導通状態にするとコンデンサーの電荷が一斉にデータラインに流れる。スイッチラインを  $n=1$  から  $n=N$  まで順にスキャンすることにより  $m=1$  から  $m=M$  までのすべてのデータがデータ出力用外部回路に送られる。2048×2048 のマトリクスをもつフラットパネルディテクターでは  $N=M=2048$  となる。動画撮影中はこのようなスキャンを1秒間に30回繰り返せば30fpsの動画像としての信号が取得できる。ここで動画像の場合に注意しなけ

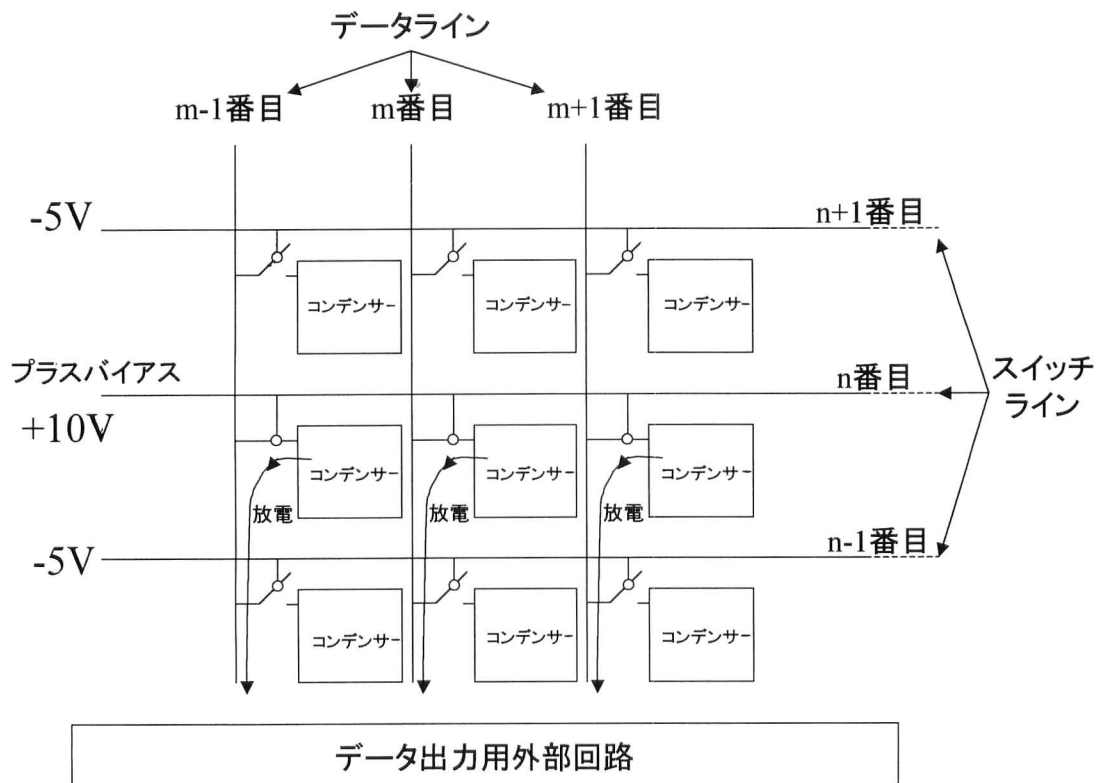


図5 各ピクセルの電荷蓄積用コンデンサーに充電された信号の電荷が読み取られる回路図。

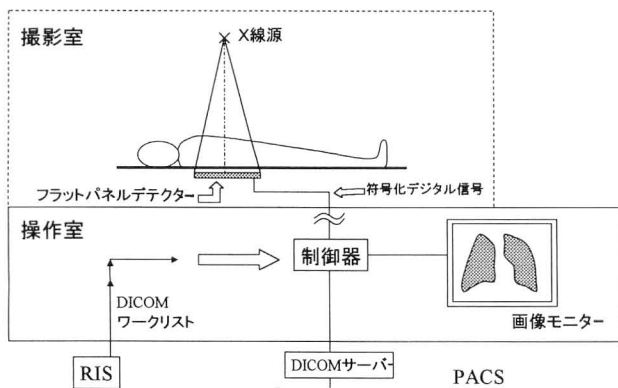


図6 フラットパネルディテクターの撮影現場での接続状況。CRにおけるイメージングプレートとその読み取り装置が不要である。

ればならないのはコンデンサーの容量を小さくしないと残像の大きな動画になってしまうことである。小さくしすぎるとS/Nが悪くなるのでこのコンデンサーの容量の最適化設計が重要となる。

図6に示すように、フラットパネルディテクターはブッキータブルの中に従来のフィルムカセットやイメージングプレートと同じ位置にセットされ撮影される。立位型のブッキースタンドでも同じように符号化された画像デジタル信号が操作室の制御器に入り、30秒くらいでCRTあるいはフラットパネルディスプレイに表示される。図7に立位型の設置状況の例を示す。

画像信号はDICOM (digital imaging and communication in medicine) サーバーに供給され、PACSに接続される。DICOMのsupplement 32. “digital X-ray supplement”によりすでにフラットパネルディテクターの伝送プロトコルは標準化されている。PACS側では他のDICOM規格に準拠して一律に画像収集を行うことができる。

一方RIS (radiological information system, 放射線診療情報システム) からは、患者情報や撮影条件のデータがDICOMワークリストのsupplement 10. “basic worklist management”に準拠して送られてきて、診療放射線技師はそのワークリストに従って画像検査を進める。

## 2. 現在の研究開発状況

### 2.1 一般撮影用大照射野フラットパネルディテクター

胸部レントゲン撮影用の43 cm×43 cm照射野、139  $\mu\text{m}$ 、マトリクスサイズ3120×3120、14ビット深さの製品が開発されている。

Neitzelらは、間接型でCsIとa-Siフォトダイオードを利用した43 cm×43 cmの3000×3000ピクセルのフラッ

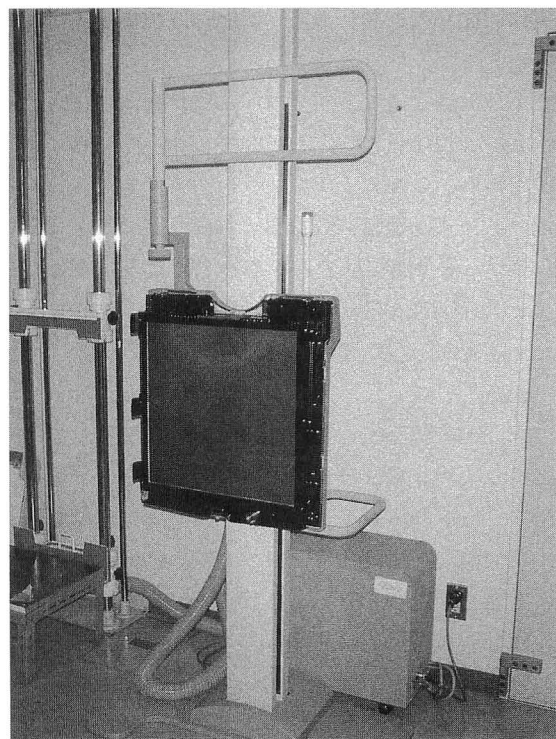


図7 立位型に設置されたフラットパネルディテクターの例 (大阪大学病院, キヤノン製)。

トパネルディテクターについて報告している。フィルム感度400の場合と一致する線量では、より優れた検出能を示している<sup>3)</sup>。

Kengyelicsらは、間接型のDirect-Ray (sterling diagnostic imaging) の評価を行っている。MTFについてはナイキスト周波数まではCRよりも優れた特性を示している。しかし、セレンウム検出器の出力はTFTアレイによって完全には利用されないため、信号成分とノイズ成分の両方についてエアアシングを起こす可能性があることを示している<sup>3)</sup>。

イギリスのCollsらによるとNewcastle病院における12か月間にわたる臨床評価では平均線量130  $\mu\text{R}$ でほとんどの症例においてCRよりも優れた診断能を実証した。広いダイナミックレンジが効いている<sup>4)</sup>。

GEメディカルシステムズのGranforsらはタリウムをドープしたCsIシンチレーターを用いた間接型で照射野41 cm×41 cm照射野、マトリクス2048×2048、200  $\mu\text{m}$ ピクセルのディテクターの特性を報じている。空間分解能は1.5サイクル/mmで30  $\mu\text{R}$ から7 mRまでの広いダイナミックレンジを有している。DQEの測定では7 mmアルミニウム半価層のスペクトラムで行い、0サイクル/mmでDQE=0.65、1サイクル/mmで0.50、2サイクル/mmで0.30を実現した。CNR (contrast to noise ratio)

も測定し、従来のモダリティーに比べ優位性を実証できたとしている<sup>5)</sup>。

また GE メディカルシステムの Aufrechtig らは上述の Granfors らのと同じディテクターを用いて、低コントラスト検出能がフィルム・スクリーン系よりもよかったと報告している。また線量も低く抑えられたとのことである。MTF においては間接型であるため CR よりはよくなる。しかし SNR の改善により contrast detail performance が優れており、抽出能がフィルムより優れていることである<sup>6)</sup>。

## 2.2 マンモグラフィー (乳房撮影) への応用

Karellas らは、GE のプロトタイプであるマンモグラフィー用フラットパネルディテクターの臨床応用を報告している。これは a-Si TFT と CsI を組み合わせた間接方式で、大きさは 18 cm×23 cm で 100  $\mu\text{m}$  ピクセルのものである。DQE, MTF, NPS (noise power spectrum), X 線変換係数を測定し、評価している。結果はフィルム/スクリーンと比較して、低コントラスト軟部組織の低周波から中間周波数領域で DQE が優れていた<sup>7)</sup>。

William らは、マンモグラフィー用検出器において、空間解像度に依存する DQE を計算するためのカスケードモデルを構築し、10 cm×20 cm のプロトタイプで計測された DQE と比較している。DQE は 10 mR から 80 mR で不変であった。この幅を超えると、全体的な変動が照射線量の平方根に比例して増加している。測定された DQE は低周波領域では理論的に予測された値と一致しており、2~6 サイクル/mm の範囲ではわずかに低かった<sup>8)</sup>。

Antonuk らのディテクターは 97  $\mu\text{m}$  のピクセルピッチをもち、光学的フィルファクターは 45% である。暗信号、暗信号ドリフト、レスポンスの線形性、電荷のトラップは以前報告されている 127  $\mu\text{m}$  ピッチのものと同様であり、加えて、ピクセルノイズ、感度、最大リードアウトレート、MTF, DQE は一般的に基本的な設計や、カスケードシステム分析から予測できるものであるとしている<sup>9)</sup>。

## 2.3 動画への応用

Granfors らは、透視条件下での a-Si フラットパネルディテクターの性能をテストしている。1~2  $\mu\text{R}$  という低照射下で、透視が行われる場合において、temporal response と DQE について評価が行われている。ディテクターは CsI と a-Si フォトダイオードを組み合わせた間接型で、0.2 mm ピクセルピッチで 1024×1024 のマトリクスをもつ。このディテクターは、イメージインテンシファイアーと同等の性能をもつとしている<sup>10)</sup>。

また Antonuk らは、プリアンプのノイズを減少させる

新しい回路を導入している。また、システムゲインをあげるために、連続したフォトダイオード構造を導入している。彼らのカスケードシステムモデルによる予測では、これらの技術の導入は高い解像度と高い DQE を保ちながら、低い線量で透視が実行できることを示している<sup>11,12)</sup>。

Little らは、II-TV (イメージインテンシファイアーによる X 線テレビ) と置き換えるための a-selenium の開発と評価をしている。a-selenium と a-Si TFT の 23 cm×23 cm のディテクターを用い、30 fps での画像収集にも対応している。a-selenium の厚さは、1000  $\mu\text{m}$  で感度は従来型 (500  $\mu\text{m}$ ) の 1.5 倍、12 inch-I.I. と同様の視野が確保でき、1000 本系 TV を使用した 6 inch-I.I. と同様のピクセルピッチが得られたとした。

Busse は、CsI:Tl と a-Si TFT の間接型で、200  $\mu\text{m}$  で 1000×1000 マトリクスの、30 fps の動画に DQE をパラメーターとして評価している。かれらは CsI を直接アレイに蒸着させる方法を開発している。このことで、感度は理論値まで上昇させることができ、空間分解能も高い水準に保つことができていた<sup>13)</sup>。

動画への利用がさらに急ピッチで開発が進められている。静止画と動画との切り替えにより両用できることは X 線テレビにおける I.I. 系とスポット撮影用のスクリーン/フィルム系との両方のシステムをもたなくてもよいという利点をもたらす。

東芝は直接型で 23 cm×23 cm の照射野、マトリクスサイズ 1536×1536、150  $\mu\text{m}$  ピクセルで動画を 50  $\mu\text{R}$ /フレームの照射線量で実用的な画質を実現した。a-Se の層を従来の 500  $\mu\text{m}$  から 1000  $\mu\text{m}$  に厚くしている。

シグナルラインの静電容量を 100 pF とした場合の電子ノイズを 1000 electrons にまで抑えている。かつ DQE は 0 サイクルで 0.7 を得、このときの線量は 3  $\mu\text{R}$  (X 線のエネルギーは 70 kVp) とのことである。150  $\mu\text{m}$  ピッチのピクセルを 4 つ用いて 300  $\mu\text{m}$  ピクセルとしたときに 30 fps の動画を得ている。MTF も改良されていると発表している。1999 年 12 月のシカゴでの RSNA では動物実験による動画をデモした<sup>14)</sup>。

一方、Varian 社が照射野 19.5 cm×24.4 cm、1536×1920 ピクセル、127  $\mu\text{m}$  ピッチで 30 フレーム/秒を 2.33  $\mu\text{R}$ /フレームの低線量で 2 lp/mm の分解能を実現している。この間接型ディテクターはシンチレーターを Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S と CsI の両方に切り替え可能で、動画と静止画の兼用である。静止画の場合は 3.94 lp/mm の分解能で 3.5 fps であり、スピードを下げれば 0.55 lp/mm、512×560 ピクセルで 46 cm×50 cm の大照射野を得られる。動画のズーム



のモードでは 3.94 lp/mm を 1/4 の縮小照射野で実現できる。静止画の場合は 5 秒以下のサイクルタイムで連続撮影が可能とのことである。すなわち読み取り速度は CR より速い。CR の MTF は 3.5 lp/mm 程度なので 3.94 lp/mm が得られる 3.5 fps の静止画では照射野は CR より小さいながら速写的に静止画を撮影する使い方には優れた画質を発揮できそうである。一方、フィルム/スクリーン系と比較すると、コントラスト分解能は同等または優れており、空間分解能はよくないことがわかっている<sup>15)</sup>。

一方、島津は a-Se による直接型で 7.5 cm×7.5 cm の小さな照射野ながら 30 fps で残像の少ないネズミの透視画像の撮影に成功している。ピクセルサイズは 150 μm で 512×512 のマトリクスサイズである。X 線感度の線形性は 10<sup>3</sup> を達成している。直接型なので MTF は理論値に近いカーブを得ているが、リードアウトノイズのために DQE はまだ低い。DQE を大きくするために a-Se の層を厚くすることのほかに、CdTe を直接型センサーに採用して実験を行っている。CdTe はまだ a-Se に比べて MT, DQE とともによくはないが、将来の大きな性能向上のポテンシャルがあるとのことである<sup>16)</sup>。

#### 2.4 性能向上のためのシミュレーションと最適設計

トロントの Sunnybrook and Women's College Health Sciences Centre と GE メディカルは次のようなシミュレーションプログラムを開発し画質向上に応用している<sup>17)</sup>。各ピクセルをアドレスしてデータを収集する回路はその伝送特性をよくしておかないと信号電流とノイズ電流に変化を起こしてしまうし、静電容量によるインピーダンスのために TFT プリアンプのノイズを出してしまう。そればかりか温度ノイズの源にもなる。

伝送路モデルと a-Si TFT モデルを結びつけて電子ノイズと信号を定量的かつ系統的に解析することが行われている。

ノイズの源になるのは、

- (1) ピクセルノイズ：フォトコンダクター（直接型）の暗電流ノイズ、電荷分割ノイズ、温度ノイズ、TFT スイッチからのトラッピングノイズから成る
- (2) 分布ノイズ（データ伝送路とゲートでのサーマルノイズを含む）
- (3) 電界効果トランジスタへの第 1 段入力における電流ノイズとサンプルアンドホールド回路の kTC ノイズから成る電荷増幅器ノイズ

の以上 3 通りである。

(2) でのゲートからのノイズは極少で、データ伝送路の分布ノイズは (3) とほぼ等しく、(1) は最小のノイズ成

分であることがわかった。直接型も間接型も同じである。動画ではゲートサンプリングに起因するノイズが問題になるが、コレリトサンプリングの技術によって除去できる。ノイズを最小化するための設計ガイドラインを作るためにデータ伝送路の抵抗成分と静電容量成分の関数として総合的な電子ノイズをプロットしている。伝送路モデルのほかに集中 RC 定数モデルも用いている。コレリトサンプリング回路の前に低域パスフィルターをつけるとナイキスト周波数以下のノイズが激減した。これらのシミュレーションによりローパスフィルターを最適設計するとトータルのノイズが電子数にして 1000 個以下に抑えられることがわかった。これで X 線の量子ノイズぎりぎりまでの動作をさせて低線量領域での画質を動画を含めて向上させることが可能としている<sup>17)</sup>。

アメリカのバージニア大学の Williams らは、cascaded linear systems analysis と称するソフトウェアを開発し、DQE の空間周波数依存性を計算できるようにした<sup>9)</sup>。この計算モデルを用いてコンピューターでシミュレートすることによりトータルのシステム性能の予測や imaging chain における種々の段階での性能を最適化するのに役立つ<sup>8)</sup>。

フィリップスの Busse らは性能限界問題として次のファクターをとらえている。次のファクターを解決し、最適化することにより従来のフィルム/スクリーン系と同等またはそれ以上の画質を確保できることが予測されている<sup>13)</sup>。

- (1) 間接型においてはシンチレーター層の厚さの最適化、直接型においてはセレンに代わる材料の発掘、たとえば沃化鉛の積極的採用など
  - (2) 電荷読み取りアンプにおける静電容量の最適化、スピードと S/N との両立性
  - (3) 電子回路のノイズ低減問題解決の促進
  - (4) DQE レベル向上のためのデータ取得方法の最適化
- フラットパネルディテクターの画質改善の潜在的能力はこれらの最適設計へのコンピューター利用に最大限に引き出せることとなろう。従来のフィルム/スクリーン系や CR の画質向上対策を上回る可能性を筆者は期待している。

#### 2.5 画像診断システムへのインパクト

予想されるフラットパネルディテクターの撮影現場への影響は計り知れないものがある。大きな特徴は次のようなものとなろう。

- (1) 一般撮影などで、従来フィルムやイメージングプレートを必要としていたものが一切不要となり直接デジタル信号として取得できる。これにより従来のディ

デジタル画像取得型の CT や MRI とまったく同列の扱いで DICOM 規格のインターフェイスにより PACS ネットワークや電子保存に伝送される。

- (2) さらに特徴として大きいのは X 線テレビでの動画も静止画も同じ信号系列とプロトコルによりデータ取得されることである。これにより循環器動態検査や IVR への被曝減少や検査時間の短縮に大きな貢献が期待される。
- (3) 大量のデジタル画像データは同じ DICOM 規格や電子保存規格で伝送、保存されることがより容易となるため、病院内の画像検査のターンアラウンドタイムが短くなる。これにより慢性疾患の診断精度の向上と最終のディシジョンメーカー（医療判断）への貢献（時間短縮と最適判断）が促進されることとなろう。画像診断の使命はその精度とともに適時性（迅速性）があるからである。当然ながら緊急性のある救命の現場でも活用される。
- (4) 従来の RIS や HIS (hospital information system, 病院情報システム) との連携が強化されることとなろう。
- (5) 遠隔放射線診断（テレラジオロジー）への応用も拡大されることとなる。PACS ネットワークから他病院へ伝送するのではなく、DICOM サーバーから直接画像を受け取り、他病院へ伝送されることも当然実行されるであろう。
- (6) 撮影現場でのスピードアップのためワークリストの迅速供給がより必要となる。そこで DICOM ワークリストマネジメントのほかワークフローの標準モジュールが普及し、放射線診断部の診療放射線技師の業務分担や業務の流れや放射線診断医の勤務体制に影響を与えることとなろう。

## 2.6 今後の問題と解決

以上で述べたようにフィルムレス化への促進と、画像診断の医療最終診断 (final decision making) への影響は計り知れないものがあるように思える。しかしその実現にさらに数年を要すると筆者が考えるのは次の技術的課題があるからである。

- ・製造技術改善による歩留り（良品の製造比率）の向上によりコスト低減が必要なこと。現在1枚当たり2000万円はする。繰り返し使用が可能としても少し高価であり、フィルム系や CR を置き換える動機へのインパクトはもう少しである。
- ・アーティファクト除去と、欠損ピクセルが生じた場合の対策が必要。

- ・温度特性は良好な実験データが出ているものの、さらにヒートラン試験が必要。
  - ・撮影現場での 100 kVp を超えるパルス状の高圧電圧にさらされることによるさらなるノイズ対策が必要。
- しかし上記の課題の解決は前述したように、優れたシミュレーションプログラムによる最適設計法と実験により、時間の問題と考えられる。

## 文 献

- 1) A. Jean, L. Laperriere, A. Legros, H. Mani, Z. Shukri and H. Rougeot: "New cesium iodine-selenium x-ray detector structure for digital radiography and fluoroscopy," *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 1999, Physics of Medical Imaging*, **3659** (1999) 298-306.
- 2) J. T. Rahn, F. Lemni, R. L. Weisfield, Rene Lujan, F. Mei, J. Lu, J. Ho, S. E. Ready, R. B. Apte, P. Nylen, J. Boyce and R. A. Street: "High resolution, high fill factor a-Si:H Sensor arrays for medical imaging," *SPIE*, **3659** (1999) 510-517.
- 3) U. Neitzel: "Integrated digital radiography with a flat-panel sensor," *Med. Imag. Tech.*, **17** (1999) 123-129.
- 4) P. Colls and D. L. Richardson: "The first twelve months' clinical experience of chest radiography using a direct-to-digital detector," *Radiology*, **213(P)** (1999) 428.
- 5) P. R. Granfors and R. Aufrichtig: "Performance of an amorphous silicon flat panel x-ray imaging detector for general radiography," *Radiology*, **213(P)** (1999) 234.
- 6) R. Aufrichtig: "Comparison of low contrast detectability between a digital amorphous silicon and a screen-film based imaging system for thoracic radiography," *Radiology*, **213(P)** (1999) 234.
- 7) A. Karellas, S. Vandantham and I. Levis: "Evaluation of a full-field clinical prototype flat panel imager for digital mammography," *Radiology*, **209(P)** (1998) 159.
- 8) M. B. Williams, P. U. Simoni and P. A. Mangiafico: "DQE of a digital mammography detector using linear system analysis," *Radiology*, **209(P)** (1998) 160.
- 9) L. E. Antonuk, Y. El-Mohri and K. Jee: "Performance evaluation of a large area, 97  $\mu\text{m}$  pitch indirect detection active matrix flat panel imager (AMFPI) for radiology and fluoroscopy," *Radiology*, **209(P)** (1998) 357.
- 10) P. R. Granfors: "Fluoroscopic performance of an amorphous silicon flat-panel x-ray imaging detector," *Radiology*, **209(P)** (1998) 161.
- 11) L. E. Antonuk, Y. El-Mohri and K. Jee: "Performance limits of high resolution large area active matrix flat panel imagers (AMFPIs)," *Radiology*, **209(P)** (1998) 581.
- 12) L. E. Antonuk, K. Jee and Y. El-Mohri: "Strategy to significantly enhance performance of active matrix flat-panel imagers (AMFPIs)," *Radiology*, **209(P)** (1998) 358.
- 13) F. Busse: "Image quality of a prototype flat panel detector for universal R/F," *Radiology*, **209(P)** (1998) 359.
- 14) S. Yamada, S. Nagai, M. Honda, C. J. Young, D. R. Bednarek and S. Rudin: "Image quality evaluation of a new selenium based flat-panel digital x-ray detector system at low-dose fluoroscopic rate," *Radiology*, **213(P)** (1999) 236.
- 15) R. E. Colbeth, V. N. Cooper III, D. L. Gilblom, R. Harris, I.



- D. Job, M. E. Klausmeier-Brown, M. Marc, J. Pavkovich, E. J. Seppi, E. G. Shapiro, M. D. Wright and J. M. Yu: "Characterization of a third generation, multi-mode sensor panel," *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 1999, Physics of Medical Imaging*, **3659** (1999) 491-500.
- 16) S. Adachi, K. Sato, K. Uehara, Y. Izumi, H. Nagata and S. Yamada: "Development and evaluation of a-Se and CdTe flat-panel x-ray detectors for digital radiography and fluoroscopy," *Radiology*, **213(P)** (1999) 234.
- 17) Z. S. Huang, G. D. Crescenzo and J. A. Lowlands: "Signal and noise analysis using transmission line model for larger area flat-panel x-ray imaging sensors," *Proceedings of SPIE, Medical Imaging 1999, Physics of Medical Imaging*, **3659** (1999) 76-89.

(2000年1月13日受理)