

ワークショップ

FPD システムにおける被ばく低減技術について

(株) 島津製作所
 医用機器事業部技術部 柴田幸一

1. はじめに

FPD には間接変換方式と直接変換方式があることは今や良く知られている。直接変換方式 FPD は他のセンサに比較して空間分解能が非常に優れるという特徴を有する。弊社はこの直接変換方式 FPD の優れた特性に着目し、長期の開発期間と幾多の技術的困難な課題があったが、その都度、壁を乗り越え製品化に成功してきた。被ばく低減に関して言うと、センサ自体の感度が最も重要な要素ではあるが、実際にはどのセンサでも感度の向上についてはそれなりの限界があり、システムを組上げる上での設計上の配慮の方が、被ばく低減に向けてより実際的である。今回は弊社の FPD システム(図1)での被ばく低減についてシステム設計上の工夫について紹介する。本文は第 20 回全国循環器撮影研究会学術大会での発表内容を基調としたものであるが、発表時間の関係上言及できなかった内容もあわせて記述することにする。



天井走行式
 図1 Digitex Safire SP シリーズ



床置き式
 図1 Digitex Safire SP シリーズ

2. FPD 本来の性能からの被ばく低減

図2に各センサのDQEの比較を示す。循環器検査システムに用いられるFPDは透視対応も必要であり、従来のII-DR同等以上のDQEが求められる。実際にFPDはII-DRに比べて若干良く、これがFPDシステムになって被ばくが減少した主な要因である。しかしながら、センサ自体の感度向上には限界があり、被ばく低減にはシステム設計などの他方面からの工夫も重要である。

センサー	DQE(0)	備考
FPD	直接変換	0.7~0.8 a-Se:1000μm
	間接変換	0.7~0.8 CsI: 5~600μm
I.I.+T.V.	0.6~0.7	CsI: 400μm
CR	0.2~0.25	
Film/Screen	0.15~0.2	

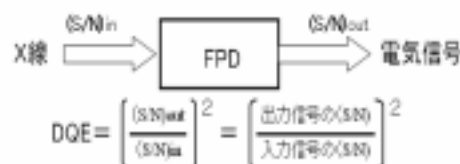


図2 DQEの比較

3. システム設計の観点からの被ばく低減

1) パルス透視

パルス透視はパルスレートを落とすことによって、被ばく低減に有効な手段となる。ただ、単にパルスレートを落とすだけでは、画像の粒状性が増すのみで視認性の悪化につながる。通常フレームレートを1/Mに落とすと、画像の視認性を保つためには、1パルスあたりの線量をM倍する必要があるといわれている。それでも総線量は1/M倍になるわけで、被ばく低減には十分有効といえる。パルス透視には、高圧波形の波尾による軟X線による被ばくを防ぐべく波尾遮断が必須であり、弊社ではX線管のグリッド制御方式で実施している。

2) 軟線除去フィルタ

被ばく低減には最も有効な手段の一つであり、弊社でも以下の点について検討、実施している。

1) フィルタ材質と被ばく線量の検討

一定の X 線出力のもと、フィルタの厚さを増していくと被ばくが低減できる反面、パネルへの入射線量も減少し画像の粒状性が悪化する。下図に示すように、画質確保のためにある一定のパネル入射線量の確保が必要であり、またある一定の被ばくに抑える必要から可能なフィルタの厚さが決まってくる(図3 フィルタ厚さの許容範囲)。

2) X 線フィルタの被写体厚連動

X 線透視の自動制御下では、被写体が薄くなると通常管電圧 (kV) が下降し、軟 X 線が増加して被ばくが増加する恐れがある。この場合被写体の厚さ、または管電圧値に連動してフィルタを厚くする方法が有効である。図4 に弊社の軟線除去フィルタの自動制御機構の例を示す。

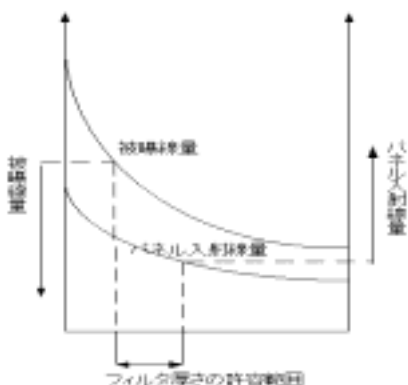
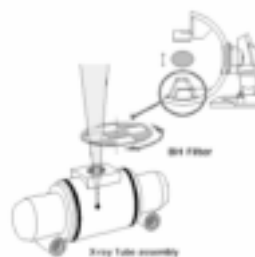


図3 フィルタ設計の許容範囲



Filter No.	X線透過率	用途
A	◎	図解(薄写体)
B	◎	図解(薄写体)コンプレックスアングル
C	◎	図解(薄写体)
D	◎	図解(厚写体)

図4 フィルタ制御

3) X 線グリッド

通常 FPD システムでは FPD の持っている高空間分解能の特性から、X 線グリッドはピクセルサイズに相関してハイライングリッドが用いられることが多い。これは X 線グリッドとピクセル格子の干渉(モアレ)を考慮してのことであるが、ハイライングリッドは一次線透過率、散乱線除去率が、従来のグリッドに比して良くなく低画質化、高被ばく化をまねく恐れがあり、より低ライン化の方が望ましい。グリッドライン数が FPD のピクセル格子の周波数から外れると、上記の干渉縞が現れるが、弊社ではリアルタイム画像処理で除去している。図5 にハイライングリッドと従来グリッドとの透視画像の SN 比測定の一例を示す。同一 X 線条件でも低ライングリッドの方が良好であり、これが被ばくの低減につながると思われる。

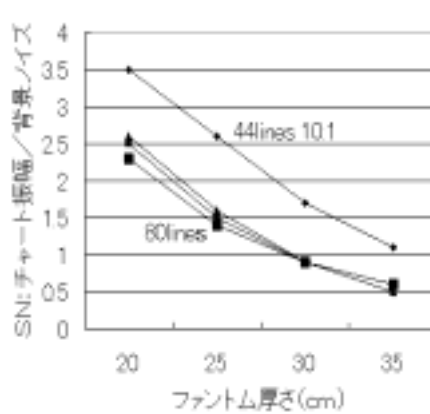


図5 各種グリッドの性能比較

4. 透視画像粒状性の定量的解析の一手法

透視画像の粒状性は、パネル入射線量に依存するところが大きく、被ばく低減と透視画像の粒状性とは相反する面がある。線量を下げると粒状性が悪化するのであるが、その画像の粒状性が X 線の

量子ノイズによるものなのか、または電気ノイズなどの他の要因によっているのか判断できるのが望ましい。つまり被ばくの低減を図ろうとする場合には、その時の透視画像のノイズの構成がどうなっているかわかることが必要であり、その一手法として我々がやっている解析法を紹介する。

1) ノイズについて

透視画像の粒状性を悪くする要因としては、X線量子ノイズ(以下量子ノイズ)、電気ノイズ、構造ノイズ(固定パターン)などがあるが、最も支配的なのは量子ノイズである。量子ノイズによる粒状性を表す指標には、唯一、量子検出効率DQE値があるが、実際には各医療施設で直接DQE値を測るのは困難である。また、通常のDQE値は撮影線量によって測定されたものであり、透視条件でのDQE値の測定はX線量子以外のノイズのため、本来のX線量子を捕らえる効率のみを測定することは不可能であった。透視画像の粒状性の改善について、DQEを向上させればいいのか、または電気ノイズ等の他のノイズを減らせばいいのか、判断できるノイズ測定法が必要である。これを鑑み、各ノイズを分離し、かつDQEに相当するパラメータが算出できる方法を考案し、検証した。

2) DQE に相当するパラメータの算出

図6にFPD部での画像収集のモデルと、画像信号の生成過程について示す。FPD部は図のようにセンサ部とセンサ制御部から成り、センサ部では入射したX線光子を捕獲して電気信号に変え、センサ制御部では、一定のX線量に対して一定の画像信号が得られるように感度補正が加えられ、かつ用途に応じてデジタルゲインが掛けられる。センサ部でのX線光子を捕獲する効率をDqe、X線光子から電子への変換効率をf、センサ制御部でのデジタルゲインをgとすると、X線入射から画像信号の出力までの信号、ノイズは以下のように記述できる。

光子統計の理論から、上図のようにN個の光子が来たときのその揺らぎ(ノイズ)はN個になることは知られている。X線光子の捕獲する効率(DQE)を表すパラメータをDqeとすると信号はDqe x N、揺らぎは(Dqe x N)となる。

捕獲されたX線光子は光子電子変換効率fにより、信号はDqe x N x f、揺らぎは(Dqe x N) x fとなってパネルから出力される。

測定された信号と揺らぎはDQEによる劣化分だけ感度補正される。この補正では、各々を(Dqe x f)で除算し、その結果、信号はNにもどる。一方、揺らぎは(Dqe x N) x f / (Dqe x f) = (N/Dqe)となる。

システムでは一定の入射線量に対して、一定の出力値を出すようにゲインを調節するようにな



プロセス No.	1	2	3	4	5
処理担当		パネル		パネル制御部	
処理内容	X線入射	X線光子の捕獲	X線光子から電子へ変換	感度補正	デジタルゲイン
	—	捕獲効率 = Dqe	変換効率 = f	Dqe x f で除算	ゲインgを乗算
信号	N	Dqe x N	Dqe x N x f	N	N x g = S
ノイズ	\sqrt{N}	$\sqrt{Dqe \times N}$	$\sqrt{Dqe \times N} \times f$	$\sqrt{Dqe \times N} \times f / Dqe$	$\sqrt{N / Dqe} \times g = \sigma_S$

図6 画像出力までのモデルと信号の流れ(下部)

っている。その最終のゲイン調整を g とすると、最終信号 S は $N \times g$ 、揺らぎ Q_n は $(N/Dqe) \times g$ となる。

V_q を、 $V_q = Q_n^2 / S$ と定義する。上記から $V_q = g / Dqe$ となり、 V_q はデジタルゲイン g に比例し、 Dqe に反比例するようになる。

以上、このように今回定義した V_q は、X線捕獲効率 (DQE) を表す指標となる。

3) V_q の測定方法

V_q はX線光子の揺らぎ、つまり量子ノイズが対象になるが、実際には透視画像の中には電気ノイズ、構造ノイズも含まれ、これらを分離する必要がある。図7は厚さの異なるCu板を組み合わせたファントムの透視像である。ファントム像の各ステップの透過線量は異なるが、電気ノイズ、構造ノイズを除いてしまえば、各ステップの V_q は等しくなると考えられる。 V_q はセンサのDQE、システムのデジタルゲインのみに依存するからである。

1) 構造ノイズの除去

数十フレームの連続透視画像を積分すれば、その積分画像はランダムノイズが減弱し、主構造と構造ノイズのみの画像になる。この画像を1枚の原画像から減算すれば、その結果は、ランダムな量子ノイズと電気ノイズのみが抽出される。この処理を上記ファントムで行い、得られたノイズパターンの i 番目のステップの標準偏差を $N_t(i)$ とする。また原画像の各ステップの平均値を $S(i)$ とする。

2) 電気ノイズの分離と V_q の算出

量子ノイズによる揺らぎを N_q 、電気ノイズによる揺らぎを N_e とすると、総合ノイズ N_t には、ランダムノイズではそのパワー(分散)が等しくなることから、

$$N_t^2 = N_q^2 + N_e^2$$

の関係がある。一方、各ステップの $V_q(i)$ は2)記の定義から、

$$V_q(i) = N_q(i)^2 / S(i) = (N_t(i)^2 - N_e(i)^2) / S(i)$$

で表される。ここで $V_q(i)$ は各ステップで等しくなることが2)記で証明されている。通常、電気ノイズは信号の大きさによらず一定であるので、 $N_e(i)$ は一定値であるとし

て各ステップの $V_q(i)$ を計算し、各 $V_q(i)$ の自乗平均誤差が

最小になるように $N_e(i)$ を求める。このときの $N_e(i)$ が電気ノイズとなり、 $V_q(i)$ の平均値が最終的な V_q 値となる。

図8～図11に諸条件での評価例を示す。図8は管電圧を変えずに線量を変えたものである。平均値は増加しているが、電気ノイズ、 V_q は変化していない。 V_q が変化しないのは間接的にDQEを表す指標だからである。図9は意図的にアース線を弱化し、電気ノイズを増加させた例である。電気ノイズのみが増加し、 V_q に変化はない。図10は線量を一定にして管電圧を変えた場合である。 V_q は線質が硬くなるほど増加し、DQEが劣化していくのがわかる。図11はシステムゲインを変えたものである。全てに同様の変化が見られる。図12は実際の透視画像のノイズの解析例である。(a)図の方が(b)図より粒状性が良く見えるが、実際にも解析結果では(a)図の方が(b)図よりDQE、電気ノイズともに2程度良いことがわかる。

以上、 V_q は管電圧がほぼ一定であれば、入射線量によらず一定となり、DQEを表す指標となるパラメータといえる。弊社では生産現場での品質管理、フィールドでの品質維持、および被ばく低減活動の指標として有効利用している。我々としてはこのような考え方が画像評価の一手法として普及して行けば良いと考える。

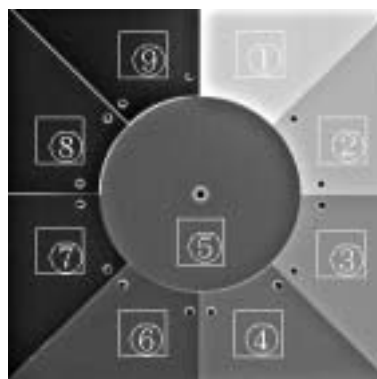


図7 測定用ファントムの透視像と測定場所(平均値、標準偏差)

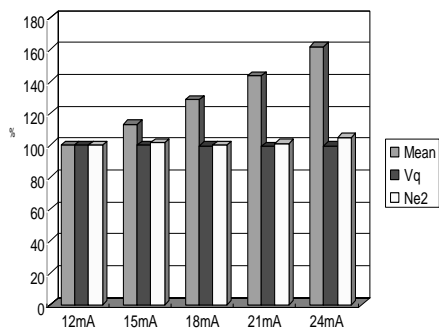


図8 管電圧を変えずに線量を変えた例 (Vq, Neに变化なく、Meanだけ増加)

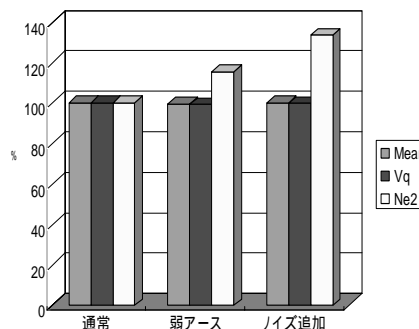


図9 線量を変えずに電気ノイズを変えた例 (Vq, Meanに变化なくNeのみ増加)

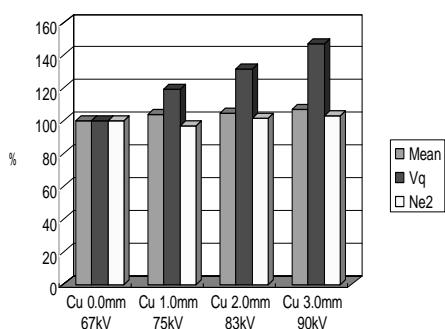


図10 線量は変えずに管電圧を変えた例 (Ne, Meanに变化なくVqのみ増加)

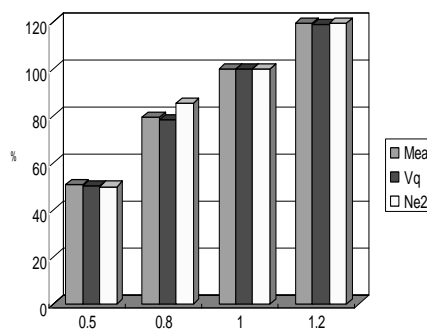
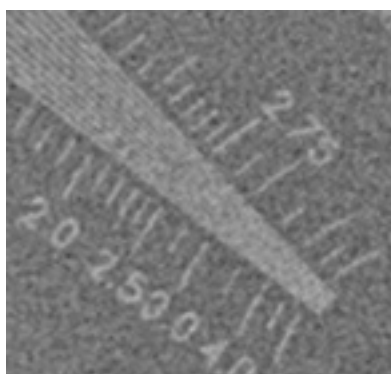
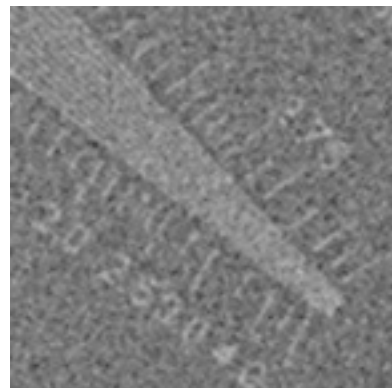


図11 システムゲインを変えた例 (全てが増加。)



(a) Vq=2.75, Ne2=6.45
図12 透視画像例



(b) Vq=5.48, Ne2=12.9
図12 透視画像例

5. 終わりに

以上、被ばく低減の努力は地道で華やかな面は少ないが、メーカーとしてシステム設計上での留意点について述べた。もちろん被ばく低減には透視画像記録など操作仕様上からのアプローチ、画像処理からのアプローチ、新規アプリケーションの開発からのアプローチなどがあり、弊社ではこれらにも極力注力しているが、今回はより物理的な面を中心に報告した。被ばく低減には医療現場での努力が最も効果的だが、メーカーとしての努力の占める割合も小さくないと思われる。被ばく低減というテーマのプライオリティを更に上げて今後の開発に努めたい。