

FPD 対応 X 線透視撮影システムの開発

A development of the digital R&F system with Flat Panel Detector

池田 重之 ¹⁾	Shigeyuki Ikeda	石黒 隆 ²⁾	Takashi Ishiguro
鈴木 克巳 ¹⁾	Katsumi Suzuki	松本 隆二 ²⁾	Ryuji Matsumoto
中村 正 ¹⁾	Tadashi Nakamura	山口 浩司 ²⁾	Kouji Yamaguchi
石川 謙 ¹⁾	Ken Ishikawa	三井 忠 ²⁾	Tadashi Mitsui

¹⁾ 株式会社日立メディコ 技術研究所

²⁾ 株式会社日立メディコ 医療機器事業本部

X線I.I.とTVカメラを使うリアルタイムデジタルラジオグラフィ(DR)装置が普及し、臨床の場で幅広く使われようになった。近年、半導体技術の進歩によってフラットパネルディテクターの開発が進み、一般撮影装置では既に製品化されている。われわれは、I.I.-TVカメラシステムに置き換わるフラットパネルディテクター、すなわち透視画像に適用できるディテクターにターゲットを絞って開発を進めてきた。PaxScan4030A(Varian Medical Systems)により透視画像のSNRが大幅に改善され、I.I.-TVカメラシステムと同程度の被曝線量で臨床適用する見通しを得た。DR-2000X(Clavis)を用いた臨床評価システムを開発し、国立がんセンター中央病院放射線診断部で臨床評価を開始した。消化管検査に適用され、フラットパネルとI.I.-CCDカメラシステムとの比較検討を行い、良好な評価を得ている。臨床評価を行うことにより、表示階調処理の最適化、X線制御の最適化などを含めたシステム開発を推進する。

A real-time digital radiography system using a X-ray I.I. and an TV camera, has widely spread in various medical fields. Recently, the advancement of a semiconductor technology made it possible to develop a Flat Panel Detector and some production system for radiography were released. We have focused on the flat panel detector with dynamic image mode for fluoroscopy to replace with I.I.-TV camera system. Newly developed flat panel detector, PaxScan4030A(Varian Medical Systems) improved SNR of fluoroscopic images and we can use it for clinical study with almost same dose as conventional system. We have developed clinical system based on our digital radiography system, DR-2000X(Clavis) and started clinical study at the Department of Radiology National Cancer Center Hospital. We will evaluate FPD system performance of diagnosis comparing with I.I.-4MCCD camera system by gastrointestinal study. Up to this study, we can improve our FPD system including optimization of displaying window/level table and x-ray conditions.

Key Words: Flat Panel Detector, FPD, DR, I.I.

1. はじめに

1992年に高精細X線I.I.と1インチ撮像管カメラを組合せた世界初の400万画素DR装置を製品化した(DR-2000H)¹⁾。その後1997年には撮像カメラを撮像管型からCCD型に換え大幅な画質向上(特に大視野での解像力とラチチュード)を達成した²⁾³⁾。1999年には一つのCCDセンサで400万画素撮影と毎秒30フレーム100万画素透視のマルチモード出力を得るマルチモードCCDカメラとソフトウエアプラットフォームをWindows NT¹⁾とし、種々の画像処理を有するDR用画像処理装置DR-2000X(Clavis)を開発した⁴⁾。近年Flat Panel Detector(以下FPD)の開発が進み一般撮影領域では製品化が進んでいる。われわれはDR装置へFPDを適用すべく検討を行い、DR-2000Xをベースとした臨床評価システムを開発

し、国立がんセンター中央病院放射線診断部にて臨床評価を進めている。開発したシステムの紹介と臨床評価の状況を得られた画像と共に報告する。

2. 開発の経緯

1998年よりFPD PaxScan2520(Varian Medical Systems社製)を用いた透視撮影システムの開発を行い、物理評価およびファントム画像を用いたFPDの基本特性、臨床適用妥当性をSPIE Medical Imaging 2001⁵⁾および第57回日本放射線技術学会総会⁶⁾⁷⁾で報告した。FPDを用いた透視撮影システムは、開発当初FPDシステムの低線量時のS/Nに課題があった。I.I.-CCDカメラシステムに対して被曝を増加させ

ることなくFPDシステムを実現することが最重要課題であり、PaxScan2520には透視画像におけるSNR(Signal Noise Ratio)の改善が求められた。近年、透視画像のSNRを大幅に改善した大視野FPD PaxScan4030A(Varian Medical Systems社製⁸⁾が開発された。われわれはDR-2000Xをベースとした臨床評価システムを開発し、FPDの臨床における有効性の確認、最適表示階調処理の検討および画像ハンドリングを含めたFPD透視撮影システムの開発を行っている。

3. システムの概要

FPD対応X線透視撮影システムの構成図を図1に示す。Cアーム透視台(Prius-C⁹⁾にFPDとI.I.-CCDカメラシステムを搭載し、検出器ユニットを90度回転することによって検出器を切替えられる機構を設けた。画像処理装置はFPDにおいてはFPDインターフェース(FP-IF)を経由し、一方4MCCDカメラにおいては直接、DR-2000Xに接続できる構成とした。DR-2000Xに取り込まれたFPD画像は、4MCCDカメラ画像と同じフォーマットに変換され、高精細モニタへのリアルタイム表示、レーザプリンタによる並行プリント、DICOM3.0フォーマットによる画像データ出力などを可能にした。以下、主要コンポーネントについて説明する。

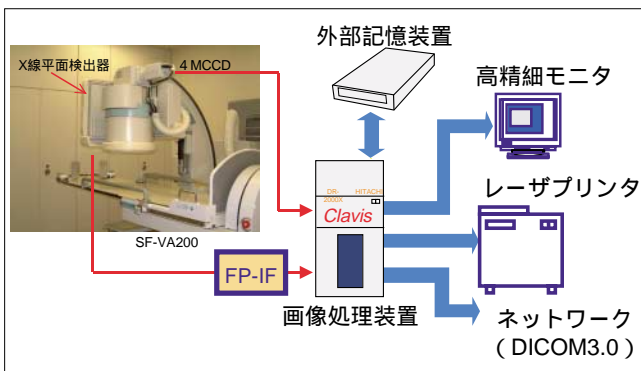


図1：システム構成図

3.1 フラットパネルディテクタ(FPD)

FPDにはGd₂O₂SやCsIなどのシンチレータによってX線を光に変換後フォトダイオードにより電荷へ変換するシンチレータ方式と、Seを代表とするX線検出素子によりX線を直接電荷へ変換する方式がある。われわれは次の点を考慮し、CsIを用いたFPDを採用することにした。

- (1) I.I.-CCDカメラシステムと同等の被曝線量で透視、撮影を行うためには、高いDQE(Detective Quantum Efficiency)が必要である。
- (2) I.I.の開発で十分な実績のあるCsI技術を用いることにより、安全性・長期信頼性・供給の安定性が確保できる。

われわれが採用したシンチレータ方式FPDについて説明する。ディテクタの構造を図2に示す。X線を光に変換するCsI、光信号を電荷へ変換するフォトダイオードとTFT(薄膜トランジスタ)によるスイッチ回路を有するa-Si TET array(amorphous-Silicon TFT array)、低ノイズアンプとA/Dコンバータなどを有するデジタルボードから構成される。デジタルボードは鉛板を含むベースプレートによって、X線から保護され

ている。CsIはI.I.で、TFTは液晶ディスプレイで製品化され、共に技術的に成熟している。低ノイズアンプとA/Dコンバータに関しては半導体プロセスの進化と共に飛躍的に性能が向上している。現在評価を進めているPaxScan4030Aの読み出しボードの外観図を図3に示す。TFTを駆動するドライバーボード、電荷を読み出す読み出しボードおよびデジタルボードから構成される。次に現在臨床評価を行っているPaxScan4030Aの詳細を説明する。

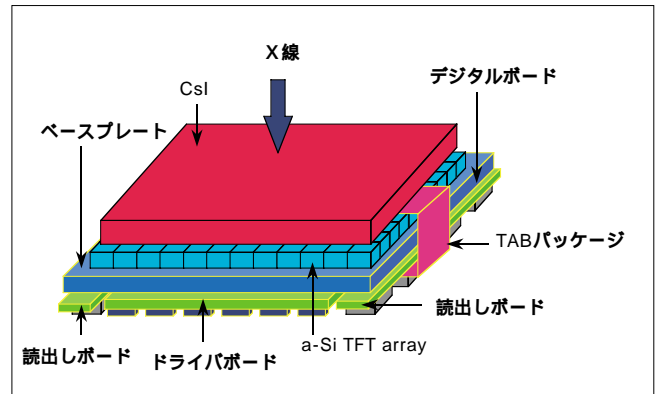


図2：ディテクタの構造

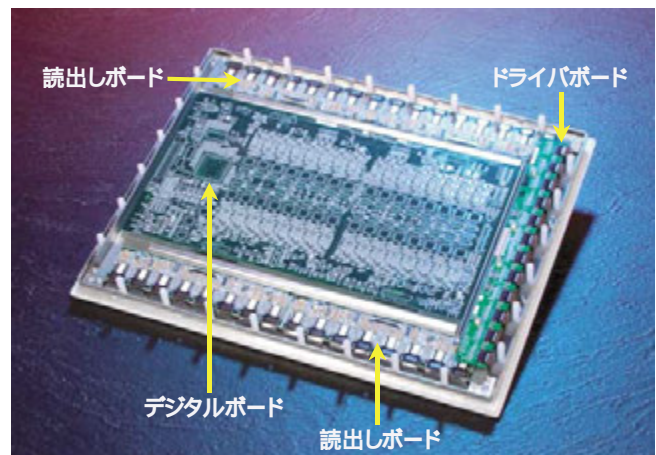


図3：読み出しボードの外観

3.1.1 PaxScan4030Aの仕様

PaxScan4030AおよびPaxScan2520の仕様を表1に示す。また、ディテクタの外観を図4に示す。PaxScan4030Aは15.6インチ×11.7インチの視野サイズを有し、PaxScan2520に対して2.5倍、16インチI.I.とほぼ同じ面積の視野を有する。画素サイズを194 μmとすることにより、画像サイズは2048×1536となった。Fill Factorを57%から70%へ大幅に改善した。Fill Factorとは、受光部における電荷読み出し配線領域等を除いた有効使用領域の割合を示し、X線検出効率を改善する重要なファクターである。撮影モード(1×1)では7.5fps、4画素加算を行う透視モード(2×2)では30fpsが可能である。また、ディテクタからのデータ転送を電線から光ファイバケーブルに変更して誘導ノイズを低減した。電源ケーブルと光ケーブルの2本によりディテクタと接続できるため、R/Fテーブル透視撮影台やCアーム付透視台へのFPD組み込みが容易になった。以上の仕様向上により、透視画像のSNRが大幅に改善され、I.I.-CCDシステムと同等のX線量による臨床適用が可能となった。

表 1 : 4030Aおよび2520の仕様

Feature	4030A	2520
検出サイズ	397mm × 297mm	195mm × 244mm
画素サイズ	194 μm	127 μm
画像サイズ (H × V)	2048 × 1536	1536 × 1920
Fill Factor	70%	57%
撮影モード	1 × 1 (7.5fps)	1 × 1 (7.5fps)
透視モード	2 × 2 (30fps)	2 × 2 (30fps) 2 × 4 (30fps)
データ転送	光ケーブル	LVDS ケーブル



図 4 : ディテクタの外観

3.1.2 PaxScan4030Aの物理特性

スリット法で求めた撮影モード(1 × 1)のプリサンプリング MTF 特性を図5に、PaxScan4030A およびPaxScan2520の透視モード(2 × 2)の実使用線量域におけるSNR 特性を図6に、さらに各モードのDQE 特性を図7に示す。透視モード(2 × 2)のSNRは、上述したPaxScan2520からPaxScan4030Aへの改善により透視標準条件として評価を行っている2 μ R/frame以上の線量域において、I.I.-CCDカメラシステムとほぼ同等の特性を示していることから、I.I.-CCDカメラシステムと同じX線条件での臨床適用が可能と判断した。撮影モードのMTF 特性は従来のI.I.-CCDカメラシステム12インチ視野の

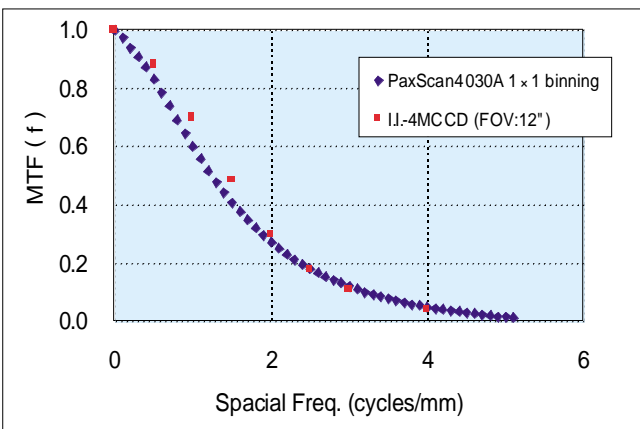


図 5 : MTF 特性

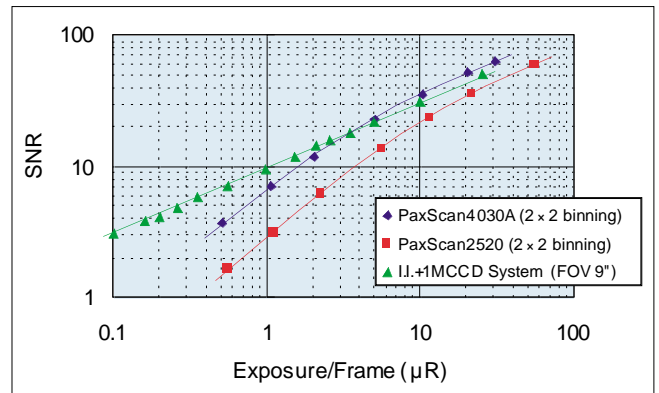


図 6 : SNR (透視モード)

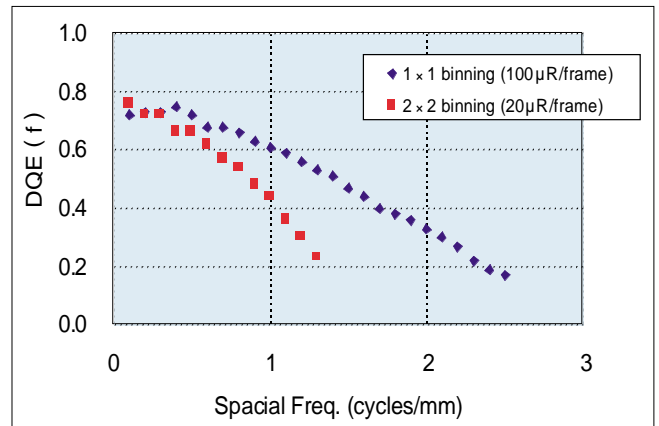


図 7 : DQE 特性

MTF 特性とほとんど変わらず、DQE 特性がDQE(0)で約75%と高い値を示していることから考えても、撮影モード、透視モードともI.I.-CCDシステムと同等、あるいはそれ以上の画質性能を有しているものと考えられる。

3.2 画像処理装置

画像処理装置の外観を図8に示す。DR-2000Xの画像処理装置にFPDインターフェースを追加し、画像取込ソフトウェアの変更を行うことによりFPDを用いた透視撮影を実現した。FPDインターフェースは4MCCDカメラとFPDの2種類の検出器を切替え、被検者ごとの診断能の比較を可能とした。画像処理装置の仕様を表2に示す。撮影画像処理はI.I.-CCDカメラシステムにおける2048マトリクス画像と同様に扱える方式としたので、撮影直後に自動階調処理が施され

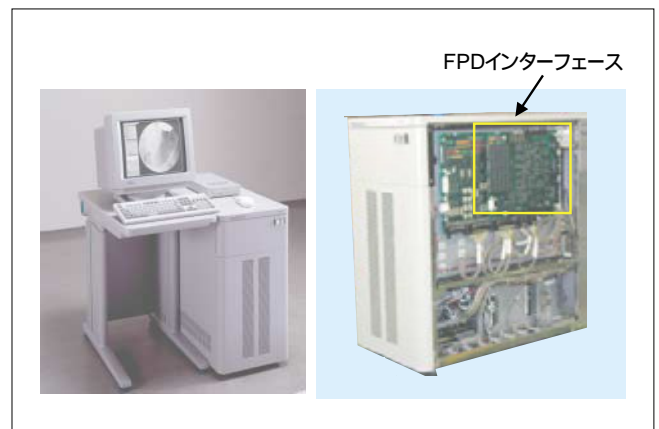


図 8 : 画像処理装置の外観

表 2 : 画像処理装置の仕様

項 目	仕 様
画像入力	Flat panel detector 4M pixels CCD camera
画像フォーマット (撮影モード)	2048×1536×3fps(FP) Max 2048×2048×2.5fps(CCD) 1024×1024×7.5(CCD)
画像フォーマット (透視モード)	1024×768×30fps(FP) Max 1024×1024×30fps(CCD)
画像記録	高速磁気ディスク記録 (RAID5, 36GB)
画像保管	DVD-RAM (9.4GB)
透視画像処理	リカーシブフィルタ リアルタイムズーム&フィルタリング ロードマップ、サブトラクション

ニタに表示されると共に、RAID5仕様のHDDへの自動記録、DVD-RAMへの記録、並行プリント動作も可能である。DR-2000Xが有する全ての画像処理ソフトウェアをFPDで収集した画像へ適用可能である。透視処理は、リカーシブフィルタ、リアルタイムズーム、ロードマップなど血管造影に対応した透視処理をFPD透視画像へ適用可能とした。

3.3 X線制御

透視X線条件制御は、FPD透視画像のあらかじめ設定した領域の輝度情報を画像ごとに算出し、I.I.-CCDシステムに用いているフォトマルチプライヤー相当の信号を得てフィードバック制御を行っている。透視画像のSNRの改善に伴い、検出器入射線量はI.I.-CCDカメラシステムである約1 μ R/frame(SID=110cm、アクリル20cmの被写体において80kV/2.0mA)に設定している。撮影条件はI.I.-CCDカメラシステムと同様に透視条件から自動的に決定され、約160 μ R/frame(SID=110cm、アクリル20cmの被写体において8mAs)であり、I.I.-CCDカメラシステムと同等、フィルム系の約1/2程度の条件にて撮影可能である。

4 . 臨床評価

国立がんセンター中央病院放射線診断部で、下部消化管における臨床評価を実施している。臨床評価に使用している撮影システムの外観を図9に示す。特に視野の拡大が強く求



図 9 : 撮影システムの外観

められている注腸検査を中心にI.I.-CCDカメラシステムとの比較検討を行っている。臨床評価では、高画質化はもちろん撮影条件、最適表示階調処理、プリント条件の最適化を行い、ルーチン検査での使用を前提としたシステム評価を行っている。特に表示階調処理に関しては大視野化に対応するために、I.I.-CCDカメラシステムで構築した技術を用いて更なる改良を行っている。臨床検査で得られた撮影画像とその撮影条件を図10に示す。臨床評価として以下のコメントを得ている。

- 1) FPDはダイナミックレンジが広く、椎体と重なっても胃部や大腸が椎体から分離されており観察が容易である。
- 2) 直腸の側面透視画像および撮影が臨床レベルで十分な域に達している。
- 3) 大腸においては、Fine network patternが明瞭に描出されている。

5 . まとめ

FPD対応X線透視撮影システムを開発し、消化管検査への臨床適用を開始した。今回開発したシステムは、I.I.-CCDカメラとFPDを比較することを可能とするため2種類の検出器を搭載したが、製品化時はFPDのみを搭載し小型化、軽量化したシステムを計画している。IVRを含めた血管撮影適用の臨床評価も進めており、矩形大視野、歪レスをいかした多目的FPD-DR装置を実現する。またI.I.-CCDで築いたノウハウを活用し、フラットパネルを搭載した新しいDRシステムを提供していく。

謝辞

今回のフラットパネル臨床評価に関して、国立がんセンター中央病院 放射線診断部 飯沼元先生、森山紀之先生よりご指導をいただいたことに感謝いたします。

1 Windows NTは米国Microsoft Corp.の登録商標です。

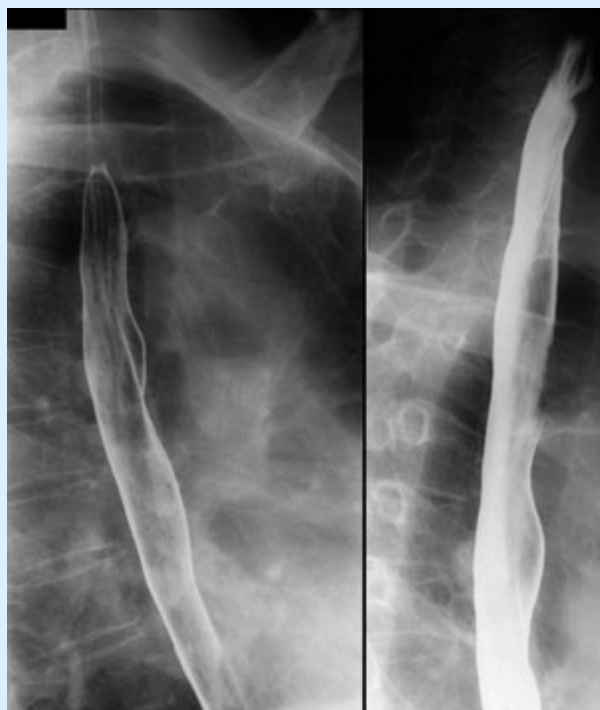
2 Prius-Cは株式会社日立メディコの登録商標です。

参考文献

- 1) M.Takahashi, et al : Real-time digital radiography system and its clinical applications. Hitachi Review 41: 187-192, 1992.
- 2) F.Takahashi, et al : Development of a high definition real-time digital radiography system using a 4 million pixels CCD camera. SPIE 3032 : 364-375, 1997.
- 3) 石川 謙 : 最近のDR装置の技術的進歩。日放技誌 54(12) : 1386-1391, 1998.
- 4) 池田重之, ほか : 新型多目的DR装置(Clavis)の開発 日本放射線技術学会第56回総会学術大会 予稿集208, 2000.
- 5) S.Ikeda, et al : Development of a Real-time Digital Radiography System using a Scintillator Type Flat Panel Detector Medical Imaging 2001, 4320 : 516-523

- 6) 池田重之, ほか: X線平面検出器対応DRシステムの開発 -第一報 システム開発- 日本放射線技術学会第57回総会学術大会 予稿集159, 2001.
- 7) 鈴木克巳, ほか: X線平面検出器対応DRシステムの開発 -第二報 基本特性評価と臨床適用の検討- 日本放射線技術学会第57回総会学術大会 予稿集160, 2001.

- 8) R.Colbeth, et al : 40 × 30cm Flat Panel Imager for Angiography, R&F and Cone-Beam CT Applications Medical Imaging 2001, Proceeding Volume 4320 : 94-102



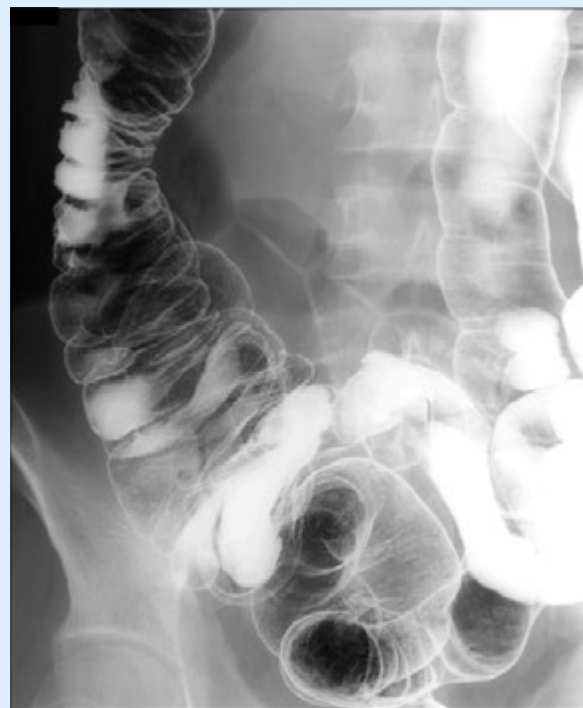
a : 左 82kV 200mA 61ms 12mAs
右 83kV 200mA 52ms 10mAs



b : 82kV 200mA 62ms 12mAs



c : 79kV 200mA 53ms 11mAs



d : 78kV 200mA 52ms 10mAs

図 10 : 臨床写真