(19) Europäisches Patentamt
European Patent Office
Office européen des brevets

(11) Veröffentlichungsnummer : **0 456 322 B1**

(12) # EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag der Patentschrift : **09.08.95 Patentblatt 95/32**

(51) Int. Cl.[6] : **G03G 15/05,** G01T 1/29

(21) Anmeldenummer : **91201075.8**

(22) Anmeldetag : **06.05.91**

(54) **Anordnung zum Erzeugen von Röntgenaufnahmen.**

(30) Priorität : **11.05.90 DE 4015113**

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung : **13.11.91 Patentblatt 91/46**

(45) Bekanntmachung des Hinweises auf die Patenterteilung : **09.08.95 Patentblatt 95/32**

(84) Benannte Vertragsstaaten : **CH DE ES FR GB IT LI NL SE**

(56) Entgegenhaltungen :
EP-A- 0 094 843
EP-A- 0 219 897
XEROX DISCLOSURE JOURNAL, Bd. 4, Nr. 2, März/April 1979, Stamford, Conn., US, Seite 193, ERNEST H. LEHMANN: "Xeroradiographic electrometer scan exposure"

(73) Patentinhaber : **Philips Patentverwaltung GmbH**
Wendenstrasse 35c
D-20097 Hamburg (DE)
(84) **DE**
Patentinhaber : **Philips Electronics N.V.**
Groenewoudseweg 1
NL-5621 BA Eindhoven (NL)
(84) **CH ES FR GB IT LI NL SE**

(72) Erfinder : **Schäfer, Ingo, Dr.**
Wilmersdorfer Strasse 73
W-2300 Kiel 1 (DE)

(74) Vertreter : **Hartmann, Heinrich, Dipl.-Ing. et al**
Philips Patentverwaltung GmbH,
Wendenstrasse 35c
D-20097 Hamburg (DE)

EP 0 456 322 B1

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).

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Anordnung zum Erzeugen von Röntgenaufnahmen mit einem Röntgenstrahler zum Erzeugen eines Röntgenstrahlenbündels, einem Photoleiter zum Umsetzen von Röntgenstrahlung in ein Ladungsmuster, der auf einem bezüglich einer Drehachse rotationssymmetrisch ausgebildeten Träger aufgebracht ist, einer Antriebseinheit zum Antreiben des Trägers um die Drehachse und einer Ausleseeinheit, die nach einer Röntgenaufnahme das Ladungsmuster auf der Oberfläche des rotierenden Photoleiters in elektrische Bildwerte umsetzt.

Eine solche Anordnung ist aus der DE-A- 35 34 768 bekannt. Die Belichtung des Photoleiters erfolgt dabei während der Aufnahme durch eine Schlitzblende, deren Hauptausdehnungsrichtung parallel zur Drehachse verläuft und die ein schmales fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel ausblendet, das den Untersuchungsbereich durchsetzt und einen schmalen Streifen auf der Oberfläche des Photoleiters belichtet. Während der Aufnahme dreht sich der Träger um die Drehachse und wird synchron dazu senkrecht zur Drehachse verschoben, so daß der Untersuchungsbereich sequentiell auf der Oberfläche des Photoleiters abgebildet wird.

Unmittelbar nach der Röntgenaufnahme erfolgt das Auslesen des auf diese Weise erzeugten Ladungsmusters. Dabei rotiert der Träger mit wesentlich höherer Drehzahl als während der Röntgenaufnahme, und die Ausleseeinrichtung liest mit einer oder mehreren Sonden die Ladung auf einer praktisch kreisförmigen Spur auf der Oberfläche des Photoleiters aus. Um die gesamte Oberfläche auslesen zu können, wird die Ausleseeinheit parallel zur Drehachse verschoben mit vergleichsweise kleiner mittlerer Geschwindigkeit.

Bei einer solchen Anordnung kann das Auslesen wesentlich schneller, präziser und genauer erfolgen als es bei einer ebenen Photoleiterplatte, wie sie aus der US-PS 4,134,137 bekannt ist, möglich ist. Das schnelle Auslesen ist aber unbedingt erforderlich, weil sich der Photoleiter nicht nur durch die Röntgenbelichtung, sondern auch durch Dunkelströme entlädt. Dem steht aber der Nachteil gegenüber, daß die Gesamtbelichtungszeit vergleichsweise lang ist, und daß die Leistung der Röntgenröhre schlecht ausgenutzt wird, weil stets nur ein dünner Strahlenfächer zur Belichtung des Photoleiters herangezogen wird.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Anordnung zu schaffen, die bei kurzen Belichtungszeiten ein schnelles Auslesen des Photoleiters ermöglicht.

Ausgehend von einer Anordnung der eingangs genannten Art wird diese Aufgabe erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Antriebseinheit so gesteuert ist, daß der Photoleiter während einer Röntgenaufnahme nicht rotiert.

Während bei der bekannten Anordnung also der Träger sowohl während der Röntgenaufnahme als auch während des Auslesevorgangs rotiert, ist dies bei der Erfindung nur während des Auslesens der Fall. Während der Röntgengaufnahme rotiert der Träger mit dem Photoleiter nicht, und daher kann die für die Röntgenaufnahme bestimmte Fläche des photoleiters in allen Bereichen gleichzeitig belichtet werden, so daß sich eine kurze Gesamtbelichtungszeit und eine gute Ausnutzung der Leistung der Röntgenröhre ergibt. Allerdings muß bei gleichem maximalen Format der Röntgenaufnahme (gemessen in Umfangsrichtung des Trägers bzw. Photoleiters) der Durchmesser des Trägers wesentlich größer sein als bei einer Anordnung der eingangs genannten Art. Während bei letzterer lediglich der Umfang des Trägers größer sein muß als das Aufnahmeformat, muß bei der erfindungsgemäßen Anordnung der Durchmesser des Trägers größer sein als das Aufnahmeformat.

Es sei an dieser Stelle erwähnt, daß aus der EP-A- 94 843, insbesondere Figur 8, bereits eine Anordnung zum Erzeugen von Röntgenaufnahmen bekannt ist, bei der ein Speicherphosphor auf einen zylinderförmigen Träger aufgebracht ist, der während einer Röntgenaufnahme stillsteht. Solche Speicherphosphore verlieren ihre Bildinformation wesentlich langsamer als Photoleiter, so daß ein schnelles Auslesen nicht erforderlich ist. Nach jeder Röntgenaufnahme wird der Träger in drei Schritten einmal um die Drehachse gedreht, wobei beim ersten Schritt die Röntgenaufnahme mit einem zweidimensional geführten Laserstrahl ausgelesen wird und beim nächsten Schritt der Speicherphosphor gelöscht wird. Bei jedem Schritt kann eine weitere Aufnahme erfolgen. Hierbei steht also der Träger sowohl während der Röntgenaufnahme als auch während des Auslesevorgangs; das Auslesen kann nicht schneller erfolgen als bei einem ebenen Aufzeichnungsträger.

Eine bevorzugte Weiterbildung sieht vor, daß Mittel zur geometrischen Bildtransformation vorgesehen sind, die die durch die Krümmung der Oberfläche des Photoleiters bedingten Bildverzerrungen kompensieren. Dadurch werden Verzerrungen vermieden, die wegen der Krümmung des rotationssymmetrischen, vorzugsweise zylinderförmigen Trägers unvermeidbar sind, falls nicht das Aufnahmeformat klein im Vergleich zum Trommeldurchmesser ist. Bei dieser Bildtransformation werden die Bildpunkte auf der Trommeloberfläche virtuellen Bildpunkten in einer im Röntgenstrahlenbündel befindlichen Bildebene zugeordnet, derart, daß sich die Verbindungsgeraden durch einander zugeordnete Bildpunkte im Ausgangspunkt des Röntgenstrahlenbündels schneiden. Die Bildebene kann dabei tangential zur Oberfläche des Photoleiters und senkrecht zu der durch den Fokus des Röntgenstrahlers für die Erzeugung des Röntgenstrahlenbündels und die Drehachse definier-

ten Ebene liegen. Jedoch ist auch eine andere Lage innerhalb des Röntgenstrahlenbündels möglich.

In weiterer Ausgestaltung der Erfindung ist vorgesehen, daß die Antriebseinheit des Trägers so gesteuert ist, daß vor dem Auslesen einer Röntgenaufnahme der Träger soweit gedreht wird, daß ein bei der vorangehenden Röntgenaufnahme nicht belichteter Bereich des Photoleiters in den Strahlengang gelangt. Hierdurch ist es möglich, zwei Aufnahmen - bei kleineren Bildformaten sogar mehr als zwei - in dichter zeitlicher Folge nacheinander zu erzeugen, ohne daß zwischendurch der Photoleiter ausgelesen wird. Diese Ausführungsform setzt aber voraus, daß der Bildspeicher genügend Kapazität hat, um gleichzeitig zwei bzw. mehrere Röntgenaufnahmen zu speichern.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnung näher erläutert. Es zeigen

Fig. 1 ein Röntgengerät nach der Erfindung in schematischer Darstellung,

Fig. 2a und 2b die geometrischen Verhältnisse bei dieser Ausführungsform und

Fig. 3 eine Einheit zur Verarbeitung der von der Ausleseeinheit gelieferten Bildwerte.

Das von dem Fokus eines Röntgenstrahlers 1 ausgehende Röntgenstrahlenbündel 10 durchsetzt einen auf einer Tischplatte 3 liegenden Patienten 2 sowie ein Streustrahlenraster 8, bevor es auf einen zylinderförmigen Träger (Trommel) 4 trifft, dessen zur Zeichenebene der Fig. 1 senkrechte Zylinderachse 7 gleichzeitig seine Drehachse ist. Der Träger 4 kann mittels eines Motorantriebes 9 um die Drehachse 7 angetrieben werden. Auf seinen Mantelflächen ist der Träger 4 mit einem Photoleiter beschichtet, vorzugsweise einer 0,5 mm starken Selenschicht 41.

Außerhalb des Strahlenganges befindet sich eine Aufladeeinrichtung 6, die vor einer Röntgenaufnahme den rotierenden Träger auflädt, so daß zwischen der Oberfläche des elektrisch leitenden Trägers und der Außenfläche der Selenschicht eine Spannung von z.B. 1.500 Volt ansteht. Ebenfalls außerhalb des Strahlenganges befindet sich eine Ausleseeinrichtung 5, die nach einer Röntgenaufnahme mit einer oder mehreren Sonden die Ladungsdichte auf einer bzw. mehreren Spuren ausliest. Um die gesamte Oberfläche auslesen zu können, wird die Ausleseeinrichtung 5 relativ zum Träger 4 mittels einer weiteren Antriebseinheit 11 parallel zur Drehachse 7 verschoben mit einer mittleren Geschwindigkeit, die klein ist im Vergleich zu der Umfangsgeschwindigkeit des Trägers. Aufbau und Funktion der Ausleseeinrichtung 5 und der Aufladeeinheit 6 sind in der DE-A- 35 34 768 näher beschrieben, auf die ausdrücklich bezug genommen wird.

Bei einer Röntgenaufnahme ist der Antrieb 9 für den Träger 4 abgeschaltet, so daß der Photoleiter nicht rotiert. Deshalb muß der Außenradius r der Photoleiterschicht 41 auf dem Träger 4 ausreichend groß sein, damit der aufzunehmende Teil des Patienten 2 vollständig auf der Oberfläche des Photoleiters 41 abgebildet werden kann. Für das maximale Aufnahmeformat B (gemessen in einer die Oberfläche des Photoleiters 41 in der Scheitellinie - das ist die Linie, in der die durch den Fokus 1 und die Drehachse 7 definierte Ebene die Oberfläche des Photoleiters 41 schneidet - tangierenden Bildebene 12) gilt die Beziehung

$$B = 2r * (1 + 2r/L)^{-1/2} \quad (1)$$

Dabei ist L der Abstand des Fokus 1 von der Bildebene.

In der Praxis sollte das Aufnahmeformat kleiner sein als dieser Grenzwert und vorzugsweise 0,95 B - oder weniger - betragen. Somit ist für ein Aufnahmeformat von z.B. 40 cm bei einem Wert L=180 cm ein Radius r von mindestens 23,7 cm erforderlich.

Die durch die Krümmung des Trägers 4 bedingten geometrischen Verzerrungen wären nur dann vernachlässigbar, wenn der Durchmesser (2r) des Trägers 4 groß im Vergleich zu den Abmessungen des Aufnahmeformats wäre. Da dies aus Platzgründen nicht möglich ist, ist es erforderlich, die Verzerrungen zu kompensieren. Zu diesem Zweck wird jedem Punkt des bei der Aufnahme bestrahlten Teils der Photoleiterschicht 41 ein Punkt in der Bildebene 12 derart zugeordnet, daß die Verbindungsgerade der einander zugeordneten Punkte den Fokus des Röntgenstrahlers 1 durchlaufen. Die hierzu erforderliche Transformation wird anhand von Fig. 2a und 2b näher erläutert.

Fig. 2a zeigt den Träger 4 in perspektivischer Darstellung, während Fig. 2b ihn in der gleichen Darstellung zeigt wie Fig. 1, d.h. mit der Drehachse 7 senkrecht zur Zeichenebene. Die Koordinaten auf der Oberfläche des Photoleiters werden mit x, y bezeichnet, wobei die y-Achse mit der schon erwähnten Scheitellinie identisch ist, in der die Bildebene 12 den Photoleiter tangiert. Die x-Koordinate eines Punktes ist die Länge des Kreisbogens, der diesen Punkt der Oberfläche des Photoleiters mit der y-Achse verbindet. Die Koordinaten des zugeordneten Bildpunktes in der Bildebene sind mit x_v und y_v bezeichnet. Der Ursprung des x_v, y_v-Koordinatensystems ist mit dem Ursprung des xy-Koordinatensystems identisch und die y_v-Achse fällt mit der y-Achse zusammen. Die Hilfsgröße z bezeichnet den Abstand eines Bildpunktes von der Bildebene 12.

Für z gilt:.

$$z = r * (1 - \cos(x/r)) \quad (2)$$

Für x_v gilt:

$$x_v = (r^2 - (r - z)^2)^{1/2})/(1 + z/L) \quad (3)$$

y_v berechnet sich nach der Beziehung:

$$y_v = y * 1/(1 + z/L) \quad (4)$$

Auf diese Weise kann jedem Bildpunkt x, y auf der von Röntgenstrahlung getroffenen Oberfläche des Photoleiters ein Bildpunkt x_v, y_v in der Bildebene 12 zugeordnet werden.

Es ist nicht unbedingt erforderlich, daß die Bild-

ebene die Scheitellinie des Trägers tangiert; es kann auch ein Bild in einer zu 12 parallelen Ebene berechnet werden. In diesem Fall müssen in den Gleichungen 3 und 4 x_v und y_v mit einem konstanten Faktor gewichtet werden.

Ebenso kann die Bildebene auch unter einem von 90° verschiedenen Winkel zu der durch die Drehachse 7 und den Fokus 1 gebildeten Ebene verlaufen. Die Transformationsgleichungen werden dann aber komplizierter. Eine solche schräge Bildebene kann sich beispielsweise bei Schrägaufnahmen ergeben, bei denen der Patient 2 bzw. die Tischplatte 3 schräg durchstrahlt wird und bei denen gleichwohl eine Röntgenaufnahme in einer zur Tischplattenebene 3 parallelen Ebene erfolgen soll. Jedoch kann es bei einer solchen Schrägaufnahme auch sinnvoll sein, die Bildebene senkrecht zu der (bei einer Schrägaufnahme geneigten) Ebene verlaufen zu lassen, die durch die Drehachse 7 und den Fokus 1 definiert wird. In diesem Fall würde die Bildebene schräg zur Tischplatte 3 verlaufen und man könnte die bei konventionellen Schrägaufnahmen auftretenden Verzerrungen vermeiden.

Wenn die Bildpunkte sowohl in dem auf der Photooberfläche erzeugten Bild als auch in dem daraus abgeleiteten Bild jeweils die gleichen Abmessungen haben, z.B. 0,2 mm x 0,2 mm, dann ergibt sich aus den geometrischen Verhältnissen, daß der Bildwert eines Bildpunktes am Rande der Bildebene 12 sich ganz oder teilweise aus den Bildwerten mehrerer Bildpunkte auf der Oberfläche des Photoleiters zusammensetzt. Es muß also die gewichtete Summe der genannten Bildwerte gebildet werden, wobei die Gewichtungsfaktoren zwischen 0 und 1 liegen.

In der Regel wird die Röntgenstrahlung innerhalb der Photoleiterschicht (z.B. 0,5 mm Selen) nicht vollständig absorbiert. Dies führt dazu, daß ein (am Rand) schräg auftreffender Röntgenstrahl die Ladungsdichte stärker verändert als ein (in der Mitte) senkrecht auftreffender Röntgenstrahl. Ein homogenes Objekt würde also zu einer örtlich unterschiedlich belichteten Röntgenaufnahme führen. Dies läßt sich dadurch ausgleichen, daß die den einzelnen Bildpunkten auf der Oberfläche des Photoleiters zugeordneten Bildwerte I(x,y) - vorzugsweise im Zusammenhang mit der Entzerrungstransformation - mit einem Korrekturfaktor k multipliziert werden, so daß die Beziehung gilt

$$dI_v(x_v,y_v) = k * I(x,y) \quad (5)$$

dI_v ist dabei der Beitrag des Bildwertes I(x,y) zu dem Bildwert I_v für den Bildpunkt x_v, y_v in der Bildebene. k ist der Korrekturfaktor, der mit zunehmendem Betrag von x abnimmt und der die erwähnte Gewichtung berücksichtigt. Die Änderung des Faktors k als Funktion von x ist umso ausgeprägter, je härter die Röntgenstrahlung ist, d.h. je größer die Spannung an der Röntgenröhre während der Aufnahme ist. Bei sehr weicher Strahlung verschwindet diese Abhängigkeit praktisch.

Fig. 3 zeigt schematisch die Verarbeitung der von der Ausleseeinheit 5 gelieferten Werte. Sie werden zunächst einem Analog-Digital-Wandler 20 zugeführt und von einer Bildverarbeitungseinheit 21 in einem Speicher 22 abgelegt. Die Bildverarbeitungseinheit 21 errechnet dabei aus den im Speicher 22 enthaltenen Bildwerten nach den Gleichungen 2 bis 5 die Bildwerte $I_v(x_v, y_v)$ des in die Bildebene transformierten Bildes und speichert diese in einem weiteren Bildspeicher 23. Das auf diese Weise entzerrte und korrigierte Bild kann auf einem Monitor 24 wiedergegeben werden.

Es ist nicht notwendig, daß für die Bildwerte I auf der Oberfläche des Photoleiters und die Bildwerte I_v in der Bildebene je ein Bildspeicher zur Verfügung steht, wie in Fig. 3 angegeben. Wenn die Bildwerte I zur Berechnung herangezogen worden sind, werden sie nicht mehr benötigt, so daß die berechneten Bildwerte I_v in den Speicher 22 übernommen werden können. Es muß dabei lediglich ein Pufferspeicher für einen kleinen Teil des Bildes vorhanden sein.

Bei Röntgenaufnahmen, die mittels eines Photoleiters hergestellt werden, sind noch weitere Verarbeitungsschritte erforderlich, beispielsweise eine Tiefpaßfilterung oder - wie aus der DE-A- 38 42 525 bekannt, eine Korrektur der nach einer Röntgenaufnahme stattfindenden Selbstentladung des photoleiters. Diese Verarbeitungsschritte werden in der Bildverarbeitungseinheit 21 vor der vorstehend beschriebenen Transformation durchgeführt.

Bei verschiedenen Untersuchungen ist es erforderlich, zwei Röntgenaufnahmen in einem zeitlichen Abstand aufeinanderfolgen zu lassen, der kleiner ist als der für das Auslesen eines Bildes mittels der Ausleseeinrichtung 5 benötigte Zeitraum. Mit der in Fig. 1 dargestellten Anordnung ist ein solcher Betrieb möglich, weil jede Röntgenaufnahme die Trommel nicht einmal auf der Hälfte ihres Umfanges belichtet. Dazu muß lediglich der Antrieb 9 so gesteuert werden, daß nach einer Aufnahme der Träger 4 um 180° gedreht wird, so daß bei der nachfolgenden Röntgenaufnahme ein zuvor noch nicht belichteter Teil des Photoleiters in den Strahlengang gelangt. Bei einem kleineren Format der Röntgenaufnahme wäre unter Umständen eine geringere Drehung von z.B. 120 oder 90° möglich, so daß drei bzw. vier Röntgenaufnahmen nacheinander angefertigt werden könnten, ohne daß zwischendurch ein Auslesen erfolgen muß. Es versteht sich aber von selbst, daß in diesen Fällen die Speicherkapazität des Bildspeichers 22 ausreichen muß, um zwei bzw. drei oder vier Bilder zu speichern.

Patentansprüche

1. Anordnung zum Erzeugen von Röntgenaufnah-

men mit einem Röntgenstrahler (1) zum Erzeugen eines Röntgenstrahlenbündels, einem Photoleiter (41) zum Umsetzen von Röntgenstrahlung in ein Ladungsmuster, der auf einem bezüglich einer Drehachse (7) rotationssymmetrisch ausgebildeten Träger (4) aufgebracht ist, einer Antriebseinheit (9) zum Antreiben des Trägers um die Drehachse und einer Ausleseeinheit (5), die nach einer Röntgenaufnahme das Ladungsmuster auf der Oberfläche des rotierenden Photoleiters in elektrische Bildwerte umsetzt, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinheit so gesteuert ist, daß der Photoleiter (41) während einer Röntgenaufnahme nicht rotiert.

2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel (21) zur geometrischen Bildtransformation vorgesehen sind, die die durch die Krümmung (r) der Oberfläche des Photoleiters (41) bedingten Bildverzerrungen kompensieren.

3. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Antriebseinheit (9) des Trägers (4) so gesteuert ist, daß vor dem Auslesen einer Röntgenaufnahme der Träger soweit gedreht wird, daß ein bei der vorangehenden Röntgenaufnahme nicht belichteter Bereich des Photoleiters in den Strahlengang gelangt.

4. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Mittel (21) vorgesehen sind zum Multiplizieren der Bildwerte mit einem Korrekturfaktor (k), der für Bildwerte am Bildrand größer ist als in der Bildmitte.

5. Anordnung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine weitere Antriebseinheit (11) zum Verschieben der Ausleseeinheit (5) in einer die Drehachse (7) enthaltenden Ebene entlang der Oberfläche des Photoleiters (41) vorgesehen ist.

Claims

1. A device for forming X-ray images comprising an X-ray source (1) for producing an X-ray beam, a photoconductor (41) for converting X-rays into a charge pattern provided on a carrier (4) which is constructed so as to be rotationally symmetrical with respect to an axis of rotation (7), a drive unit (9) for driving the carrier about the axis of rotation, and a reading unit (5) which, after an X-ray exposure, converts the charge pattern on the surface of the rotating photoconductor into electric image values, characterized in that the drive unit is controlled so that the photoconductor (41) does not rotate during an X-ray exposure.

2. A device as claimed in Claim 1, characterized in that there are provided means (21) for geometric image transformation which compensate for the image distortions caused by the curvature (r) of the surface of the photoconductor (41).

3. A device as claimed in any one of the preceding Claims, characterized in that the drive unit (9) of the carrier (4) is controlled so that before the reading of an X-ray image the carrier is rotated so far that an area of the photoconductor which has not been exposed during the preceding X-ray exposure enters the beam path.

4. A device as claimed in any one of the preceding Claims, characterized in that there are provided means (21) for multiplying the image values by a correction factor (k) which is larger for image values at the edge of the image than for those in the centre of the image.

5. A device as claimed in any one of the preceding Claims, characterized in that there is provided a further drive unit (11) for moving the reading unit (5), in a plane containing the axis of rotation (7), along the surface of the photoconductor (41).

Revendications

1. Dispositif pour la production de radiographies comportant un générateur de rayons X (1) pour produire un faisceau de rayons X, un photoconducteur (41) pour convertir des rayons X en un motif de charge qui est monté sur un support (4) présentant une symétrie de rotation par rapport à un axe de rotation (7), une unité d'entraînement (9) pour entraîner le support autour de l'axe de rotation et une unité de lecture (5) qui, après une prise de vue radiographique, convertit le motif de charge présent à la surface du photoconducteur tournant en des valeurs d'image électriques, caractérisé en ce que l'unité d'entraînement est commandée d'une manière telle que le photoconducteur (41) ne tourne pas pendant une prise de vue radiographique.

2. Dispositif suivant la revendication 1, caractérisé en ce que sont prévus des moyens (21) pour la transformation d'images géométriques, qui compensent les déformations d'images provoquées par la courbure (r) de la surface du photoconducteur (41).

3. Dispositif suivant l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que l'unité d'entraînement (9) du support (4) est commandée d'une manière telle qu'avant la lecture d'un enregistrement radiographique, le support soit tourné au point qu'un domaine non encore exposé lors de l'enregistrement radiographique précédent du photoconducteur parvienne dans le trajet des rayons.

4. Dispositif suivant l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que sont prévus des moyens (21) pour la multiplication des valeurs d'image par un facteur de correction (k) qui est plus grand pour des valeurs d'image situées au bord de l'image que pour des valeurs d'image situées au milieu de l'image.

5. Dispositif suivant l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'une autre unité d'entraînement (11) est prévue pour déplacer l'unité de lecture (5) dans un plan contenant l'axe de rotation (7), le long de la surface du photoconducteur (41).

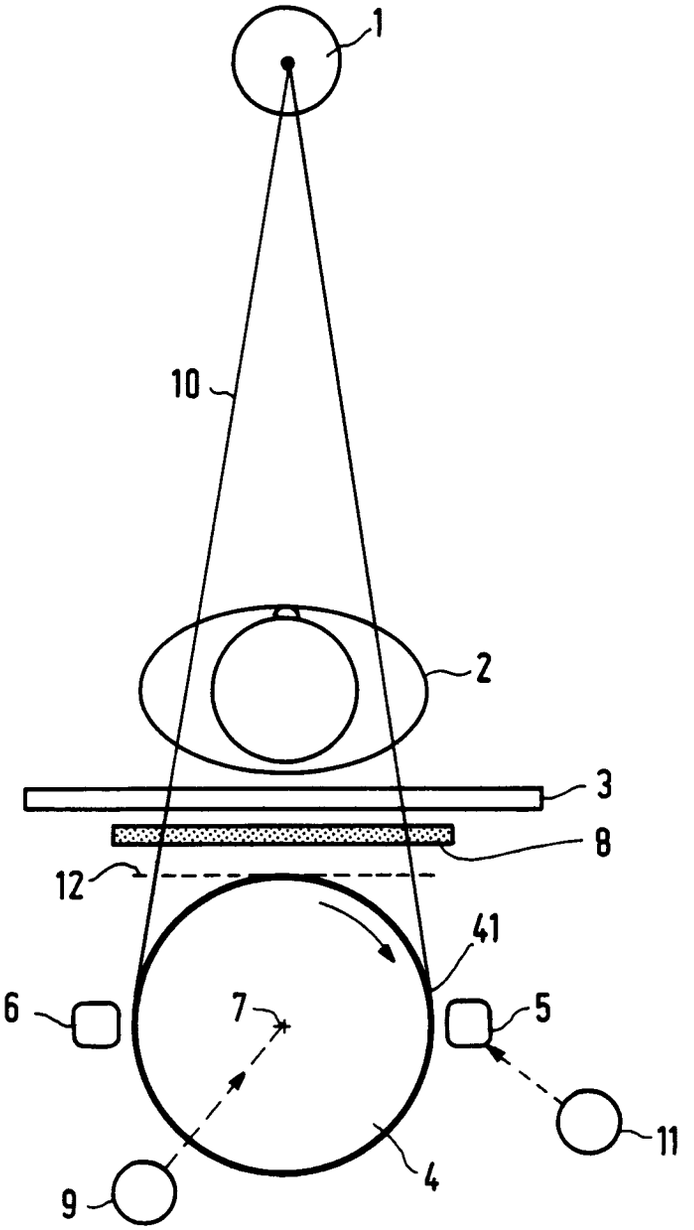


FIG.1

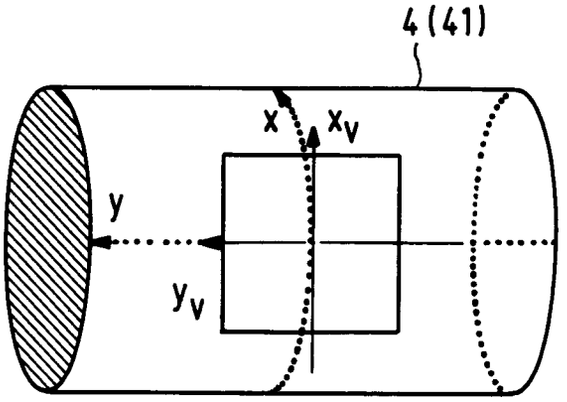


FIG.2a

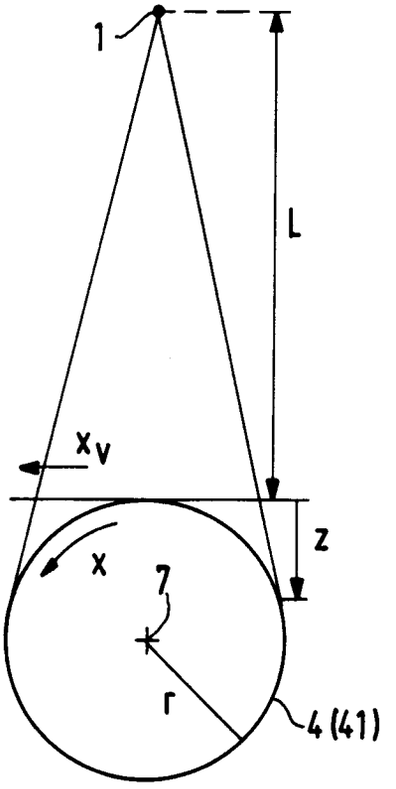


FIG.2b

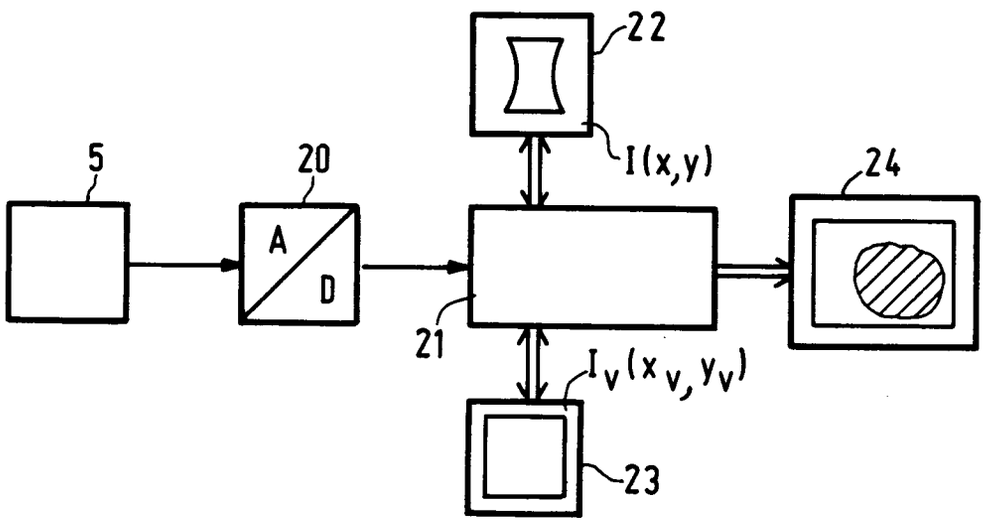


FIG.3