

PRIMÄR DIGITALE ANGIOGRAPHIE EIN HALBLEITER-RÖNTGENDETEKTOR IN DER KLINISCHEN ERPROBUNG

*M.Rombach, U.Solzbach, U.Oser,
D.Saupe*, H.Wollschläger, H.Just*

Medizinische Universitätsklinik - Kardiologie, Freiburg, D
*Fakultät für angewandte Wissenschaften, Informatik, Universität Freiburg, D

ZUSAMMENFASSUNG

Bei jedem bildgebenden Röntgensystem wird die Bildqualität und die Effizienz der applizierten Dosis wesentlich von den Eigenschaften des Bildwandler bestimmt. Hauptaufgabe des Wandlers ist die naturgetreue Konversion des Röntgenshattenbilds in elektrische Signale. Durch die großen Fortschritte in der Herstellung großflächiger Halbleiter (thin film amorphous silicon processes) ist die direkte Wandlung der Röntgenstrahlung möglich geworden. Ein erster Versuch, eine mit herkömmlichen Systemen vergleichbare Anlage zu realisieren wurde Anfang 1995 in Freiburg in der Kardiologie als drittes Herzkatheterlabor aufgebaut. Der folgende Beitrag beschreibt die Besonderheiten des Halbleiterdetektors und die laufenden Versuche zur Erfassung der Bildqualitätsunterschiede zwischen dem neuen und einem konventionellen System.

EINLEITUNG

Die Erprobung des weltweit ersten klinischen Prototypen in einem Herzkatheterlabor ist in mehrfacher Hinsicht bedeutsam für die Kardiologie, die sich mit dem Generationswechsel von der analogen Kinofilmtechnik zur digitalen Archivierung schwer tut. So ist es heute noch offen, ob eine 512^2 - Bildmatrix in allen klinischen Situationen hinreichend ist, um den bisher höchstauflösenden Kinofilm abzulösen. Die Übertragungsrate bei verlustfreier Kodierung ist bei schon bei der Standardauflösung nicht hinreichend für die klinische Routine.

Der digitale Halbleiterbildsensor bietet eine 1000^2 - Matrix und somit die Gelegenheit, den Mehrwert einer erhöhten Auflösung zu studieren. Das Halbleiterdetektor-Bildverarbeitungs-System ist das Ergebnis eines Entwicklungsprojektes zwischen Thomson Tubes Elektronik und SIEMENS Medizintechnik. Um während der klinische Erprobung des Prototyps Gefahren für die Patienten auszuschließen, wurde ein komplettes Zweit-System installiert, das alternativ zur Testanlage betrieben werden kann. Es bietet sich an, den Prototypen direkt mit System zu vergleichen.

DETEKTOR-TECHNIK

In Vergleich zur Bildverstärker-HDTV-Kette arbeitet das System Festkörperdetektor-Bildvorverarbeitungsprozessor mit einer wesentlich reduzierten Anzahl von Konversionsschritten (Fig.1). In beiden Systemen erfolgt die Umwandlung der Röntgenquanten-Verteilung in sichtbares Licht durch facettenartig angeordnete Szintillatorkristalle aus Cäsium-Jodid. Beim Bildverstärker erzeugt eine direkt auf den Szintillator aufgebrauchte Photokathode Elektronen, die durch geeignete elektromagnetische Felder beschleunigt und auf einen Leuchtschirm abgebildet werden, der wieder umsichtbares Licht erzeugt. Über eine Optik kann das sichtbare Bild nun zum Einen auf einen Kinofilm belichtet werden (dies ist hier nicht gegeben), und wird andererseits projiziert auf die Photohalbleiterschicht einer Fernsehaufnahmeröhre, die in einem HDTV-Verfahren hochzeitliches Analogfernsehen zur Darstellung bringt. Erst durch die A/D-Wandlung dieses (sog. H-)Signals ist eine digitale Repräsentation der Röntgenbilder erreichbar.

Beim digitalen Festkörperdetektor fällt das Licht aus den Szintillatorkristallen direkt auf eine großflächige Matrix von Photodioden aus amorphem Silizium (a-Si:H) (Fig.3). Das Material eignet sich besonders, da hier die Herstellungstechnologie für großflächige LCD-Flachbildschirme zum Einsatz kommen kann [1]. Die Photodiode nimmt fast die ganze Fläche eines Matricelements ein; es wird lediglich eine kleine Schaltdiode in der Ecke benötigt zum Auslesen der durch das Licht erzeugten Ladung (Fig.5). Dieses erfolgt zeilenweise parallel über eine Reihe von Multiplexern, die ein Array von A/D-Wandlern betreiben. Das digitale Bild wird im Bildspeicher zusammengesetzt und einer umfangreichen Nachverarbeitung unterzogen. Die Bildausgabe erfolgt mittels eines Graphikprozessors, der ebenfalls ein H-Signal erzeugt, sodaß das nachgeschaltete Bildspeichersystem die Bildsignale beider Anlagen verarbeiten kann (Fig.2).

Das vorliegende System hat eine aktive Eingangsfläche von $20 \times 20 \text{ cm}^2$ mit 1000×1000 Pixeln. Der Durchsatz des nachgeschalteten Pipelineprozessors erlaubt eine Bildwiederholrate von 12,5 Bildern/sec, was in der Erwachsenen-Kardiologie meistens hinreichend ist. Bei einer reduzierten (512^2) Matrix lassen sich 25

Bilder/sec erreichen. Dies entspricht einem Durchsatz von fast 60Mbyte/sec, da die Grauwerte aus numerischen Gründen mit 16 bit dargestellt werden müssen. Die Rohdaten werden einigen Nachverarbeitungsschritten unterworfen. So wird jedem Bildpunkt bei der Kalibrierung eine eigene Empfindlichkeit zugeordnet, das Dunkelbild (ohne Strahlung akquiriert) wird laufend abgezogen, einzelne defekte Pixel interpoliert, und die in der Kardangiographie üblichen adaptiven Verstärker und Gradationskurven rechnerisch nachgebildet. Auch andere Systemsignale wie z.B. der Istwert für die Dosisregelung werden rechnerisch erzeugt.

Eine Speicherung der digitalen Bilder im Detektor-Rechner ist dadurch möglich, daß der Datenstrom neben der Darstellung auch in einen Ringpuffer geschrieben wird, der auf Knopfdruck eingefroren werden kann. Der RAM-Puffer faßt etwa eine Szene, die nach der Untersuchung auf Platte geschrieben werden kann. Während der Untersuchung ist dies nicht möglich, da der Transfer den Prozessor belegt, was das System für einige Zeit lahmlegt. Dies ist dem Patienten nicht zuzumuten, da im Notfall jederzeit Durchleuchtungsbilder erzeugbar sein müssen. Die Möglichkeit, direkte digitale Bilder zu erhalten, wurde ausschließlich zu Studienzwecken in das Testsystem integriert, da eine routinemäßige Weiterverarbeitung der hochauflösenden Digitalbilder am derzeitigen Stand der Speichertechnik scheitern würde.

ARCHIV UND DISPLAY

Der Bildszenenspeicher ist in der Lage, die H-Signale in Echtzeit zu reproduzieren. Dabei kommen verschiedene, kardiologie-spezifische Filter zum Einsatz, zum einen ein Ortsfrequenzfilter zur Kantenanhebung, zum anderen ein zeitlicher Integrator der zur Rauschunterdrückung in der Bildfolge eingesetzt wird. Letzterer erzeugt natürlich Artefakte bei der Darstellung schneller bewegter Objekte, weshalb ein Bewegungsdetektor das Zeitfilter steuert. Diese Bildnachbearbeitung kombiniert mit einer 100Hz Darstellung auf besonders lichtstarken Graubildschirmen ist in der digitalen Angiographie Stand der Technik. Die Systeme erlauben alle einen schnellen wahlfreien Zugriff auf einzelne Szenen, die dann in einer Endlosscheibe mit variabler Wiederholrate dargestellt werden. Da ein Zugriff auf die internen Daten des Bildszenenspeichers nicht möglich ist, stellt das ausgehende H-Signal die hochwertigste Bildinformation des konventionellen Systems dar. Um vergleichbare Bilddaten zu erheben, wurde ein Framegrabber an das System angepaßt, der einzelne H-frames digitalisieren kann. Dies ist für beide Anlagen gleichermaßen durchführbar. Während des Digitalisierungsprozesses wurden sämtliche Filter ausgeschaltet, um die Bilddaten auch mit der direkt gespeicherten Digitalzene vergleichen zu können. Das kommerziell verfügbare Langzeitarchiv verschlechtert die Bilder in zweifacher Hinsicht. Zum

einen wird das H-Signal (960 Zeilen) auf Videostandard (512 Zeilen) gemittelt. Dieses Videosignal wird auf einem automatisch anlaufenden S-VHS-Recorder aufgezeichnet. Die damit erreichte Qualität wird von den Kardiologen in unserem Hause als „unzureichend für die Diagnostik“ bewertet. Deshalb ist noch ein zweites Archivsystem installiert, das das Videosignal in Studioteknik auf optische Platte aufzeichnet. Die Wiedergabe dieser beiden Bildspeicher zeigt auch dann deutliche Unterschiede zum H-Signal-Szenenspeicher, wenn das Videosignal wieder auf 960 Zeilen hochinterpoliert und mit 100Hz dargestellt wird.

TECHNISCHE FRAGESTELLUNGEN

Der Bildverstärker ist prinzipbedingt mit einigen Nachteilen behaftet, die sich auf die Abbildungsstreuung auswirken. So wird beispielsweise ein Gitterraster durch die kalottenförmige Anordnung, aber auch durch den nicht kompensierbaren Einfluß des Erdmagnetfelds auf die Elektronenoptik derart verzerrt, daß geometrische Bildanalyse-Methoden wie z.B. die 3D-Rekonstruktion [2] nur mit einigem kompensatorischen Aufwand funktionieren. Die aktive Bildfläche ist rund und unterscheidet sich somit vom Flachbildsystem in Form und Größe.

Die geometrisch völlig unverzerrte Abbildung erlaubt erstmals eine unkomplizierte Anwendung digitaler Bildkorrekturen. Nichtlinearitäten können durch regelmäßige Kalibrierungsprozesse rechnerisch weitgehend ausgeglichen werden. Die Kalibrierungsprozedur erfordert einige Interaktion des Laborpersonals und ist deshalb kritisch, war aber im vergangenen Jahr nur 2mal notwendig. Die entzerrte Abbildung wurde als klinisch nicht bedeutsam für die diagnostische Entscheidung bewertet. Dies trifft nicht zu auf quantitative Analysen. Neben der 3D-Rekonstruktion profitiert auch jede densitometrische Auswertung (durch die genauere Kenntnis der Abbildungsfehler) von der vereinfachten Übertragungsfunktion. Die Modulation Transfer Function, die ein technisches Maß für die Detailtreue darstellt, wurde im Werk für beide Systeme ermittelt (Fig.4). Danach ist das Halbleitersystem dem Bildverstärker überlegen.

ERSTE RESULTATE

Erste klinische Ergebnisse belegen die ausgezeichnete Bildqualität bei den Kinoszenen. Im Durchleuchtungsbetrieb stößt das System an seine derzeitigen Grenzen: Es zeigt gegenüber dem Vergleichssystem einen erhöhten Rauschpegel bei Durchleuchtung. Ziel der weiteren Untersuchungen ist es nun, die gewonnenen Daten einem dynamischen Vergleichstest [3] zu unterziehen.

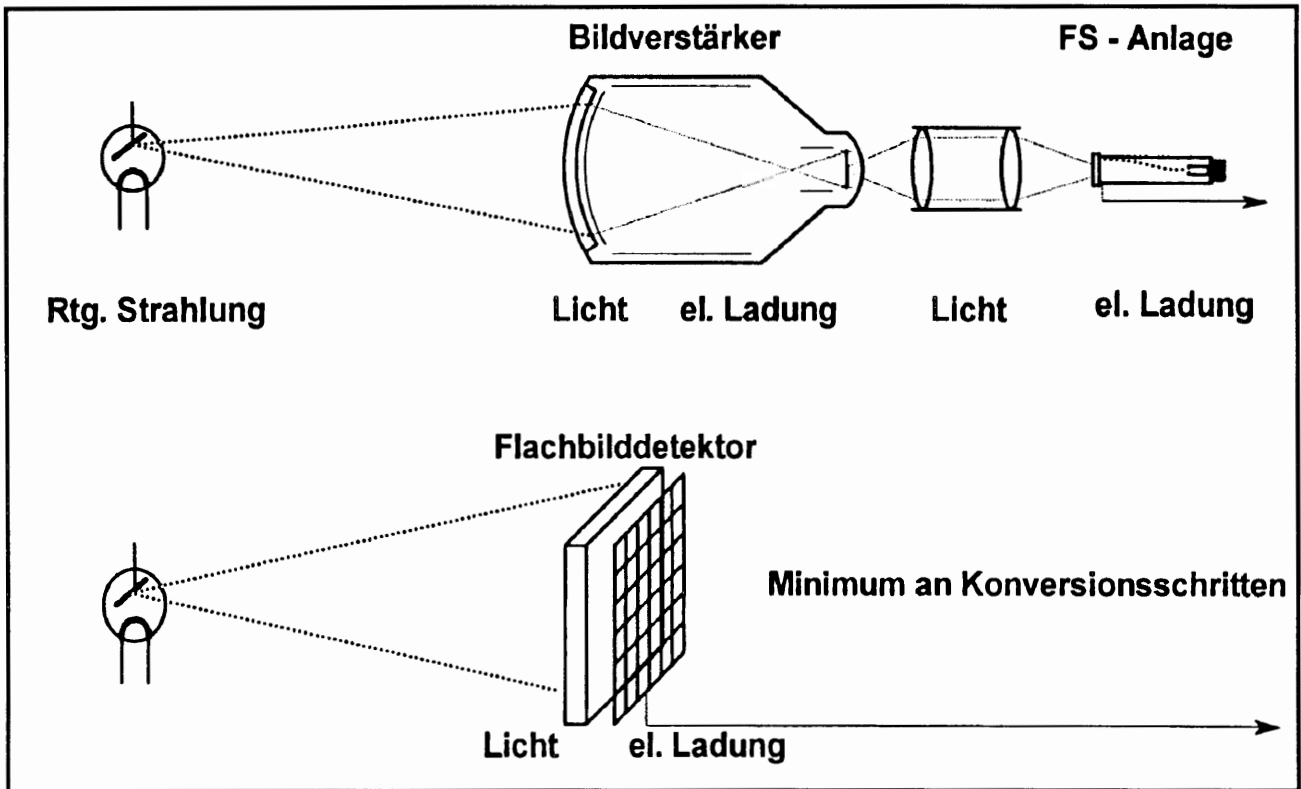


Fig.1 Konversionsschritte der beiden Bildwandler .

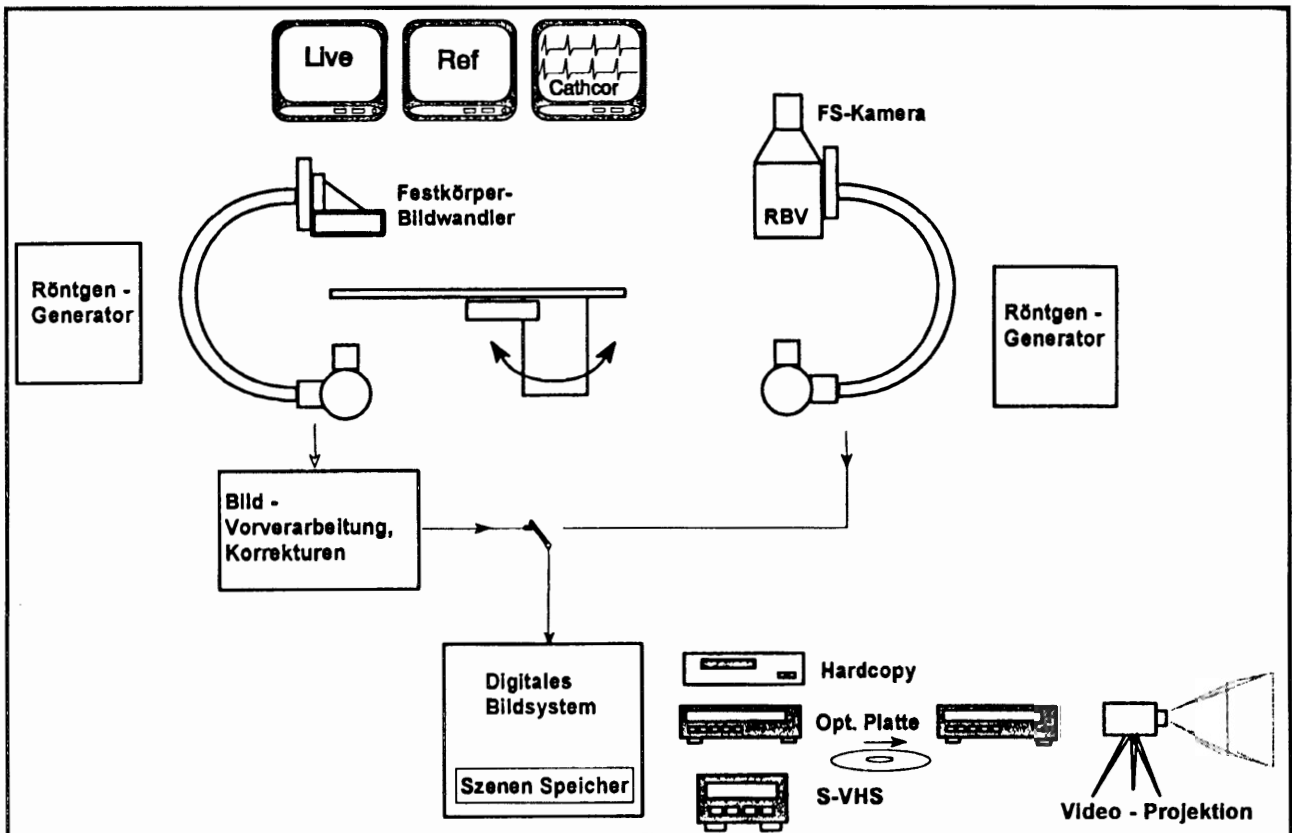


Fig.2: Schema der beiden Angiographieranlagen mit gemeinsamem kurzfristigen Bildszenenspeicher und analogen Videospeichern zur Langzeitarchivierung

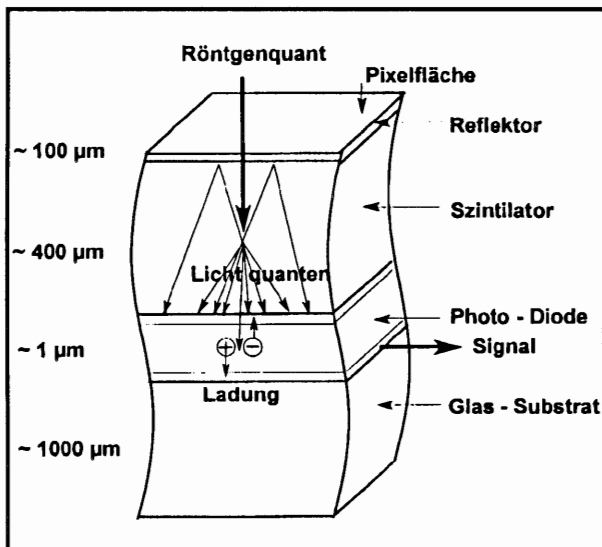


Fig.3: Konversionsprozesse und Abmessungen der beteiligten Schichten CsI:Th und aSi:H

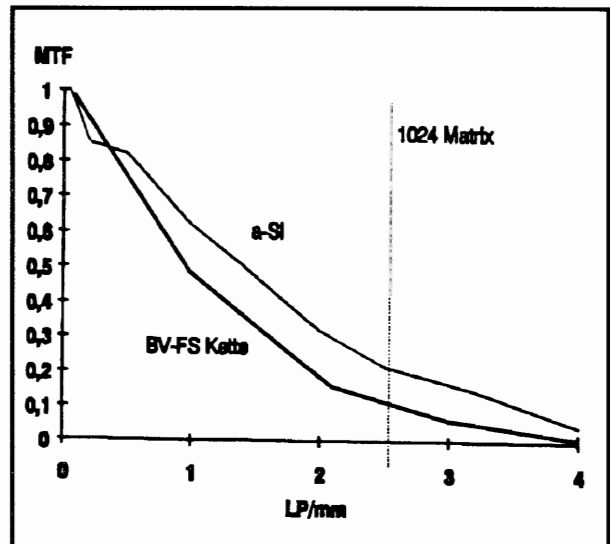


Fig.4: Modulation Transfer Funktion (Übertragungsmaß als Fkt. der Ortsfrequenz)

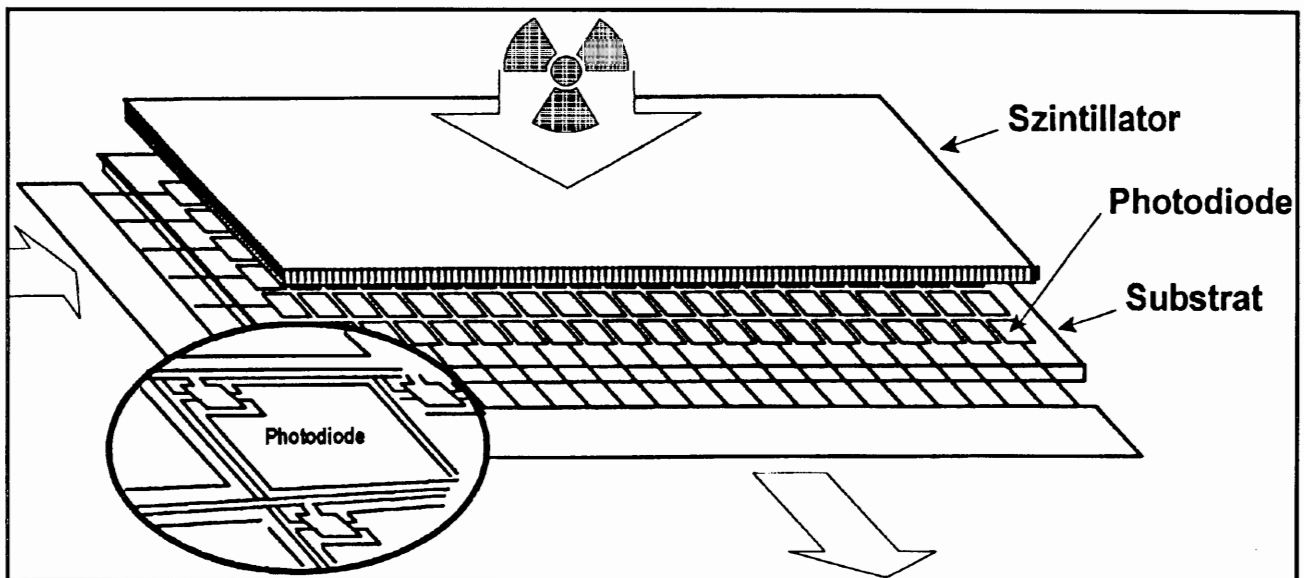


Fig.5 : Detektormatrix mit vergrößertem Bildpunktsensor

REFERENCES:

[1] Chabbal J, Chaussat t, Ducourant L, Fritsch L, Michailos J, Spinnler V, Vieux G, Arques M, Hahn G, Hoheisel M, Horbaschek H, Schulz R, Spahn M: Amorphous silicon X-ray image sensor *SPIE Med. Imaging 96*

[2] Solzbach U, Oser U, Rombach M, Wollschläger H, Just H: Optimum angiographic visualisation of coronary segments using computer-aided 3D-reconstruction from biplane views. *Computers and biomedical research 27*, 178-198 (1994)

[3] Rombach M, Solzbach U, Oser U, Saupe D, Wollschläger H, Just H. Quality preserved image data coding in angiography - migration from cinefilm. *IEEE Comput. Cardiol. '95*. 653-656 (1995)

Fig. 1,2,3,4 und 5 mit freundlicher Genehmigung von SIEMENS Medizintechnik Erlangen.

Adresse:
 mero@ukl.uni-freiburg.de
 M.Rombach, Medizinische Klinik - Kardiologie,
 Hugstetter Str.55, D-79106 Freiburg, Germany