

FPD コントラスト性能のレビューとシステムの発展について

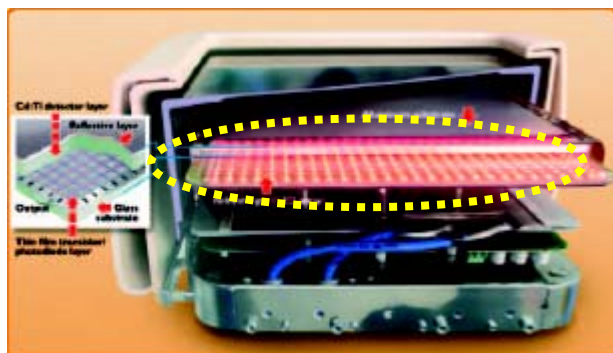
(株) フィリップスエレクトロニクスジャパン メディカルシステム
山田真一

2002 年から各社とも本格的にフラットパネルディテクタ (FPD) 搭載血管撮影装置の導入を開始したが、ついに 2006 年 9 月の国内稼働実績が 500 台を超えた。ハイエンドシステムを供給する当社としても、主ラインナップが FPD 搭載装置となった。I.I.システムから FPD システムへの急速な移行は予想以上の速度で進んだ感がある。この結果は FPD 搭載装置が、最新の医療のニーズにマッチしたシステムであることを物語っている。一方、一般撮影の FPD システムについては血管撮影装置程ではないが CR システムと共存して使用される段階に入っている。

さて、特に血管撮影装置では、FPD が搭載されて画質やシステムはどう変わったのか？ FPD は、I.I.のように一つの X 線検出系から均一映像を得るシステムと異なり、画素ごとの X 線検出素子から得られる信号の集合として画像を形成する。そのために均一な画質を出力するための補正や画像処理コントロールは一層複雑化した。

今回、研究会から基礎的な FPD のコントラストについて触れるようにというお話をいただいた。プロトタイプのディテクタの評価 (CDD : Contrast Detail Detestability) の原点に戻って実験結果を引用し FPD の基本特性をレビューしたうえで画質性能を高めるための技術について概説する。

1. フラットパネルディテクタ (FPD)



当社 FPD の断面図を写真 1 に示す^[1]。

すでに知られているように、高感度・高信頼型の FPD としては I.I.で培われた技術を利用した CsI : TI を X 線 - 光変換に用いる間接変換方式が大多数を占めている。入射 X 線強度は、CsI : TI で光の強度に変換され、a-Si:H のフォトダイオードで電気信号の変化に変わる。ガラス基板に構成された TFT スイッチング素子が画素を選択して、電気信号の変化を読みだし A/D 変換後デジタル画像化する。ところで、動画アプリケーションに対する間接変換方式の大きなメリットとしてリフレッシュライト機能 (写真 1 内の点線部分) が

利用できることがあげられる。高速かつ正確な制御で LED を発光しフォトダイオードをリセットすることができるが、本機能により後述する動画アプリケーションの高画質化が飛躍的に向上した。

2. Contrast Detail Detestability (CDD) 評価

FPD と I.I.の比較 CDD 評価 (当社比較) を以下に示す。

CDD は、コントラストとノイズの影響を含む画像の検出性能を評価することができる。

・ 実験系

評価 FPD : 間接変換方式 FPD (CsI : TI の厚さは 550 μ m、画素サイズは 184 μ m)

使用ファントム： Leeds T0-20 テストファントム

同ファントムには、材質と厚さが異なるオブジェクトが埋め込まれており、モニタ画像上で見える / 見えないを評価する。写真 2 左はノイズフリーの場合だが、ノイズを多く含む X 線画像は右のようになり、オブジェクトが見えにくくなっていることがわかる。

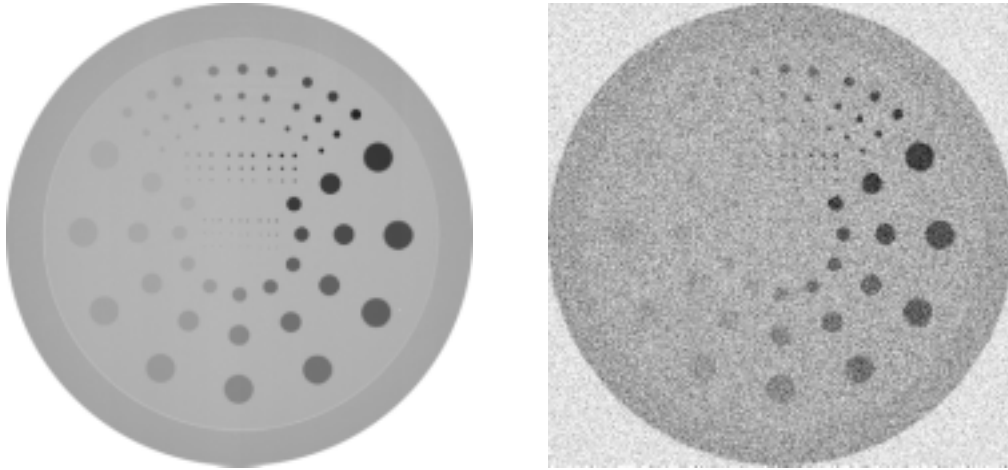


写真 2 テストファントムの画像

X 線条件：75kVp、Cu：1.5mm 透過状態：なお、補正以外の処理は無し。

- 評価方法

CDD スレッシュホールドを測定するため視覚評価（3名、4画像）を行った。

CDD スレッシュホールドの評価として次の $H_t(A)$ という評価式を用いた。

$$H_t(A) = 1 / (C_t(A) \times A)$$

ここで、 A はオブジェクトの面積、 $C_t(A)$ は見える限界のオブジェクト厚とする。

本来、 $H_t(A)$ は、面積が小さく薄いものが見えるほど値が高くなり、評価者の主観になるが見易いオブジェクト面積およびコントラスト値でピークをむかえる。

- 結果

3.6 μ Gy での I.I. と FPD のファントムの見え方の差をそれぞれ写真 3 左と右に示した。

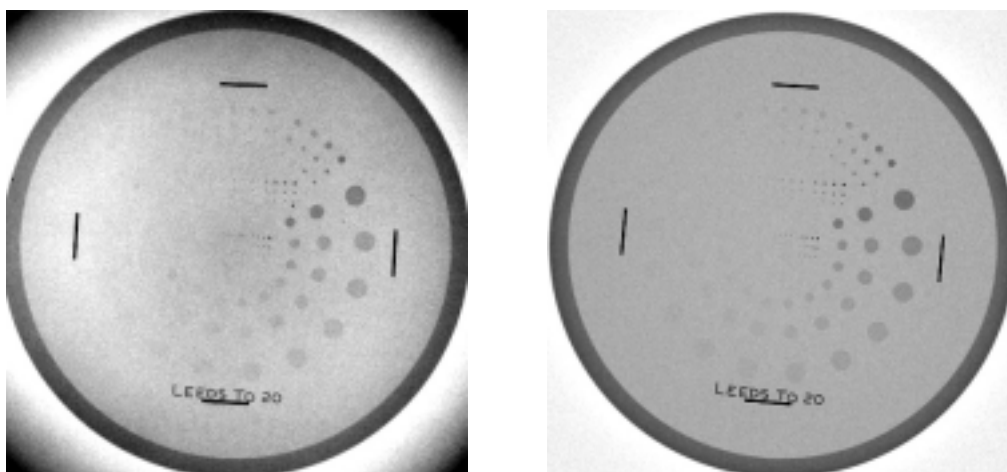


写真 3 テストファントムの I.I. 画像と FPD 画像

I.I.システムと FPD システムの場合の $H_t(A)$ を異なる線量の場合として図 4 にプロットした。図 4 左が $0.9 \mu Gy$ 、図 4 右が $3.5 \mu Gy$ の場合である。

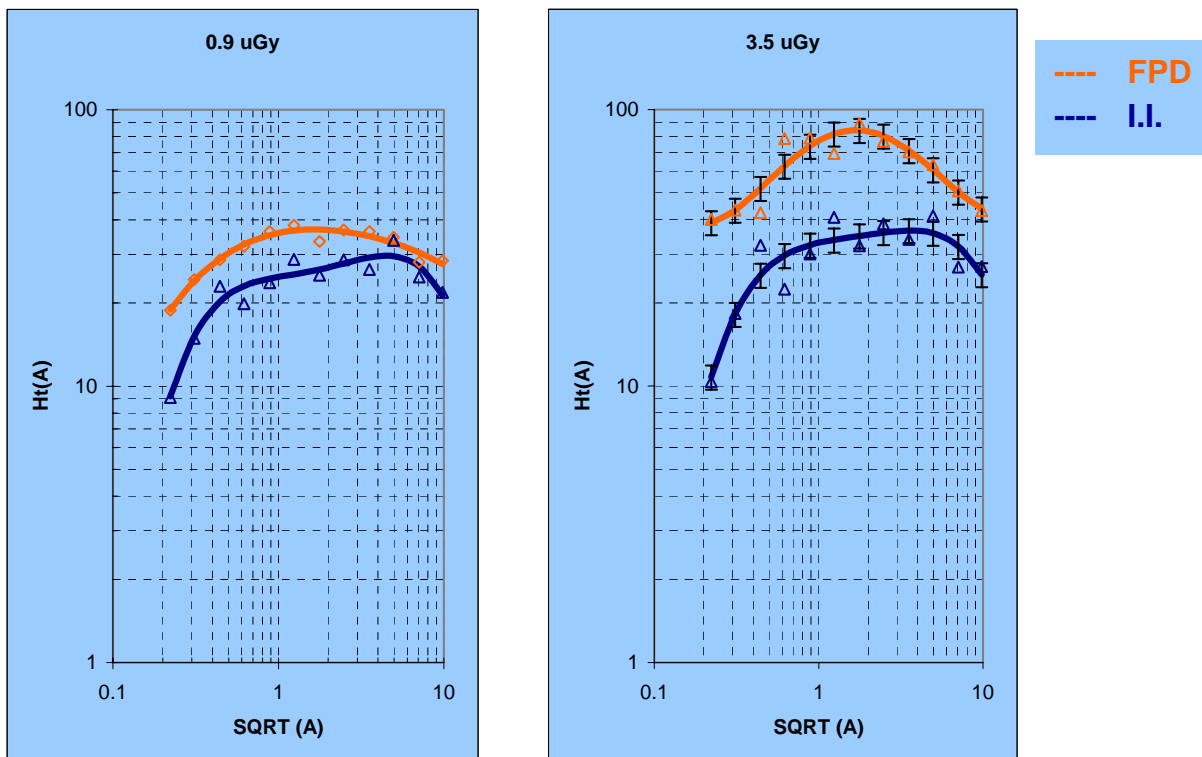


図 4 線量を変えた時の I.I.と FPD の CDD 比較

$3.5 \mu Gy$ でのピーク $H_t(A)$ は、I.I.の 35 に対して FPD は 80 の値を示している。本実験から、FPD は、実験線量領域において I.I.系より面積が小さく薄いもの（カテーテルや血管など）の見易さが向上していることがわかる。また、その見え方が線量によって異なり、線量が少なくなると識別能力の両者の差が小さくなっている。

FPD は、このような線量依存のコントラスト特性を持つため、線量の多い場合（撮影線量など）ではその高い性能を最大限引き出し、線量の少ない場合（大きな体厚下での透視など）では濃度識別能力を高めることを考慮した処理系が望まれる。

3. 低線量での濃度識別能力を高める画像処理

・ 基礎的な処理

血管撮影装置の動画処理としては、強調処理の一つとして、血管やデバイス（ガイドワイヤー、マイクロカテーテル）などのターゲットとなる信号濃度域を一定に定めて、その周辺の領域の濃度分布を圧縮し、相対的にコントラストを強調する処理がある。当社では SPRIT® という技術として確立しており、永年、I.I.システムにおいて活用してきた。

また、当社の静止画 FPD システムでは UNIQUE® と称するマルチ周波数処理の考え方を基にした画像処理技術を適用している。この処理は、原画像から 7 つの周波数帯域で抽出した画像を作ることから始まる。臨床的に意味があり明示したい生体構造物（骨、血管など）が個々に有する特長周波数帯域画像に強調フィルタ処理をかけ、一方、ノイズ成分など低減したい周波数帯域画像に減衰フィルタ処理をかけて、最終的に全ての画像を重ね合わせて画像を生成している。

・ 現行の FPD 搭載血管撮影装置の動画処理

2. で記したように、低線量での識別能力を高める画像処理が特に重要である。基礎的な処理の項で記した SPRIT®は、画像全体に対して処理を施すために、ノイズが多い低線量画像では、注目したい血管やデバイスに対しても減衰効果があることがある。そこで、処理の方向としては、アダプティブフィルタの考え方へと向かうことになる。これは、人間の目と同じように注目構造物を認識する機能を持ち、その部分に強調フィルタ処理、そのほかの部分については減衰フィルタ処理を選択的に適用する手法である。当社の Xres®は、最初、超音波診断装置の動画画像処理として開発した技術^[2]で、B モードでのスペckルノイズを信号と識別して減衰させ、一方、生体構造を明確に強調して表示することに成功し製品化された技術である。正常肝の超音波画像 Xres®の適用例（写真 5 右：左は非適用）が示すとおり生体構造が非常にクリアになり、他モダリティのノイズ画像へ適用する道を開いた。

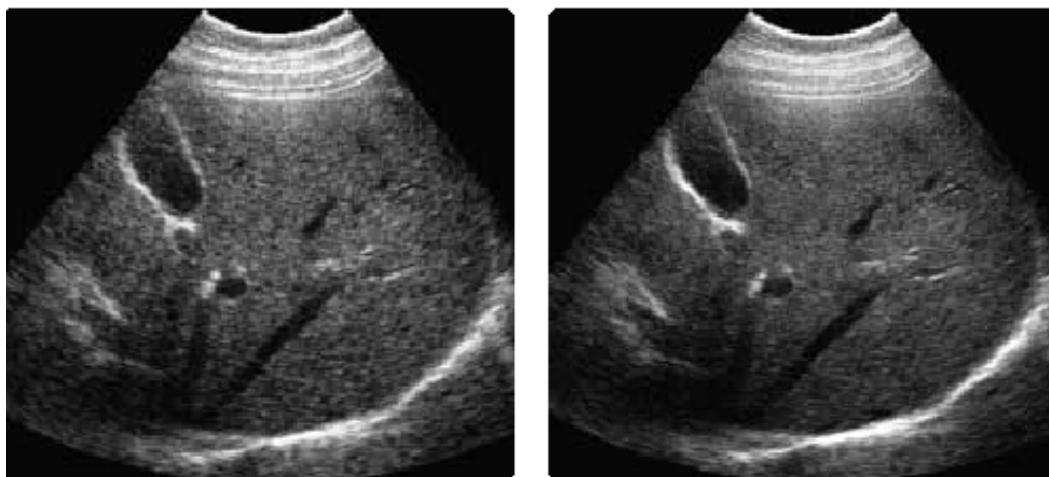


写真 5 正常肝の超音波画像（左）と Xres®の適用例（右）

この技術（Xres®）のコンセプトを FPD 搭載 X 線血管撮影装置用に適用できるように開発したところ、低線量での血管、デバイス識別能を飛躍的に向上させることが可能になった。リアルタイムの処理ながら、画像中から血管、デバイスを周波数成分分析にて認識させたうえ強調フィルタ処理を適用している。また、同様な原理でノイズを低減している。その適用例として、通常の線量の画像（写真 6 左）と線量を半分に落として Xres®を適用した画像（写真 6 右）を示す。両者の比較では、線量を低減しても血管系の描出に遜色がない画質が得られていることがわかる。

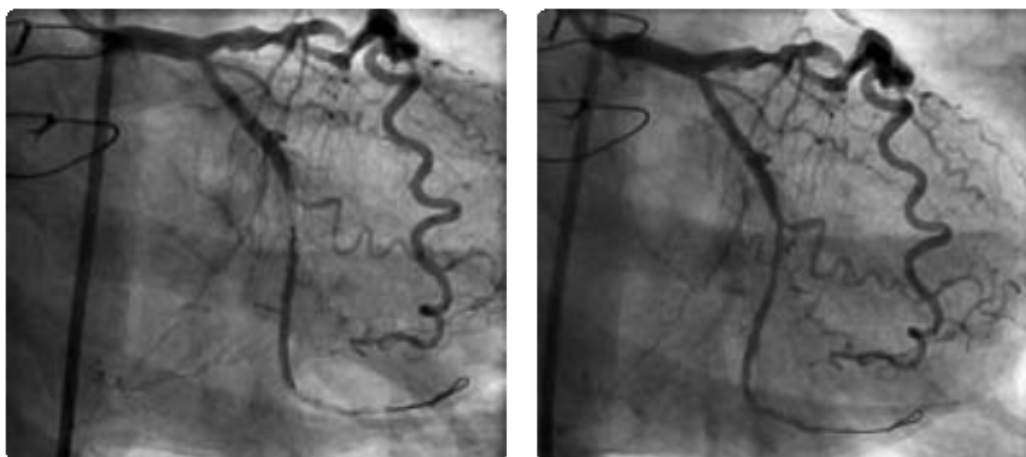


写真 6 左回旋枝狭窄の RAO Caudal ビュー（左通常線量、右 1/2 線量 Xres®適用）

4 . FPD の Digital Subtraction Angiography (DSA)

次に FPD の動画アプリケーションの一つである DSA について触れておきたい^[3]。

DSA は、抹消の微細な血管の抽出が求められるため、比較的高い線量における撮影が必要となる。しかし、同時に低線量の透視を行うことも考慮しなければならない。つまり、透視 (10nGy レベル) から DSA (50 μ Gy レベル) の広い線量レンジをカバーする必要がある。I.I. ではアイリスを開閉することで CCD に入射する光量を調節できたが、FPD では一つ一つの画素がその広大なダイナミックレンジを受容しなければならない。強い X 線入力に対処するためには、画素のフォトダイオードが蓄積できるキャパシタの容量を大きくする必要があるが、一方、その値が大きくなると熱ノイズが増えて透視の画質を低下させてしまう。よって、FPD の設計段階からそのような現象を考慮しなければならないのである。また、高精度で信号を得るための増幅アンプの容量を安定化するための温度管理も非常に重要である。そのほか、DSA の直後のタイミングで透視、またその直後に DSA を撮影するような信号強度が著しく変化する厳しい条件を考慮しなければならない。I.I. のシステムで常時使われてきた機能を FPD で問題なく使えるようにするためには、FPD と X 線の両者を複雑に制御する独自の透視、撮影シーケンスを作り出す必要があった。DSA は非常にわずかな変化を強調するので、ディテクタ自体の均一性や前画像の影響を非常に低いレベルに抑える必要がある。このときに、大きな役割を果たすのが、リフレッシュライトの機能である。瞬時に LED を発光することで、前画像の影響、トラップ現象における電荷の不均一性などをリセットすることができるからである。なお、リフレッシュライトはバイプレーン撮影時に対側のディテクタが検出する散乱線をリセットする働きもある。I.I. では簡単にできた I.I. プランキングの替わりの機能をリフレッシュライトが果たすのである。

5 . 終わりに

今回は、FPD の優れた基本特性を改めて検証した。また、その特性を活かすための画像処理技術や高画質達成のための取り組みを概説した。

現在では、さらに、ダイナミックレンジが広く歪の補正が不要な FPD のメリットを活かして三次元化技術が進歩している。当社の装置に搭載された血管像の三次元化はルーチンの中でリアルタイムに利用できるように進化しており、その画像をロードマップとして用いる 3D ロードマップ^[4]などは、脳血管内治療の分野では画期的な技術として注目され始めた。また、血管撮影装置で実現できるコーンビーム CT の技術を導入した Soft Tissue イメージングも臨床で効果を発揮している。ローコントラストでの厳しい濃度分解能が要求されるが、当社の XperCT[®]^[5]では、前述したリフレッシュライトの機能を応用して画像の均一性を図っているため高画質化を達成している。

これらの高度な技術も臨床の場面で使えられてこそ意味を持つと考えるが、その性能が十二分に発揮されるためには、システムの基本性能や視野の広い設計思想が重要となることを強調しておきたい。

今後も診断、治療、確認のフローの中で血管撮影装置を、より使いやすいシステムとして発展させていくために、基本的な特性を考慮し、その性能を最大限に活かせるような創意工夫を続けて行きたい。

[1] M. U. Sivananthan, et al., "Clinical experience of Cardiac system with FPD", Medica Mundi 47/2 2003

[2] J. Jago et al, "Xres: enhancement of Ultrasound images", Medica Mundi 46/3 2002

[3] T. Ducourant, et al, "Image Quality of Digital Subtraction Angiography using Flat Detector technology", SPIE [4] D. Babic et.al, "3D roadmap in neuroangiography: technique and clinical interest", Diagnostic Neuroradiology, 2005

[5] T. Overtoom, "First experience with XperCT", Medica Mundi 49/3 2005