The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	C-MOS型リアルタイムデジタルX線画像検出装置の開発
Author(s)	中川, 恵一; 青木, 幸昌; 佐々木, 康人 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1998, 58(3), p. 81-85
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/17593
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

C-MOS型リアルタイムデジタルX線画像検出装置の開発

中川　恵一[1)]　青木　幸昌[1)]　佐々木康人[1),2)]
赤沼　篤夫[2)]　水野誠一郎[3)]

1)東京大学医学部放射線医学教室　2)放射線医学総合研究所　3)(株)浜松ホトニクス

C-MOS Flat-panel Sensor for Real Time X-ray Imaging

Keiichi Nakagawa[1)], Yukimasa Aoki[1)], Yasuhito Sasaki[1),2)], Atsuo Akanuma[2)] and Seiichirou Mizuno[3)]

Flat-panel, seif-scanning, solid state diagnostic x-ray imaging devices using complementary metal-oxide-semiconductor (C-MOS) arrays are under investigation. A unit device with a 5 cm by 5 cm sensor area was developed and tested. The device consists of a CsI scintillator and C-MOS detector arrays. The detector arrays are composed of a regular arrangement of pixels (256 × 256), each of which is made of a C-MOS photodiode sensor coupled to a C-MOS FET (field effect transistor). A common FET gate line is connected to all the FET gates along each column. A common date line is connected to all the FET drains of each row. The source contact of each FET is connected to that of its corresponding photodiode. A positive gate pulse applied to a gate turns on all FETs connected to the date lines. The readout continues column by column. Correlated double sampling circuits and an offset variance compensation circuit were installed to reduce noise. A sampling speed of 15 frames per second and spatial resolution of 2.5 line per mm were achieved. Noise level and maximum signal were 1.5 mV rms and 1.8V, respectively. Image quality was considered acceptable for clinical use. It is also discussed how to fabricate a large area sensor with the unit device.

Research Code No. : *201*

Key words : *C-MOS, Digital X-ray imaging, Flat panel detector*

Received May. 20, 1997; revision accepted Nov. 5, 1997

1) Department of Radiology, University of Tokyo Hospital
2) National Institute for Radiological Sciences
3) Hamamatsu Photonics Corporation

緒　言

CT，MRIに代表されるデジタル画像が今日の画像診断の中心となっている．さらにこれらの画像を有機的に利用する意図から，複数のデジタル画像装置をネットワークに組込み，院内外からアクセスしたり，種々の画像を相互比較するなどにより，その取得した画像の利用の面でも長足の進歩が見られる．一方，胸部X線に代表される単純フィルム画像はアナログ画像であるため，コンピュータ，ネットワーク上での利用が困難であった．

近年，単純写真発生時からデジタル化を可能としたCR (computed radiography)が開発され，急速に普及している．これにより，これまで画像処理，画像転送の面で問題となっていた単純レントゲン写真が他のデジタル画像と同様に扱うことが可能となった．しかし，CRは単純写真のデジタル化を可能とする点では画期的ではあるが，X線曝射によるImaging plate (IP)上の光輝尽性蛍光体に蓄積されたエネルギーをレーザー照射によって読み取る構造のため，本質的にリアルタイム性がない欠点がある．このため，画像表示までの時間がかかるほか，透視や動画のデジタル化には利用できないなど大きな制約があった[1)-3)]．

最近では，アモルファスシリコンを基本とした大面積平面画像取得を可能としたパネル型デジタル検出装置が開発されつつある．これらのデジタル検出装置は，X線をシンチレータを用いて可視光に変換してから，アモルファスシリコンフォトダイオードなどを用いて光電子変換を行う間接方式[4),5)]と，セレニウムフォトコンダクタなどを用いて直接X線から電子に変換する直接方式[6)-11)]がある．得られる画像はCRと同等の水準に達しており，今後急速に臨床応用が進むと思われる．しかし，アモルファスシリコンを用いた方法では，高速リアルタイム画像を実現する上で最も致命的となる残像の問題が容易に解決できない，などの欠点があるため，静止画像に利用が限定されている．

一方，リアルタイム性のあるデジタル画像取得装置には，従来よりImage intensifier (II)/ビデオによる撮像管が透視用に広く，利用されているが，画像のひずみやノイズの大きさからフィルムに替わる画質は得られていない[12),13)]．

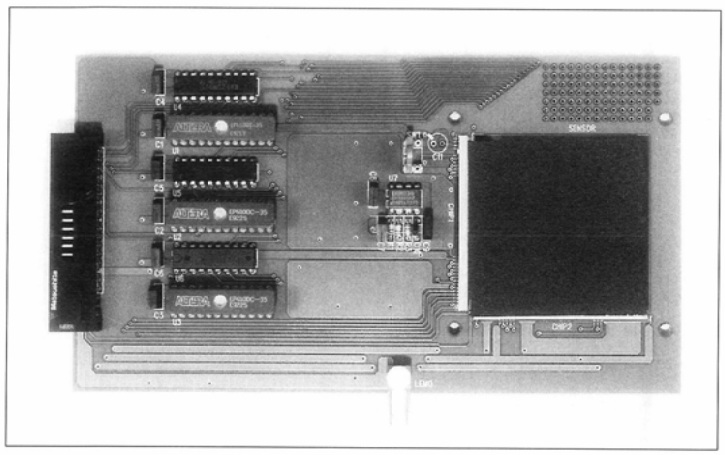

Fig.1 Picture of the detector

筆者らは，大面積平面画像をリアルタイムに取得することを目的に，純粋なシリコンC-MOS(complementary metal-oxide-semiconductor)方式による半導体検出装置を開発中である．今回，受光面約5cm×5cmの試作装置を完成し，性能評価を行い，大面積化に向けた考察を加える．

方　法

基本的は構造は，X線を可視光に変換するシンチレータと可視光を電子に変換し，これを順次読み出す光検出装置からなる．検出器の心臓部である光検出装置はFig.1のように，C-MOSフォトダイオードアレイチップ(Fig.1のsensor)，水平方向走査用C-MOSシフトレジスタチップ(Fig.1のchip 2)，および垂直方向走査用C-MOSシフトレジスタとC-MOSチャージアンプアレイからなるチップ(Fig.1のchip 1)の，3つのチップから構成され，ボンディング接続されている．

C-MOSフォトダイオードアレイチップは4インチ単結晶シリコンウェハ上に画素サイズ200μm平方のファトダイオードとfield effect transistor(FET)スイッチからなる素子を256×256個を配列したものであり，受光面は5.12cm×5.12cmとなった．Fig.2のように，回路は各列の素子のゲートに接続する制御ラインと各行の素子からの電荷を受ける共通データラインからなる．撮像中に各フォトダイオードに発生した電荷を読みだし時間中にサンプルすることが基本動作である．垂直方向1列の素子のFETスイッチを開くことで，共通データラインを通って，各素子の電荷がチャージアンプに読み込まれ，この積算された電荷を電荷電圧変換し，さらにホールドした後，順次スキャンして出力する．読み出された素子は同時に初期化リセットされ，読み出し直後から次の電荷蓄積動作に移るため，連続的な読み出しが可能である．

C-MOSチャージアンプには，1)correlated double sampling circuit，2)Offset variance compensation circuitの各回路を設けてノイズ低減を図っている．それぞれ，チャージアンプのアンプノイズを減らし，チャージアンプ間のばらつきを低減して縞状のノイズの原因となる固定パタンノイズを減らす，ことを目的としている．なお，チャージアンプ容量0．1pFと0.5pFから選択できる．使用電源電圧はすべでのチップとも＋5V単一とすることが可能となった．

シンチレータについては，今回は400μm厚のヨウ化セシウムシンチレータを3mm厚の光ファイバープレートを介して，フォトダイオードアレイ受光面にコーティングした．シンチレータは450nm-850nmの波長に対応し，570nmにピークを持つ．シンチレータ変換効率は500光子/X線光子，フォトダイオードの開口率は約60％，フォトダイオード変換効率は約50％である．

結　果

1．読み出し速度

露光後の素子の出力波形から，立ち上がり時間，立ち下がり時間はそれぞれ400nsec，600nsecであり，読み出し速度は素子あたり約1μ秒となった．256×256個の素子に対しては約0．066秒を要し，フレームレートとしては約15フレーム/秒となった．これは，目標とするビデオレート(30フレーム/秒)に達していないが，回路設計変更によりビデオレートの実現が得られる見通しを得ている．

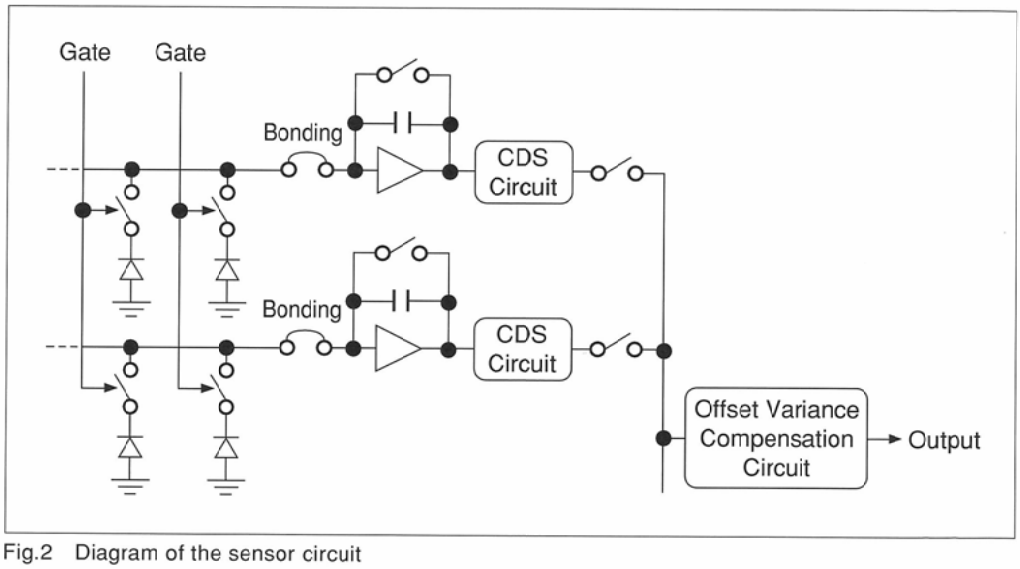

Fig.2 Diagram of the sensor circuit

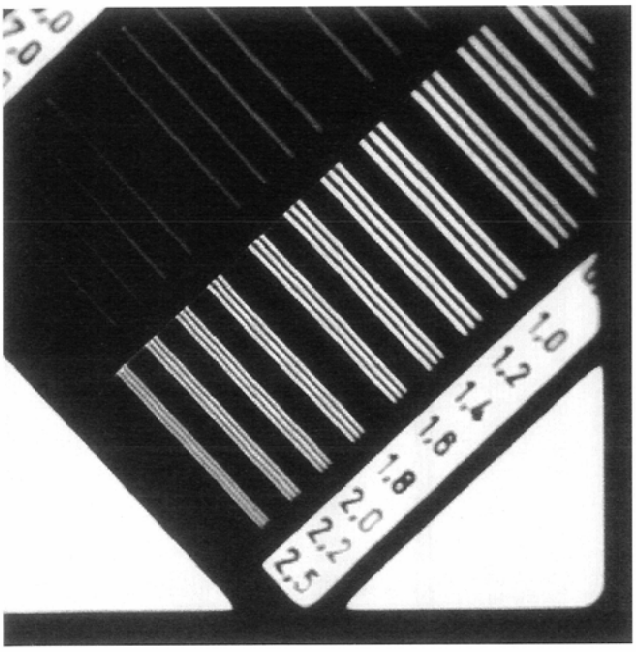

Fig.3　Image of a bar phantom taken with the detector

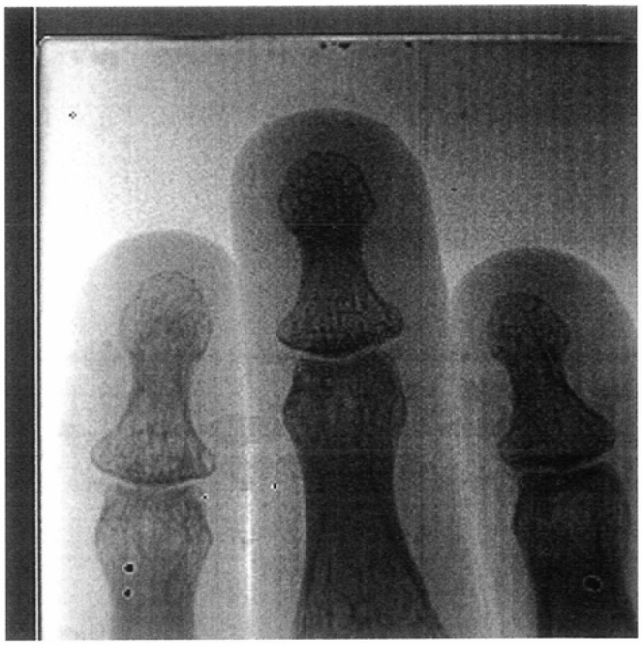

Fig.5　Image of the hand taken with the detector

2．空間分解能

Fig.3 に，画素に対して斜めに置いたバーファントムを管電流80kV，管電流 5mA，フレームレート 4/秒で撮影した画像を示す．ほぼ，設計通りの2.5lp/mmの分解能を得ているが，一部に位置依存性の分解能のばらつきがあり，今後の改良を要する．

3．ノイズレベルとダイナミックレンジ

アンプ読取ノイズは，チャージアンプ容量0.1pFに対して1.5mV root mean square (rms) であった．飽和電圧は1.8Vでダイナミックレンジは約1200：1であった．

4．検出感度

Fig.4 に，6フレーム/秒，チャージアンプ容量0.5pFの条件における，検出器表面でのX線照射線量率に対する出力電力値を示す．

5．画像

管電圧60kV，管電流 5mA，フレームレート 2/秒での筆者の手指をFig.5 に示す．

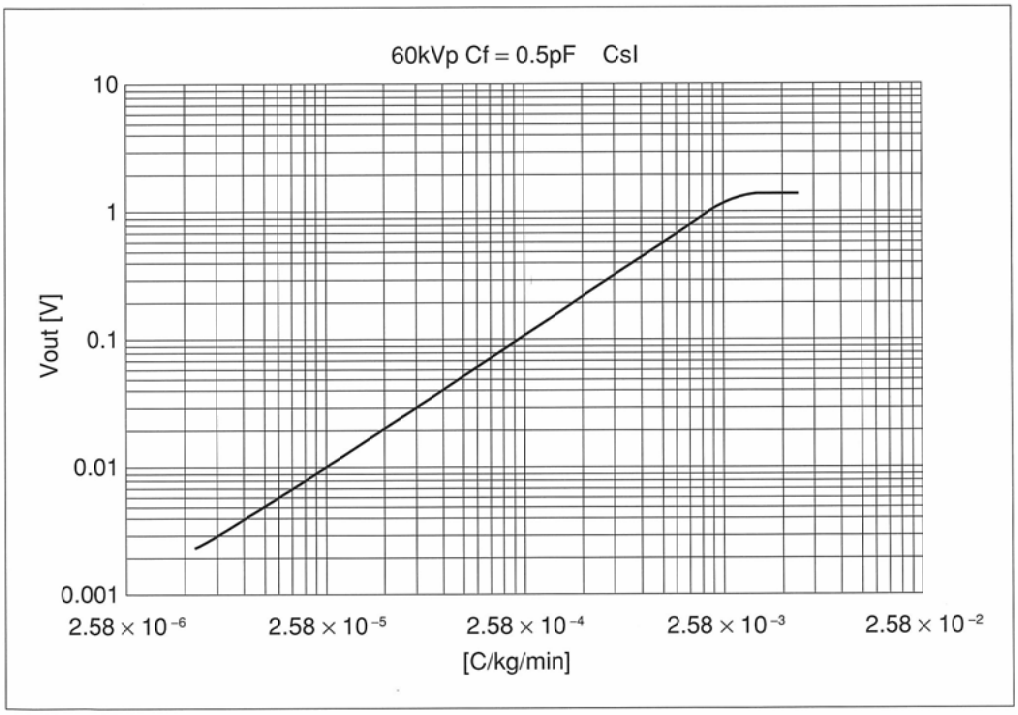

Fig.4　Output voltage curve as a function of dose rate at the surface of the scintillator

Table Specifications of the system

Image sensor type:	photodiode and C-MOS charge amplifier
Active area:	5.12cm × 5.12cm
Format（pixel count）:	256 × 256（65536 pixels）
Resolution（pixel size）:	200μm
Noise:	1.5mV rms noise
Dynamic range	1200:1
Maximum signal	1.8V
MTF visible:	2.5lp/mm
MTF X-ray:	2.5lp/mm
Spectral response:	450nm-850nm with peek at 570nm
Frame rate:	15 frames/sec max
X-ray conversion coating:	CsI scintillator （400μm thick）
Image sensor borad size:	16.8cm × 11.0cm × 3.4cm
Required power supply:	+5V digital +5V analogue +/−12V analogue
Computer PC required:	IBM PC 486 （pentium preferred） minimun of 16 megabytes of RAM
Interface card required:	Framegrabber card

Table 1 に本検出装置の基本性能をまとめる．

考　察

パネル型デジタル検出装置はCRに続くデイタル平面画像取得法として，大きな関心を集めている．現在までに発表された方式は，直接方式，間接方式を問わず，アモルファスシリコンを用いたものが圧倒的である．これは，低価格で大面積化が容易であることが大きな理由であるが，必要電圧が高い，ノイズが比較的大きい，素子の残存電荷の消去に時間を要するなどの欠点がある．とくに，最後の問題は本検出装置がめざすビデオレートでのリアルタイム画像取得の大きな制約となる．

Charge-coupled device（CCD）は，画素サイズが小さい点，ノイズが少ない点などで，アモルファスシリコン方式に優るが，大きさに制約があり，暗電流を減少させるため冷却しなければならない，などの欠点を有し，歯科用などの限られた分野でしか医用利用されていない[14)-18)]．

C-MOS方式によるパネル型デジタル検出装置は筆者の知る限りでは発表されていない．C-MOS方式は，アモルファス方式に比べスイッチによる電子の移動が早いため，高いフレームレートが実現可能である点，システムの電力が少なくてすみ小型化が容易である点，大面積化もCCDより容易である点などの利点を有する．

現時点では，本検出装置の最高読み出し速度は15フレーム/秒で，ビデオレート（30フレーム/秒）は実現されていないが，これは近日中に可能となる見通しがある．この読み出し速度はII/ビデオ系での速度に等しいが，問題は透視時の線量率に対応する感度である．透視時の1フレーム（1/30秒）での受光面での照射線量率は平均すると 8×10^{-9}C/kg/sec程度である．この線量率では，Fig.4 から明らかなように，出力シグナルがノイズレベル以下になる．感度の向上には，4画素をまとめて読み出すことによってシグナル強度を上げる方法があるが，空間分解能の低下につながる．アンプの帰還容量を0.1pF以下にする方法やシンチレータの発光効率の改善を検討している．

5cm平方の本検出装置を単体として大面積化することは，ウェハそのものやボンディング接続の歩留りを考えると現実的ではなく，5cm平方の単位検出器をタイル状に配列（タイリング）することで実用可能な大面積検出装置を実現したい．現在の装置のように基盤上にセンサーとシフトレジスタ/アンプ部分が設置された構造でも，Fig.6 のように，センサー部を基盤の一つのすみに偏在させれば，容易に10cm平方の受光面を実現できる．また，シフトレジスタ/アンプ部分とセンサー部との接続をフィルム化して，シフトレジスタ/アンプ部分をセンサー部の後方に置くことで，無数のセンサーをタイリングすることが可能となる．当然，タイリングにおいては，接合部にデッドスペースが発生する．ソフトウェア的にある程度の補間は可能となろうが，センサー内部での200μmの空間分解能は得られない．また，センサー接合部のフォトダイオードの経年変化も問題になる．タイリングについては，

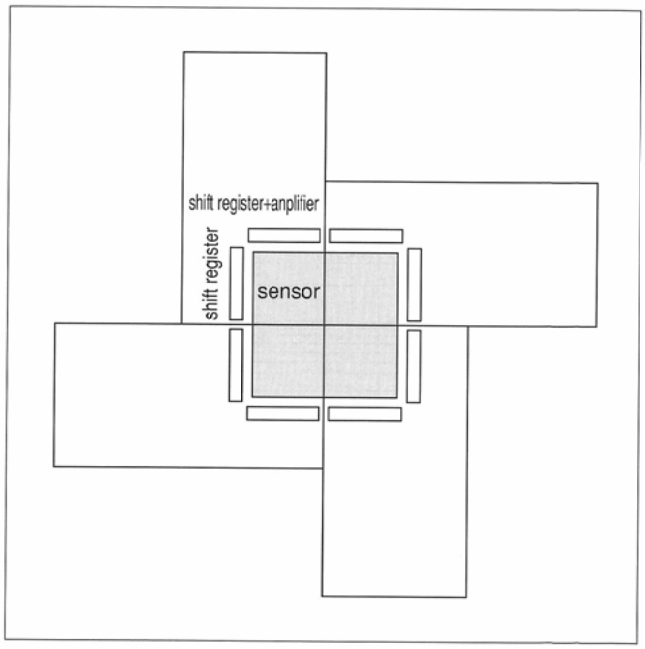

Fig.6 Four detector units with deviated sensor position are combined to create a wider light-receiving area.

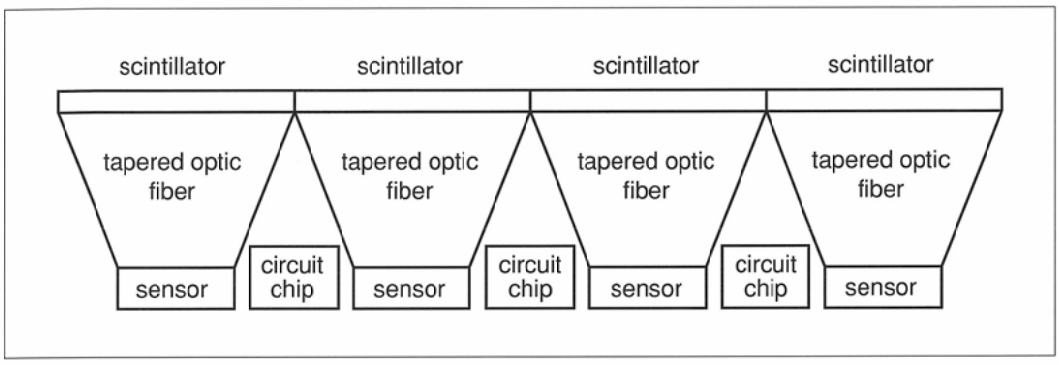

Fig.7　Tapered optic fiber pads are used to make space for circuit chips.

現在試作器を作成して実験中であり，今後報告する予定である．

また，センサー自体を接合させずに，Fig.7のように，テーパーファイバーなどを用いて，センサー部間にスペースを持たせることも可能である．この方法では，シフトレジスタ/アンプ部分との接続の問題が大幅に解消する反面，テーパーファイバーのコストが高い点や画像の歪みやノイズなどの問題もある．

光検出装置の放射線損傷も実用化にあたっては重要な問題である．用途して放射線治療をも想定したグレイオーダーでも被曝放射線レベルはについての詳細な報告がアモルファスシリコン方式について行われている[19]．本装置では診断用の用途を考えているが，被曝による損傷とその対策は今後の重要な研究テーマの一つと考えている．

文　献

1) Hillen W, Schiebel U, Zaengel T: Imaging performance of a digital storage phosphor system. Med Phys 14: 744-751, 1987
2) Sanada S, Doi K, Xu X, Yin F, et al: Comparison of imaging properties of a computed radiography system and screen-film systems. Med Phys 18: 414-420, 1991
3) Cowen AR, Workman A, Price JS: Physical aspects of photostimulatable phosphor computed radiography. Br J Radiol 66: 332-345, 1993
4) Antonuk LE, Boudry J, Huang W, et al: Demonstration of megavoltage and diagnostic x-ray imaging with hydrogenerated amorphous silicon arrays. Med Phys 19: 1455-1466, 1992
5) Antonuk LE, Boudry J, El-Mohri Y, et al: Large area, flat-panel, amorphous silicon imagers. SPIE 2432: 216-227, 1995
6) Rowlands A, Hunter DM, Araj N: X-ray imaging using amorphous selenium: A photoinduced discharge readout method for digital radiography. Med Phys 18: 421-431, 1991
7) Neitzel U, Maack I, Gunther-Kohfahl S: Image quality of a digital chest radiography system based on a selenium detector. Med Phys 21: 509-516, 1994
8) van Heesewijk HPM, Neitzel U, van der Graaf Y, et al: Digital chest imaging with a selenium detector: comparison with conventional radiography for visualizaiton of specific anatomic regions of the chest. AJR 165: 535-540, 1995
9) Zhao W, Rowlands JA: X-ray imaging using amorphous selenium: Feasibility of a flat panel self scanned detector for digital radiology. Med Phys 22: 1595-1604, 1995
10) Fahrig R, Rowlands JA, Yaffe MJ: X-ray imaging with amorphous selenium: Optimal spectra for digital mammography. Med Phys 23: 557-567, 1996
11) Lee DL, Cheung LK, Jeromin LS: A new digital detector for projection radiography. SPIE 2432: 237-249, 1995
12) Coltman JW: Fluoroscopic image brightening by electronic means. Radiology 51: 359-367, 1948
13) Chirstenson PC: Intravenous angiography using digital video subtraction. AJNR 1: 379-386, 1980
14) Rose A, Weimer PK: Physical limits to the performance of imaging systems. Physics Today 42: 24-32, 1989
15) Holdsworth DW, Gerson RK, Fenster A: A time-delay integration charge-coupled device camera for slot-scanned digital radiography. Med Phys 17: 876-886, 1990
16) Farman AG, Scarfe WC, Schick DB, et al: Computed dental radiography: evaluation of a new charge-coupled device-based intraoral radiographic system. Quintessence International 26: 399-404, 1995
17) Miles DA, Van Dis ML, Williamson GF, et al: Effects of filtration, collimation, and target-receptor distance on artificial approximal enamel lesion detection with the use of RadioVisioGraphy. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology 77: 419-26, 1994
18) Welander U, Nelvig P, Tronje G, et al: Basic technical properties of a system for direct acquisition of digital intraoral radiographs. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology 75: 506-16, 1993
19) Boudry JM, Antonuk LE: Radiation damage of amorphous silicon, thin-film, field-effect transistors. Med Phys 23: 743-54, 1996