



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 **Offenlegungsschrift**
10 **DE 101 29 763 A 1**

51 Int. Cl.⁷:
G 01 T 1/24
G 01 T 1/29
H 01 L 31/115

21 Aktenzeichen: 101 29 763.7
22 Anmeldetag: 20. 6. 2001
43 Offenlegungstag: 9. 1. 2003

DE 101 29 763 A 1

71 Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

72 Erfinder:
Hoheisel, Martin, Dr., 91056 Erlangen, DE

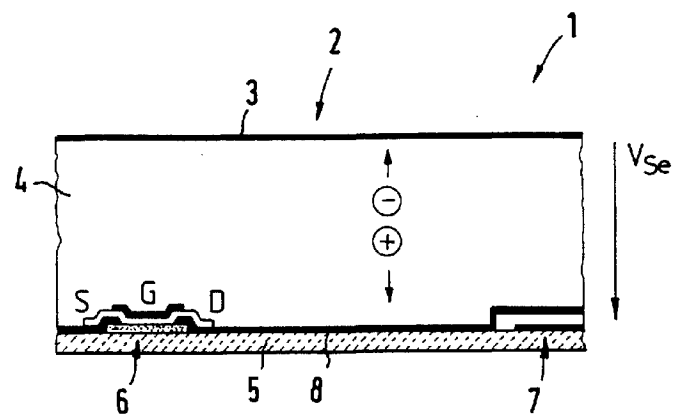
56 Entgegenhaltungen:
US 55 98 004
JP-Abstr. 2000 11 16 52 A;
G.F.G. Delaney, E. C. Finch, Radiation Detectors,
Clarendon Press, Oxford 1992, S. 299-311;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Festkörperstrahlungsdetektor und medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung

57 Die Erfindung betrifft einen Festkörperstrahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix, wobei jedes ein von der einfallenden Strahlung abhängiges Ausgangssignal liefernde Pixel eine die einfallende Strahlung in Ladung konvertierende Konversionsschicht, einen Speicherkondensator zum Speichern der Ladung und einen Transistor zum Auslesen der Ladung aufweist, wobei die Kapazität (C_p) des Speicherkondensators (7) derart klein ist, dass aufgrund der am Speicherkondensator (7) abfallenden Spannung (V_p) das Ausgangssignal des Pixels (2) ab einer bestimmten einfallenden Strahlungsdosis (D_p) ein unter-lineares Verhalten bezogen auf die Strahlungsdosis zeigt, sowie eine medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung mit einem derartigen Festkörperstrahlungsdetektor.



DE 101 29 763 A 1

[0001] Die Erfindung betrifft einen Festkörperstrahlungsdetektor, mit einer Pixelmatrix, wobei jedes ein von der einfallenden Strahlung abhängiges Ausgangssignal liefernde Pixel eine die einfallende Strahlung in Ladung konvertierende Konversionsschicht, einen Speicherkondensator zum Speichern der Ladung und einen Transistor zum Auslesen der Ladung aufweist, sowie eine medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung mit einem derartigen Festkörperstrahlungsdetektor.

[0002] In der Röntgentechnik werden zunehmend digitale Festkörperstrahlungsdetektoren, auch als Matrixdetektoren genannt, eingesetzt, die sich vor allem durch ein lineares Ansprechverhalten auszeichnen, das heißt, das vom Detektor bzw. vom jeweiligen Pixel, also eines Bildpunkts gelieferte Ausgangssignal ist über sehr weite Bereiche proportional zur einfallenden Röntgen- und Strahlungsdosis. Allerdings gibt es konstruktionsbedingt eine maximale Strahlungsdosis, nach deren Überschreiten der Detektor schlagartig in seine Begrenzung geht. Die Ursache dafür kann in der analogen Signalverarbeitung oder beim nachgeschalteten Analog-Digital-Konverter liegen, der die analogen Ausgangssignale der Pixel in digitale Signale konvertiert. Dieses Verhalten ist ungünstig, da der beschriebene harte Übergang zu Artefakten in den Röntgenbildern führen kann, die natürlich unerwünscht sind.

[0003] Bekannte Festkörperstrahlungsdetektoren werden als Folge davon üblicherweise nur gering angesteuert, z. B. lediglich zu 5% bis 10% der Vollaussteuerung, um auch bei hohen einfallenden Strahlungsdosen bis in den Bereich der Direktstrahlung keine lokale Übersteuerung zu erhalten. Hierdurch ergibt sich jedoch nachteiliger Weise im Bereich niedrigerer Strahlungsdosen eine Verschlechterung des Signal/Rausch-Verhältnisses, insbesondere wenn die Quantisierung durch den Analog-Digital-Konverter nicht zu vernachlässigen ist.

[0004] Der Erfindung liegt damit das Problem zu Grunde, einen Festkörperstrahlungsdetektor sowie eine medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung mit einem derartigen Festkörperstrahlungsdetektor anzugeben, durch die die im Stand der Technik gegebenen Nachteile beseitigt werden.

[0005] Zur Lösung dieses Problems ist bei einem Festkörperstrahlungsdetektor der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Kapazität des Speicherkondensators derart klein ist, dass aufgrund der am Speicherkondensator abfallenden Spannung das Ausgangssignal des Pixels ab einer bestimmten einfallenden Strahlungsdosis ein unter-lineares Verhalten bezogen auf die Strahlungsdosis zeigt.

[0006] An der Konversionsschicht eines Festkörperstrahlungsdetektors der beschriebenen Art liegt eine in ihrer Größe von der Dicke der Konversionsschicht abhängige Spannung an der Konversionsschicht, vornehmlich einer Selen-Schicht an, die zum Trennen der aufgrund der einfallenden Strahlung erzeugten Ladungen zur aktiven Pixelmatrix mit dem Speicherkondensator dient. Die anliegende Spannung liegt im kV-Bereich, die über die Konversionsschicht anliegende Feldstärke liegt z. B. im Bereich von 10 V/ μm . Bei einer Schichtdicke von z. B. 200 μm geht man also von einer angelegten Spannung von ca. 2 kV zur Erzielung dieser Feldstärke aus. Die Kapazität des Speicherkondensators wird bei bekannten Festkörperstrahlungsdetektoren dabei hinreichend groß gewählt, so dass die an der Konversionsschicht anliegende Spannung immer annähernd gleich der von außen angelegten Spannung bleibt.

[0007] Die Erfindung weicht jedoch von dieser vorbe-

kannten Auslegung der Kapazität des Speicherkondensators ab und schlägt demgegenüber vor, die Kapazität des Speicherkondensators $C_{i,j}$ so stark zu verkleinern, dass die Spannungsänderung $dU = q_{i,j}/C_{i,j}$, die durch die Signalladung $q_{i,j}$ am Bildpunkt (i, j) hervorgerufen wird, in die Größenordnung der angelegten Spannung kommt, so dass ein beachtlicher Spannungsanteil am Speicherkondensator abfällt und die an der Konversionsschicht abfallende, effektiv wirksame Spannung V_{eff} – insbesondere bei hohen eingestrahlenen Röntgendosen, wie z. B. im Direktstrahlungsbereich – entsprechend der Beziehung $V_{\text{eff}} = V - q_{i,j}/C_{i,j}$ reduziert wird, wobei V die von außen angelegte Spannung ist. Man nutzt also ganz gezielt die Spannungsteiler-Eigenschaften der Kombination Konversionsschicht-Speicherkondensator aus, um zu einer beabsichtigten Spannungserniedrigung der effektiv wirksamen Spannung V_{eff} über die Konversionsschicht zu kommen.

[0008] Die Wirksamkeit der Erzeugung von Elektron-Loch-Paaren in der Konversionsschicht hängt aber von der Stärke des elektrischen Feldes über die Konversionsschicht ab, wobei sich hier in der Regel ein linearer Zusammenhang ergibt, wie z. B. in der Veröffentlichung "New Digital Detector for Projection Radiography" von Lee, Cheung, Jeromin, in Physics of Medical Imaging, Proc. SPIE Nr. 2432, S. 237 ff und dort in Fig. 8 beschrieben ist.

[0009] Sinkt nun die über der Konversionsschicht abfallende Spannung aufgrund des Spannungsabfalls am Speicherkondensator, so nimmt auch die effektive Feldstärke über die Konversionsschicht ab, was dazu führt, dass zwangsläufig weniger Elektron-Loch-Paare getrennt und gesammelt werden. Als Ergebnis wird die Empfindlichkeit des Festkörperstrahlungsdetektor bei zunehmender Röntgendosis ab einer bestimmten Dosis rechtzeitig vor dem Ende des Ansteuerungsbereichs derart reduziert, dass eine schlagartige Begrenzung des Ausgangssignals mit besonderem Vorteil vermieden wird. Denn aufgrund der geringeren Anzahl an gesammelten Elektronen wird das ursprünglich lineare Verhalten Ausgangssignal – Strahlungsdosis aufgehoben, vielmehr stellt sich ein unter-lineares Verhalten derart ein, dass sich das Ausgangssignal unterproportional zur Strahlungsdosis verhält.

[0010] Der erfindungsgemäße Festkörperstrahlungsdetektor lässt also mit besonderem Vorteil eine deutlich höhere Aussteuerung zu, da auch bei hohen einfallenden Dosen, z. B. im Falle der Direktstrahlung, keine Übersteuerung aufgrund des unterlinearen Verhaltens und der hier erzielten geringeren Empfindlichkeit auftreten wird. Dies führt dazu, dass eine höhere Verstärkung gewählt werden kann, so dass im Bereich niedriger Dosen die Ausgangssignale angehoben werden und man ein deutlich verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis erhält.

[0011] In Weiterbildung des Erfindungsgedankens kann vorgesehen sein, dass die Kapazität des Speicherkondensators derart gewählt ist, dass das Verhältnis der maximal am Speicherkondensator abfallenden Spannung zur maximal an der Konversionsschicht anfallenden Spannung wenigstens 1 : 10 oder größer, insbesondere wenigstens 1 : 5 oder größer ist. Auf jeden Fall sollte die am Speicherkondensator abfallende Spannung im wesentlichen in der Größenordnung der von außen angelegten Spannung liegen. Das heißt, bei einer beispielsweise an der Konversionsschicht anliegenden Spannung von 2 kV sollte die am Speicherkondensator abfallende Spannung z. B. wenigstens 500 V oder aber auch mehr betragen.

[0012] Sofern die am Speicherkondensator abfallende Spannung sehr hoch wird, ist es zur Vermeidung etwaiger aufgrund der hohen Spannungen bedingten Beschädigungen der zum Auslesen dienenden Transistoren zweckmäßig,

wenn diese als Hochspannungstransistoren ausgeführt sind, so dass sie Spannungen von mehreren 100 V schalten können, ohne dabei in ihren Parametern verändert oder beschädigt zu werden.

[0013] Die Konversionsschicht selbst ist zweckmäßiger Weise eine Selen-Schicht, der Transistor ein Dünnschicht-Transistor (TFT) auf der Basis von amorphem Silizium (a-Si) oder aber ein Hochspannungs-Dünnschicht-Transistor (HVTFT) auf der Basis von a-Si. Solche Hochspannungs-Dünnschicht-Transistoren sind z. B. aus der Veröffentlichung von Tuan in Materials Research Society Symposium Proceedings Vol. 70, S. 651 ff aus 1986 bekannt.

[0014] Neben dem Festkörperdetektor selbst betrifft die Erfindung ferner eine medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung, umfassend wenigstens eine Strahlungsquelle und wenigstens einen Festkörperstrahlungsdetektor der vorbeschriebenen Art, sowie eine Verarbeitungseinrichtung, an die die vom Festkörperstrahlungsdetektor gelieferten Ausgangssignale gegeben werden, wobei die Verarbeitungseinrichtung zum Kompensieren der Unter-Linearität der Ausgangssignale ausgebildet ist, um somit einen Detektor mit einem größeren dynamischen Bereich zu erhalten. Die weitgehende Kompensation kann z. B. auf analytischem Weg unter Verwendung entsprechender analytischer Kompensationsmittel erfolgen, oder aber unter Verwendung wenigstens einer Look-up-Tabelle, in der entsprechende Kompensationswerte eingeschrieben sind.

[0015] Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus dem im folgenden beschriebenen Ausführungsbeispiel sowie anhand der Zeichnung. Dabei zeigen:

[0016] Fig. 1 eine Prinzipskizze zur Darstellung des Aufbaus eines Pixels eines erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektors,

[0017] Fig. 2 ein Ersatzschaltbild des Pixels,

[0018] Fig. 3 ein Diagramm zur Darstellung der erforderlichen absorbierten Energie zur Bildung eines Elektron-Loch-Paars in einer Selen-Konversionsschicht als Funktion der Feldstärke über der Selen-Schicht,

[0019] Fig. 4 den Verlauf des pixelseitigen Ausgangssignals bezüglich der eingestrahelten Strahlungsdosis und

[0020] Fig. 5 eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung.

[0021] Fig. 1 zeigt einen erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektor **1** im Ausschnitt, wobei dort speziell ein Pixel **2** dargestellt ist. Unter einer oberen Elektrode **3** befindet sich eine Direktkonversionsschicht **4** in Form einer Selen-Schicht aus amorphem Selen. Das Pixel **2** umfasst ferner ein Substrat **5**, auf dem ein Dünnschicht-Transistor **6**, vorzugsweise in Form eines Hochspannungstransistors (HVTFT) erzeugt ist. Ferner ist ein Speicherkondensator **7** vorgesehen, der zur Speicherung von Ladung dient, die von dem Transistor **6** über eine Pixelelektrode **8** ausgelesen werden kann. Der Transistor ist über seinen Drain-Anschluss **D** mit dem Speicherkondensator **7** verbunden. Gezeigt sind ferner der Gate-Anschluss **G** und der Source-Anschluss **S** des Transistors **6**.

[0022] An die Konversionsschicht **4** wird eine Spannung V_{Se} gelegt, die zur Separation und Bewegung der in der Konversionsschicht **4** bei Strahlungseinfall erzeugten Löcher bzw. Elektronen dient, wie in Fig. 1 anschaulich dargestellt ist. Die über die Pixelelektrode **8** gesammelte Ladung wird im Speicherkondensator **7** gespeichert und bei Bedarf über den Transistor ausgelesen. Der Aufbau eines solchen Pixels ist hinreichend bekannt, gleiches gilt für seine Arbeitsweise, weshalb insoweit hierauf nicht mehr eingegangen werden muss (siehe hierzu J. Rowlands, S. Kasap, Amorphous Semiconductors Usher in Digital X-Ray Im-

ging, in Physics Today, November 1997, S. 24 ff.)

[0023] Fig. 2 zeigt das Ersatzschaltbild eines Pixels. Gezeigt ist zum einen die Selen-Schicht-Kapazität C_{Se} , die Kapazität des Speicherkondensators C_p sowie der Dünnschicht-Transistor.

[0024] Wird nun an die Konversionsschicht **4** die Spannung V_{Se} gelegt, so führt dies zu einem Ladungsstrom I_{Se} und damit zu einem Spannungsabfall über die Konversionsschicht.

[0025] Beim erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektor ist nun die Kapazität des Speicherkondensators C_p derart klein gewählt, dass sich auch über diesen ein beachtlich hoher Spannungsabfall V_p bzw. eine hinreichende Spannungsänderung $dU = q_p / C_p$ einstellt, die durch die Signalladung q_p am Pixel **P** hervorgerufen wird, wobei diese Spannungsänderung in der Größenordnung der von außen anliegenden Spannung V_{Se} liegen sollte. Aufgrund dieses Spannungsabfalls und der Spannungsteilereigenschaft der Kombination der beiden Kapazitäten C_{Se} und C_p erhält man nun eine Reduktion der effektiv wirksamen Spannung, die über die Selen-Schicht anliegt entsprechend der Beziehung $V_{eff} = V_{Se} - q_p / C_p$. Das heißt, aufgrund der Spannungsteilereigenschaften und des hohen Spannungsabfalls über den Speicherkondensator liegt effektiv nicht mehr die gesamte Spannung V_{Se} sondern lediglich ein beachtlich reduzierter Spannungsanteil an, der abhängig von der Größe der Spannungsreduktion ist, die wiederum abhängig von der klein gewählten Kapazität des Speicherkondensators ist.

[0026] Geht man beispielsweise bei einer Selen-Schicht von 200 μm Dicke von einer angelegten Spannung von 2000 V aus, so entspricht dies einer Feldstärke von 10 V/ μm . Unter diesen Bedingungen werden von einem Röntgenquant mit 20 keV Energie ca. 400 Elektron-Loch-Paare erzeugt und gesammelt. Sinkt nun aufgrund der erfindungsgemäß vorgesehenen Spannungsreduktion die effektiv wirksame, angelegte Spannung ab Erreichen einer hinreichend hohen Strahlungsdosis auf z. B. 1000 V oder 500 V, so werden nur noch ca. 200 bzw. ca. 100 Elektron-Loch-Paare erzeugt, bei gleichbleibender Energie der einfallenden Röntgenquanten, da mit der Spannungsreduktion ein Absinken der über die Selen-Schicht anliegenden Feldstärke einhergeht. Es werden also deutlich weniger Ladungsträger erzeugt, was dazu führt, dass das Ausgangssignal nicht linear bzw. unter-linear bezüglich der Strahlungsdosis wird.

[0027] Diese Zusammenhänge sind anschaulich in den Fig. 3 und 4 beschrieben. Fig. 3 zeigt in logarithmischer Auftragung die zur Erzeugung eines Elektron-Loch-Paars erforderliche Bildungsenergie in eV, aufgetragen über die anliegende Feldstärke über der Selen-Schicht in V/ μm . Ersichtlich nimmt die Bildungsenergie zur Erzeugung eines Elektron-Loch-Paars mit sinkender effektiver Feldstärke deutlich zu. Hieraus resultierend werden bei sinkender Feldstärke weniger Elektron-Loch-Paare erzeugt, was zu einem Absinken des Signals führt. Dies zeigt anschaulich Fig. 4, wo das Ausgangssignal über die Strahlungsdosis aufgetragen ist. Ersichtlich liegt im Bereich niedriger Dosen ein linearer Zusammenhang zwischen dem Signal und der Strahlungsdosis vor, der bei bekannten Festkörperstrahlungsdetektoren nach dem Stand der Technik mit einer sehr großen Speicherkondensatorkapazität sich bis zu einer bestimmten Maximaldosis linear fortsetzt. Ab Erreichen dieser Dosis geht das Ausgangssignal schlagartig in seine Begrenzung, wie durch die gestrichelte Fortführung der linearen Kurve gezeigt ist.

[0028] Anders ist jedoch der Kurvenverlauf bei dem erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektor. Hier zeigt der Kurvenverlauf ab einer bestimmten pixelbezogenen Strahlungsdosis D_p einen unterlinearen Verlauf, das heißt, das Si-

gnal nimmt nicht mehr linear, also proportional zur einfallenden Strahlungsdosis zu, sondern es ist zur Signalerhöhung eine deutlich höhere Dosis aufgrund des unter-linearen Zusammenhangs erforderlich. Dies führt dazu, dass auch bei hohen Strahlungsdosen bis hin zur Direktstrahlung kein schlagartiger Begrenzungseffekt wie bisher einsetzt. Dies bietet die Möglichkeit, den Festkörperstrahlungsdetektor deutlich höher auszusteuern und nicht nur wie bisher üblich im Bereich von ca. 5% bis 10%, das heißt, man bewegt sich bis dato meist am unseren Bereich nahe des Ursprungs der gezeigten linearen Kurve, um ausreichende Sicherheit gegen die Gefahr einer Übersteuerung zu gewährleisten. Beim erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektor kann sich der eigentliche Aussteuerbereich deutlich auf der Kurve zu höheren Werten verschieben.

[0029] Fig. 5 zeigt in Form einer Prinzipskizze eine erfindungsgemäße medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung 9. Diese umfasst eine Strahlungsquelle 10, einen erfindungsgemäßen Festkörperstrahlungsdetektor 11 und eine beide tragende Vorrichtung 12, die z. B. in der Form eines C-Bogens ausgebildet sein kann. Über eine Verarbeitungseinrichtung 13 erfolgt die Steuerung des Betriebs der Strahlungsquelle 10 und des Festkörperstrahlungsdetektors 11, der also über Ansteuerung durch die Verarbeitungseinrichtung 13 entsprechend ausgelesen wird. Die Verarbeitungseinrichtung 13 kann ein Mittel 14 zur Kompensation der sich aufgrund der erfindungsgemäßen extremen Verkleinerung der Speicherkondensatorkapazität ergebenden Unter-Linearität aufweisen, so dass nach der Kompensation die unter-linearen Ausgangssignale entsprechend kompensiert und als quasi-lineares Signal mit den im linearen Bereich aufgenommenen Signalen weiterverarbeitet werden können.

[0030] Die in Fig. 5 gezeigte Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung 9 ist lediglich exemplarischer Natur. Selbstverständlich kann der erfindungsgemäße Festkörperstrahlungsdetektor an jedweder Strahlungseinrichtung verwendet werden. Denkbar ist z. B. die Verwendung des Detektors in der Mammographie, wobei in diesem Fall der Detektor mit einer Selenschicht von ca. 200 μm Dicke versehen ist, an die eine Spannung von ca. 2000 V zur Erzielung der Regelfeldstärke von 10 V/ μm angelegt wird. Kommt der Detektor in der Radiographie zum Einsatz, wo mit deutlich höheren Dosen gearbeitet wird, so kann die Selenschichtdicke z. B. 600 μm und die angelegte Spannung 6000 V betragen. Auch hier stellt sich dann eine Feldstärke von 10 V/ μm über die Selenschicht ein. Auch andere Feldstärken als 10 V/ μm sind einstellbar.

Patentansprüche

1. Festkörperstrahlungsdetektor mit einer Pixelmatrix, wobei jedes ein von der einfallenden Strahlung abhängiges Ausgangssignal liefernde Pixel eine die einfallende Strahlung in Ladung konvertierende Konversionsschicht, einen Speicherkondensator zum Speichern der Ladung und einen Transistor zum Auslesen der Ladung aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Kapazität (C_p) des Speicherkondensators (7) derart klein ist, dass aufgrund der am Speicherkondensator (7) abfallenden Spannung (V_p) das Ausgangssignal des Pixels (2) ab einer bestimmten einfallenden Strahlungsdosis (D_p) ein unter-lineares Verhalten bezogen auf die Strahlungsdosis zeigt.
2. Festkörperstrahlungsdetektor nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Kapazität (C_p) des Speicherkondensators (7) derart gewählt ist, dass das Verhältnis der maximal am Speicherkondensator (7)

abfallenden Spannung (V_p) zur maximal an der Konversionsschicht (4) abfallenden Spannung (V_{eff}) wenigstens 1 : 10 oder größer, insbesondere wenigstens 1 : 5 oder größer ist.

3. Festkörperstrahlungsdetektor nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Transistor (6) ein Hochspannungstransistor ist.

4. Festkörperdetektor nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Konversionsschicht (4) eine Selen-Schicht und der Transistor (6) ein Dünnschicht-Transistor (TFT) oder ein Hochspannungs-Dünnschicht-Transistor (HVTFT) ist.

5. Medizinische Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung, umfassend wenigstens eine Strahlungsquelle (10) und wenigstens einen Festkörperstrahlungsdetektor (11) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, sowie eine Verarbeitungseinrichtung (13), an die die vom Festkörperstrahlungsdetektor (11) gelieferten Ausgangssignale übermittelt werden, wobei die Verarbeitungseinrichtung (13) zum Kompensieren der Unter-Linearität der Ausgangssignale ausgebildet ist.

6. Untersuchungs- und/oder Behandlungseinrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungseinrichtung (13) Mittel (14) zum analytischen Kompensieren oder eine Look-up-Tabelle mit Kompensationswerten aufweist.

Hierzu 1 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

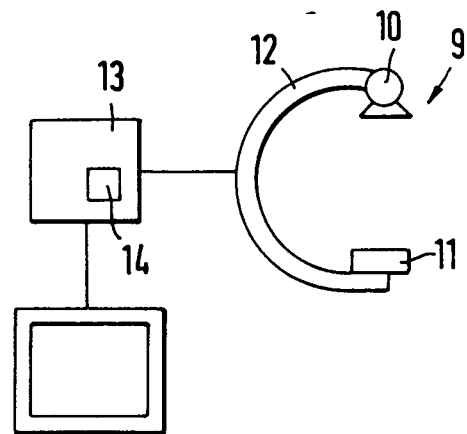
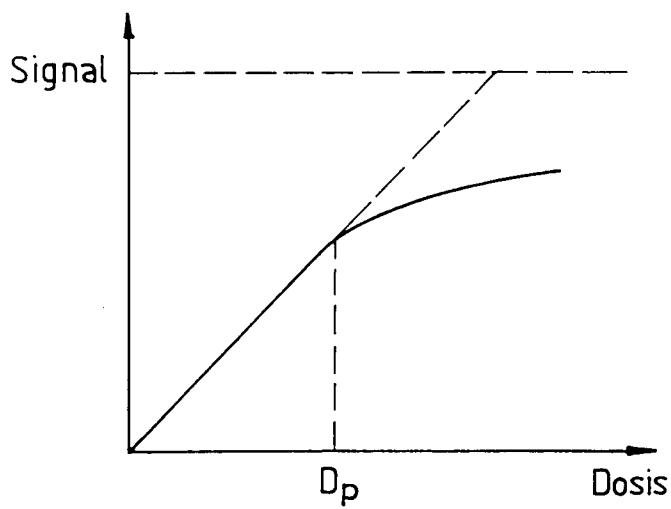
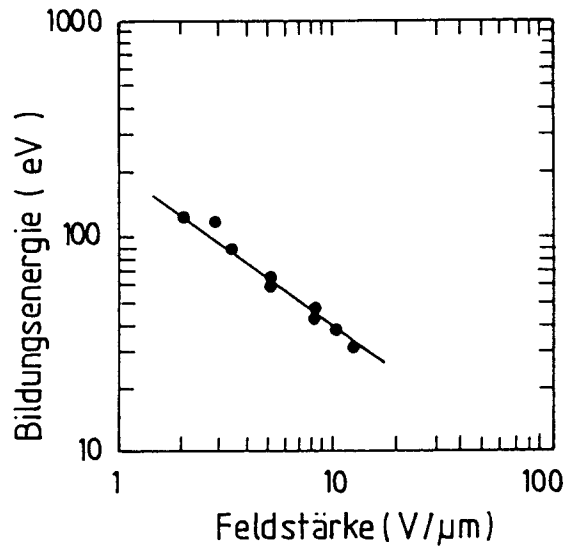
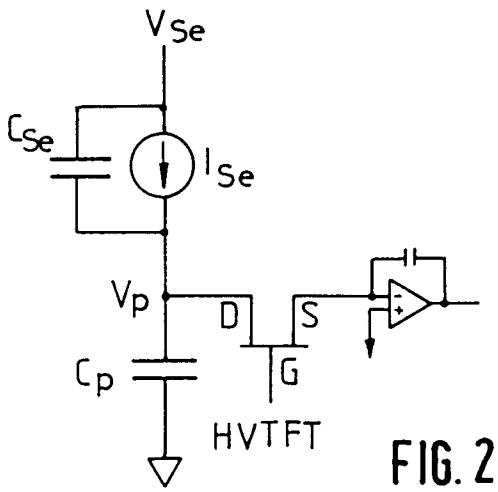
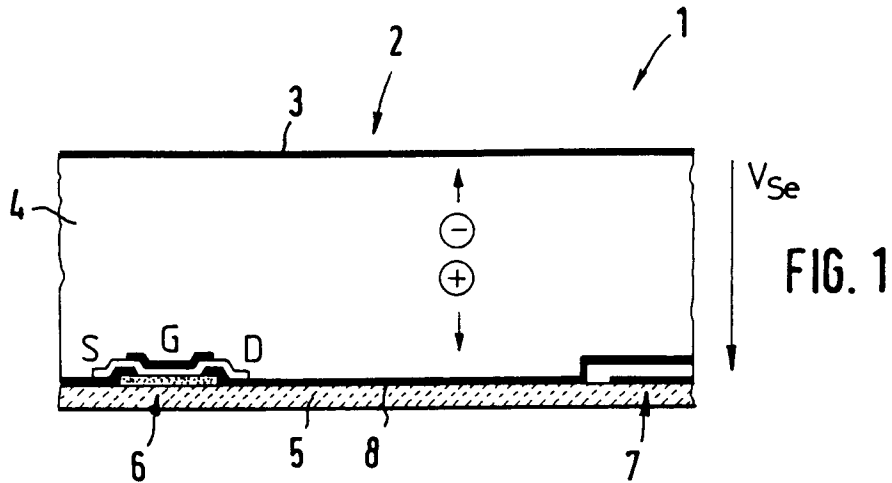


FIG. 4

FIG. 5