



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 696 35 303 T2** 2006.07.20

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) **EP 0 830 619 B1**

(51) Int Cl.⁸: **G01T 1/24** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **696 35 303.2**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US96/05617**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **96 913 041.8**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 1996/033424**

(86) PCT-Anmeldetag: **22.04.1996**

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: **24.10.1996**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **25.03.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **19.10.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **20.07.2006**

(30) Unionspriorität:

426691 **21.04.1995** **US**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR, GB, IT

(73) Patentinhaber:

Thermo Electron Corp., Waltham, Mass., US

(72) Erfinder:

SPIVEY, Brett, Encinitas, US; MARTIN, Peter, Encinitas, US; MORSELL, Lee, Del Mar, US; ATLAS, Eugene, Carlsbad, US; PELLEGRINO, Anthony, New Fairfield, US

(74) Vertreter:

Vossius & Partner, 81675 München

(54) Bezeichnung: **RÖNTGENSTRAHLUNGS-BILDSENSOR**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft Abbildungsvorrichtungen und insbesondere Vorrichtungen zur Erzeugung von Bildern aus Strahlung. Die Anmeldung ist eine Teilfortführungsanmeldung der Nr. 08/426691, eingereicht am 21. April 1995.

HINTERGRUND DER ERFINDUNG

[0002] Folienfilm-Röntgenabbildungsvorrichtungen, die photographische Filme verwenden, finden breiten Einsatz zur medizinischen Abbildung. Allerdings wird der Film oft in einigen Flächen überbelichtet und in anderen Flächen unterbelichtet, was Folge des begrenzten Kontrastbereichs des Films in Kombination mit den Dicken- und Zusammensetzungsabweichungen des Gewebes über das Bild ist. Kontrastdifferenzen von Weichteilgewebe in den überbelichteten und unterbelichteten Flächen des Films zu unterscheiden kann schwierig sein. Besonders auffällig ist dieses Problem bei der Folienfilm-Mammographie.

[0003] Versucht wurde, Film durch elektronische Bildsensoren zu ersetzen. Zu potentiellen Vorteilen elektronischer Bildsensoren gegenüber Film zählen die genauere Messung der Röntgenintensität über größere Bereiche, die mögliche Digitalisierung der Bilddaten, das leichte Archivieren und Übertragen von Bilddaten und verbesserte Anzeigefähigkeiten.

[0004] Dem weitverbreiteten klinischen Einsatz der digitalen Röntgenradiologie steht aber entgegen, daß es keinen relativ billigen, kompakten, digitalen Röntgenbildsensor mit ausreichender Bildgröße und Auflösung gibt. Normalerweise verwenden derzeitige digitale Röntgenabbildungssysteme eine fluoreszierende Platte, die jedes Röntgenphoton in eine große Anzahl Photonen des sichtbaren Lichts umwandelt, um ein Bild des sichtbaren Lichts zu erzeugen. Anschließend wird das Bild des sichtbaren Lichts auf einen optischen Bildsensor, z. B. ein ladungsgekoppeltes Bauelement (CCD), abgebildet. Beeinträchtigt wird die Abbildungsleistung dieser Techniken durch relativ geringe Wirkungsgrade der Umwandlung von Röntgenstrahlen in sichtbares Licht, geringe Auffangausbeuten der Lichtphotonen, zusätzliches Quantenrauschen aus den Lichtphotonen und Auflösungsverlust infolge von Licht, das sich im Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umwandelnden Wandler ausbreitet.

[0005] Bekanntlich ist Selen ein fotoleitender Stoff, d. h. Röntgenphotonen, die in einer Selenschicht absorbiert werden, die einem elektrischen Feld ausgesetzt wird, erzeugen eine Anzahl von Elektron-Loch-Paaren, durch die ein Strom durch die ansonsten isolierende Schicht fließen kann. Von Xerox Corporation wurde eine Röntgenabbildungsvorrichtung

entwickelt, bei der eine röntgeninduzierte Ladungsverteilung auf einer selenbeschichteten Aluminiumplatte mit einem Papier/Tonerverfahren aufgezeichnet wird. Philips Corporation vermarktet derzeit ein Thoraxröntgengerät, bei dem eine röntgeninduzierte Ladungsverteilung auf einer selenbeschichteten Aluminiumplatte mit Abtastelektrometern aufgezeichnet wird.

[0006] Die Metall-Oxid-Halbleiter-(MOS-)Fertigungstechnologie ist ein etablierter Industriezweig, der die Fertigung integrierter Schaltungen auf und in der Oberseite eines Wafers aus kristallinem Silicium beinhaltet. Die komplementäre Metall-Oxid-Halbleiter-(CMOS-)Technologie kombiniert sowohl n-Kanäle als auch p-Kanaltransistoren auf einem einzelnen Wafer. Normalerweise nutzt die MOS-Technologie ein Einkristall-Siliciumsubstrat als Halbleitermaterial zur Transistorherstellung. In dieser Anmeldung bezeichnet "Einkristall-Siliciumsubstrat" ein Substrat mit Siliciumatomen, die in einem regulären Kristallgitter mit relativ wenigen Fehlern angeordnet sind. Die hohe Mobilität von Ladungsträgern und der wohldefinierte Energieabstand in Einkristallsilicium führt zu schnellen, kompakten, rauscharmen Schaltungsaufbauten. Andere kristalline Halbleitermaterialien sind zur Verwendung als Substrate zur Metall-Oxid-Halbleiter-Fertigung verfügbar. Dazu gehören kristallines Silicium auf einem elektrischen Isolator (z. B. Siliciumoxid oder Saphir), Aluminium-Gallium-Arsenid und Indium-Gallium-Arsenid.

[0007] Die Dünnschichttransistor-(TFT-)Technologie ist eine aufstrebende Halbleiterfertigungstechnologie, bei der Transistoren mit Hilfe eines Dünnschichtfilms aus Halbleitermaterial, z. B. amorphem Silicium, polykristallinem Silicium oder amorphem Cadmiumselenid, das auf ein Isoliersubstrat abgeschieden ist, gefertigt werden. Ein Vorteil der TFT-Technologie ist ihr Potential für großflächige Schaltungen. Allerdings führt die ungeordnete Molekülstruktur dieser Dünnschichtfilme zu geringer Ladungsmobilität und einer bestimmten Dichte lokalisierter Energiezustände im Energieabstand. Im Vergleich zu CMOS-Schaltungen sind TFT-Schaltungen allgemein langsam und mit großen Leckströmen rauschbehaftet.

[0008] Derzeit werden verschiedene Wege zur direkten Erfassung eines digitalen Röntgenbilds vorgeschlagen und untersucht. Zum Beispiel schlugen Zhao und Rowlands (Proc. SPIE 1993; 1896: 114-120) eine Auslesematrix vor, die mit Hilfe einer Cadmiumselenid-TFT-Technologie mit einer Beschichtung aus amorphem Selen gefertigt ist. Tran et al. offenbaren in der US-A-5235195 TFT-Matrizen-schaltungen, die mit einer ersten "Planarisierung"-Schicht beschichtet sind, die ihrerseits mit einer energieempfindlichen Schicht beschichtet ist.

[0009] Die US-A-5319206 offenbart ein Festkörper-

bauelement zum Erfassen eines Röntgenbilds, wobei das Bauelement eine Oberflächenschicht, eine fotoleitende Schicht, um Strahlung zu absorbieren, und eine dielektrische Schicht aufweist, die zwischen der Oberflächenschicht und der fotoleitenden Schicht liegt. Die dielektrische Schicht und mehrere Ladungssperrschichten dienen zur Verhinderung von Ladungsaufbau auf den Ladungsspeicherkondensatoren infolge von möglichem Leckstrom während der Röntgenbelichtung.

[0010] Die US-A-4841348 offenbart ein optisches Festkörper-Aufnahmebauelement, in dem sowohl eine fotoempfindliche Matrix als auch Peripherieschaltungen dafür integriert ausgebildet sind. Sowohl die fotoempfindliche Matrix als auch die Peripherieschaltungen sind entsprechend einer CMOS-IC-Technologie aufgebaut. Ein fotoleitender Film liegt über der gesamten fotoempfindlichen Matrix und ist mit jedem der ladungsakkumulierenden Bereiche in der Matrix elektrisch verbunden.

[0011] Nach wie vor besteht Bedarf an verbesserten Röntgenabbildungsvorrichtungen, und die Erfindung stellt eine solche Vorrichtung bereit.

ZUSAMMENFASSUNG DER ERFINDUNG

[0012] Die Erfindung stellt eine Abbildungsvorrichtung zur Erzeugung von Bildern aus Elektron-Loch-erzeugender Strahlung bereit. Elektron-Loch-Paare werden in einer strahlungsabsorbierenden Schicht eines fotoleitenden Materials erzeugt. Diese Schicht bedeckt eine Matrix aus Metall-Oxid-Halbleiter-Pixelschaltungen, die in ein Halbleitersubstrat und auf ihm eingebaut sind. Jede Pixelschaltung hat eine ladungssammelnde Pixelelektrode, einen mit der Elektrode verbundenen Kondensator, um die Ladungen zu speichern, und eine ladungsmessende Transistorschaltung. Eine Spannungsquelle sorgt für ein elektrisches Feld über die strahlungsabsorbierende Schicht zwischen der Pixelelektrode und einer strahlungsdurchlässigen Oberflächenelektrode, die die strahlungsabsorbierende Schicht bedeckt. Ein Datenerfassungssystem erfasst und speichert Daten, die aus Ladungsmessungen abgeleitet sind, und ein Computer berechnet Bilder aus den Daten.

[0013] Das Bild kann auf einem Monitor angezeigt oder auf einem Drucker ausgedruckt werden. Bevorzugte Ausführungsformen liefern Bilder von Röntgen-, ultraviolett und sichtbarem Licht. Außerdem können Bilder unter Nutzung von Teilchenstrahlung bereitgestellt werden. Vorteile der Erfindung gegenüber der TFT-Technologie des Stands der Technik ergeben sich aus der Nutzung der vielen Vorzüge der Metall-Oxid-Halbleiter-Technologie. Zu diesen Vorteilen gehören viel bessere Schaltungsleistung sowie gestalterische Flexibilität, wodurch in einer bevorzug-

ten Ausführungsform eine Pixelmatrix und ein Ausleseschaltungsaufbau zusammen auf einem einzelnen Siliciumwafer gefertigt sein können.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0014] [Fig. 1](#) ist eine Darstellung der Hauptelemente einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung.

[0015] [Fig. 2A](#) bis [Fig. 2D](#) sind Schaltbilder zur Darstellung der grundlegenden Betriebszustände der Erfindung.

[0016] [Fig. 3](#) ist eine Querschnittszeichnung eines Prototypensensors, der im Rahmen der Erfindung gefertigt und getestet wurde.

[0017] [Fig. 4](#) zeigt eine Draufsicht auf die elektronische Prototyp-Auslesematrix.

[0018] [Fig. 5](#) ist ein Schaltbild der Elemente in einem einzelnen Pixel der Pixelmatrix der Prototyp-Auslesematrix.

[0019] [Fig. 6](#) ist eine schematische Darstellung der elektronischen Auslesematrix, die in der Prototyp-Ausführungsform genutzt wird.

[0020] [Fig. 7](#) ist ein Schaltbild einer Zelle des im Ausleseschaltungsaufbau verwendeten Schieberegisters.

[0021] [Fig. 8A](#) und [Fig. 8B](#) sind Schaltbilder zur Beschreibung der im Ausleseschaltungsaufbau verwendeten Abtast- und Halteschaltung.

[0022] [Fig. 9](#) zeigt eine Draufsicht auf die tatsächliche Anordnung der Elemente in einem einzelnen Pixel der Pixelmatrix.

[0023] [Fig. 10-Fig. 12](#) zeigen drei Querschnitte durch die tatsächliche Anordnung in einem einzelnen Pixel der Pixelmatrix.

[0024] [Fig. 13A](#) und [Fig. 13B](#) sind Darstellungen eines Drahtschirms und eines Röntgenbilds des Drahtschirms, das mit der ersten bevorzugten Ausführungsform erfasst ist.

[0025] [Fig. 14A](#) und [Fig. 14B](#) sind Darstellungen eines Abschnitts einer Nähnadel und eines Röntgenbilds eines Abschnitts der Nadel, das mit der ersten bevorzugten Ausführungsform erfasst ist.

[0026] [Fig. 15A](#) und [Fig. 15B](#) sind Darstellungen der Hauptelemente eines Bildsensors, der derzeit von den Erfindern gefertigt wird.

[0027] [Fig. 16](#) ist eine schematische Darstellung der elektronischen Auslesematrix in der zweiten be-

vorzuzugten Ausführungsform.

[0028] [Fig. 17A](#) und [Fig. 17B](#) sind Darstellungen eines Verfahrens zum Kombinieren mehrerer Bildsensoren, um einen Abbildungssensor mit größerem Format herzustellen.

[0029] [Fig. 18](#) ist eine Darstellung der Erfindung im Einsatz bei der Mammographieanwendung.

[0030] [Fig. 19](#) ist eine Darstellung eines Verfahrens zur Verwendung eines Streifens aus Bildsensoren, um unterschiedliche Flächen eines Objekts nacheinander abzubilden.

[0031] [Fig. 20A](#) und [Fig. 20B](#) sind Darstellungen eines Verfahrens zum Kombinieren mehrerer Bildsensoren, um einen Bildsensor mit größerem Format herzustellen.

[0032] [Fig. 21](#) ist ein Schaltbild der Elemente in einem einzelnen Pixel der Pixelmatrix einer fluoroskopischen Prototyp-Auslesematrix.

[0033] [Fig. 22](#) ist eine schematische Darstellung der elektronischen Auslesematrix, die in der fluoroskopischen Ausführungsform verwendet wird.

[0034] [Fig. 23A](#) und [Fig. 23B](#) sind Schaltbilder zur Beschreibung der Abtast- und Halteschaltung, die im Auslesematrixaufbau der fluoroskopischen Prototyp-Auslesematrix verwendet wird.

[0035] [Fig. 24](#) ist eine Darstellung der Hauptelemente einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung, die zur Abbildung von ultraviolett/sichtbarem Licht verwendet wird.

[0036] [Fig. 25A](#) und [Fig. 25B](#) sind digitale Ausdrücke, die ein Ultraviolett- bzw. ein Röntgenbild einer Apertur zeigen, die mit der ersten bevorzugten Ausführungsform erfaßt sind.

[0037] [Fig. 26](#) ist ein digitaler Ausdruck eines Röntgenbilds einer Maus, das mit einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung aufgenommen wurde.

NÄHERE BESCHREIBUNG BEVORZUGTER AUSFÜHRUNGSFORMEN

Grundkonzept

[0038] Bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung lassen sich anhand von [Fig. 1](#) sowie [Fig. 2A](#) bis [Fig. 2D](#) beschreiben. Durch eine Röntgenquelle 4 erzeugte Röntgenphotonen 2, die zu einem Ziel 6 gerichtet werden, werden im Ziel 6 absorbiert oder durchlaufen es. Die meisten der Röntgenphotonen, die das Ziel 6 durchlaufen, durchlaufen auch eine röntgendurchlässige leitende Schicht 8 und werden

in einer absorbierenden Schicht 10 eines Röntgensensors 1 absorbiert. Jedes absorbierte Röntgenphoton erzeugt im Absorptionsverfahren eine große Anzahl von Elektron-Loch-Paaren in der absorbierenden Schicht 10 in unmittelbarer Umgebung der Absorption. Ein elektrisches Potential, das zwischen der durchlässigen leitenden Schicht 8 und einzelnen Elektroden 14 in einer Pixelmatrix 9 durch eine Spannungsquelle 16 angelegt wird, zwingt Löcher aus diesen Elektron-Loch-Paaren, zu einzelnen Elektroden 14 zu wandern, die in der Pixelmatrix 9 liegen. Die Pixelmatrix 9 und eine Ausleseschaltung 18 bilden zusammen eine elektronische Auslesematrix 12 und sind auf und in der Oberseite eines Substrats 7 aus Einkristallsilicium gefertigt. Elektronische Signale von der elektronischen Auslesematrix 12 als Darstellung der in der absorbierenden Schicht 10 absorbierten Röntgenphotonen werden von der Pixelmatrix 9 über die Ausleseschaltung 18 zu einer Datenerfassungselektronik 20 geleitet, wo die elektronischen Signale in digitale Daten umgewandelt werden, die in einem Computer 23 gespeichert werden. Aus den Daten wird ein Bild unter Nutzung von Software im Computer 23 berechnet, und das Röntgenbild 21 des Ziels 6 wird auf einem Monitor 22 angezeigt.

[0039] Jedes Pixel in der Pixelmatrix 9 weist eine einzelne elektronische Pixelschaltung 11 auf. Drei dieser Pixelschaltungen 11 (durch Strichlinien getrennt) sind in [Fig. 2A](#) bis [Fig. 2D](#) dargestellt. [Fig. 2A](#) zeigt drei Röntgenphotonen 2, die die durchlässige leitende Schicht 8 durchlaufen und in der absorbierenden Schicht 10 absorbiert werden, wobei jedes Röntgenphoton Elektron-Loch-Paare in der unmittelbaren Umgebung des absorbierten Röntgenphotons freisetzt. Beispielsweise setzt in einer amorphen Seilschicht ein typisches Röntgenphoton mit mittlerer Röntgenenergie etwa einhundert Elektron-Loch-Paare frei. In [Fig. 2A-D](#) sind diese einhundert Elektron-Loch-Paare mit zwei Pluszeichen (+) und zwei Minuszeichen (−) dargestellt. Gemäß [Fig. 2B](#) zwingt ein an der Schicht 8 anliegendes positives elektrisches Potential die positiven Ladungen (Löcher) 17, nach unten zur Elektrode 14 in der Pixelschaltung 11 zu wandern, und die negativen Ladungen (Elektronen) 25 nach oben zur leitenden Schicht 8 zu wandern. Die durch die Quelle 16 angelegte Spannung ist ausreichend groß, so daß die seitliche Ausbreitung von Löchern 17 sehr gering ist. Die Elektroden 14 sammeln die positiven Ladungen 17 und speichern die Ladungen an Kondensatoren 24, wodurch Spannungen über den Kondensatoren 24 erzeugt werden, die proportional zu den gesammelten Ladungen 17 sind. Wie [Fig. 2C](#) zeigt, bleibt die gesammelte positive Ladung 17 (und daher die Spannung über dem Kondensator 24) im wesentlichen konstant, nachdem die Röntgenquelle 4 ausgeschaltet ist. Die Spannung über jedem Pixelkondensator 24 wird zerstörungsfrei registriert, indem ein Wahlschalter 30 an jeder Pixelschaltung 11 nacheinander geschlossen wird, um die

Spannung am Kondensator **24** auf eine Ausgangsleitung **28** als Col(out) zu geben. [Fig. 2D](#) zeigt, daß die gesammelte Ladung **17** an allen Pixelschaltungen **11** dann gleichzeitig zur Erde **27** abgeleitet werden kann, indem alle Rücksetzschalter **26** geschlossen und alle Kondensatoren **24** zur Erde **27** kurzgeschlossen werden.

[0040] Zu beachten ist, daß in der vorstehenden Beschreibung die leitende Schicht **8** durch die Hochspannungsversorgung **16** positiv geladen wird. Die Polarität des Sensors könnte umgekehrt werden, indem die leitende Schicht **8** negativ geladen wird. In diesem Fall würden Elektronen an den Elektroden **14** gesammelt, und die resultierenden negativen Ladungen könnten durch einen ähnlichen elektronischen Schaltungsaufbau genutzt werden, um Bilder zu erzeugen.

8 × 16-PROTOTYP-PIXELSENSOR

[0041] [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) sind Darstellungen einer ersten bevorzugten Ausführungsform der Erfindung. Diese Ausführungsform ist ein kleiner digitaler 8 × 16-Prototyp-Röntgenbildsensor, der von den Erfindern und ihren Mitarbeitern gefertigt und getestet wurde. Die Elemente weisen die Pixelmatrix **9** mit 128 Pixelschaltungen **11** auf, die in einer 8 × 16-Matrix angeordnet sind. Die Größe jeder Pixelschaltung **11** beträgt 66 Mikrometer × 66 Mikrometer (etwa der Durchmesser eines menschlichen Haars), was zu einer Gesamtabbildungsfläche von 0,5 mm × 1 mm führt. Die Ausleseschaltung **18** weist ein Schieberegister **32** auf, um eine Zeile von Pixelschaltungen **11** der Pixelmatrix **9** für Auslese Zwecke auszuwählen. Ferner verfügt die Ausleseschaltung **18** über ein Schieberegister **36** zur Spaltenauswahl, Abtast- und Halteschaltungen **54**, zweiseitige Schalter **56** und einen Pixelrücksetzschaltungsaufbau. Die Pixelmatrix **9** und die Ausleseschaltung **18**, die zusammen die elektronische Auslesematrix **12** bilden, sind in und auf einem Substrat **7** aus Einkristallsilicium gefertigt. Drahtbondinseln **33** am Rand der elektronischen Auslesematrix **12** verbinden die Ausleseschaltung **18** mit der Datenerfassungselektronik **20** gemäß [Fig. 1](#). Die Pixelmatrix **9** und Ausleseschaltung **18** sind mit einer gleichmäßigen Schicht **10** aus amorphem Selen beschichtet, die ihrerseits mit einer leitenden Elektroden-schicht **8** beschichtet ist. Die Elektroden-schicht **8** ist in dieser Ausführungsform eine sehr dünne Schicht aus Silber, die für Röntgenstrahlen im wesentlichen durchlässig ist.

Sensorschaltungsaufbau

[0042] Das Schaltbild einer einzelnen Pixelschaltung **11** ist in [Fig. 5](#) gezeigt. Die über die Elektrode **14** gesammelte Ladung Q(in) lädt einen 345-Femtofarad-Kondensator **24**, was eine zur gesammelten Ladung Q(in) proportionale Spannung ergibt. Ein Sour-

cefolgertransistor **41** wirkt als Puffer für diese Spannung und ermöglicht ein zerstörungsfreies Auslesen. Ein an einer Leitung **53** angelegtes digitales Auswahl-signal SEL veranlaßt den Auswahltransistor **30**, einzuschalten und die Source des Sourcefolgertransistors **41** mit der Spaltenausleseleitung **28** zu verbinden. Danach wirkt der Sourcefolgertransistor **41** zusammen mit einem Stromquellentransistor **110** an der Kante der Matrix (siehe [Fig. 8](#)), um eine Spannung COL(out) auf der Spaltenausleseleitung **28** herzustellen, die der Spannung am Kondensator **24** mit einem kleinen positiven Spannungsoffset (etwa 0,5 Volt) folgt. Nachdem die Ladung am Kondensator **24** ausgelesen wurde, ermöglicht ein an einer Leitung **29** angelegtes Rücksetzsignal RST, daß der Rücksetztransistor **26** einschaltet und die Ladung vom Kondensator **24** zur Erde **27** ableitet.

[0043] Das Schaltbild für die gesamte elektronische Auslesematrix **12** kann anhand von [Fig. 5](#) bis [8](#) beschrieben werden. Eine schematische Darstellung für die elektronische Auslesematrix **12** mit der Pixelmatrix **9** und der Ausleseschaltung **18** ist in [Fig. 6](#) gezeigt. Zu den primären Schaltungskomponenten zählen 128 identische Pixelschaltungen **11**, die die Pixelmatrix **9** bilden, das Zeilenauswahl-Schieberegister **32**, das Spaltenauswahl-Schieberegister **36**, sechzehn Abtast- und Halteschaltungen **54** und sechzehn zweiseitige Schalter **56**.

[0044] Die Spannung am Kondensator **24** jeder Pixelschaltung **11** wird durch die Ausleseschaltung **18** wie folgt nacheinander registriert: Die gesamte erste Zeile (1.1, 1.2, ..., 1.16) der Pixelschaltungen **11** wird ausgewählt, wenn das Zeilenauswahl-Schieberegister **32** die Zeilenauswahlleitung **53** über einen Puffer **50** aktiviert, was den Auswahltransistor **50** jedes Pixels **11** in der ersten Zeile schließt. Der Puffer **50** weist zwei herkömmliche Inverterschaltungen **48** auf. Danach wird jede Pixelschaltung **11** in der ersten Zeile in zwei Schritten nacheinander und zerstörungsfrei ausgelesen. Erstens werden die Spannungen auf der Spaltenausleseleitung **28** der sechzehn Pixelschaltungen **11** (1.1, 1.2, ..., 1.16) jeweils durch eine getrennte Abtast- und Halteschaltung gleichzeitig abgetastet, wenn ein digitales Signal an den Abtast- und Halteschaltungen **54** auf einer Leitung **37** gleichzeitig anliegt. Dieses Abtastverfahren erzeugt eine Spannung auf der Ausgangsleitung **55** jeder Abtast- und Halteschaltung **54** (später beschrieben), die mit der Spannung auf jeder Spaltenausleseleitung **28** mit Ausnahme eines kleinen (etwa 1 Volt großen) positiven Spannungsoffsets identisch ist. Zweitens werden die Spannungen auf den Ausgangsleitungen **55**, die durch die sechzehn Abtast- und Halteschaltungen **54** abgetastet werden, nacheinander mit der Ausgangsleitung **71** durch die zweiseitigen Schalter **56** unter der Steuerung durch das Spaltenauswahl-Schieberegister **36** (unten beschrieben) verbunden. Die auf der Ausgangsleitung **71** vorhandenen Spannungen, für

die ein Transistor **75** als Pull-up-Widerstand wirkt, werden durch einen Sourcefolgertransistor **61** gepuffert, an dem eine Drainstromquelle **58** anliegt. Die resultierenden analogen Spannungssignale auf einer Ausgangsleitung **72** werden zur Datenerfassungselektronik **20** gesendet. Das Ausleseverfahren setzt sich fort durch aufeinanderfolgende Auswahl der restlichen 7 Zeilen von Pixelschaltungen **11**, und Spannungsdaten von diesen Zeilen werden ähnlich gesammelt. Es gibt keine Ladungsverschiebung von den Pixelschaltungen **11** zur Ausleseschaltung **18** wie im Fall einer CCD-Matrix. Dieses Merkmal der CMOS-Matrix ermöglicht ein zerstörungsfreies Auslesen und einen sehr geringen Stromverbrauch.

[0045] Das 8-zellige Zeilenauswahl-Schieberegister **32** und das 16-zellige Spaltenauswahl-Schieberegister **36** haben identische Gestaltungsmerkmale. Die Grundgestaltung verfügt über eine Folge von Master-Slave-Flipflopschaltungen **44**, wobei der Ausgang eines Flipflops **44** mit dem Eingang des nächsten Flipflops **44** verbunden ist. Die Schieberegister **32** und **36** verschieben nacheinander ein digitales Datensignal (H oder L) von einem Flipflop **44** zum nächsten Flipflop **44** im Verlauf jedes vollen Zyklus eines Taktsignals. Vier synchrone, einfrequente Taktleitungen sind mit jedem Flipflop **44** parallel verbunden, eine Leitung jeweils für den Mastertakt CM, einen invertierten Mastertakt CMB, einen Slavetakt CS, der einen halben Zyklus gegenüber dem Mastertakt CM verzögert ist, und einen invertierten Slavetakt CSB. Die Eingangsdatenleitung **73** wird nur während eines Zyklus der Takte hochgelegt und dann während nachfolgender Taktimpulse tief gehalten, und ein einzelnes H-Signal bewegt sich entlang den Schieberegisterausgängen **67** von einem Ende des Schieberegisters zum anderen. Das Zeilenauswahl-Schieberegister **32** wird durch einen Mastertakt VCM **47** und einen Slavetakt VCS **46** gesteuert, um nacheinander jede Zeile der Pixelmatrix **9** auszuwählen. Das Spaltenauswahl-Schieberegister **36** wird durch einen Mastertakt HCM **69** und einen Slavetakt HCS **68** gesteuert, um jeden zweiseitigen Schalter **56** nacheinander auszuwählen.

[0046] [Fig. 7](#) zeigt ein Schaltbild eines einzelnen Master-Slave-Flipflops **44**. Die Gestaltung weist zwei identische Flipflopschaltungen in Reihe auf, ein durch den Mastertakt CM und CMB gesteuertes Flipflop und das nächste durch den Slavetakt CS und CSB gesteuerte Flipflop. Das Masterflipflop besteht aus einem durch den Mastertakt CM und CMB gesteuerten zweiseitigen Schalter **94**, der mit einem Inverter **96** in Reihe verbunden ist. Ein Dreizustandsinverter **102** sorgt für Rückkopplung, um bistabilen Betrieb des Masterflipflops zu ermöglichen. Das Slaveflipflop besteht aus einem durch den Slavetakt CS und CSB gesteuerten zweiseitigen Schalter **98**, der mit einem Inverter **100** in Reihe verbunden ist. Ein Dreizustandsinverter **104** sorgt für Rückkopplung,

um bistabilen Betrieb des Slaveflipflops zu ermöglichen. Ein logisches Signal (H oder L) am D-Eingang **73** des zweiseitigen Schalters **94** wird zum Eingang des zweiseitigen Schalters **98** durch einen einzelnen Übergang des Mastertakts CM gesendet. Ein einzelner Übergang des Slavetakts CS, der im Hinblick auf den Mastertakt leicht verzögert ist, sendet dann das logische Signal am Eingang zum zweiseitigen Schalter **98** zum Ausgang Q **67**.

[0047] [Fig. 8](#) ist eine schematische Darstellung einer der sechzehn Abtast- und Halteschaltungen **54** von [Fig. 6](#). Bei Auswahl einer Zeile von Pixelschaltungen **11** durch das Schieberegister **32** werden die Auswahltransistoren **30** in allen Pixeln der Zeile eingeschaltet, um den Eingang **28** jeder Abtast- und Halteschaltung **54** mit der Source des Sourcefolgertransistors **41** an jedem Pixel zu verbinden. Der Transistor **110**, der durch externe Vorspannung V(bias) vorgespannt ist, wirkt als Pull-up-Widerstand für den Sourcefolgertransistor **41** in der Pixelschaltung **11** (siehe [Fig. 5](#)). Ein weiterer Sourcefolgertransistor **112** in der Abtast- und Halteschaltung **54** puffert die Spannung am Eingang **28** und führt diese Spannung zum Eingang eines zweiseitigen analogen Schalters **116**. Dieser Schalter **116**, der Stromfluß in einer Richtung beim Einschalten durch ein digitales Steuersignal SH **37** ermöglicht, leitet die gepufferte Spannung zu einem 7,5-pF-Kondensator **117**. Ein Sourcefolgertransistor **118** überträgt die Spannung am Kondensator **117** zur Ausgangsleitung **55**. Die Sourcefolgertransistoren **112** und **118** haben jeweils Transistoren **93**, die durch die externe Vorspannung V(bias) vorgespannt sind, um als Pull-up-Widerstände zu wirken.

Sensorfertigung

[0048] Die elektronische Auslesematrix **12** des Prototypensensors wurde mittels komplementärer Metall-Oxid-Halbleiter-(CMOS-)Fertigungstechnologie gefertigt. Die CMOS-Fertigungstechnologie ist eine bekannte Technologie zur Fertigung integrierter Schaltungen und in vielen Lehrbüchern beschrieben. Eine gute Beschreibung gibt auch die US-A-3356858 für F. M. Wanlass (erteilt am 5. Dezember 1967). Für das Prototypbauelement beginnt das CMOS-Fertigungsverfahren mit einem Wafer aus Einkristallsilizium mit etwa 500 Mikrometern Dicke, der mit einer Elektronenakzeptorverunreinigung dotiert wird, z. B. Bor, um ein p-leitendes Substrat **7** herzustellen. Feldeffekttransistoren (FET's) werden auf und in der oberen, ein Mikrometer dicken Schicht des p-leitenden Siliciumsubstrats **7** hergestellt. Diese Transistoren bilden die Grundschalungselemente der elektronischen Auslesematrix **12** gemäß [Fig. 5](#) bis 8 mit digitalen und analogen Schaltern, Stromquellentransistoren und Sourcefolgertransistoren. Passive elektrische Schaltungskomponenten, z. B. Kondensatoren, Widerstände, Transistorgates und elektrisch leitende Leitungen zum Verbinden der Schaltungskomponenten

ten, werden durch Zufügen abwechselnder gemusterter Schichten aus elektrischen Isolatoren und Leitern gefertigt.

[0049] Ein typisches CMOS-Verfahren beginnt mit dem Zufügen gemusterter Schichten aus Elektronenakzeptor oder Elektronendonatorverunreinigungen im Substrat **7**, um Muster von p-leitenden bzw. n-leitenden Bereichen zu erzeugen. Ein p-leitender Bereich hat einen Überschuss mobiler Löcher, und ein n-leitender Bereich hat einen Überschuss mobiler Elektronen im Siliciumkristall. Danach werden unterschiedliche gemusterte Schichten aus isolierendem Oxid, leitendem Polysilicium und leitendem Metall nacheinander auf dem Substrat **7** plaziert. Die Fertigung jeder dieser gemusterten Schichten erfordert viele Schritte, darunter Beschichten des Substrats mit einer spezifischen Schicht, Beschichten der Schicht mit einem lichtempfindlichen organischen Film, Fotoresist genannt, Projizieren eines Maskenmusters auf den Fotoresist, um ihn zu sensibilisieren, selektives Lösen des Fotoresists, um ein Muster in Entsprechung zum projizierten Muster zu haben, Ätzen der Schicht unter dem Fotoresist in den offenen Bereichen des Fotoresistmusters und schließlich Entfernen des restlichen Fotoresists. Die gemusterten n-leitenden und p-leitenden Bereiche werden durch Ionenimplantation durch eine gemusterte Oxidschicht hergestellt.

[0050] Eine Draufsicht auf die Anordnung der elektronischen Auslesematrix **12** ist in [Fig. 4](#) gezeigt. Diese Darstellung zeigt die Anordnung der 128 Pixelschaltungen **11** der Pixelmatrix **9** und den Ausleseschaltungsaufbau **18** mit dem Zeilenauswahl-Schieberegister **32**, Spaltenauswahl-Schieberegister **36**, den Abtast- und Halteschaltungen **54**, analogen Schaltern **56** und Drahtbondinseln **33**. Die bevorzugte Anordnung des Schaltungsaufbaus, der einem einzelnen Pixel **11** zugeordnet ist, ist in [Fig. 9](#) bis [Fig. 12](#) gezeigt. [Fig. 9](#) ist eine Draufsicht auf die Pixelschaltung **11** und zeigt die Schaltungselemente in jeder Schicht, die übereinander liegen. [Fig. 10](#) bis [Fig. 12](#) zeigen drei unterschiedliche Querschnittsscheiben der Anordnung. Zusammen zeigen diese Darstellungen die Lagen der Elektrode **14**, des Kondensators **24**, des Sourcefolgertransistors **41**, der externen Auswahlleitung **53**, des Auswahltransistors **30**, der Spaltenausleseleitung **28**, der Rücksetzleitung **29**, des Rücksetztransistors **26** und der Erdungsleitung **27**.

[0051] Der Auswahltransistor **30** und Rücksetztransistor **26** sind n-Kanaltransistoren und werden mit Hilfe eines Ionenimplantationsverfahrens gefertigt, um eine Elektronendonatorverunreinigung, z. B. Phosphor, spezifischen Bereichen **146** und **145** im p-leitenden Substrat **7** gemäß [Fig. 10](#) zuzugeben, um eine n-leitende Source **146** und einen n-leitenden Drain **145** auf beiden Seiten eines p-leitenden Bereichs **167** im Substrat **7** zu bilden. Die n-leitende

Source **146** und der n-leitende Drain **145** bilden jeweils n-p-Dioden mit dem p-leitenden Substrat **7**. Diese Dioden sind im Hinblick auf das Substrat **7** bewußt in Sperrichtung vorgespannt oder haben keine Spannung über ihnen, wodurch Strom daran gehindert wird, zwischen der Source **146** und dem Drain **145** zu fließen. Ein Transistorgate **169**, das aus einer elektrisch leitenden Schicht aus Polysilicium gefertigt ist, ist vom p-leitenden Bereich **167** durch eine isolierende Oxidschicht **170** getrennt. Eine positive Spannung zwischen dem Gate **169** und Substrat **7** bewirkt ein elektrisches Feld im Bereich **167**, das p-leitende Träger (Löcher) abstößt und n-leitende Träger (Elektronen) in den Bereich **167** anzieht. Diese Ladungsverteilung wandelt den Bereich **167** von einem p-leitenden in einen n-leitenden um, bildet einen kontinuierlichen Weg zum Leiten von n-leitendem Material zwischen der Source **146** und dem Drain **145** und ermöglicht dem Auswahltransistor **30**, Elektrizität zu leiten. Ist Spannung zwischen dem Gate **169** und Substrat **7** null oder negativ, leiten diese Transistoren nicht.

[0052] Die Bereiche der Source **146** und des Drains **145** jedes Transistors sind mit anderen Schaltungskomponenten durch leitende Schichten aus Polysilicium oder leitende Metallschichten aus Aluminium verbunden. [Fig. 12](#) zeigt die Source **146** und den Drain **145** des Rücksetztransistors **26** in Verbindung mit der Elektrode **14** (die mit dem Kondensator **24** durch eine nicht gezeigte Leitung verbunden ist) bzw. der Erdungsleitung **27**. Eine positive Spannung am Gate **169** des Rücksetztransistors **26** ermöglicht, den Kondensator **24** zur Erde **27** abzuleiten. [Fig. 10](#) zeigt die Source **146** des Auswahltransistors **30**, die mit der Leitung **28** Col(out) verbunden ist. Der Drain **145** des Auswahltransistors **30** ist mit einer Source **153** des Sourcefolgertransistors **41** über einen in [Fig. 12](#) nicht gezeigten elektrischen Weg verbunden. Eine positive Spannung am Gate **169** des Auswahltransistors **30** ermöglicht, die Leitung **28** Col(out) mit der Source **153** des Sourcefolgertransistors **41** zu verbinden. Ein Drain **155** des Transistors **41** ist mit der Erdungsleitung **27** verbunden.

[0053] [Fig. 10](#) zeigt, daß der Sourcefolgertransistor **41**, ein p-Kanaltransistor, ein Substrat aus n-leitendem Silicium erfordert, das durch eine n-Wanne **133** gebildet ist. Die n-Wanne **133** ist eine Insel aus n-leitendem Material, die im p-leitenden Siliciumsubstrat **7** durch ein Ionenimplantationsverfahren erzeugt ist. Die n-Wanne **133** bildet eine n-p-Diode mit dem Substrat **7** und wird auf einer positiven Spannung im Hinblick auf das Substrat **7** gehalten, um die n-Wanne **133** vom Substrat **7** elektrisch zu isolieren. Eine Source **157** und ein Drain **159** des Transistors **41** sind in der n-Wanne **133** durch Ionenimplantation einer Elektronenakzeptorverunreinigung gebildet, z. B. Bor, um die Source **157** und den Drain **159** in p-leitendes Silicium umzuwandeln. Das Transistorgate **168**,

das aus einer elektrisch leitenden Polysiliciumschicht gefertigt ist, ist vom n-leitenden Bereich **133** durch eine isolierende Oxidschicht **170** getrennt. Eine negative Spannung am Gate **168** verursacht ein elektrisches Feld im Bereich **153**, das n-leitende Träger (Elektronen) abstößt und p-leitende Träger (Löcher) in den Bereich **153** anzieht. Diese Ladungsumverteilung wandelt den Bereich **153** von einem n-leitenden in einen p-leitenden um, was einen kontinuierlichen Leitungsweg für p-leitendes Material zwischen der Source **157** und dem Drain **153** bildet, und ermöglicht, daß der Transistor **41** Elektrizität leitet. Der Source **157** des Transistors **41** wird ein Konstantstrom vom Transistor **110** zugeführt, der in der Abtast- und Halteschaltung **54** liegt, wenn der Auswahltransistor **30** eingeschaltet ist. Die Größe der Spannung am Gate **168** (als Darstellung der durch die Elektrode **14** gesammelten und im Kondensator **24** gespeicherten Ladung) des Sourcefolgertransistors **41** steuert die Leitfähigkeit des Transistors **41**; somit folgt die Source des Transistors **41** der Spannung am Kondensator **24** mit Ausnahme einer Offsetspannung von etwa 0,5 Volt.

[0054] Die passiven elektrischen Schaltungskomponenten werden durch Zufügen abwechselnder gemusterter Schichten aus elektrischen Isolatoren und Leitern hergestellt. Eine elektrische Isolierschicht **156** ist durch Bor-Phosphor-Siliciumglas vorgesehen. Die Isolierschichten **176** und **180** sind durch Siliciumdioxid (SiO_2) gebildet. Dotiertes Polysilicium bildet die elektrisch leitenden parallelen Platten **171** und **173** des Kondensators **24** sowie die Rücksetzleitung **29**. Aluminium-Kupfer-Metall bildet die elektrisch leitende Spaltenausleseleitung **28**, externe Auswahlleitung **53**, Erdungsleitung **27** und Elektrode **14**.

[0055] Der Ausleseschaltungsaufbau **18** ist auf die gleiche Weise wie die Pixelschaltung **11** gefertigt. N-Kanal- und p-Kanal-transistoren sind im Siliciumsubstrat **7** gefertigt. Passive Komponenten sind in Schichten über den Transistoren zugefügt.

[0056] Die elektronischen Prototyp-Auslesematrizen **12** wurden bei ORBIT Semiconductor, Sunnyvale, CA hergestellt. Diese Gestaltung im kleinen Maßstab wurde auf dem gleichen Wafer mit einer Anzahl anderer Schaltungsgestaltungen des Unternehmens gefertigt, was zu einer billigen Fertigung führte. Geliefert wurden dreißig identische Chips, wobei jeder Chip eine elektronische Auslesematrix **12** enthielt (siehe [Fig. 4](#)). Die Matrizen wurden an einen herkömmlichen Chipträger mit 28 Stiften gebondet, und Drahtbondinseln **33** auf jeder Matrize wurden mit den Stiften des Chipträgers durch eine herkömmliche Drahtbondtechnik verbunden. Die Drahtbondinseln **33** und Drähte wurden zu ihrem Schutz selektiv mit Epoxidharz beschichtet, wobei die Pixelmatrix **9** und der Ausleseschaltungsaufbau **18** unbedeckt blieben.

[0057] Die Prototypmatrizen wurden mit amorphen Selenfilmen mit Hilfe eines Dampfabscheidungsverfahrens beschichtet. Selenfilme wurden in verschiedenen Dicken bis 300 Mikrometern über der gesamten elektronischen Auslesematrix **12** mit der Pixelmatrix **9** und der Ausleseschaltung **18** abgeschieden. Eine Dicke von 300 Mikrometern liefert gute Ergebnisse für die Absorption von Röntgenstrahlen im Spektrum, das in Mammographieanwendungen von 17 keV bis 28 keV genutzt wird. Eine **300** Mikrometer dicke Selschicht absorbiert im wesentlichen alle einfallenden Röntgenstrahlen und schützt die elektronische Auslesematrix **12** vor Schäden infolge von Röntgenstrahlen. Allerdings ist die Selschicht **10** ausreichend dünn, so daß die Spannung von der Quelle **16**, die für ein bestimmtes elektrisches Feld erforderlich ist, nicht unangemessen hoch wird. Die Durchschlagfeldstärke für Selen beträgt etwa 20 V/Mikrometer. Eine sichere Feldstärke ist 5 V/Mikrometer, was 1500 Volt über eine 300 Mikrometer dicke Schicht **10** aus Selen entspricht.

[0058] Danach wurden die Prototypsensoren mit einer leitenden Elektrode **8** aus Silber mit Hilfe eines Dampfabscheidungsverfahrens beschichtet. Die Silberdicke von 250 Angström ermöglicht den Durchlaß von über 99,9 % der einfallenden Röntgenphotonen im Bereich von 17 keV bis 28 keV und ist dennoch dick genug, um für ausreichende elektrische Leitfähigkeit über ihre Oberfläche zu sorgen. Die leitende Elektrode für jede der beschichteten Matrizen wurde mit dem Chipträger elektrisch verbunden.

[0059] Die Prototypsensoren wurden mit der Datenerfassungselektronik **20** elektrisch verbunden, die eine Leiterplatte aufweist, um Strom- und Taktleitungen zum Sensor zu führen und um die Ausgangsleitung **72** über einen Verstärker zu einem 12-Bit-Analog/Digital-Wandler zu führen. Eine Taktungsplatine erzeugt die für die Schieberegister **32** und **36** erforderlichen Takte. Die digitalen Daten vom Analog/Digital-Wandler wurden zu einem 486er Computer **23** gesendet, der die Bilder **21** auf dem Monitor **22** anzeigt.

[0060] Getestet wurden die Prototypsensoren durch Richten von Röntgenstrahlen **2** aus einer Röntgenquelle **4** mit Molybdänanode durch verschiedene Ziele **6** auf den Sensor **1**. Röntgenbilder, die mit einem dieser Prototypsensoren erfaßt wurden, sind in [Fig. 13A](#) und [Fig. 14B](#) gezeigt. [Fig. 13B](#) ist ein Röntgenbild eines Abschnitts eines Drahtmaschensiebs **132** gemäß [Fig. 13A](#). [Fig. 14B](#) ist ein Röntgenbild eines Abschnitts des Öhrs einer Nadel **136** gemäß [Fig. 14A](#). Aus ersten Ergebnissen geht hervor, daß die Prototypsensoren eine Nennreaktion von etwa 50 Elektronen pro Röntgenphoton und ein effektives Nenn Dunkelrauschen von etwa 400 Elektronen haben, was acht Röntgenphotonen von Dunkelrauschen entspricht.

[0061] Eine wichtige Ausführungsform der Erfindung besteht in ihrem Gebrauch der komplementären Metall-Oxid-Halbleiter-Fertigungstechnologie. Die CMOS-Technologie bietet sehr gute Leistung im Hinblick auf Geschwindigkeit, Stromverbrauch und Leckströme; und sie ist sehr flexibel, da sie dem Schaltungskonstrukteur ermöglicht, Transistoren sowohl der p- als auch der n-leitenden Polarität auf derselben integrierten Schaltung zu kombinieren. Durch CMOS lassen sich sowohl analoge als auch digitale Schaltungen auf demselben Siliciumkristallstück fertigen, darunter nicht nur die Matrix **9** aus Pixelschaltungen **11**, sondern praktisch die gesamte Ausleseelektronik, u. a. Schieberegister **32** und **36**, Abtast- und Halteschaltungen **54**, analoge Schalter **56** und sogar Analog/Digital-Wandler. Da CMOS eine sehr verbreitete und ausgereifte Technologie ist, sind CMOS-Fertigungsverfahren relativ billig und in vielen Varianten in dem meisten Halbleiterfertigungsstätten problemlos verfügbar. Eines der verfügbaren CMOS-Verfahren ist ein älteres Verfahren, das minimale Merkmalsgrößen von zwei Mikrometern ermöglicht. Für dieses Verfahren werden die fotolithographischen Masken mit den Schaltungsmustern auf die gesamte Oberfläche des Substratwafers aus Einkristallsilicium statt auf kleinere Abschnitte des Wafers wie bei moderneren Verfahren, die kleinere Merkmalsgrößen bilden können, projiziert. Derzeit lassen sich Waferdurchmesser von vier Inch mit diesem Verfahren verwenden, und in Kürze wird eine Ganzwaferprojektion mit Waferdurchmessern von sechs Inch zur Verfügung stehen. Somit kann die Prototypsensormatrix maßstabgerecht vergrößert werden, um viel größere Sensoren bereitzustellen, die für verschiedene Arten der medizinischen Röntgenabbildung notwendig sind.

[0062] Diese CMOS-Gestaltung ist für ein n-Wannen-Fertigungsverfahren geeignet. Diese Beschreibung betrifft das Ionenimplantationsverfahren, das zur Erzeugung von Inseln aus dotiertem Silicium auf dem Substrat zum Einsatz kommt. Diese Inseln haben Majoritätsladungsträger mit entgegengesetztem Typ zu den Majoritätsladungsträgern des Substrats. Somit erzeugt ein n-Wannenverfahren Inseln aus n-leitendem Material in einem Substrat aus p-leitendem Material. Ein p-Wannenverfahren erzeugt p-leitende Inseln in einem n-leitenden Siliciumsubstrat. Der Unterschied der Schaltungen betrifft die Frage, ob die Schaltungsspannungen im Hinblick auf das Substrat positiv oder negativ sind. Für die erste Vorrichtung im vollen Maßstab wurde das n-Wannenverfahren in einem p-dotierten Wafer verwendet, da die kleine Prototypmatrix ein n-Wannenbauelement ist und sehr gut funktioniert. Allerdings könnte man auch einen n-dotierten Wafer mit p-Wannen verwenden, und die Erfindung soll beide Wege abdecken.

[0063] Eine Aufgabe der Erfindung ist, einen Sensor im großen Maßstab mit einem quadratischen oder rechteckigen Bildformat bereitzustellen, der groß genug ist, den Großteil eines Siliciumwafers mit vier oder sechs Inch Durchmesser abzudecken. Eine bevorzugte Ausführungsform des großmaßstäbigen Sensors **190** gemäß [Fig. 15A](#) und [Fig. 15B](#) belegt eine Fläche von 46 Quadratzentimetern. Für eine normale CMOS-Gestaltung dieser Art ist die Verfahrensausbeute gering, da die Wahrscheinlichkeit schwerer Fehler für großflächige Chips sehr hoch ist. Diese Fehler entstehen wegen unvermeidlicher Staub- und Schmutzteilchen, die trotz strenger Reinheitsanforderungen ihren Weg auf die Oberfläche der Masken oder des Wafers finden.

[0064] Die Grundlage der Gestaltungsstrategie für den vollmaßstäblichen Sensor leitet sich aus der Beobachtung ab, daß die von der integrierten Schaltung belegte Fläche in zwei Bereiche mit verschiedenartiger Beschaffenheit eingeteilt werden kann: Ein Bereich ist die sehr große Fläche, die von der Pixelmatrix **183** eingenommen wird, und der andere Bereich ist der kleinere Bereich, unter ein Prozent der Gesamtfläche, der von den Ausleseschaltungen **133** und **186** an den Kanten der Matrix belegt wird (siehe [Fig. 15A](#)). Das Auftreten von Fehlern im Bereich der Ausleseschaltungen **133** und **186** legt vermutlich die gesamte integrierte Schaltung lahm. Allerdings ist die Wahrscheinlichkeit etwaiger Fehler in diesem Bereich recht gering, da die Fläche des Bereichs klein ist; weshalb normale Sorgfalt bei der Gestaltung, z. B. Getrennthalten von Schaltungsmerkmalen und Vermeiden unnötiger oder anfälliger Komponenten, für diesen Bereich ausreicht. Da andererseits das Auftreten von Fehlern im großen Bereich der Pixelmatrix **183** nahezu feststeht, muß man ihre Zwangsläufigkeit akzeptieren und Maßnahmen ergreifen, ihre Auswirkung auf die Leistung des Bauelements zu minimieren.

[0065] Es gibt zwei Hauptarten von Schaltungsfehlern: Fehler, die zu Brüchen in leitenden Leitungen führen, und Fehler, die elektrische Kurzschlüsse zwischen Leitungen oder Komponenten verursachen. In der Pixelmatrix **183** ist die Auswirkung der ersten Fehlerart auf Funktionsverlust für die einzelnen Pixel **184** beschränkt, die durch das fehlerhafte Merkmal betroffen sind, entweder ein Pixel oder ein Teil einer Pixelzeile oder -spalte. Allerdings kann die zweite Fehlerart im Pixelbereich zu Funktionsverlust aller Pixel in der Matrix führen, wenn der Kurzschluß große Ströme in wesentlichen Teilen des peripheren Ausleseschaltungsaufbaus **133** und **186** fließen läßt. Daher besteht ein Teil der Strategie darin, Möglichkeiten für katastrophale Schäden zu beseitigen, indem Pufferverstärker **50** oder Widerstände **51** (siehe [Fig. 16](#)) den meisten Leitungen zugefügt sind, die den Pixel-

bereich mit den Peripherieschaltungen verbinden, um die Stromentnahme an den externen Schaltungen auch im Falle einiger Kurzschlußfehler auf tolerierbare Werte zu begrenzen. Zum Beispiel würde ein Fehler, der eine der Rücksetzleitungen zum geerdeten Substrat kurzschließt, das gesamte Rücksetzvermögen des Ausleseschaltungsaufbaus zunichte machen, wäre die Schaltung so gestaltet, daß alle Rücksetzleitungen parallel direkt mit einem gemeinsamen Bus verbunden sind. Daher ist der Rücksetzbus **66** mit den Rücksetzleitungen **29** über die Puffer **50** ([Fig. 6](#)) oder Widerstände **51** ([Fig. 16](#)) verbunden, um den Steuerschaltungsaufbau an der Kante der Matrix von nachgeschalteten Problemen im Pixelbereich zu isolieren. Aus dem gleichen Grund sind die Ausleseauswahlleitungen **53** im Pixelbereich mit Puffern **50** vom Auswahl-Schieberegister **186** an der Kante der Matrix isoliert. Ansonsten könnte eine Beschädigung einer der Ausleseauswahlleitungen in einem der Pixel das Schieberegister deaktivieren, das den gesamten Auslesevorgang steuert. Ein ähnliches Problem liegt mit der Bereitstellung einer Verbindung mit einem Speisespannungsbus in jedem Pixel vor, da ein die Speisespannungsleitung kurzschließender Pixelfehler die Speisespannung für alle Pixel auslöschten könnte. Daher muß die Spannung, die von den aktiven Elementen in den Pixeln verwendet wird, auf weniger direktem Weg zugeführt werden. Die Pixelschaltungen **11** haben keine Stromversorgung durch eine separate Stromversorgungsleitung. Vielmehr wird der Pixelstrom über die Spaltenausgangsleitungen **28** zugeführt, die mit den Stromquellentransistoren **110** in den Abtast- und Halteschaltungen **54** (siehe [Fig. 8](#)) an der Kante der Matrix verbunden sind.

[0066] Trotz dieser konstruktiven Strategie bleibt die Auswirkung von Fehlern problematisch; Fehler verursachen Funktionsverlust in allen Pixeln in einigen einzelnen Zeilen oder Spalten und zerstören sogar benachbarte Zeilen- und Spaltenpaare, wenngleich die restlichen Pixel ordnungsgemäß arbeiten. Fehlende einzelne Pixel und sogar fehlende Zeilen oder Spalten werden dadurch korrigiert, daß der Computer **23** den fehlenden Pixeln Werte durch Interpolation zwischen den Werten der Nachbarpixel zuordnet, wodurch sehr wenig an diagnostischem Wert verloren geht. Ein genaueres Verfahren zur Behandlung fehlerhafter Pixel beinhaltet den Gebrauch zweier aufeinanderfolgender Belichtungen mit einer kleinen Diagonalverschiebung des gesamten Sensors **190** um 10 bis 20 Pixel zwischen den beiden Belichtungen. Danach kombiniert der Computer **23** die beiden Belichtungen zu einem einzelnen Bild, und dieses Einzelbild hat sehr wenige fehlende Pixel. Zur weiteren Genauigkeit kann dieses Verfahren auf drei aufeinanderfolgende Belichtungen mit Diagonalverschiebungen des Sensors **190** zwischen jeder Belichtung erweitert werden.

[0067] Der Gebrauch dreier aufeinanderfolgender

Belichtungen mit der kleinen Diagonalverschiebung hilft auch beim Problem des Kombinierens einer Anzahl dieser Sensoren zu einem vollformatigen Sensor. Der vollformatige Sensor hat Lücken, die nicht auf Röntgenstrahlen zwischen den einzelnen Sensoren reagieren. Die dreifache Belichtungstechnik korrigiert fehlende Zeilen oder Spalten und ermöglicht auch, die Lücken mit Röntgeninformationen zwischen den einzelnen Sensoren aufzufüllen. Ein weiterer Nutzeffekt der Dreifachbelichtungstechnik ist, daß sie den Aufbau einer wirksameren Vorrichtung zur Unterdrückung der Röntgenstreuung ermöglicht, was später erläutert wird.

832 × 1024-PIXELBILDSSENSOR

[0068] Die zweite bevorzugte Ausführungsform der Erfindung gemäß [Fig. 15A](#) und [Fig. 15B](#) stellt eine elektronische Auslesematrix **190** mit einer 832 × 1024-Pixelmatrix **183** aus Pixelschaltungen **11** und einem Ausleseschaltungsaufbau **133** bereit. Diese Ausführungsform wurde von den Erfindern und ihren Mitarbeitern gefertigt und getestet. Die Größe jeder Pixelschaltung **11** beträgt 66 Mikrometer × 66 Mikrometer, was ein Bildformat von 5,5 cm × 6,75 cm ergibt. Eine Skizze der Auslesematrix **190** wie im Prototyp ist in [Fig. 15](#) gezeigt. Das Zeilenauswahl-Schieberegister **186** belegt eine Breite von etwa 100 Mikrometern (unter zwei Pixeln) und erstreckt sich über die gesamte Länge einer Kante der Pixelmatrix **183**. Die elektronische Auslesematrix **190** hat eine sehr dünne (unter 250 Mikrometer) Kante **189** um drei der Seiten. Der Ausleseschaltungsaufbau **133** erfordert eine relativ kleine Fläche, etwa 0,1 cm × 6,75 cm, und Drahtbondinseln **185** sind an dieser Kante vorgesehen, um Steuer-, Ausgangs- und Stromverbindungen herzustellen.

[0069] [Fig. 16](#) zeigt eine schematische Darstellung der elektronischen Auslesematrix **190**. Das Zeilenauswahl-Schieberegister **186** enthält 832 Flipflops **44**, eins für jede Zeile, und steuert die Zeilenauswahl für Auslese Zwecke. Die Auslesematrix **133** enthält eine Abtast- und Halteschaltung **54** und einen zweiseitigen Schalter **56** für jede der 1024 Spalten aus Pixelschaltungen **11**. Das Spaltenauswahl-Schieberegister **191** enthält 104 Flipflops **44**, eins für jeden Satz aus acht Spalten. Die Ausgabe vom Ausgang jedes Flipflops **44** steuert acht zweiseitige Schalter **56**, die Gruppen von acht Ausgängen der Abtast- und Halteschaltungen **54** mit acht parallelen Ausgangsleitungen **71** gleichzeitig verbinden. Spannungen von den Ausgangsleitungen **71** werden gepuffert und zur Datenerfassungselektronik **20** geführt. Die Schaltbilder des Flipflops **44** und der Abtast- und Halteschaltungen **54** sind in [Fig. 7](#) bzw. [8](#) gezeigt.

[0070] Die acht getrennten Ausgänge sorgen für einige wichtige Nutzeffekte. Für die gesamte Matrix ist

eine Auslesezeit von 125 Millisekunden vorgesehen. Dies erfordert eine Datenrate von 8 MHz für eine Million Pixel, wenn es nur eine Ausgangsleitung gibt. Durch diese hohe Datenrate muß der Ausgangstreiber große Ströme zuführen, die benötigt werden, die Parasitärkapazität auf der Ausgangsleitung **71** schnell zu laden und zu entladen. Die großen Ströme erfordern eine breite Ausgangsleitung **71**, die über die Länge der Kante des Ausleseschaltungsaufbaus **133** verläuft, was die Parasitärkapazität der Ausgangsleitung **71** erhöht. Durch den Einbau von acht parallelen Ausgangsleitungen **71**, die mit einem Achtel der Gesamtdatenrate arbeiten, reduziert sich der Strom und damit die Breite jeder Leitung **71**. Die spezielle Konfiguration für die acht Ausgänge gemäß [Fig. 16](#) führt zu einer einfachen Topographie für das Netz aus sich kreuzenden Leitungen und erleichtert auch das Auslesen von Pixeln in einer normalen Rasterabstastreihenfolge mit einem schnellen analogen Acht-zu-Eins-Multiplexer und einem schnellen Analog/Digital-Wandler im Datenerfassungsschaltungsaufbau **20** außerhalb der elektronischen Auslesematrix **190**. Wäre statt dessen der Ausleseansatz nicht sequentiell entlang jeder Zeile, läge das normale Nebensprechen, das schnellen Analog/Digital-Wandlerschaltungen eigen ist, zwischen nicht benachbarten Pixeln vor und würde zu erheblichen Geisterbildern führen.

[0071] Der Rücksetzschaltungsaufbau gemäß [Fig. 16](#) ähnelt dem Rücksetzschaltungsaufbau der kleinmaßstäbigen Prototypmatrix mit der Ausnahme, daß die Rücksetzpuffer **50** gemäß [Fig. 5](#) durch Polysiliziumwiderstände **51** ersetzt sind. Diese Änderung ermöglicht die Option, die Rücksetztransistoren **26** mit einer umgekehrten Gate-Source-Spannung (-2 Volt für diese Ausführungsform) auszuschalten, um Ladungsverlust über die Rücksetztransistoren **26** zu vermeiden.

[0072] Jede elektronische Auslesematrix **190** wird auf einem Wafer aus kristallinem Silicium **7** mit 4 Inch Durchmesser durch die zuvor beschriebenen CMOS-Fertigungsverfahren hergestellt. Damit die Matrizen leichter eng aneinanderstoßen, wird jeder Wafer dann mit einer Diamantsäge beschnitten, um schmale Grenzbereiche **189** an den drei Seiten ohne den Ausleseschaltungsaufbau **133** und die Drahtbondinseln **185** bereitzustellen.

[0073] Die Auslesematrix **190** wird mit amorphem Selen **10** beschichtet. Für die bevorzugte Ausführungsform der Erfindung, die für die Mammographieanwendung genutzt wird, wird das Selen bei $80\text{ }^{\circ}\text{C}$ auf die Auslesematrix **190** als 300 Mikrometer dicke amorphe Beschichtung aufgedampft. Das Selen ist mit 0,3 % Arsen legiert, um Rekristallisation des amorphen Selen zu verhindern. Eine Spurenmenge von Chlor (12 ppm) ist der Legierung zugegeben, um Löcherfallen in der Selen/Arsen-Legierung zu passi-

vieren. Danach wird die selenbeschichtete Auslesematrix **190** mit einer leitenden Elektrode **8** beschichtet. Die bevorzugte Elektrode ist eine 12 Mikrometer dicke Schicht aus graphitimpregnierter Farbe (Aquadag, Acheson Colloids). Diese Elektrode ist angemessen robust, für Röntgenstrahlen stark durchlässig, ausreichend leitend und kann bei Raumtemperatur angewendet werden.

[0074] Die elektronische Auslesematrix **190** wird an einem Chipträger **153** gemäß [Fig. 15B](#) befestigt, der aus einem elektrisch isolierenden, wärmostabilen Material hergestellt ist, z. B. Leiterplattenmaterial aus Aluminiumoxid (Al_2O_3) oder FR4. Der Chipträger **153** ist mit elektrisch leitenden Leiterzügen **182** gefertigt, und elektrische Verbindungen von der Auslesematrix **190** zu den Leitungen **182** sind mit Bonddrähten **157** hergestellt. Die Auslesematrix **190** wird mit amorphem Selen **10** und dann mit einer leitenden Elektrode **8** beschichtet, bevor sie am Chipträger **153** befestigt wird. Die acht analogen Ausgangsleitungen **71** von der Auslesematrix **190** werden über die Leitungen **182** zu Transistorpufferverstärkern **188** geführt, die verstärkte analoge Signale zu einem Bandkabel **167** über einen Verbinder **184** senden. Das Bandkabel **167** führt Signale zum externen Schaltungsaufbau, der die Spannungen von den Ausgangsleitungen **71** verstärkt und die analogen Spannungen über Analog/Digital-Wandler in digitale Daten umwandelt. Außerdem dient das Bandkabel **167** zum Verbinden von Takt- und Steuerschaltungsaufbauten, um Takt- und Datensignale zu den Schieberegistern **191** und **186** zu führen, Steuersignale für die Abtast- und Halteschaltungen und die Rücksetzfunktion, digitalen Übertragungsschaltungsaufbauten, um die digitalen Daten zum Computer **23** zu übertragen, und Stromschaltungsaufbauten, um elektrischen Strom zur Auslesematrix **190** zu führen. Der Chipträger **153** hat etwa die gleiche Größe wie die elektronische Auslesematrix **190**, um das Aneinanderstoßen der Bildsensoren zur Bildung eines vollformatigen Bildsensors zu erleichtern.

[0075] [Fig. 26](#) ist ein digitaler Ausdruck eines Röntgenbilds einer Maus, das mit einem der 832×1024 -Pixelbildsensoren erzeugt wurde.

VOLLFORMATIGER BILDSSENSOR ZUR DIGITALEN MAMMOGRAPHIE

[0076] Eine Aufgabe der Erfindung besteht in der Bereitstellung eines hochauflösenden digitalen Röntgenbildsensors mit ausreichender Größe, um große Flächen des menschlichen Körpers abzubilden, z. B. die komplette Brust. Die zwei Standardfilmgrößen zur Folienfilm-Mammographie, $18\text{ cm} \times 24\text{ cm}$ und $24\text{ cm} \times 32\text{ cm}$, kommen der bevorzugten Größe für einen vollformatigen digitalen Sensor für die Mammographieanwendung nahe. Die derzeitige CMOS-Bearbeitungstechnologie beschränkt die Maximalgröße

eines monolithischen digitalen Sensors auf 5,5 cm × 6,75 cm für einen Wafer mit vier Inch Durchmesser (oder 10,1 cm × 10,1 cm für einen Wafer mit sechs Inch Durchmesser). Diese Größenbeschränkung erfordert das Kombinieren mehrerer dieser kleineren Bildformatsensoren zu einem vollformatigen Sensor.

[0077] [Fig. 17A](#) und [Fig. 17B](#) zeigen einen bevorzugten Weg zur Fertigung eines vollformatigen Bildsensors. Fünfzehn der 832 × 1024-Pixelbildsensoranordnungen **192** werden in einer 3 × 5-Matrix kombiniert, um eine Bildfläche von 20 cm × 27 cm zu erzeugen, die 12,8 Million Pixel in einer 3072 × 4160-Pixelmatrix enthält. Zunächst läßt man fünf Bildsensoranordnungen **192** in einer Zeile aneinanderstoßen. Dann werden drei dieser Sensorzeilen miteinander geschindelt, wobei die Ausleseschaltungsaufbauten **133** und Drahtbondinseln **185** jeder nachfolgenden Zeile unter der vorherigen liegen, was [Fig. 17B](#) zeigt. Die acht analogen Signale von jeder der fünfzehn Bildsensoranordnungen **192** werden über die Bandkabel **167** zu einer speziellen Datenerfassungsplatine geführt. Diese Platine besitzt zwei 4-zu-1-Analogmultiplexer und zwei 12-Bit-Analog/Digital-Wandler für jede Sensoranordnung **192**. Die analogen Multiplexsignale werden mit Hilfe von softwareprogrammierbaren spannungsverstärkenden und Offsetverstärkern modifiziert, um die Eingabe zu den Analog/Digital-Wandlern zu optimieren. Die digitalen 12-Bit-Signale von den 30 Analog/Digital-Wandlern werden über Bandkabel zu einer speziellen Datenerfassungsplatine geführt, die 8 MByte Direktzugriffsspeicher (RAM) für jede der Bildsensoranordnungen **192** hat, wodurch vier Bilder digital gespeichert werden können. Danach werden die digitalen Daten vom RAM über einen TAXI-Geber zu einer speziellen TAXI/PCI-Schnittstellenplatine in einem Computersystem **23** seriell übertragen, das vorzugsweise ein Pentium-basiertes oder äquivalentes System ist. Die Bilder werden verarbeitet und auf dem Computermonitor **22** angezeigt oder auf einem hochauflösenden Laserfilmdrucker ausgedruckt. Der vollformatige Bildsensor **194** gemäß [Fig. 17A](#) und [Fig. 17B](#) hat Lücken **186** und **189** zwischen benachbarten Bildsensoren **192**, die nicht auf Röntgenstrahlen reagieren.

[0078] [Fig. 18](#) zeigt den vollformatigen Bildsensor, der in eine digitale Röntgenmammographievorrichtung eingebaut ist. Diese Vorrichtung weist eine Sensor/Raster-Anordnung **220** gemäß [Fig. 17B](#) auf, in die der vollformatige digitale Bildsensor **194** und ein später beschriebenes, Röntgenstreuung verhandelndes Raster **201** eingebaut sind. Die Röntgenquelle **4** leitet Röntgenstrahlen **2** durch eine Brust **196**, die zwischen einer Druckscheibe **198** und einer Brustauflage **205** komprimiert ist. Die Röntgenstrahlen **2** durchlaufen die Brustauflage **205** zur Anordnung **220**. Bilddaten werden mit der Datenerfassungselektronik **20** erfaßt, die die Daten in digitale Form um-

wandelt und die digitalen Daten zum Computer **23** überträgt, der die Daten verarbeitet, um das Bild **21** auf dem Computermonitor **22** zu erzeugen.

Streuungsverhinderndes Raster

[0079] In den meisten Röntgenabbildungssituationen streut eine große Strahlungsmenge vom abgebildeten Objekt. Diese Streuröntgenstrahlen enthalten keine nutzbaren Abbildungsinformationen, aber können eine Stärke haben, die gleich oder größer als die ungestreute Primärstrahlung ist, die die Bildinformationen enthält. Kann diese Streustrahlung den Abbildungssensor erreichen, vernebelt sie nicht nur das Bild und reduziert den Kontrast, sondern aufgrund der statistischen Zufallsbeschaffenheit der Röntgenerzeugung, Absorption und der Streuverfahren addiert die Streustrahlung Zufallsschwankungen zu den normalen Zufallsschwankungen, die in den bildführenden primären Röntgenstrahlen enthalten sind. Das Signal-Rausch-Verhältnis kann so stark beeinträchtigt werden, daß die Röntgendosis für den Patient um 100 % oder mehr erhöht werden muß, um die Beeinträchtigung zu kompensieren.

[0080] Bei medizinischen Folienfilmbildern wird die Streuung gewöhnlich mit Hilfe des Röntgenrasters oder der Bucky-Blende reduziert, einer Vorrichtung, die unter dem streuenden Objekt stationiert ist und die sich aus mehreren röntgenabsorbierenden Lamellen zusammensetzt, die so orientiert sind, daß sie nur den Durchgang jener Strahlen auf Wegen ermöglichen, die mit der Abstrahlung von der Röntgenquelle übereinstimmen, und jene Strahlen mit Richtungen abfangen, die durch Winkelstreuung geändert sind. Dieses Raster führt eigene schwerwiegende Probleme ein: Das Muster des Rasters kann auf dem Bild erscheinen, und das Raster blockiert oder absorbiert einen wesentlichen Anteil des Primärstrahls. Gewöhnlich löst man dieses Problem durch sehr feine und sehr teure Raster, die aus vielen abwechselnden Schichten aus schwach absorbierenden und stark absorbierenden Materialien aufgebaut sind, wobei die Schichtebenen zur Lage der Röntgenquelle abgewinkelt sind. Für geringe Auflösungsanforderungen, z. B. Röntgenaufnahmen des Thorax, sind diese Raster gewöhnlich feststehend; und für hohe Auflösungsanforderungen, z. B. für die Mammographie, werden diese Raster bei der Belichtung bewegt, um die Abbildung des Rasters zu reduzieren. Konstruktive Kompromisse zur Optimierung dieser Raster für verschiedene Anwendungen führen zu spezialisierten Kombinationen aus Lamellenabstand, -dicke und -breite, um einen Leistungskompromiß zu erreichen, bei dem Streuung nicht vollständig beseitigt ist, aber dafür weniger vom Primärstrahl verloren geht. Dieser Verlust des Primärstrahls kann bis zu 50 % ausmachen und macht oft den Großteil des Nutzeffektes der Streuungsreduzierung für das Signal-Rausch-Verhältnis zunichte.

[0081] Eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung verfügt über ein streuungsverhinderndes Raster, das so gestaltet ist, daß es die Möglichkeiten vorteilhaft nutzt, die Merkmale der Erfindung bieten. Das Raster besteht aus einer Matrix von Tantal- oder Wolframbändern mit 0,002 Inch Dicke und 1 Inch Breite, die Abstände von 0,2 Inch haben. Diese Bänder sind an einem Rahmen verspannt, der die Bänder Ebenen parallel zu den Primärröntgenstrahlen hält. Dieses Raster würde die meiste Streustrahlung abfangen, aber könnte bei sehr flachen und genau abgewinkelten Bändern nur 1 % der Primärröntgenstrahlen blockieren. Statt für unabhängige Bewegung der Rasteranordnung zu sorgen, um die Abbildung des Rasters zu reduzieren, ist diese Rasteranordnung am Röntgensensor befestigt, der genau unter der Rasteranordnung positioniert ist. Die durch die Gitterbänder blockierten Pixel werden als fehlende Pixel behandelt, und diese fehlenden Pixel werden mit der Technik der Dreifachbelichtung mit einer Diagonalverschiebung wie bei den Pixeln aufgefüllt, die in den Lücken zwischen den aneinanderstoßenden Matrizen und in den durch Fehler beschädigten Zeilen und Spalten fehlen. Dadurch hat man eine Einrichtung zum Bilden eines billigen streuungsverhindernden Rasters mit nahezu idealer Leistung.

BILDERFASSUNG UND -VERARBEITUNG

Initialisierung der Elektronik und Software

[0082] Ausführungsformen der Erfindung sind anfangs so charakterisiert, daß sie Hardwaremängel identifizieren, u. a. tote oder schwach reagierende Pixel in jedem Sensor **192**, Lücken zwischen den unterschiedlichen Bildsensoren **192**, räumlich variierende Beleuchtung der Röntgenquelle **4** und Verstärkungsabweichungen der Pixel **11**. Die Charakterisierungsinformationen über die Hardwaremängel werden verwendet, die durch das Mammographiesystem erzeugten Brustbilddaten zu verarbeiten, um die Qualität des fertigen Bilds zu maximieren.

[0083] Der bevorzugte Charakterisierungsablauf erfordert das Erfassen von acht Dunkelfeldbildern bei ausgeschalteter Röntgenquelle **4** und acht Weißfeldbildern, erfaßt mit einem 2 cm dicken Plexiglasstück auf der Brustauflage **205** und Beleuchten des vollformatigen Sensors **194** mit der Röntgenquelle **4**. Ein Dunkelfeldbild wird von einem Weißfeldbild subtrahiert, um ein Restbild zu erzeugen, und acht dieser Restbilder werden gemittelt, um ein Kalibrierbild zu bilden. Tote oder schwach reagierende Pixel in jedem Sensor **192** sowie Lücken zwischen den unterschiedlichen Sensoren **192**, die so definiert sind, daß sie eine Leuchtdichteabweichung über 15 % haben, werden als defekte Pixel im Kalibrierbild identifiziert. Korrigiert werden defekte Pixel im Kalibrierbild durch Interpolation von acht nächstgelegenen Nachbarn für Punktfehler und sechs nächstgelegenen Nachbarn

für Spalten- oder Zeilenfehler. Danach wird das Kalibrierbild im Computer **23** als Matrix aus Pixelwerten gespeichert, und die Positionen jedes defekten Pixels werden als Fehlerkennfeld gespeichert. Außerdem werden die Pixelwerte im Kalibrierbild gemittelt, und dieser einzelne Mittelwert wird gespeichert. Für diese bevorzugte Ausführungsform gibt es bis zu 12.779.520 (3072 × 4160) Pixelwerte.

Bilddatenerfassung

[0084] Die bevorzugte Röntgenquelle **4** für die Mammographieanwendung ist eine Röntgenröhre mit Molybdänanode und einem 50 Mikrometer dicken Molybdänfilter, die einen Röntgenstrahl erzeugt, der primär aus zwei scharfen Spektrallinien bei 17,9 keV und 19,5 keV besteht. Eine zweite bevorzugte Quelle **4** für die Mammographieanwendung ist eine Röntgenröhre mit Wolframanode und einem 50 Mikrometer dicken Silberfilter, die ein Röntgenspektrum erzeugt, das um 26 keV zentriert ist. Die typische Röntgendosis für die Mammographieanwendung beträgt 200 Millirad (mittlere glanduläre Dosis) je Bild.

[0085] Ein bevorzugter Ablauf zum Erhalten eines Mammogramms ist folgender: Zwei Röntgenbilder der Brust **196** werden nacheinander erfaßt. Das erste Bild wird mit der Hälfte der Röntgendosis aufgenommen, die derzeit zur Folienfilmmammographie verwendet wird. Dieses Bild hat eine Anzahl von Lücken **186** und **189** zwischen den Sensoren **192**, Pixelspalten und -zeilen, die durch das Röntgenraster **201** verschattet werden, und tote Pixel in jedem Sensor **190**. Die gesamte Anordnung **220** mit dem vollformatigen Sensor **194** und der Röntgenblende **201** wird in eine zweite Position bewegt, die zwanzig Pixel in x-Richtung und zwanzig Pixel in y-Richtung gegenüber der ersten Position verschoben ist. Ein zweites Bild wird mit der Sensor/Raster-Anordnung **220** an der zweiten Position mit der gleichen Röntgendosis wie für das erste Bild erfaßt.

[0086] Zur genaueren Abbildung kann der o. g. Ablauf auf drei Bilder wie folgt erweitert werden: Drei rohe Röntgenbilder der Brust **196** werden nacheinander erfaßt. Das erste Bild wird mit einem Drittel der Röntgendosis aufgenommen, die derzeit zur Folienfilmmammographie verwendet wird. Dieses Bild hat eine Anzahl von Lücken **186** und **189** zwischen den Sensoren **192**, Pixelspalten und -zeilen, die durch das Röntgenraster **201** verschattet werden, und tote Pixel in jedem Sensor **190**. Die gesamte Anordnung **220** mit dem vollformatigen Sensor **194** und der Röntgenblende **201** wird in eine zweite Position bewegt, die zwanzig Pixel in positiver x-Richtung und zwanzig Pixel in positiver y-Richtung gegenüber der ersten Position verschoben ist. Ein zweites Bild wird mit der Sensor/Raster-Anordnung **220** an der zweiten Position mit der gleichen Röntgendosis wie für das erste Bild erfaßt. Die gesamte Anordnung **220** wird in eine

dritte Position bewegt, die zwanzig Pixel in positiver x-Richtung und zwanzig Pixel in positiver y-Richtung gegenüber der zweiten Position verschoben ist. Ein drittes Bild wird mit der Sensor/Raster-Anordnung **220** an der dritten Position mit der gleichen Röntgendosis wie für das erste Bild erfaßt. Die drei Bilder werden im Computer **23** gespeichert. Ein einzelnes Dunkelbild (ein "Bild" ohne Röntgenstrahlen) mit der gleichen Integrationszeit wie jedes der drei Bilder wird ebenfalls erfaßt und gespeichert, um später zum Subtrahieren von elektronischem Rauschen zu dienen.

Erzeugung von Bildern aus Bilddaten

[0087] In den drei Bildern werden Verstärkungsabweichungen der Sensorpixel und räumliche Abweichungen der Röntgenquelle **4** durch einen Vorgang korrigiert, der gemeinhin als "Feldebnung" bekannt ist. Den Wert für jedes Pixel im korrigierten Bild erhält man durch Subtrahieren des Dunkelbild-Pixelwerts vom entsprechenden Pixel im Kalibrierbild und anschließendes Multiplizieren mit dem Mittelwert des Kalibrierbilds.

[0088] Die drei korrigierten Bilder zeigen eine leichte Differenz der mittleren Pixelwerte infolge von geringen Variationen der Röntgenbelichtung. Um diesen Effekt zu korrigieren, normalisiert man die Bilder 2 und 3 gegenüber Bild 1 durch Multiplizieren aller Pixelwerte im zweiten korrigierten Bild mit dem Verhältnis der Mittelwerte des ersten und zweiten Bilds sowie des ersten und dritten Bilds. Allen bekannten Fehlerpixeln und durch Rasterlamellen verdeckten Pixeln werden Werte von null in den Pixelwertmatrizen zugewiesen, und beide Matrizen erhalten zusätzliche Nullwertpixel, um die Lücken zwischen den Sensoren **194** aufzufüllen. Danach werden die drei Pixelwertmatrizen (im Computer **23**) relativ zueinander verschoben, um der mechanischen Verschiebung der Sensor/Raster-Anordnung **220** zwischen Röntgenbelichtungen Rechnung zu tragen, und werden pixelweise summiert, um ein zusammengesetztes Bild zu erhalten. Bei jeder Addition eines toten oder fehlerhaften Pixels mit dem Wert null zu zwei gültigen Pixelwerten wird der Wert der gültigen Pixel mit 1,5 multipliziert, um den fehlenden Beitrag zur Summe zu korrigieren. Sind zwei die Summe bildende Pixelwerte null, wird der verbleibende gültige Pixelwert mit drei multipliziert. Das resultierende zusammengesetzte Bild zeigt keine Linien als Darstellung des Rasters oder der Lücken zwischen den Sensoren.

Bildverbesserung

[0089] Das fertige zusammengesetzte Bild der kompletten Brust **196** wird im Computer **23** verarbeitet, um den Kontrast zwischen Merkmalen in der Brust zu optimieren. Beim bevorzugten Vorgang zur Bildver-

besserung werden vorzugsweise feine Details im Bild verstärkt, während der großflächige Kontrast gewahrt bleibt. Im Verbesserungsvorgang wird die natürliche logarithmische Transformation der Pixelwerte des Bilds berechnet, um die Kontrastdifferenzen zu reduzieren. Anschließend wird ein als "unscharfes Maskieren" bezeichnetes Verstärkungsverfahren auf das Bild angewendet. Beschrieben ist dieses Verfahren in Abschnitt 7.4 von "Fundamentals of Digital Image Processing" von Anil K. Jain, Prentice Hall, New Jersey, 1989, der hierin durch Verweis aufgenommen ist.

[0090] Während der Betrachtung des Bilds kann der Radiologe zusätzlich die den Gesamtkontrast steuernden Parameter einstellen, um die Sichtbarkeit von Merkmalen in unterschiedlichen Abschnitten des Bilds selektiv zu verbessern.

FLUOROSKOPISCHER BILDSENSOR

[0091] Eine weitere Ausführungsform der Erfindung stellt einen digitalen Röntgenbildsensor für fluoroskopische Anwendungen bereit. Herkömmliche fluoroskopische Abbildungsvorrichtungen weisen eine Röntgenquelle und einen Bildsensor mit variabler Folgefrequenz (7 bis 90 Bilder pro Sekunde) auf, um Bewegtbilder der Röntgendämpfung durch verschiedene Teile des menschlichen Körpers aufzuzeichnen. Normalerweise dienen diese Abbildungsvorrichtungen zur Überwachung der Katheterplatzierung zur Ballonangioplastie; Überwachung der Aufnahme oder Injektion von Kontrastmitteln, z. B. Barium, zur Untersuchung des Verdauungstrakts oder der Blutgefäße; und Kontrolle des schlagenden Herzens. Der herkömmliche Bildsensor in diesen Vorrichtungen weist eine Bildverstärker- (II) Röhre auf, die jedes einfallende Röntgenphoton in mehrere Elektronen umwandelt, die sich durch ein Vakuum bewegen und auf einen Szintillator treffen. Der Szintillator wandelt jedes einfallende Elektron in mehrere sichtbare Lichtphotonen um, die dann mit einem Sensor für sichtbares Licht abgebildet werden, beispielsweise mit einem ladungsgekoppelten Bauelement (CCD). Das Bild des sichtbaren Lichts vom CCD wird auf einem Monitor angezeigt oder auf Film aufgezeichnet.

[0092] Eine fluoroskopische Ausführungsform der Erfindung soll als direkter Ersatz für den Bildsensor in einer fluoroskopischen Abbildungsvorrichtung dienen. Die bevorzugte Ausführungsform des fluoroskopischen Bildsensors **240** gemäß [Fig. 20A](#) und [Fig. 20B](#) besitzt eine 1024 × 1024-Pixelmatrix mit 200 Mikrometer großen Pixeln. Die Abbildungsfläche dieses Bildsensors beträgt 20,5 cm × 20,5 cm. Der Bildsensor ist aus sechzehn kleineren Sensorteilanordnungen **242** gefertigt, die jeweils eine 256 × 256-Pixelmatrix aus 200 Mikrometer großen Pixeln in einem Bildformat von 5,12 cm × 5,12 cm haben. Die sechzehn Sensorteilanordnungen **242** sind in einer 4

× 4-Sensormatrix angeordnet, wodurch zwölf der Sensorteilanordnungen **242** so aneinanderstoßen, daß sie den Rand des Bildsensors **240** bilden. Die übrigen vier Bildsensoren **242** stoßen in einer unterschiedlichen Ebene aneinander, um das Mittelstück des Bildsensors **240** zu bilden.

Fluoroskopischer Sensorschaltungsaufbau

[0093] Die fluoroskopische Bildsensoranordnung **242** ähnelt im wesentlichen der digitalen Mammographie-Bildsensoranordnung **192** gemäß [Fig. 15A](#) und [Fig. 15B](#). Die elektronische Auslesematrix **220**, die auf einem Wafer aus kristallinem Silicium gefertigt ist, ist an einem Chipträger **221** befestigt. Die Ausleseanordnung **220** ist mit Selen und einer leitenden Elektrode beschichtet. Die Hauptunterschiede zur Auslesematrix **190** sind, daß die Auslesematrix **220** größere (200 Mikrometer große) Pixel, eine 256 × 256-Matrix aus Pixeln, eine CMOS-Gestaltung mit p-Wanne, um für Beständigkeit gegen Röntgenstrahlung zu sorgen, einen Strommodusausgang von jeder Abtast- und Halteschaltung für kürzere Auslesezeiten und zwei Stromausgänge besitzt.

[0094] Das Schaltbild der einzelnen Pixelschaltung **245** gemäß [Fig. 21](#) ähnelt der in [Fig. 5](#) gezeigten Pixelschaltung **11**. Die Pixelschaltung **245** verfügt über eine Sammelelektrode **247**, einen Sammelkondensator **246**, einen Sourcefolgerpuffer **248**, einen Auswahltransistor **260** und einen Rücksetztransistor **250**. Der Hauptunterschied zwischen der Pixelschaltung **245** und der Pixelschaltung **11** ist eine Umkehr der Polarität. Die Pixelschaltung **245** verwendet p-Kanaltransistoren für den Auswahltransistor **260** und Rücksetztransistor **250** und einen n-Kanaltransistor für den Sourcefolgertransistor **248**. Die Spannung an Col(out) **255** ist umgekehrt proportional zur gesammelten positiven Ladung Q(in). Die Pixelschaltung **245** ist auf eine positive Spannung Vcc an einem Knoten **262** (normalerweise 6 bis 10 Volt) bezogen, wogegen die Pixelschaltung **11** auf Erde **27** bezogen ist. Die Pixelschaltung **245** ist so gestaltet, daß sie in eine viel größere Pixelfläche von 200 × 200 Mikrometern paßt. Die Pixelschaltung **245** ist so gestaltet, daß sie ermöglicht, eine vom Benutzer ausgewählte Spannung VRST am Kondensator **246** beim Rücksetzen anzulegen. Die Spannung VRST wird mit Hilfe einer Leitung **255** angelegt, die zu einer anderen Zeit auch dazu verwendet wird, die Spannung Col(out) am Pixelkondensator **246** auszulesen.

[0095] Die elektronische Ausleseschaltung für den fluoroskopischen Sensor **220** gemäß [Fig. 22](#) ähnelt im wesentlichen der elektronischen Auslesematrix **12**, die zuvor anhand von [Fig. 16](#) sowie [Fig. 5](#) bis 8 beschrieben wurde. Die elektronische Auslesematrix **220** hat eine 256 × 256-Matrix aus Pixelschaltungen **245**. Jede Zeile von Pixelschaltungen **245** wird durch das Zeilenauswahl-Schieberegister **186** der Reihe

nach ausgewählt. Eine Zeile von 256 Abtast- und Halteschaltungen **280** tastet die an jedem Pixelausgang Col(out) **255** vorhandene Spannung ab und wandelt diese Spannung in einen Strom um, der proportional zur Eingangsspannung ist. Die Stromausgabe jeder Abtast- und Halteschaltung **280** wird nacheinander zu zwei Stromausgängen **272** über 256 analoge Multiplexer **56** geführt, die durch 128 Zellen **44** des Spaltenauswahl-Schieberegisters **191** gesteuert werden.

[0096] Die Abtast- und Halteschaltung **280** gemäß [Fig. 23A](#) und [Fig. 23B](#) ähnelt der Abtast- und Halteschaltung **54**, die in [Fig. 8A](#) und [Fig. 8B](#) gezeigt ist. Die Unterschiede bestehen darin, daß die Schaltung **280** einen Stromausgang hat, während die Schaltung **54** einen Spannungsausgang hat; und daß die Schaltung **280** Schalter hat, damit eine vom Benutzer ausgewählte Spannung auf die Leitung **255** gegeben oder damit die Spannung Col(out) durch die Schaltung **280** abgetastet werden kann. Bei Auswahl einer Zeile von Pixelschaltungen **245** durch das Schieberegister **186** werden die Auswahltransistoren **260** in allen Pixeln in der Zeile eingeschaltet, um den Eingang **255** jeder Abtast- und Halteschaltung **280** mit dem Sourcefolgertransistor **248** an jedem Pixel zu verbinden. Der Sourcefolgertransistor **272** puffert die Spannung am Eingang **255** und legt diese Spannung am Eingang des zweiseitigen analogen Schalters **268** an. Der analoge Schalter **268**, durch den Strom in eine Richtung bei Einschalten durch ein digitales Steuersignal SH 274 fließen kann, führt die gepufferte Spannung zum 7,5-pF-Kondensator **266**. Die Spannung am Kondensator **266** wird durch einen Sourcefolgertransistor **276** in Reihe mit einem 30-kOhm-Widerstand **270** in einen Strom umgewandelt. Dieser Strom wird an einem Ausgang **278** durch die Stromspiegelschaltung **275** reproduziert, die durch einen SEL-Eingang **258** ein- und ausgeschaltet werden kann. Ein zweiseitiger Schalter **279** dient dazu, die Leitungen **255** mit einer festgelegten Rücksetzspannung auf einer Leitung VRST **283** während des Rücksetzverfahrens zu verbinden. Ansonsten werden die Leitungen **255** verwendet, die Spannung Col(out) auf der Leitung **255** abzutasten.

Gestaltungsprobleme im Zusammenhang mit Strahlenschäden

[0097] Die Flexibilität der CMOS-Gestaltung ermöglicht strahlenfeste Gestaltungsaspekte. Ein vorherrschender Effekt von Röntgen- und Gammastrahlenschäden in Metall-Oxid-Halbleiter-(MOS-)Schaltungen beinhaltet die Freisetzung von Elektron-Loch-Paaren in der SiO₂-Schicht, was die Transistorgates von den Verbindungskanälen der Transistoren isoliert. Elektronen werden aus der Isolatorschicht durch das extern angelegte Vorspannungsfeld ausgetrieben, während die Löcher, die viel weniger mobil sind, in der Oxidschicht eingefangen wer-

den und das Feld im Kanal des Transistors beeinflussen. Für n-Kanaltransistoren werden die meisten freigesetzten Löcher an der Oxid-Silicium-Grenzfläche genau über dem leitenden Kanal eingefangen und neigen dazu, den Transistor einzuschalten. Der Schwellwert der Gatespannung, der zur Bildung des leitenden Kanals erforderlich ist, wird reduziert, wenn sich Bestrahlungseffekte akkumulieren, bis der Transistor nicht mehr ausgeschaltet werden kann (normalerweise ein nutzbarer Bereich von 0,6 Volt). Für p-Kanalbauelemente wird der Schwellwert der Gatespannung, der zur Bildung des leitenden Kanals erforderlich ist, durch Röntgenbestrahlung erhöht. Die Zunahme der Schwellspannung bei p-Kanaltransistoren ist nicht so schwerwiegend wie die Schwellwertabnahme bei n-Kanaltransistoren, da der Nutzbereich in Richtung größerer Schwellspannungswerte mit bis zu 6 Volt größer ist. Zusätzlich werden für die p-Kanaltransistoren die Löcher nahe dem Metallgate auf der Gegenseite des Isolators weitab vom leitenden Kanal eingefangen; dadurch ist die Größe des Effekts reduziert, vergleicht man ihn mit einem n-Kanalbauelement.

[0098] Die Gestaltung der elektronischen Auslesematrix **220** beinhaltet strahlungsfeste Gestaltungsaspekte in Übereinstimmung mit herkömmlichen CMOS-Fertigungsverfahren. Zu diesen Gestaltungsaspekten zählen: 1) eine p-Wannengestaltung für den aktiven Pixelschaltungsaufbau und Ausleseschaltungsaufbau und 2) Strahlungsabschirmung der Nichtabbildungsfläche des Sensors. Durch die p-Wannengestaltung lassen sich strahlungsbeständige p-Kanaltransistoren als Rücksetz- und Auswahl-schalter verwenden. Der Sourcefolgertransistor ist ein n-Kanalbauelement, das in einer p-Wanne liegt. Dieser Transistor muß nicht abschalten und ist gegenüber Strahlungsschäden toleranter als die Rücksetz- und Auswahltransistoren. Der Ausleseschaltungsaufbau kann mit Blei abgeschirmt werden, da er körperlich in einer anderen Fläche der CMOS-Matrix als der Pixelschaltungsaufbau liegt. Zusätzlich ist die CMOS-Matrix mit Selen beschichtet, das beim Absorbieren von Röntgenstrahlen recht effizient wirkt.

[0099] Die Strahlungsfestigkeit dieser Sensoren ließe sich weiter erhöhen, indem spezielle strahlungsbeständige Fertigungsverfahren zum Einsatz kommen. Jedoch könnten diese Verfahren die Herstellungskosten dramatisch steigen lassen. Zu speziellen Fertigungsverfahren für Strahlungsbeständigkeit zählen die Verwendung dünnerer Oxide, was eine minimale Toleranz in Dicke und Qualitätsabweichungen erfordert. Zudem können Verunreinigungen den Oxidschichten zugegeben werden, damit die eingefangenen Löcher aus der Oxidschicht wandern können.

[0100] Die Anordnung der elektronischen Auslesematrix **220** ähnelt der Anordnung der elektronischen Auslesematrix **190**, und die Anordnung des Schaltungsaufbaus in Zuordnung zu einem einzelnen Pixel **245** ähnelt im wesentlichen der Anordnung der Pixelschaltung **11**, die anhand von [Fig. 9](#) bis [Fig. 12](#) beschrieben wurde. Der Hauptunterschied ist, daß die Auslesematrix **220** für ein CMOS-Fertigungsverfahren mit p-Wannen gestaltet ist, wogegen die Auslesematrix **190** für ein n-Wannenfertigungsverfahren gestaltet ist. Das p-Wannenverfahren beginnt mit einem n-leitenden Substrat **7**. Der Auswahltransistor **260** und Rücksetztransistor **250** sind p-Kanaltransistoren. Der Sourcefolgertransistor **248** ist ein n-Kanaltransistor, der in einer p-Wanne eingebettet ist. Der Ausleseschaltungsaufbau **223** wird ähnlich wie die Pixelschaltung **245** gefertigt.

[0101] Die Auslesematrix **220** wird auf einem Wafer aus kristallinem Silicium mit vier Inch Durchmesser mit Hilfe der CMOS-p-Wannenfertigungsverfahren ähnlich wie in der Beschreibung für die Auslesematrix **190** gefertigt. Die Auslesematrix **220** wird mit einer 1000 Mikrometer dicken Schicht beschichtet, und die beschichtete Matrix **220** wird am Chipträger **221** befestigt, um einen fluoroskopischen Bildsensor **242** zu bilden. Eine Spannung wird über die Beschichtung aus amorphem Selen angelegt, und eine leitende Elektrode wird bereitgestellt.

[0102] Der Bildsensor **242** wird mit zwei 12-Bit-Analog/Digital-Wandlern elektrisch verbunden, die jeweils mit 8 Megabyte/s abtasten. Damit kann der gesamte Sensor in 8 ms ausgelesen werden. Weitere 8 ms dienen zum Rücksetzen der Pixelkondensatoren **246** und zum Integrieren der Pixelkondensatoren **246** sowie zum Integrieren der durch Röntgenbestrahlung erzeugten Ladung. Die gesamten 16 ms Bilderfassungszeit ermöglichen eine 60-Hz-Bildfrequenz für den Bildsensor **242**.

[0103] Der Bildsensor **242** wird in einen vollformatigen Bildsensor **240** integriert. Elektrische Verbindungen von den sechzehn Bildsensoren **242** werden zur Datenerfassungselektronik, über die digitale Bildverarbeitungselektronik und dann zum Anzeigemonitor oder Filmaufzeichnungsgerät geführt. Der Bildsensor **240** ist in ein Ende eines herkömmlichen C-Arms integriert, wobei eine 50-100-keV-Röntgenquelle am anderen Ende des C-Arms befestigt ist.

BILDSSENSOR FÜR ULTRAVIOLETES/SICHTBARES LICHT

[0104] Eine weitere bevorzugte Ausführungsform der Erfindung stellt einen Bildsensor für ultraviolette und sichtbare Abbildungsanwendungen bereit. Die erste Ausführungsform dieser Erfindung gemäß

Fig. 24 ist ein Prototypbildsensor **200** mit 96×128 Pixeln, der von den Erfindern und ihren Mitarbeitern gefertigt und getestet wurde. Die elektronische Auslesematrix **12** ist die gleiche Schaltung, die für den digitalen Prototyp-Röntgenbildsensor mit 8×16 Pixeln verwendet wird, der zuvor anhand von **Fig. 3** bis **Fig. 10** beschrieben wurde. Die Auslesematrix **12** ist mit einer 150 Mikrometer dicken Selschicht **10** und danach mit einer leitenden Elektrode **203** beschichtet, die für ultraviolette oder sichtbare Strahlung mindestens teilweise durchlässig ist. Für diese Elektrode verwendet die erste Ausführungsform eine Schicht aus Natriumsilikat (Na_2SiO_3), die auf das Selen in einer Wasserlösung aufgetragen wird, wobei flüssige Handseife zur Verbesserung der Benetzbarkeit zugegeben ist.

[0105] **Fig. 25** zeigt ein reales Ultraviolettbild, das mit dem Prototypsensor **200** für ultraviolettes/sichtbares Licht erfaßt wurde. Für das ultraviolette Bild wurden ein UV-Kerbfilter **204** und eine Apertur **206** (kreuzförmig) zwischen einer Quecksilberlampe **208** und dem Abbildungssensor **200** platziert. Eine Vorspannung von 600 Volt (4 Volt/Mikrometer) wurde über das Selen **10** angelegt. Das Ultraviolettbild in **Fig. 25A** zeigt die Auswirkung eines Spannungsabfalls aufgrund von Strom, der über die hochohmige obere Elektrode fließt. Zum Vergleich ist ein Röntgenbild (18 keV), das mit dem Sensor **200** erfaßt wurde, auch in **Fig. 25B** gezeigt.

[0106] Bildsensor für ultraviolettes/sichtbares Licht Eine weitere Ausführungsform der Erfindung zur ultravioletten oder sichtbaren Abbildung besitzt eine 512×512 -Pixelmatrix mit 27 Mikrometer großen Pixeln, was eine $1,4 \text{ cm} \times 1,4 \text{ cm}$ große Abbildungsfläche ergibt. Die elektronische Auslesematrix für den Bildsensor für sichtbares Licht ähnelt im wesentlichen der Auslesematrix **220** für den fluoroskopischen Bildsensor **242** mit einer CMOS-Schaltungsgestaltung mit p-Wanne, Strommodusausgang von jeder Abtast- und Halteschaltung für kürzere Auslesezeiten und zwei Stromausgängen.

[0107] Die bevorzugte Ausführungsform dieses Bildsensors verwendet eine einen Mikrometer dicke Schicht aus hydriertem amorphem Silicium als strahlungsabsorbierendes Medium, mit der die elektronische Auslesematrix beschichtet ist. Reines Silicium in amorpher Form ist dazu nicht zufriedenstellend, weil es viele dangling-bond Siliciumbindungen in der ungeordneten amorphen Struktur gibt, und diese dangling-bond Bindungen führen zu einer großen Anzahl lokalisierter Zustände im Energieabstand mit dem Ergebnis, daß der spezifische Widerstand des Materials sehr gering ist. Verfügbar ist aber eine verbesserte Form von amorphem Silicium, die als aus dem Plasma abgeschiedenes hydriertes amorphes Silicium bekannt ist. Hergestellt wird es durch die Glühentladungsdissoziation von Silangas (SiH_4);

und da es Wasserstoffatome in Anlagerung an die Siliciumatome an Stellen enthält, die ansonsten danglingbonds haben würden, ist die Dichte von Zuständen im Energieabstand gering, und der spezifische Widerstand ist hoch genug, um dies zu einem nützlichen Halbleitermaterial zu machen. Durch Aufnahme von Diboran (B_2H_6) oder Phosphin (PH_3) mit dem Silan in der Plasmakammer wird das amorphe Silicium mit Bor dotiert, um ein p-leitendes Material zu erzeugen, oder mit Phosphor, um die normalen n-leitenden Kennwerte dieses Materials zu verstärken. Für diese bevorzugte Ausführungsform erhält das amorphe Silicium eine leichte Bordotierung (unter 10 Teilen je Million Borelektronenakzeptoren), um das normale n-leitende Verhalten zu unterdrücken und den spezifischen Widerstand des Materials weiter zu erhöhen. Diese leichte Dotierung steuert die Menge thermisch erzeugter Ladungsträger, aber es ist immer noch notwendig, sich mit dem Problem von Trägern zu befassen, die an den beiden Oberflächen in Kontakt mit den Pixelelektroden der Matrix injiziert werden. In der bevorzugten Ausführungsform ist eine dünne (mehrere hundertstel Mikrometer starke) isolierende injektionsblockierende Schicht zwischen der Matrix und dem amorphen Silicium (200 ppm Bor, 0,3 Mikrometer dick) erforderlich. Diese Schicht ist nicht isolierend, sondern bildet vielmehr einen p-n-Übergang mit der Grundsicht. Mit einem positiven Potential auf der Oberseite dieser Grundsicht wird der Übergang in Sperrichtung vorgespannt und ermöglicht dadurch keinen Elektronen, nach oben in die Unterseite des Grundmaterials injiziert zu werden, wogegen positive Träger (Löcher), die in der lichtempfindlichen Schicht erzeugt werden, frei nach unten über den Übergang und in das stark p-leitende Material wandern können.

[0108] Für die obere Elektrode gelten ähnliche Überlegungen. Hat sie ein positives Potential, darf sie keine Löcher in die lichtempfindliche Schicht injizieren. Wiederum löst das Einfügen einer isolierenden Blockierschicht zwischen der oberen Elektrode und dem Grundmaterial das Problem, oder die Blockierschicht könnte eine Dünnschicht (unter etwa einem Mikrometer) aus stark phosphordotiertem n-leitendem amorphem Silicium sein. Sie sollte ausreichend leitend sein, um als Elektrode zu dienen, gleichzeitig aber einen n-p-Übergang mit der lichtempfindlichen Grundsicht bilden. Dieser Übergang wäre in Sperrichtung vorgespannt und unfähig, Löcher zum Material darunter zu führen, sondern würde leicht Elektronen aufnehmen, die von unten nach oben laufen. Danach würde Strom über die lichtempfindliche Schicht nur dann fließen, wenn Ladungsträgerpaare in der Schicht durch eintreffende Strahlung erzeugt werden. Natürlich muß die obere Elektrode auch lichtdurchlässig im gewünschten Wellenlängenbereich sein, weshalb sie nicht dicker als nötig ist, um einen spezifischen Oberflächenwiderstand von etwa einem Megaohm je Flächeneinheit zu haben, ein ausrei-

chend niedriger spezifischer Widerstand, so daß seitliche Spannungsabfälle aufgrund der in der oberen Elektrode fließenden kleinen Ströme nicht das erfaßte Bild stören. Zu anderen Materialien, die für die durchlässige obere Elektrode geeignet sind, zählen sehr dünne Metallschichten, z. B. Gold oder Platin, Indium-Zinn-Oxid (ein Material mit Halbleitereigenschaften) oder ein beliebiges der leitenden Polymere, z. B. Polyanilin.

ALTERNATIVE AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0109] Während die vorstehende Beschreibung zahlreiche spezifische Einzelheiten enthält, sollten diese nicht als Einschränkung des Schutzzumfangs der Erfindung, sondern lediglich als exemplarische Veranschaulichung bevorzugter Ausführungsformen aufgefaßt werden. Dem Fachmann wird klar sein, daß viele andere mögliche Varianten in ihrem Schutzzumfang liegen.

[0110] Beispielsweise könnten andere Substrate als Wafer aus Einkristallsilicium verwendet werden. Zu solchen anderen Substraten gehören kristallines Silicium auf einem Isolator (z. B. Silicium auf Saphir oder Silicium auf Siliciumoxid), Aluminium-Gallium-Arsenid oder Indium-Gallium-Arsenid. Künftig ist es eventuell möglich, Diamantsubstrate zu nutzen. PMOS- oder NMOS-Schaltungen könnten möglicherweise die hier beschriebenen bevorzugten CMOS-Schaltungen ersetzen.

[0111] Die Dünnschichttransistortechnologie des Stands der Technik beinhaltet das Beschichten von Glas mit amorphem Silicium und die Fertigung von Schaltungsaufbauten auf und im amorphen Silicium. Das amorphe Silicium hat eine relativ niedrige Elektronen- und Löchermobilität im Vergleich zu kristallinem Silicium, was die Fertigung anderer aktiver Schaltungen als einfacher Transistorschalter im amorphen Silicium ausschließt. Von einer Reihe von Unternehmen wird mit begrenztem Erfolg versucht, die aufgetragene amorphe Siliciumschicht in reines kristallines Silicium umzuwandeln. Bei einem spezifischen Verfahren wird das amorphe Silicium lasergeglüht, um Polysilicium herzustellen, ein Siliciumgitter, das lokal kristallin ist, aber eine sehr große Anzahl von Fehlerstellen hat. Polysilicium hat eine viel höhere Mobilität von Elektronen und Löchern und ermöglicht die Fertigung komplizierterer Schaltungen im und auf dem Polysilicium. Künftig wird es möglich, einen Einkristall aus Silicium aus einer amorphen Siliciumbeschichtung herzustellen. Dieser Einkristall hat eine sehr geringe Anzahl und ein sehr geringes Volumen von Fehlerstellen, so wie die zur CMOS-Fertigung verwendeten kristallinen Wafer. Es ist davon auszugehen, daß die beanspruchten Konzepte auch auf diese Technologie zutreffen.

[0112] Man könnte zwei der Pixelschaltungen **11**, je-

weils gemäß [Fig. 5](#), an jeder Pixelstelle nebeneinander plazieren. Zwei Kondensatoren **78**, die jeweils mit der Elektrode **14** über getrennte Schalter verbunden sind, können zwei aufeinanderfolgende Bilder speichern, ohne daß sofort ausgelesen werden muß. Zu einer weiteren Ausführungsform gehören zusätzliche Analog/Digital-Wandler für jede Spalte der elektronischen Auslesematrix **12**.

[0113] Bei einem alternativen Fertigungsverfahren für die elektronische Auslesematrix **190** kommt ein Siliciumwafer mit sechs Inch Durchmesser zum Einsatz. Mit diesem Wafer würde man eine 1536×1536 -Matrix aus den 66 Mikrometer großen Pixeln **11** bilden, was zu einem Bildformat von $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ führt. Ein vollformatiger Bildsensor mit $20 \text{ cm} \times 30 \text{ cm}$ kann gefertigt werden, indem sechs der $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ großen Bildsensoren zu einer 2×3 -Matrix kombiniert werden.

[0114] Statt **12** Sensoren in einer 3×4 -Sensoranordnung zur Bildung eines vollformatigen Sensors zu kombinieren, werden in einer alternativen Ausführungsform vier Sensoren **190** in einer Zeile gemäß [Fig. 19](#) kombiniert. Damit bildet man eine Röntgenbildsensoranordnung **215** mit 1024×4096 Pixeln und einer Bildfläche von etwa $6,7 \text{ cm} \times 27 \text{ cm}$ mit drei Lücken **210** von etwa $1 \text{ mm} \times 6,7 \text{ cm}$ (etwa 15×1024 Pixeln), die fehlende Röntgeninformationen sind. Diese Sensoranordnung **215** wird in zwei getrennte, etwas überlappende Positionen **244** und **218** über den gewünschten Bildbereich mit einer Röntgenbelichtung an jeder Position schrittweise verschoben, und die Daten aus den Belichtungen werden durch den Computer **23** zu einem vollformatigen Bild kombiniert. Eine zusätzliche kleine Diagonalbewegung zwischen zwei Belichtungen mit halber Dosis an jeder der Schrittpositionen kann zum Einsatz kommen, um die fehlenden Informationen in den Lücken sowie die anderen fehlenden Pixel aufzufüllen, was zuvor diskutiert wurde. Die drei Streifen der digitalen Röntgeninformationen können zu einem Einzelbild kombiniert werden, indem Computeralgorithmen genutzt werden, die Möglichkeiten bieten, überlappende Bilder mit Hilfe von Korrelationstechniken zum Kombinieren der Bilder mit einer Mischung der Überlappungsbereiche in Überdeckung zu bringen. Beim schrittweisen Verschieben der Sensoranordnung in eine neue Position wird die Röhrenanordnung mit ihrer strahlbegrenzenden Apertur um den festen Röntgenquellenpunkt gedreht, um der Sensoranordnung zu folgen. Die Apertur begrenzt die Ausdehnung des Röntgenstrahls genau auf die empfindliche Fläche der 1×4 -Sensoranordnung und verhindert, daß der Patient Dosen von Röntgenstrahlen erhält, die nicht zum Bild beitragen.

[0115] Diese 1×4 -Matrix aus Sensoren ist besonders für das zuvor diskutierte Bandrasterkonzept geeignet. In dieser Ausführungsform müssen die Bän-

der aus Tantal oder Wolfram in Richtung der Hauptschrittbewegung so gespannt sein, daß die Bänder parallel zu Strahlen bleiben, die sich in jeder der Schrittpositionen von der Röntgenquelle fächerförmig ausbreiten. Da diese Bewegungsrichtung parallel zum kurzen Maß der Sensoranordnung verläuft, gewinnt man einen zusätzlichen Nutzeffekt aus der Tatsache, daß die Bandsegmente kurz sind und folglich mit größerer Wahrscheinlichkeit flach und genau abgewinkelt in Übereinstimmung mit den Zwangsbedingungen an den Enden der Segmente bleiben. Nahezu vollkommene Ebenheit und Winkelausrichtungen sind erforderlich, um die durch das Raster abgedeckte Anzahl von Pixeln zu minimieren. Die Signale dieser abgedeckten Pixel werden durch die zuvor diskutierte Technik der Doppelbelichtung mit einer Diagonalverschiebung wieder hergestellt, aber das Signal-Rausch-Verhältnis im Bild leidet insgesamt, wenn zu viele Pixel ihre Werte nur mit der Hälfte der gesamten Röntgenbelichtung angenommen haben. Ferner ist diese Orientierung der Bänder der beste Weg zur Reduzierung von Streuung. Die gestreuten Röntgenstrahlen haben Wege mit Ausgangspunkten im länglichen Bereich dort, wo der Fächer primärer Röntgenstrahlen mit einem Seitenverhältnis von 1:4 auf das abgebildete Objekt stößt. Die Streuung in Richtungen nahezu parallel zu den Bänderflächen wird nicht durch das Raster gestoppt, aber für diese Konfiguration ist diese Streuung auf einen kleinen Bereich von Winkeln begrenzt, der durch das kurze Maß des Ausgangsbereichs der Streustrahlen eingedämmt ist. Es gibt viel mehr Streustrahlen mit Richtungskomponenten in Richtung des langen Maßes der Sensormatrix, aber die meisten dieser Strahlen werden durch die Rasterbänder gestoppt. Diese Rastergestaltung in Kopplung mit der schrittweise positionierten Detektoranordnung ist bei der Entfernung von Streustrahlung effektiver als derzeit für die Mammographie vermarktete Raster und wahrt viel besser die Stärke der nicht gestreuten Strahlen.

[0116] Auf einem weiteren Weg würde man einen einzelnen $6,75\text{ cm} \times 5,5\text{ cm}$ großen selenbeschichteten Bildsensor in einer Mammographieeinheit verwenden. Dieser Röntgensensor wird nacheinander bewegt, um sechzehn unterschiedliche Flächen der Brust abzubilden. Diese leicht überlappenden Bilder werden dann im Computer mit Hilfe einer Korrelationstechnik kombiniert, um ein vollständiges nahtloses Bild der kompletten Brust zu erzeugen.

[0117] In einer alternativen Ausführungsform kommt eine sehr kleine Röntgenbelichtungs-dosis in mindestens einem kleinen Bereich des Ziels **6**, z. B. einer Brust, zum Einsatz, um den optimalen Röntgenbelichtungswert für das fertige Bild zu bestimmen. Abhängig ist diese optimale Röntgenbelichtung von der Brustgröße und -zusammensetzung. Dieser Röntgenimpuls zur Vorbelichtung kann auf die komprimierte Brust **196** für eine Dauer von etwa zwei Mil-

lisekunden unmittelbar vor der vollen Röntgenbelichtung angewendet werden. Der Vorbelichtungsimpuls kann auf die komplette Brust oder auf einen Abschnitt der Brust einwirken, indem eine nahe der Röntgenquelle **4** gelegene Apertur verwendet wird. Die digitalen Informationen lassen sich aus mindestens einem Abschnitt des vollformatigen Bildsensors **194** erfassen und zur Bestimmung der vollen Röntgenbelichtungsstärke verwenden. Bei einer Ausführungsform des Vorbelichtungsimpulses werden digitale Informationen von einer 100×100 -Matrix aus Pixeln **11** erfaßt, die etwa in der Mitte der Fläche des fertigen Bilds **21** liegen, die von der Brust **196** eingenommen wird. Das Mittel der digitalen Werte von dieser 100×100 -Pixelmatrix wird dann verwendet, den Belichtungswert zu bestimmen. Bei einer weiteren alternativen Ausführungsform werden drei 100×100 -Pixelmatrizen verwendet, die so getrennt sind, daß sie verschiedene Abschnitte der Brust **196** abtasten. Ein gewichtetes Mittel der digitalen Informationen von diesen drei Matrizen wird dann zur Bestimmung der Belichtungsstärke verwendet.

[0118] Eine alternative Ausführungsform des Röntgenimpulses zur Vorbelichtung beinhaltet den Gebrauch mindestens zweier derartiger Impulse mit unterschiedlichen Röntgenenergien. Variieren läßt sich die Röntgenenergie der beiden Impulse durch Einstellen der an der Röntgenquelle **4** angelegten Spannung oder durch wechseln des Röntgenfilters, z. B. von Silber zu Rhodium, zwischen Impulsen. Danach werden diese Informationen verwendet, die optimale Röntgenenergie und Röntgendosis für das Röntgenbild der Brust zu bestimmen.

[0119] Eine alternative Ausführungsform der Erfindung ist eine Thoraxröntgenvorrichtung mit 125×125 Mikrometern großen Pixeln auf einer Bildfläche von $30\text{ cm} \times 45\text{ cm}$. Erreichen läßt sich dieses Bildformat durch Kombinieren von zwölf $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ großen Bildsensoren in einer 3×4 -Sensormatrix ähnlich wie in der Darstellung von [Fig. 17A](#) und [Fig. 17B](#) oder durch Kombinieren von vier $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ großen Sensoren in einer Zeile und aufeinanderfolgendes schrittweises verschieben der Anordnung in drei unterschiedliche Positionen, um das vollformatige Bild zu erfassen.

[0120] Normalerweise erfordern Thoraxröntgenbilder Röntgenstrahlen mit Photonenenergien, deren Mittel bei 60 bis 70 keV liegt. Die Selen-schicht **10** ist 1200 Mikrometer dick, um die meisten dieser einfallenden Röntgenstrahlen zu absorbieren. Alternativ würde die strahlungsabsorbierende Schicht **10** Bleioxid aufweisen, das eine vier mal höhere Absorptionskonstante als Selen hat. Eine 300 Mikrometer dicke Bleioxidschicht absorbiert die meisten der Röntgenstrahlen zwischen 60 und 70 keV.

[0121] Die Erfindung kann zum Abbilden elektri-

scher Leiterplatten zum Einsatz kommen. Eine bevorzugte Strahlung für diese Anwendung sind Röntgenphotonen mit 60-70 keV, und 1000 Mikrometer Selen sind erforderlich, die meisten der Röntgenphotonen zu absorbieren. Die bevorzugte Ausführungsform hat Pixel von 25×25 Mikrometern über einer 3×3 Zentimeter großen Bildfläche.

[0122] Eine alternative Ausführungsform für die Erfindung ist ein Sensor für Röntgencomputertomographie-(Röntgen-CT-)Abbildungsrichtungen. Diese Ausführungsform nutzt eine Röntgenquelle mit Fächerstrahl, die durch einen Teilbogen aus Röntgendetektoren detektiert wird, die gegenüber der Röntgenquelle liegen. Der bevorzugte Sensor weist 480 Pixelelemente auf, wobei jedes Element zwei mal zwei Millimeter groß ist, die auf einem Kreisbogen mit 46 cm Radius angeordnet sind. Jedes Sensorelement hat eine 1200 Mikrometer dicke Selenschicht, um die meisten der 70-keV-Röntgenphotonen zu absorbieren. Die Röntgenquelle und der Sensor drehen um ein Ziel, und Röntgeninformationen werden von allen Pixelelementen für diskrete Winkellagen der drehenden Quelle und des drehenden Sensors erfaßt. Die Röntgeninformationen werden in mathematischen Rekonstruktionsalgorithmen verwendet, um ein tomographisches Bild des Ziels mit bekannten Techniken zu erzeugen.

[0123] Für spezielle Anwendungen würde man die Grundsätze der Erfindung auch mit anderen Strahlungsquellen anwenden, z. B. Alpha- oder Betastrahlung.

[0124] Normalerweise erfordert die Fertigung großformatiger Röntgensensoren mit CMOS-Auslesematrizen, mehrere kleinere Matrizen zu kombinieren, entweder durch Anstoßen aneinander oder durch schindelartiges Überlappen. In einer alternativen Ausführungsform zum Kombinieren von Matrizen wird eine vierseitige anstoßfähige Matrix gefertigt, wobei der Ausleseschaltungsaufbau in die Pixelmatrix integriert ist. Möglich ist diese Gestaltung mit dem fluoroskopischen Bildsensor mit größerer Pixelgröße, bei dem der Pixelschaltungsaufbau in jedem Pixel einen kleinen Anteil (15 %) der 200 Mikrometer großen Pixelfläche belegt. Die Abtast- und Halteschaltungen, Schieberegister und analogen Multiplexer sind in die übrigen Flächen integriert, die nicht von den Pixelschaltungen belegt sind. Drahtbondverbindungen werden mit ausgewählten Pixelstellen am Rand der Matrix hergestellt. Diese Pixelstellen werden als tote Pixel behandelt. Drahtbondverbindungen werden auf der Oberseite der Matrix hergestellt oder könnten an der Seite der Matrix nach unten geführt sein, um eine Verbindung an der Unterseite der Matrix herzustellen. Die bevorzugte Ausführungsform hat eine 70×70 -Pixelmatrix mit 200 Mikrometer großen Pixeln, was zu einer Bildfläche von $1,4 \text{ cm} \times 1,4 \text{ cm}$ führt. Diese Gestaltung ist die maximale Größe, die für ein

p-Wannenfertigerungsverfahren von 1,2 Mikrometern unter CMOS geeignet ist. Diese Matrizen stoßen in Zehnerstreifen aneinander und sind an einem Substrat, z. B. aus FR4-Leiterplattenmaterial, befestigt. Benachbarte Matrizen werden durch seriell kaskadiertes Drahtbonden verbunden, wobei die Drahtbondinseln am Rand der Matrizen verwendet werden. Vorzugsweise werden zehn Streifen in einer $14 \text{ cm} \times 14 \text{ cm}$ großen Bildmatrix angeordnet, indem diese Streifen aneinanderstoßen. Die resultierende $14 \text{ cm} \times 14 \text{ cm}$ große Bildmatrix wird mit Selen und einer leitenden Elektrode beschichtet, um einen fluoroskopischen Bildsensor zu erzeugen. In einer alternativen Ausführungsform wird die unbeschichtete $14 \text{ cm} \times 14 \text{ cm}$ große Bildmatrix in einen Behälter mit Hochdruck-Xenongas gegeben, das als fotoleitendes Material verwendet wird. Zu alternativen Ausführungsformen gehören die Schritte des Beschichtens der Streifen mit Selen und leitenden Elektroden und des anschließenden Zusammenbauens der Streifen oder des Beschichtens einzelner Matrizen mit Selen und leitenden Elektroden und des anschließenden Zusammenbauens der Streifen.

[0125] Als absorbierende Schicht können andere fotoleitende Materialien als Selen und Bleioxid verwendet werden. Vorzugsweise ist die Schicht dick genug, die meiste Strahlung zu absorbieren. Zu anderen Materialien zählen amorphes Silicium, Bleisulfid, Zinkoxid, Zinksulfid, Cadmiumtellurid, Cadmiumselenid, Zinkselenid, Zinktellurid, Cadmiumsulfid, Bleiodid, Antimontrisulfid und Diamantfilm. Zusätzlich können verschiedene Gase als Fotoleiter verwendet werden, darunter Xenon und Krypton.

[0126] Eine verbreitete Schwierigkeit beim Abscheiden binärer fotoleitender Beschichtungen, z. B. Cadmiumtellurid, besteht darin, durch genaue Steuerung des stöchiometrischen Gleichgewichts der beiden Komponenten zu einem vorwiegend n-leitenden oder p-leitenden Material zu kommen, was den Dunkelwiderstand des Materials dramatisch senkt. Übermäßiger Dunkelstrom fließt, wenn das Material einer externen Spannung ausgesetzt wird, die den Strom infolge der strahlungsinduzierten Freisetzung von Elektron-Loch-Paaren im fotoleitenden Material dominiert.

[0127] Die strahlungsabsorbierende Schicht kann sich aus zwei oder mehr getrennten Schichten zusammensetzen, die aus unterschiedlichen fotoleitenden Materialien bestehen. Eine bevorzugte Kombinationsschicht besteht aus einer Cadmiumtelluridschicht und einer Cadmiumsulfidschicht. Cadmiumtellurid wird so abgeschieden, daß es ein p-leitendes Material ist (Lochüberschuß). Cadmiumsulfid wird so abgeschieden, daß es ein n-leitendes Material ist (Elektronenüberschuß). Eine externe Spannung über dem Heteroübergang der beiden Materialien erzeugt einen p-n-Übergang, der als Fotodiode wirkt. Dieser

p-n-Übergang, der in Sperrichtung vorgespannt ist, verhindert den Dunkelstromfluß über den Übergang. Allerdings führen strahlungsinduzierte Elektron-Loch-Paare zu elektrischen Strömen, die proportional zur einfallenden Strahlung fließen. Zu alternativen Ausführungsformen zählen eine p-i-n-Fotodiode, in die eine dünne Isolierschicht zwischen dem p-leitenden und n-leitenden Bereich eingebaut ist, und eine Schottky-Fotodiode, die zwischen einigen Metallen und einigen Halbleitern gebildet ist.

[0128] Selen hat eine Fotoleitungsempfindlichkeit im Spektralbereich von Röntgenstrahlen bis zu sichtbarem Licht, wobei es im Spektralbereich über 500 nm weniger empfindlich wird. Die Zugabe von 70 % Tellur zu Selen erhöht die Fotoleitungsempfindlichkeit im sichtbaren Bereich und erweitert die Reaktion auf 800 nm.

[0129] Folglich sollte der Schutzzumfang der Erfindung durch die beigefügten Ansprüche und ihre rechtlichen Äquivalente und nicht durch die vorgestellten Beispiele bestimmt werden.

Patentansprüche

1. Abbildungsvorrichtung zur Erzeugung von Bildern eines Ziels, das mit Elektron-Loch-erzeugender Strahlung bestrahlt wird, mit:

A. einer Strahlungsquelle (**4**), die einen Strahl der Elektron-Loch-erzeugenden Strahlung erzeugt, der auf das Ziel gerichtet wird, wobei der Strahl einen Strahlenweg bildet,

B. mindestens einer Festkörper-Strahlungsdetektionseinheit, die im Strahlenweg nach dem Ziel angeordnet ist, wobei die Einheit aufweist:

1) ein Substrat (**7**), das dotiertes Einkristallsilicium aufweist,

2) mehrere komplementäre Metall-Oxid-Halbleiter-Pixelschaltungen, die in und auf dem Einkristallsilicium eingebaut sind, um eine Matrix zu bilden, was eine Matrix aus Pixelschaltungen bildet, wobei jede der Halbleiterpixelschaltungen (**245**) ein Pixel bildet und aufweist:

a) eine ladungssammelnde Pixelelektrode (**247**),

b) einen Pixelkondensator (**246**), der mit der ladungssammelnden Elektrode (**247**) elektrisch verbunden ist, um durch die ladungssammelnde Elektrode (**247**) gesammelte Ladungen zu speichern,

c) eine Ladungsmeßtransistorschaltung mit mindestens einem Transistor zum Ermöglichen einer zerstörungsfreien Messung von Ladung, die am Pixelkondensator (**246**) gespeichert ist,

3) eine strahlungsabsorbierende Schicht (**10**), die ein fotoleitendes Material aufweist, das die Matrix aus Pixelschaltungen bedeckt, wobei das Material beim Aussetzen der Elektron-Loch-erzeugenden Strahlung fotoleitend ist,

4) eine Oberflächenelektrodenschicht (**8**), die elektrisch leitendes Material aufweist, das auf der strah-

lungsabsorbierenden Schicht angeordnet ist, wobei die Elektrodenschicht für die Strahlung mindestens teilweise durchlässig ist, und

5) eine Spannungsquelle (**16**), die ein elektrisches Feld über die strahlungsabsorbierende Schicht und zwischen der Oberflächenelektrodenschicht und den ladungssammelnden Elektroden herstellt; und wobei die Vorrichtung ferner aufweist:

C. eine Pixelladungsmeßschaltung zum Durchführen der Messungen von Ladungen, die an jedem der Pixelkondensatoren gespeichert sind, über die Meßtransistorschaltung,

D. ein Datenerfassungssystem (**20**) zum Erfassen und Speichern von Daten, die aus der Ladungsmeßschaltung abgeleitet sind, und

E. einen Computer (**23**) zum Berechnen von Bildern des Ziels anhand der Daten.

2. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Elektron-Loch-erzeugende Strahlung Röntgenstrahlung aufweist.

3. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 2, wobei die mindestens eine Detektionseinheit mehrere Detektionseinheiten aufweist, die in mindestens einer Zeile aus mindestens vier Detektionseinheiten angeordnet sind.

4. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 3, ferner mit einer Positioniereinrichtung zum Bewegen der mindestens einen Zeile aus Detektionseinheiten relativ zum Ziel.

5. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 4, ferner mit einem streuungsverhindernden Raster (**201**), das zwischen dem Ziel und den Detektionseinheiten angeordnet ist.

6. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 5, wobei das streuungsverhindernde Raster (**201**) im Hinblick auf die Detektionseinheiten feststehend ist.

7. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 6, wobei der Computer (**23**) Software aufweist, um ein zusammengesetztes Bild mindestens eines Abschnitts des Ziels aus mehreren Bildern von Abschnitten des Ziels zu erzeugen.

8. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, ferner mit einer Röntgendosisbegrenzungseinrichtung zum Begrenzen der Röntgendosis auf das Ziel.

9. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 8, wobei die Dosisbegrenzungseinrichtung eine Einrichtung zum Sammeln von Vorbelichtungsrontgendaten aufweist.

10. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 9, ferner mit einer Spektrumauswahleinrichtung zum Auswählen eines Röntgenspektrums auf der Grundlage

der Vorbelichtungsrontgendaten.

11. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Quelle, eine Zielpositioniereinrichtung und die mindestens eine Detektionseinheit so konfiguriert sind, daß sie mindestens einen Abschnitt eines menschlichen Körpers abbilden.

12. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 11, wobei die Abbildungsvorrichtung (**192**) zum Abbilden der weiblichen Brust genutzt wird.

13. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Quelle und die mindestens eine Detektionseinheit so konfiguriert sind, daß sie eine elektronische Leiterplatte abbilden.

14. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Quelle und die mindestens eine Detektionseinheit so konfiguriert sind, daß sie eine Röntgen-Computertomographievorrichtung bilden.

15. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei das fotoleitende Material amorphes Selen aufweist, das mit Tellur dotiert ist.

16. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 15, wobei der Strahl aus Elektron-Loch-erzeugender Strahlung sichtbare Strahlung aufweist.

17. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 15, wobei der Strahl aus Elektron-Loch-erzeugender Strahlung Infrarotstrahlung aufweist.

18. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Substrat (**7**) ein Wafer ist.

19. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei jede der Pixelschaltungen (**245**) einen Rücksetzschalter und eine Rücksetzleitung aufweist.

20. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 15, wobei jede der Pixelschaltungen (**245**) eine Isoliereinrichtung aufweist, um die Schaltungen von der Rücksetzleitung zu isolieren.

21. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei jede der mehreren Pixelschaltungen einen zweiten Pixelkondensator aufweist, der mit der ladungssammelnden Pixelelektrode verbunden ist.

22. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 4, wobei der Computer (**23**) mit einem Algorithmus zum Mischen von Pixelwerten programmiert ist, um nahtlose Bilder zu erzeugen.

23. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß sie Thoraxröntgenbilder erzeugt.

24. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß sie integrierte Schaltungsplatinen abbildet.

25. Abbildungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei die Vorrichtung so konfiguriert ist, daß sie tomographische Bilder erzeugt.

Es folgen 24 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

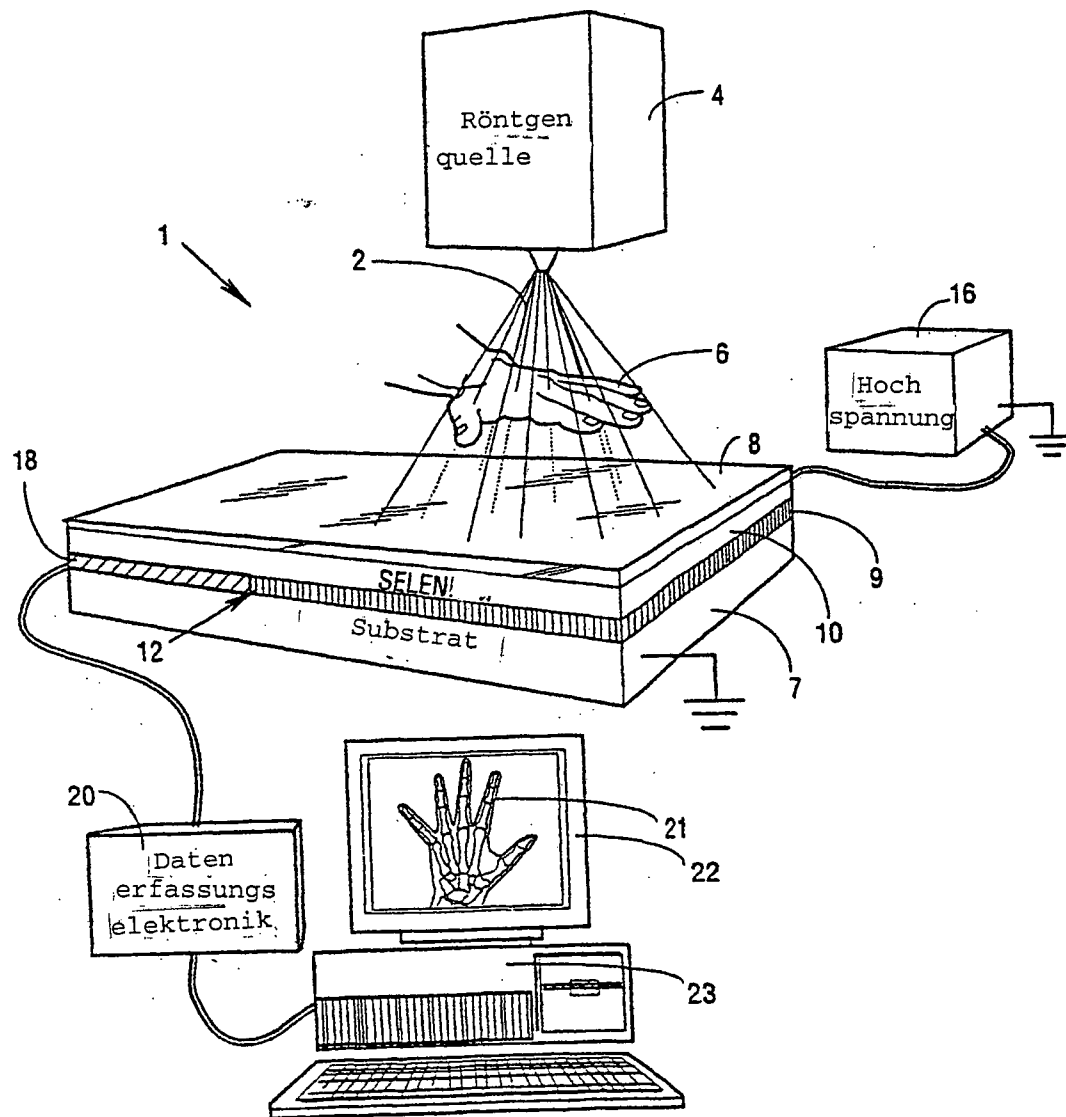
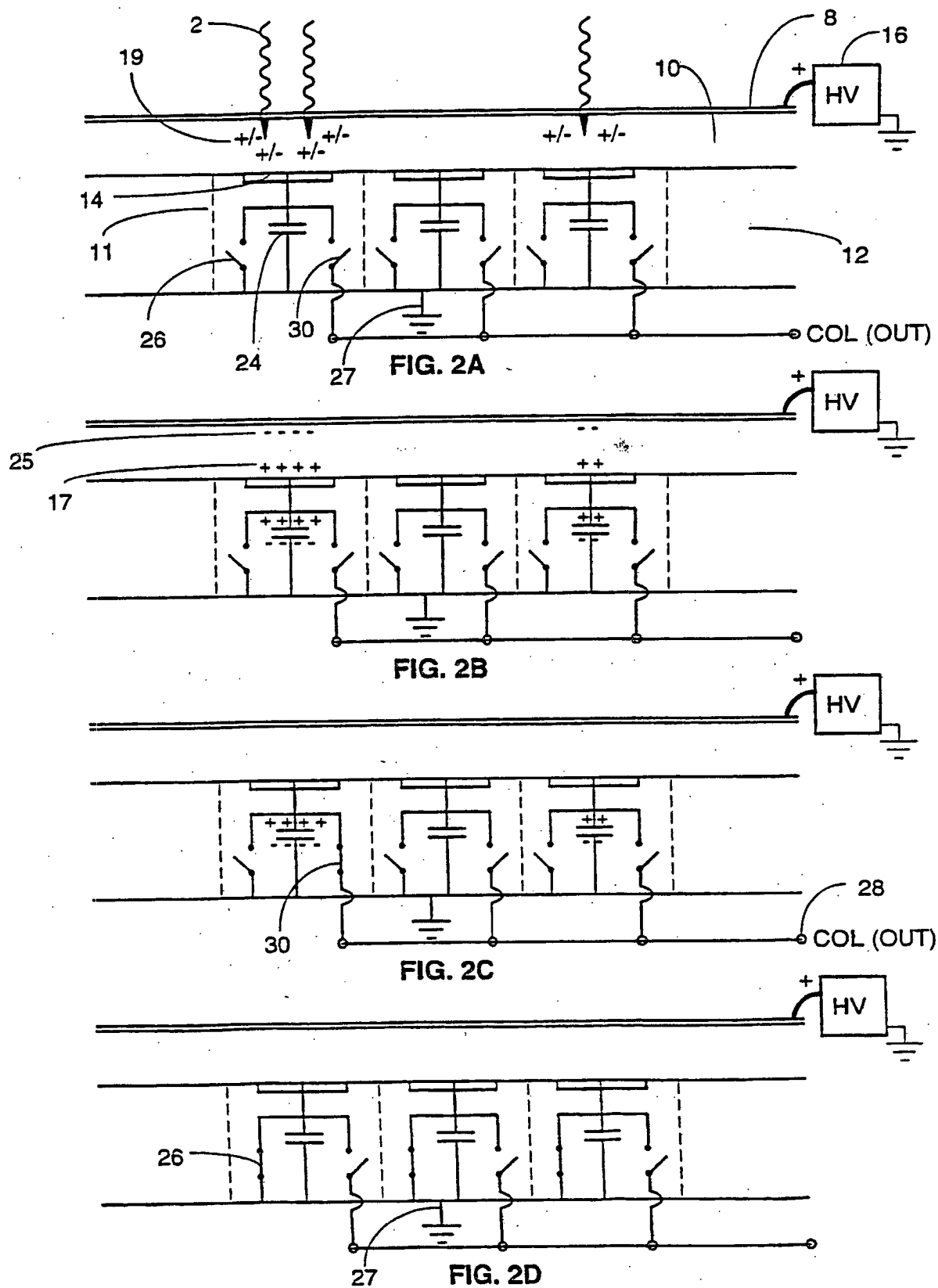


FIG. 1



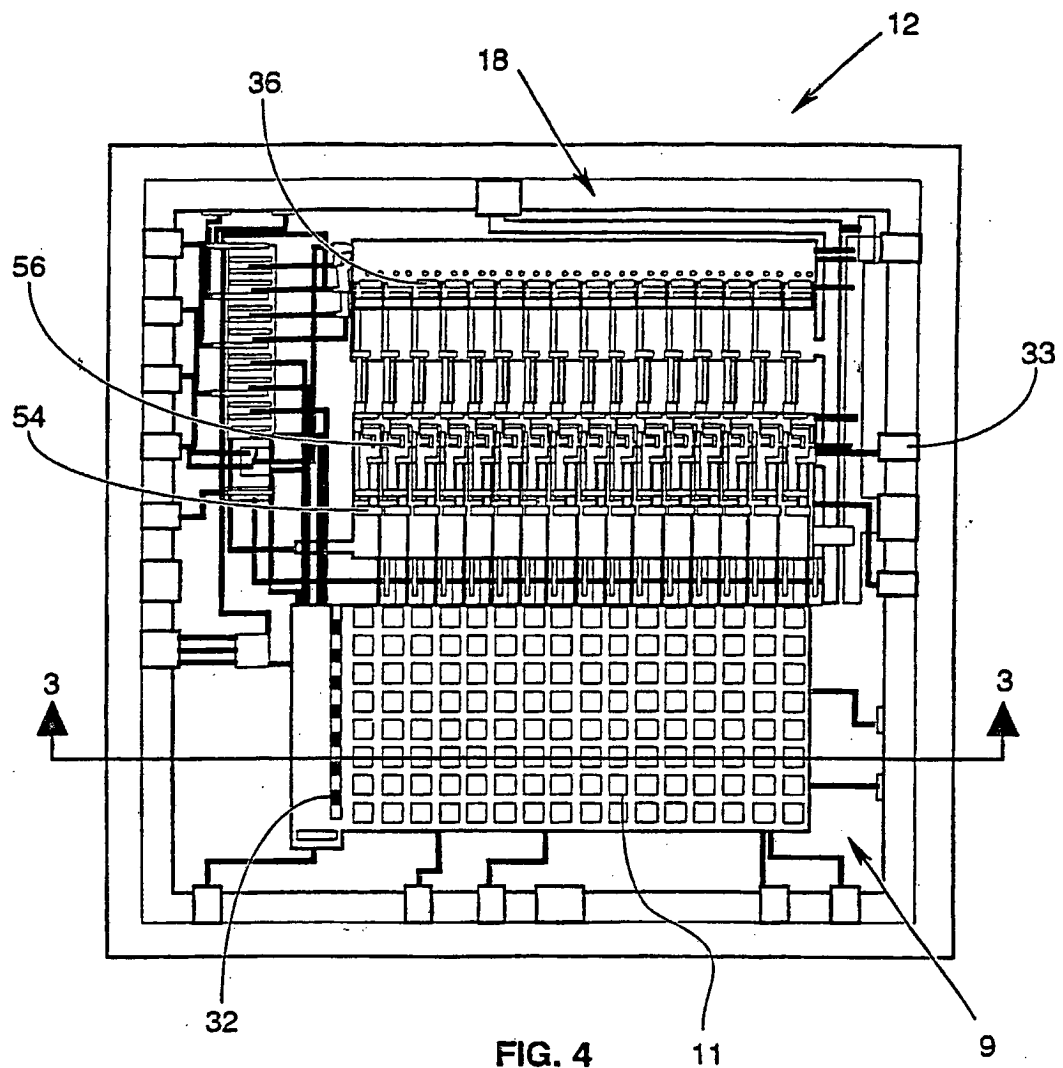


FIG. 4

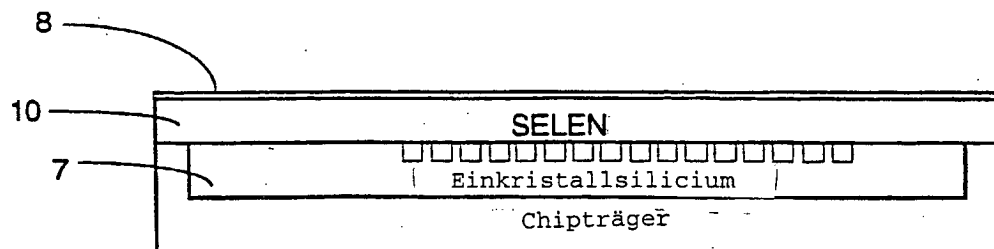


FIG. 3

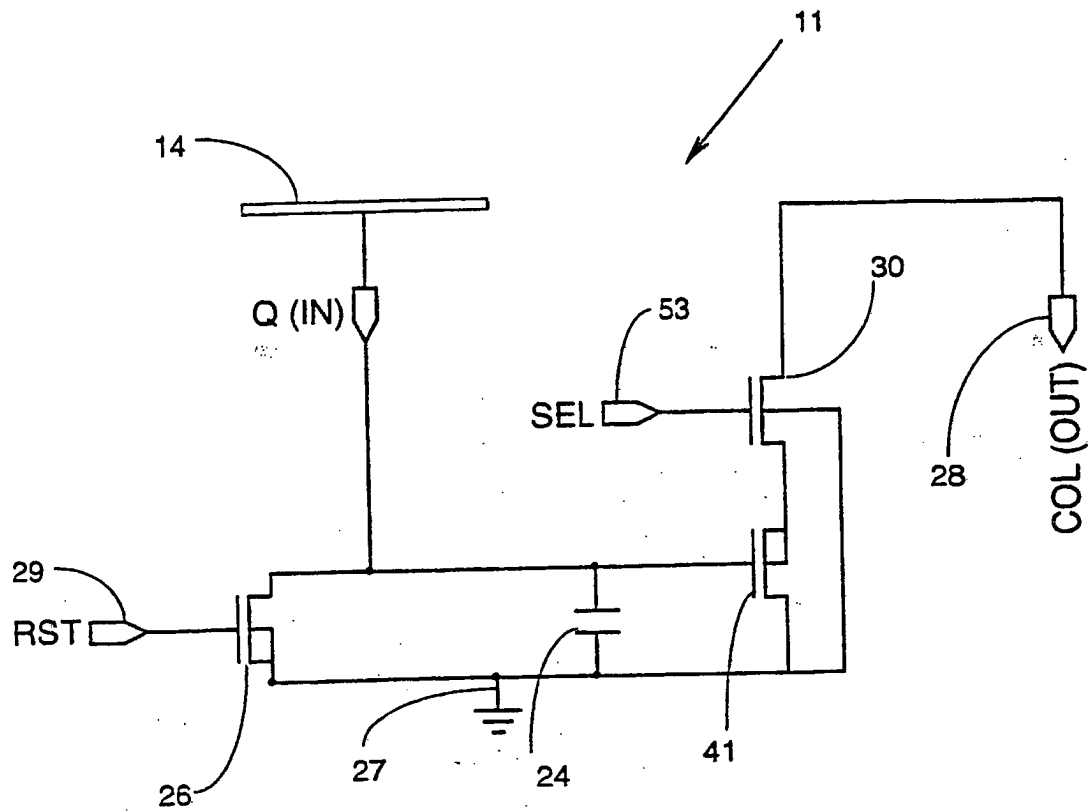


FIG. 5

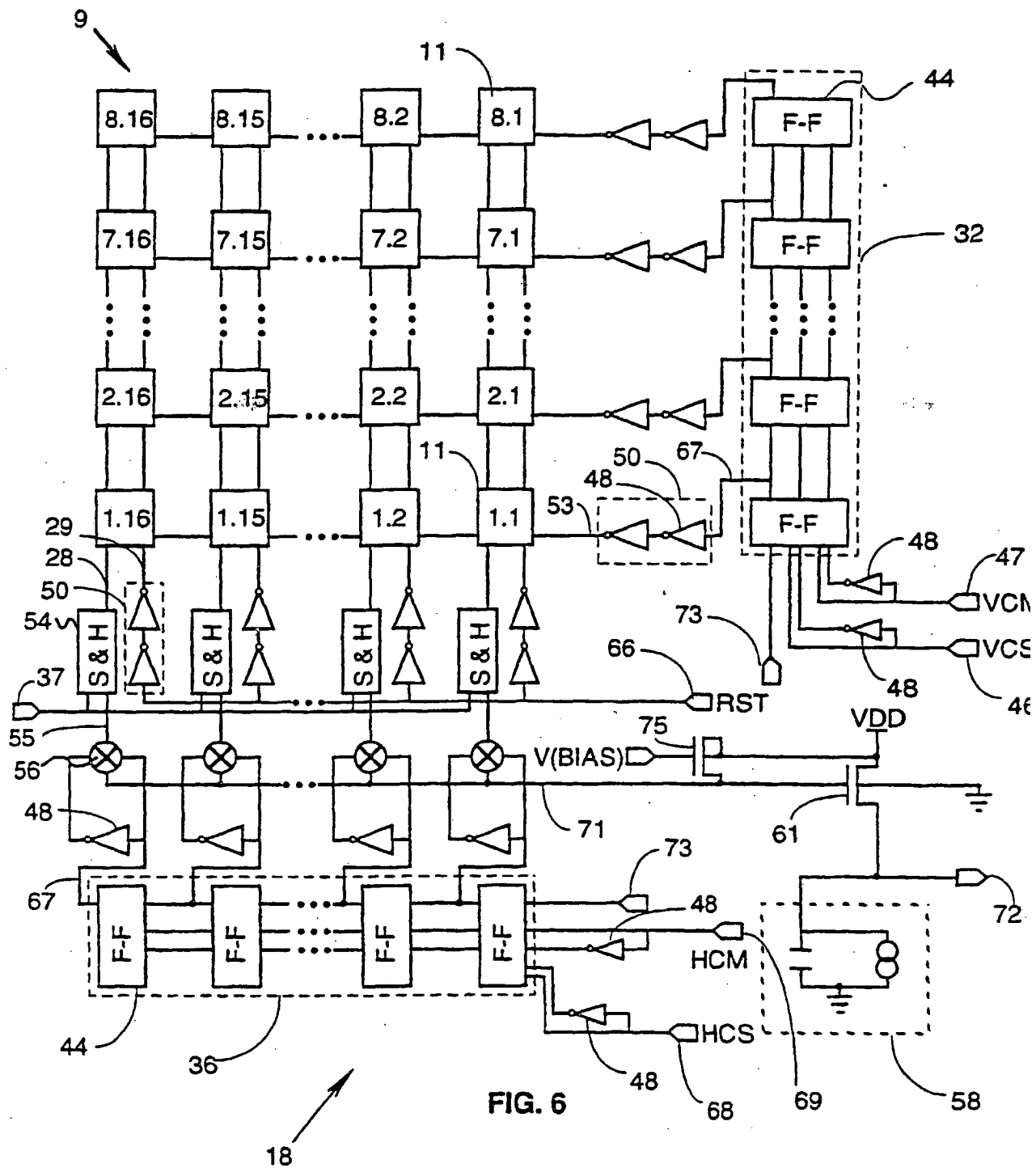


FIG. 6

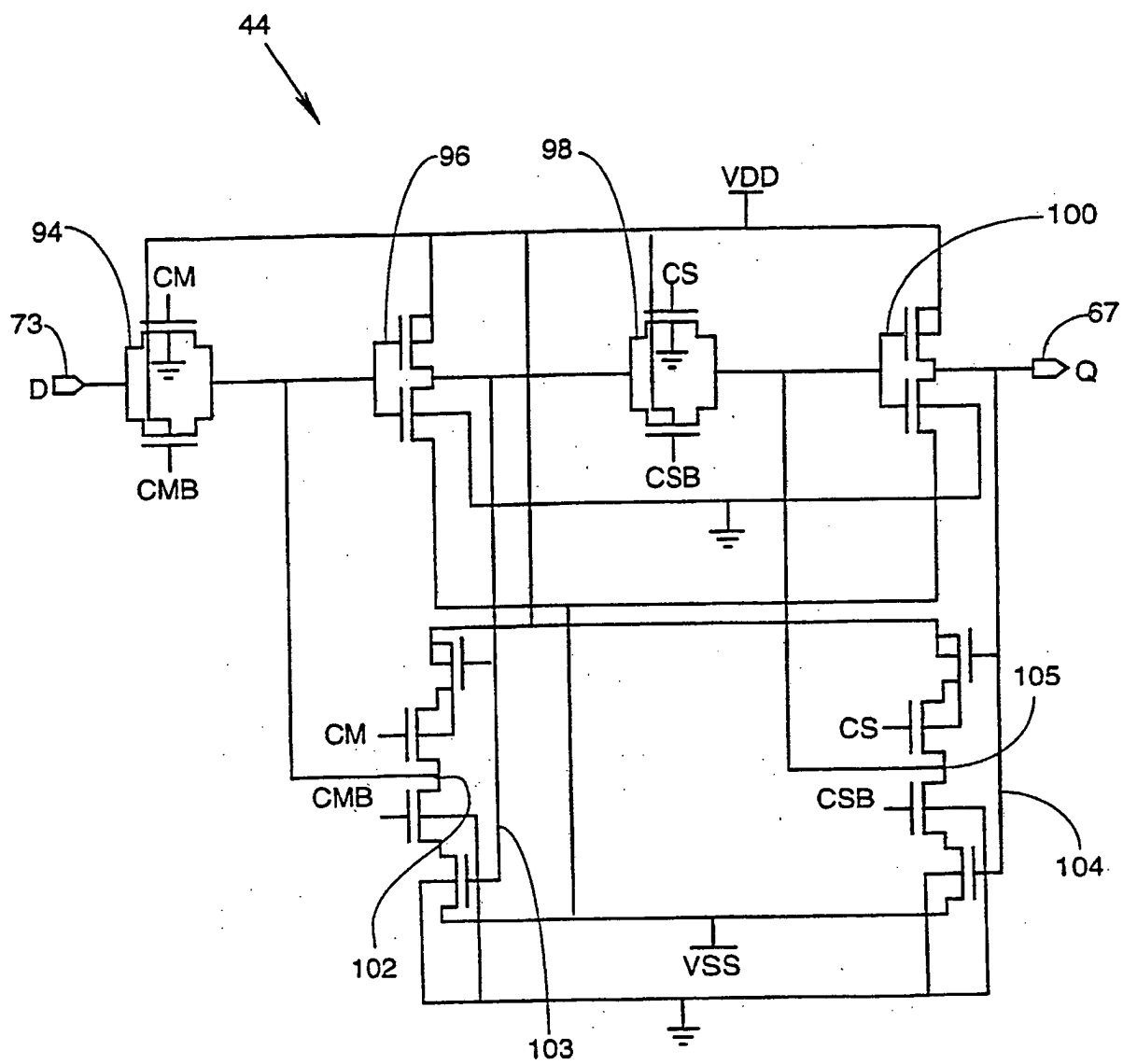


FIG. 7

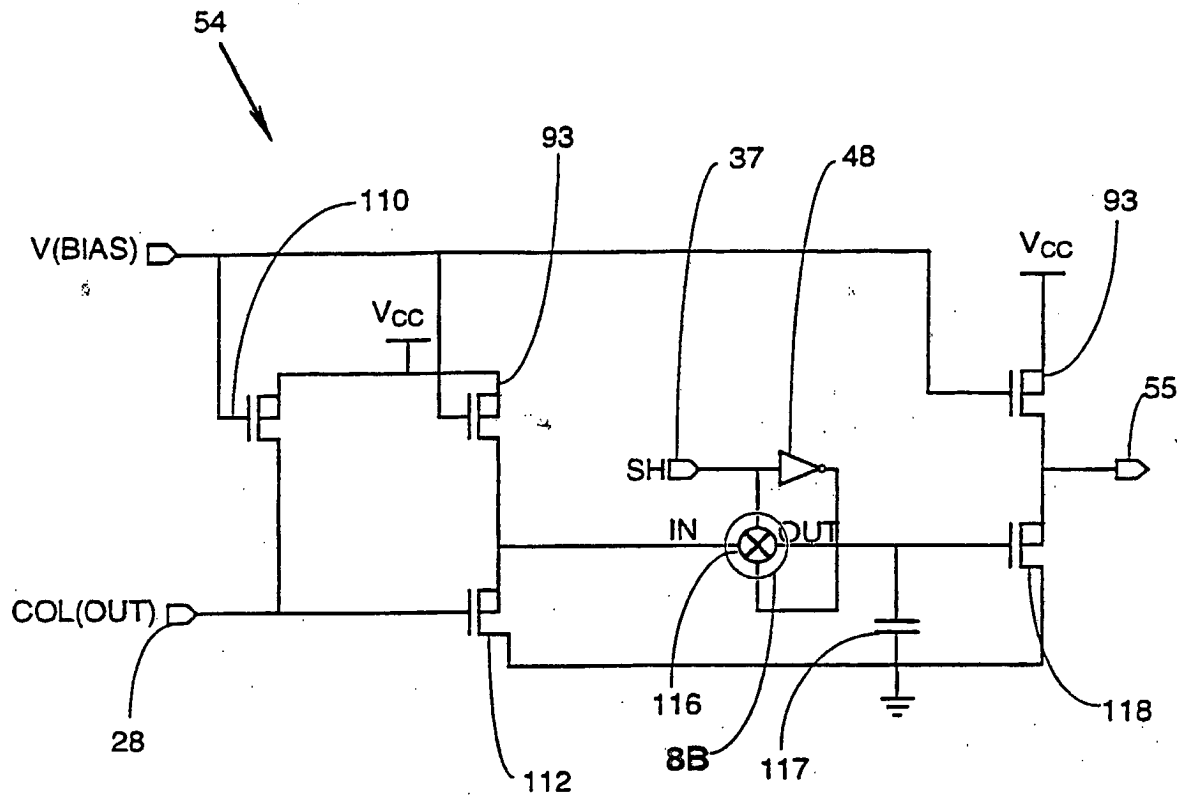


FIG. 8A

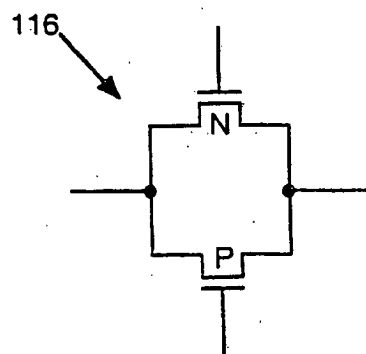


FIG. 8B

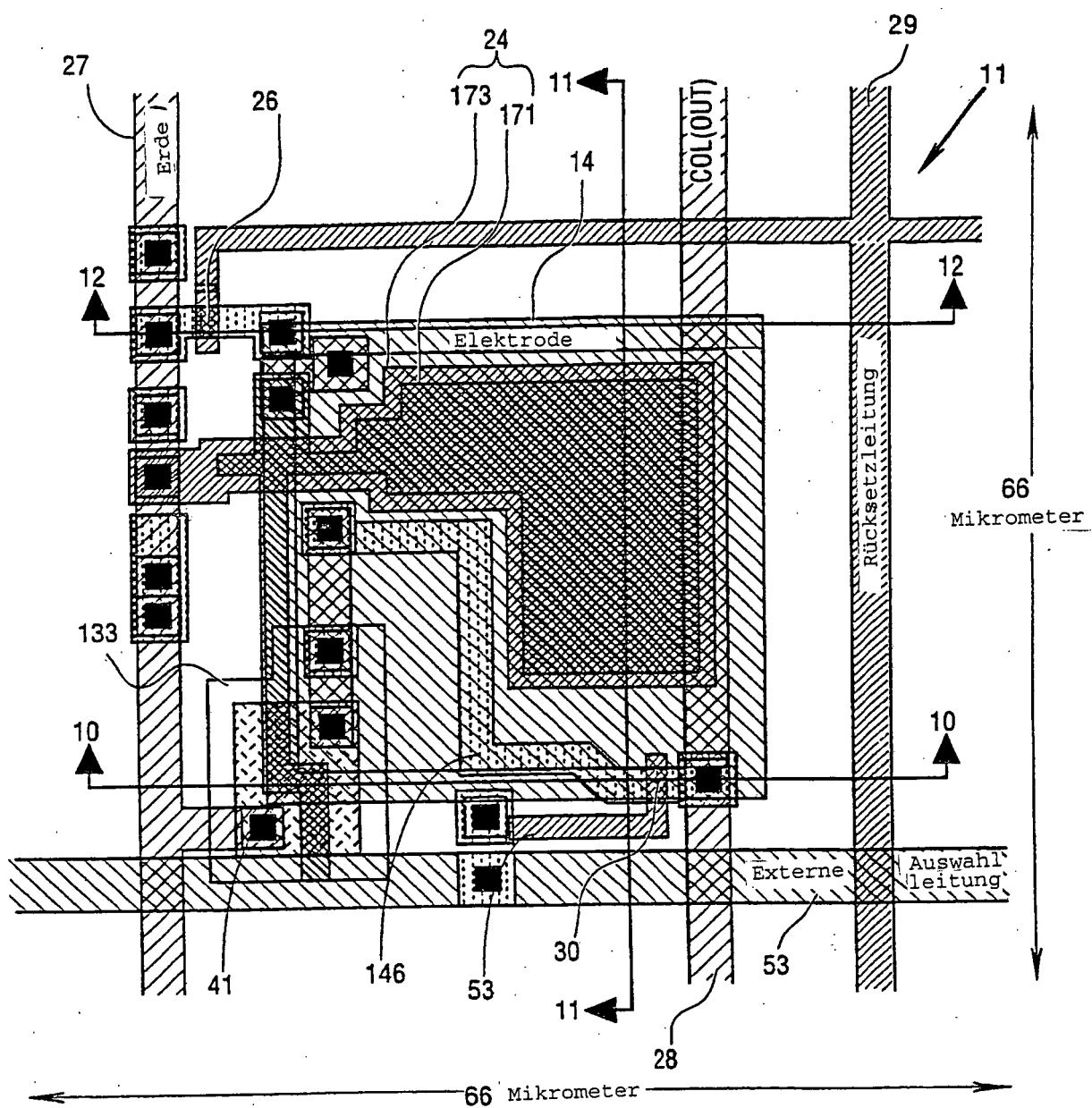


FIG. 9

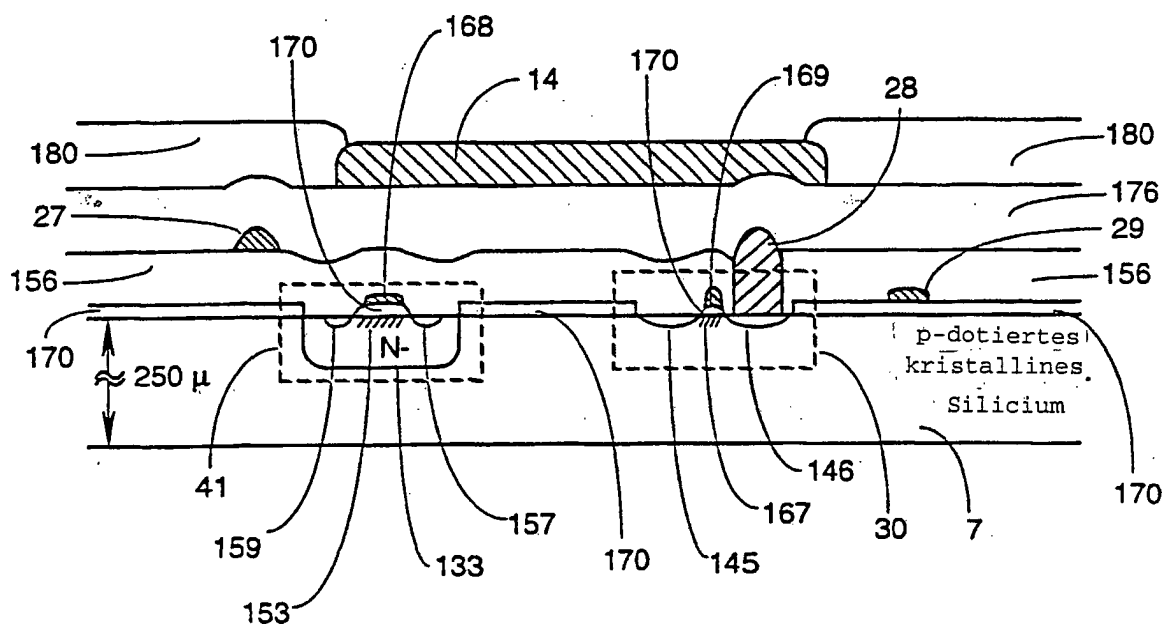


FIG. 10

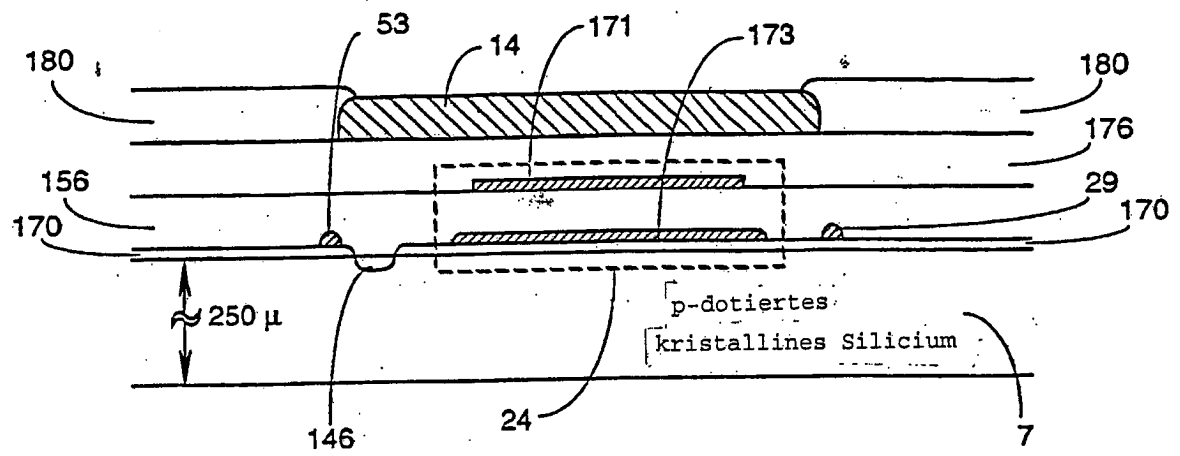


FIG. 11

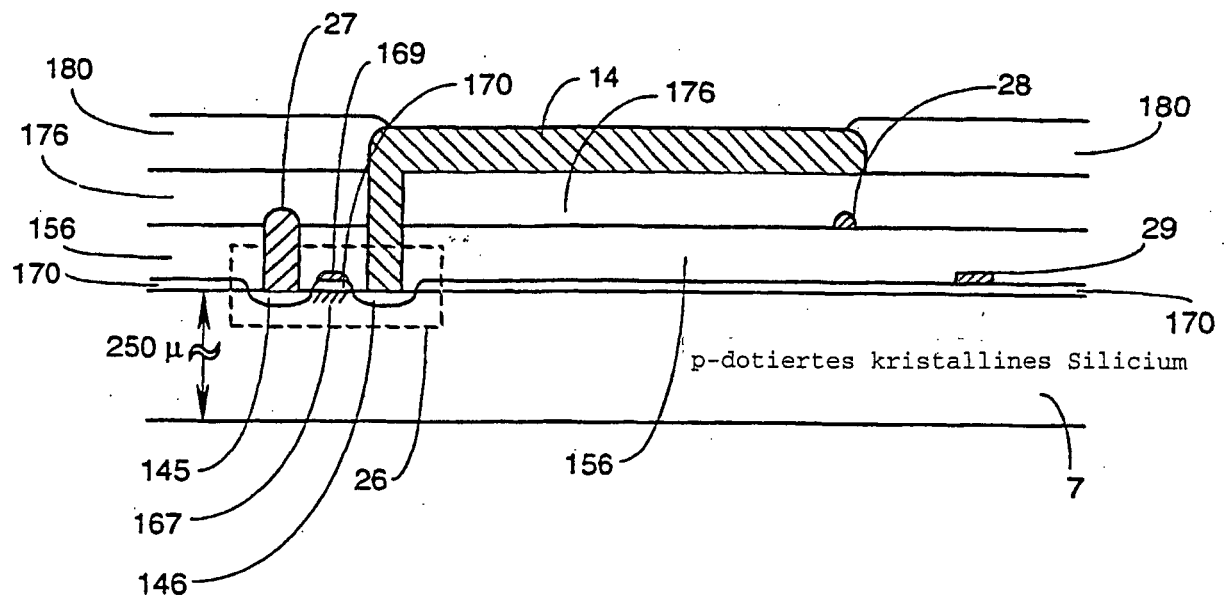


FIG. 12

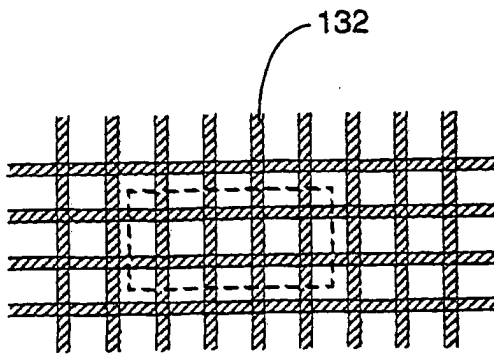


FIG. 13A

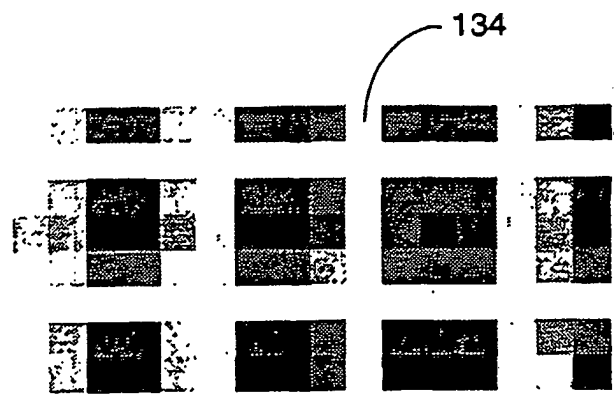


FIG. 13B

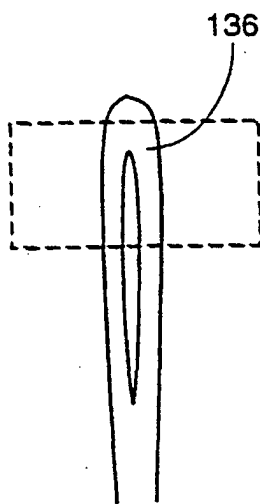


FIG. 14A

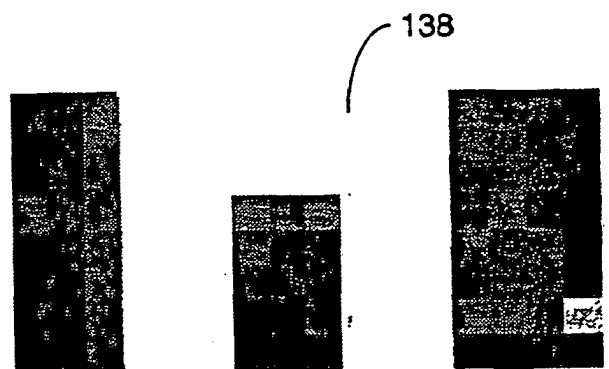


FIG. 14B

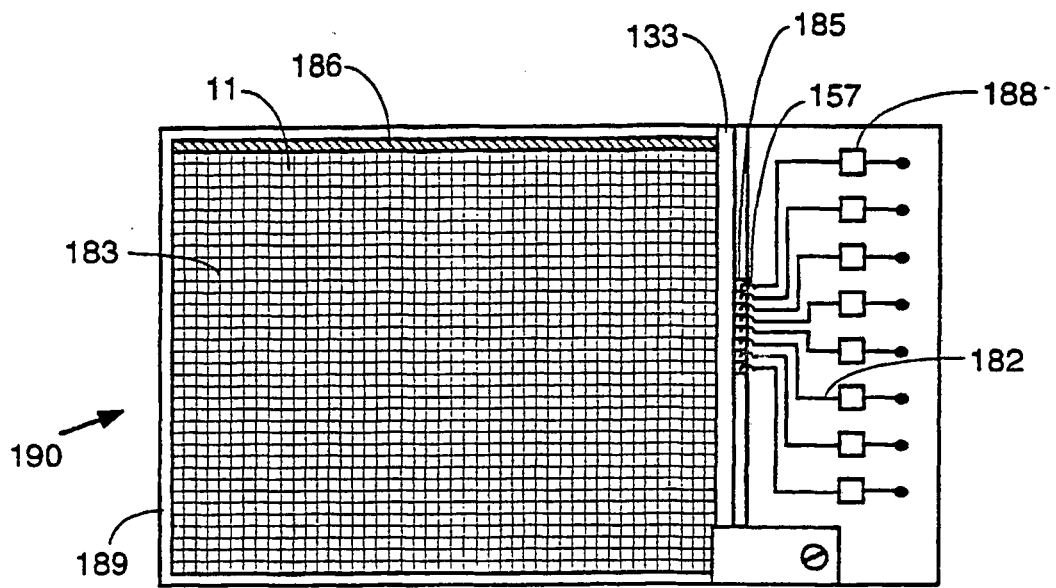


FIG. 15A

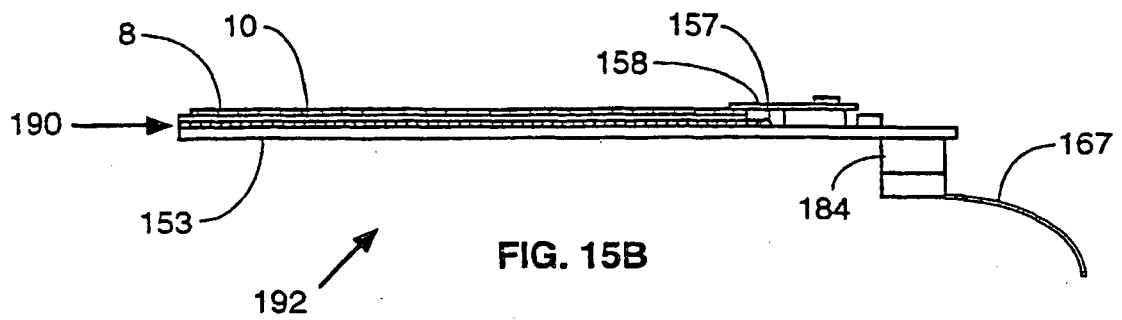


FIG. 15B

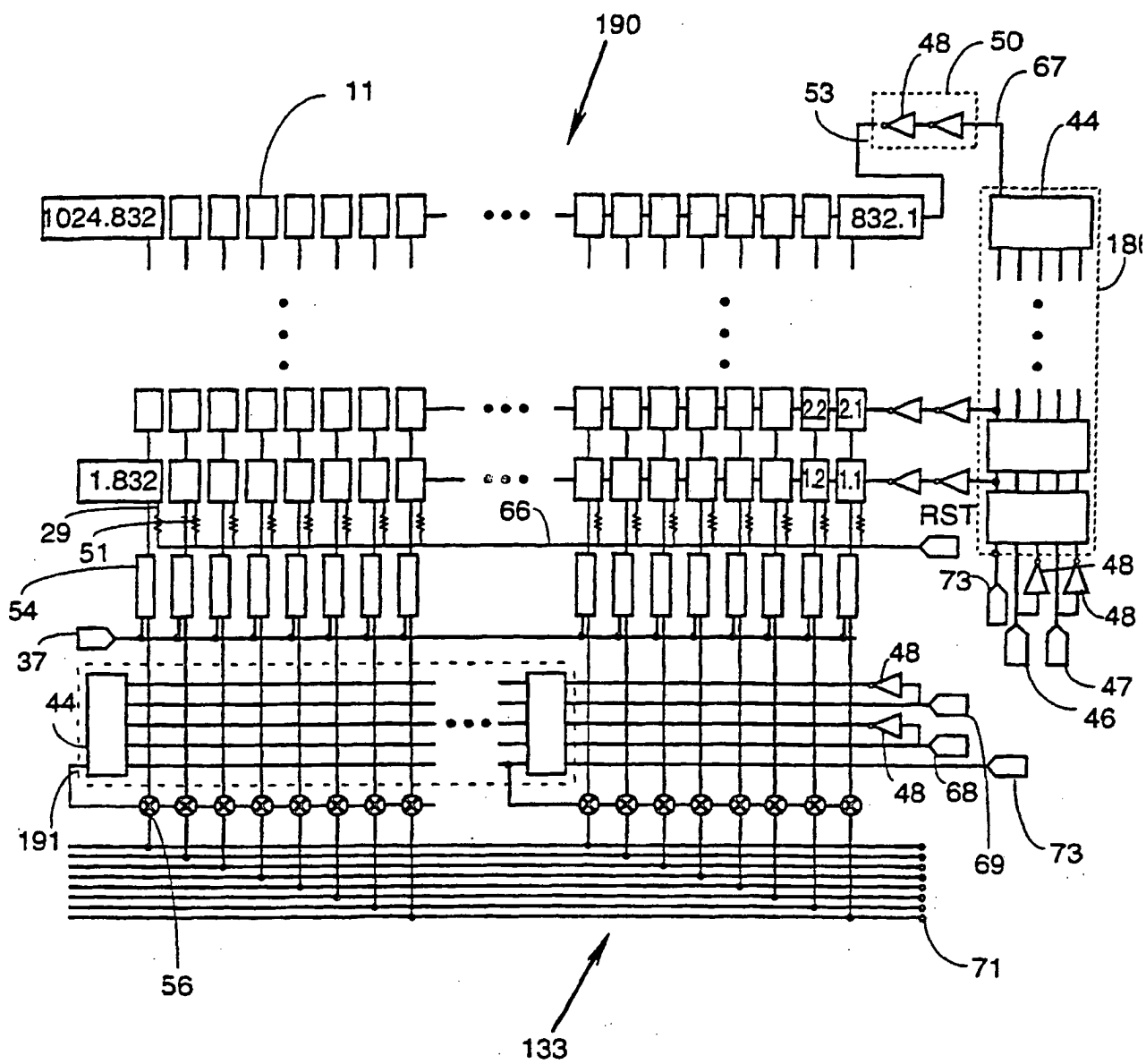


FIG. 16

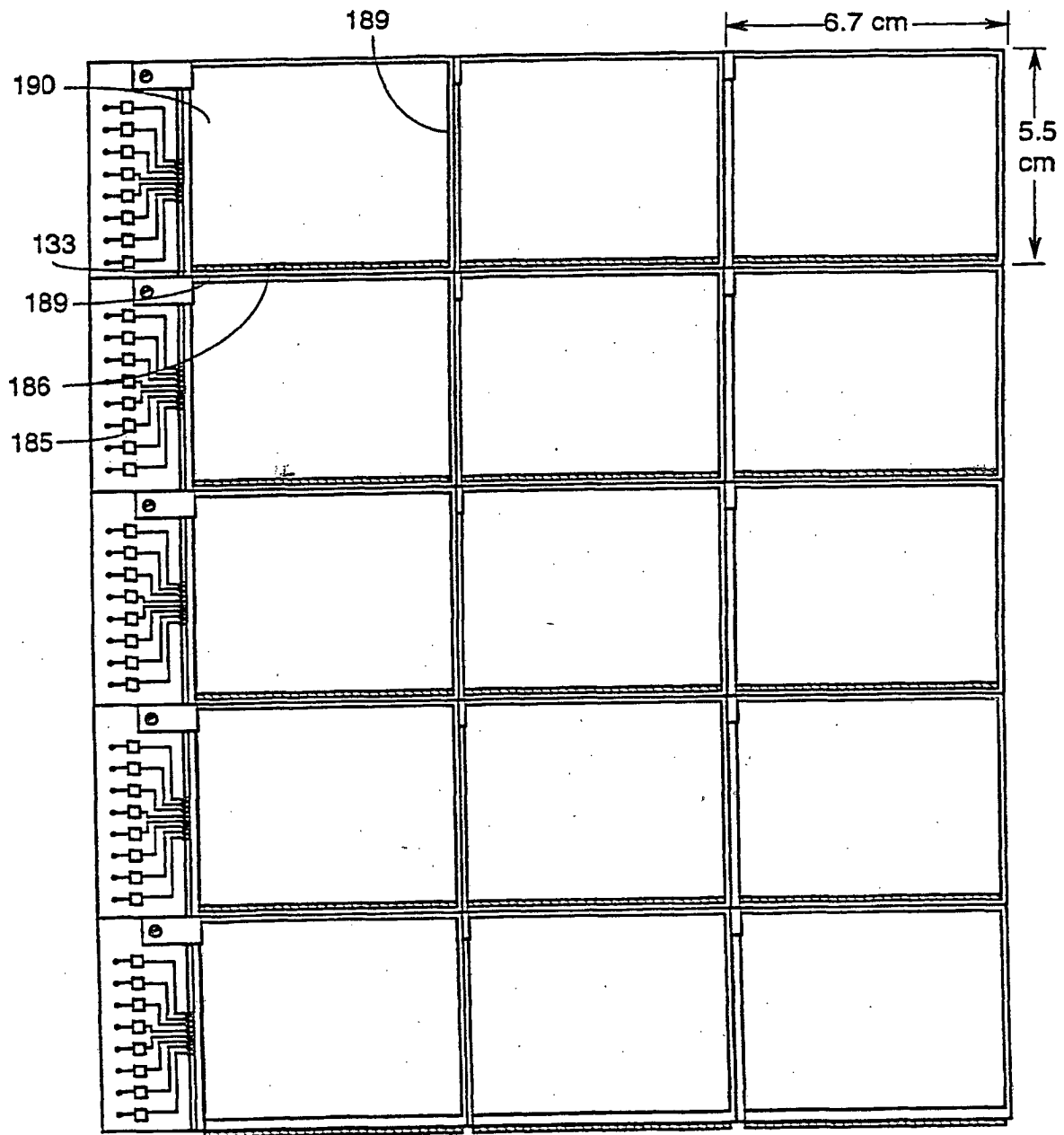


FIG. 17A

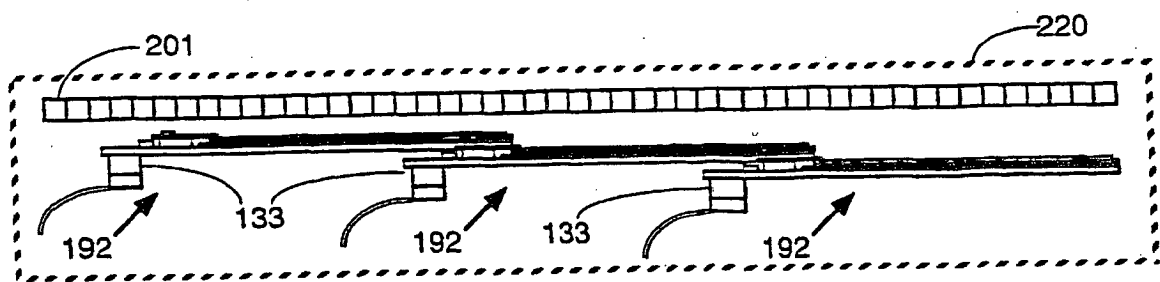


FIG. 17B

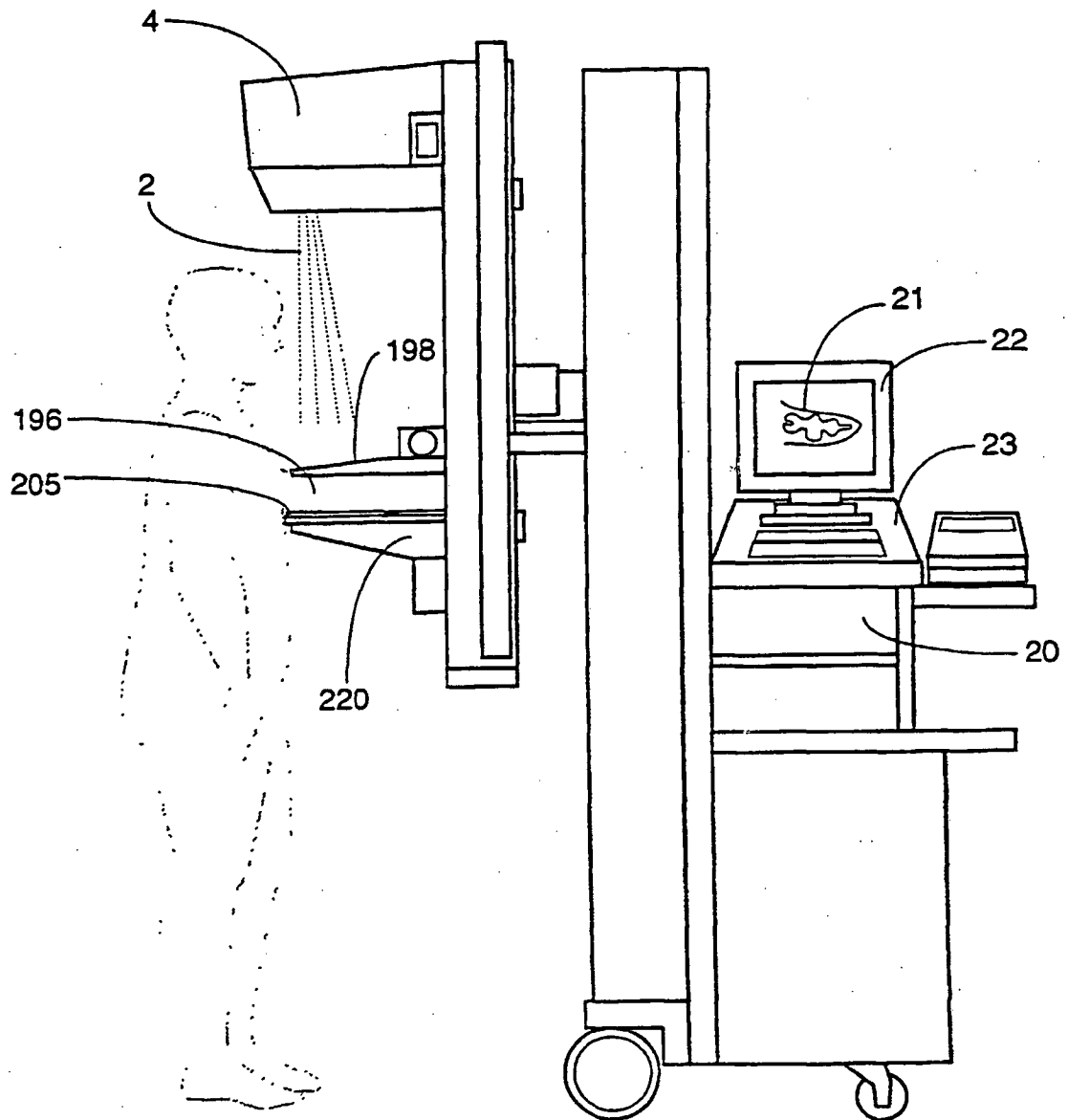


FIG. 18

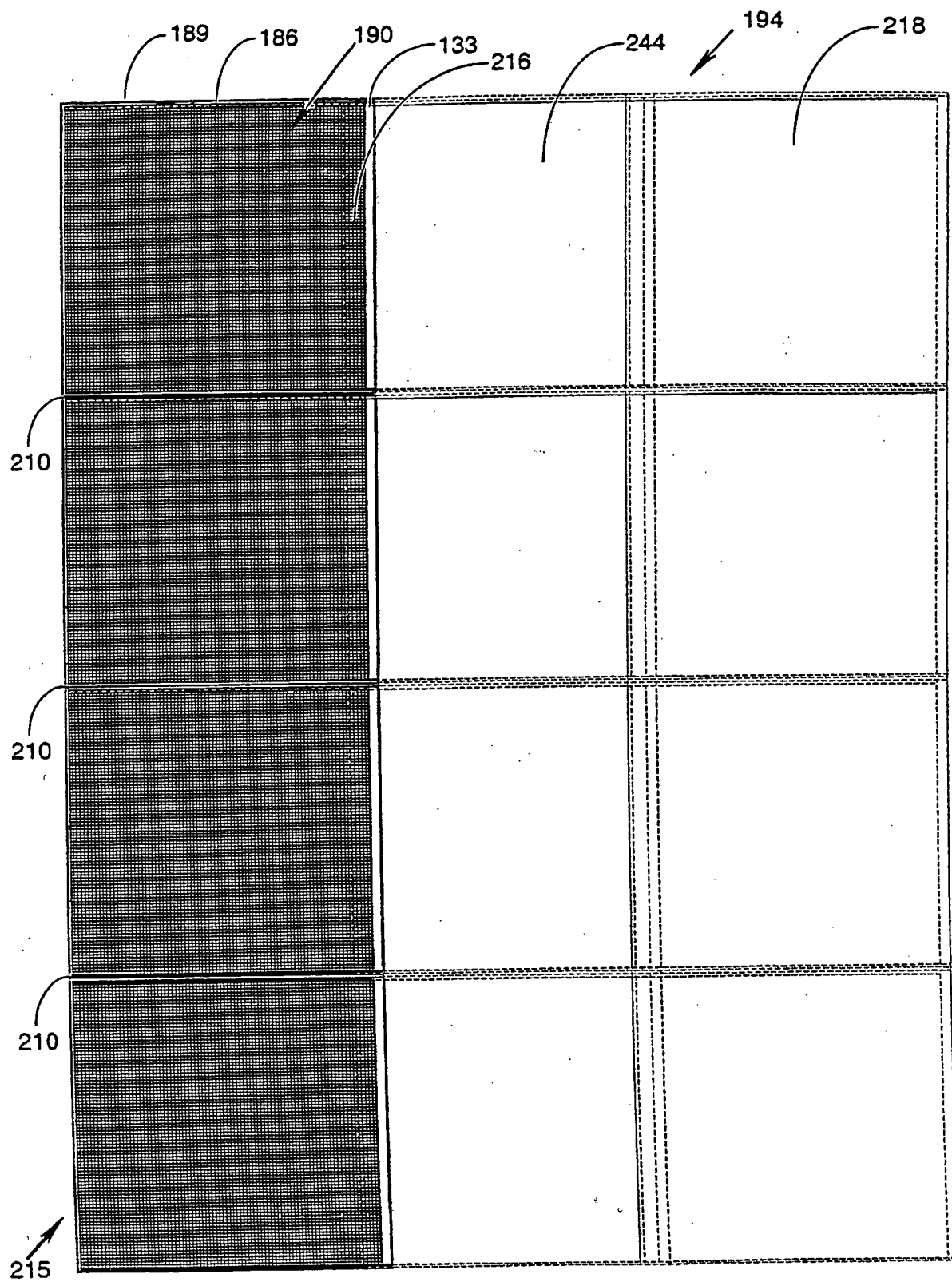


FIG. 19

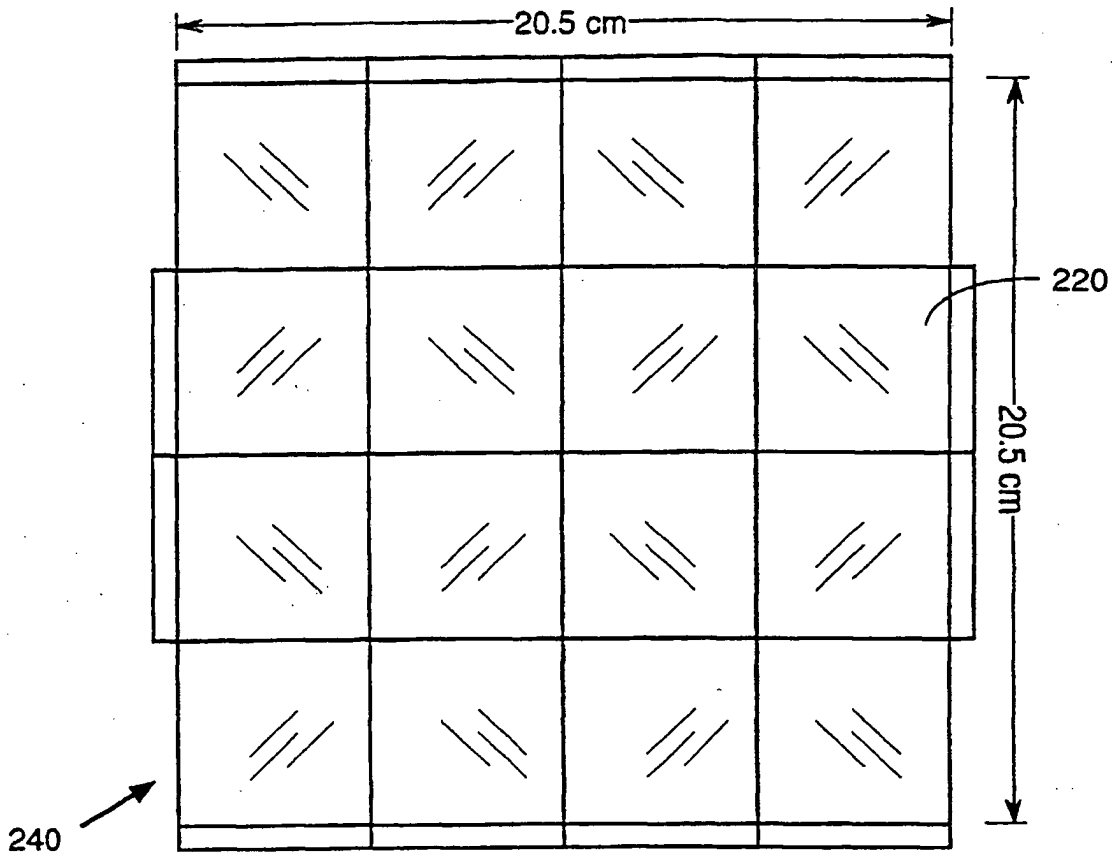


FIG. 20A

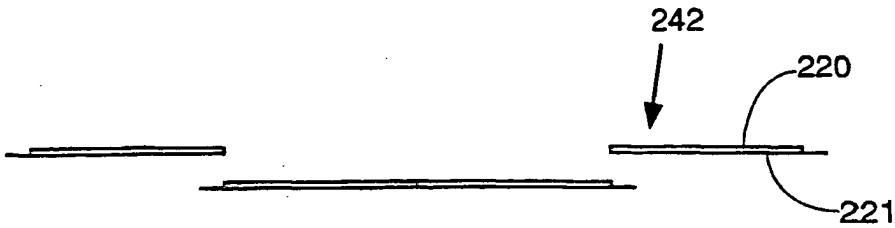


FIG. 20B

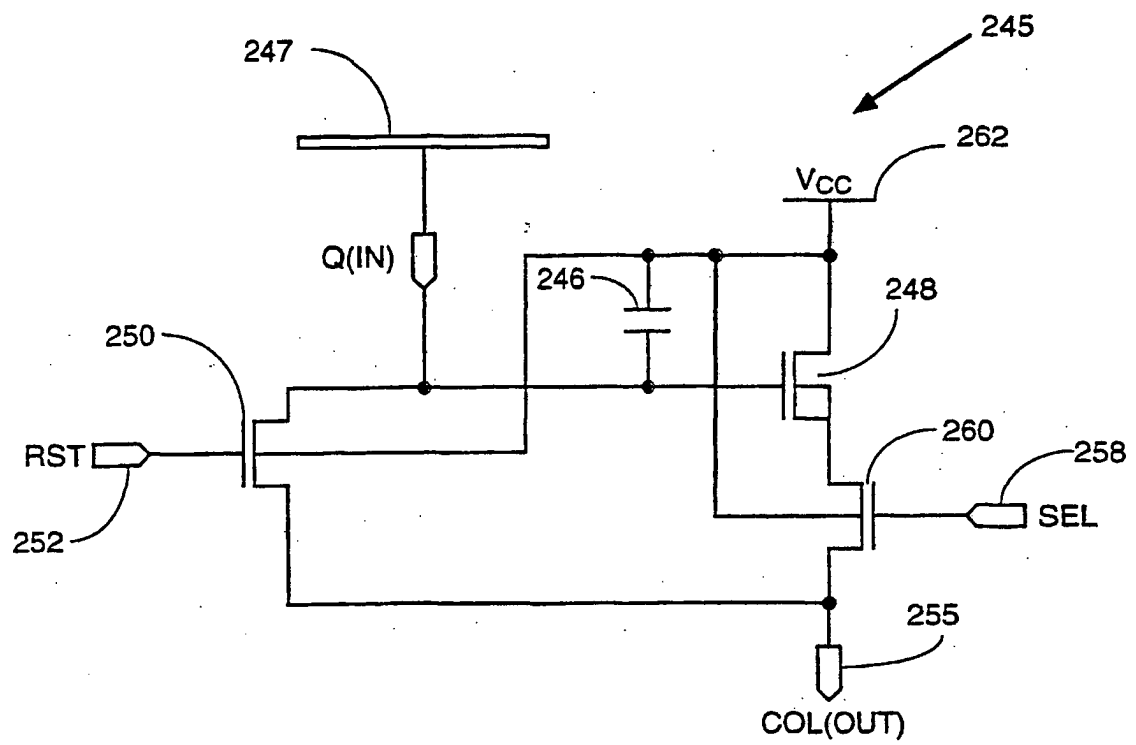


FIG. 21

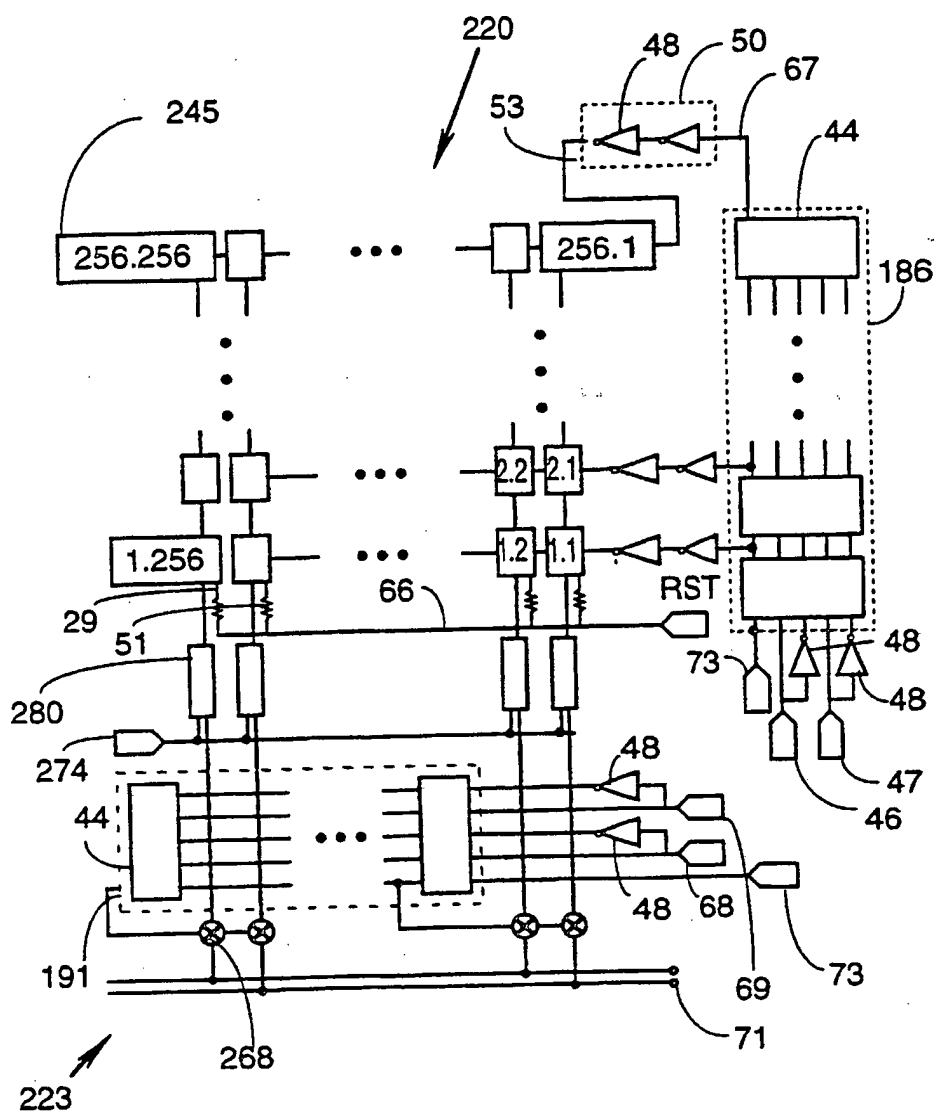
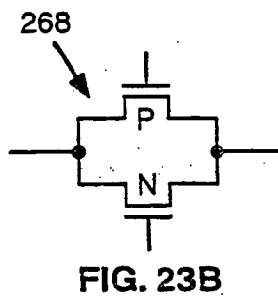
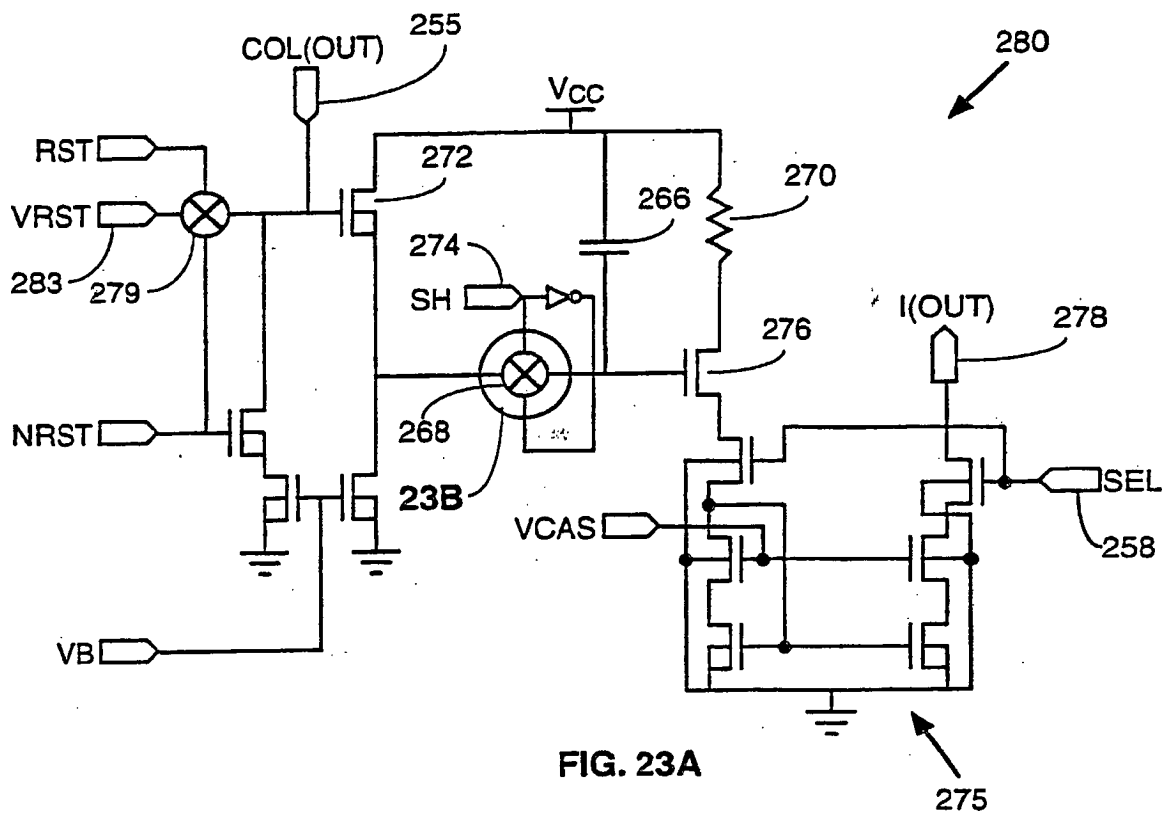


FIG. 22



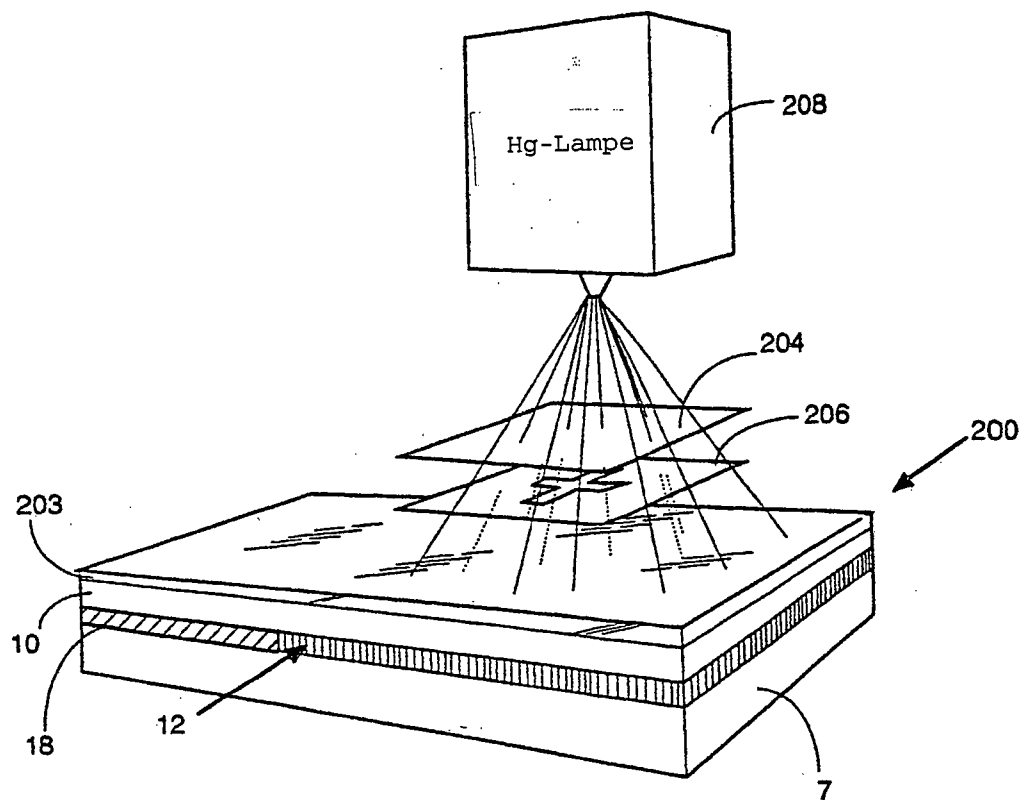


FIG. 24

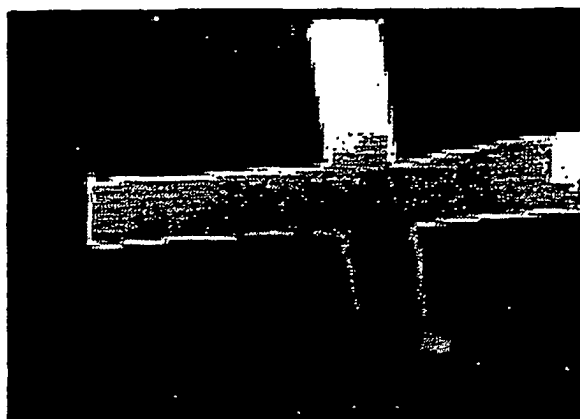


FIG. 25A



FIG. 25B



FIG. 26