

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3843830号
(P3843830)

(45) 発行日 平成18年11月8日(2006.11.8)

(24) 登録日 平成18年8月25日(2006.8.25)

(51) Int.C1.

F 1

A61B	6/00	(2006.01)	A 61 B	6/00	300M
GO1T	1/20	(2006.01)	A 61 B	6/00	300B
GO1T	1/24	(2006.01)	A 61 B	6/00	300T
GO1T	1/29	(2006.01)	GO1T	1/20	E
GO6T	1/00	(2006.01)	GO1T	1/24	

請求項の数 2 (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-389518 (P2001-389518)
 (22) 出願日 平成13年12月21日 (2001.12.21)
 (65) 公開番号 特開2003-180670 (P2003-180670A)
 (43) 公開日 平成15年7月2日 (2003.7.2)
 審査請求日 平成16年7月23日 (2004.7.23)

前置審査

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタホールディングス株式会社
 東京都千代田区丸の内一丁目6番1号
 (72) 発明者 大原 弘
 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式
 会社内
 (72) 発明者 本田 凡
 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式
 会社内

審査官 安田 明央

(56) 参考文献 特開2001-311701 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】デジタル位相コントラストX線画像撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

位相コントラストX線画像のデジタル画像を得るデジタルX線画像検出器を備え、前記位相コントラストX線画像の位相コントラストエッジ強調の山と谷との距離が前記デジタルX線画像検出器の画素サイズの0.5倍以上3倍以下であることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム。

【請求項2】

前記画素サイズが20μm以上300μm以下であることを特徴とする請求項1に記載のデジタル位相コントラストX線画像撮影システム。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は、非破壊検査や医用画像診断に用いるX線画像撮影システムであって、鮮鋭性のよい高画質のX線画像が得られるデジタル位相コントラストX線画像撮影システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

X線は物質を透過し、そして物質を透過するとき、その物質を構成する原子による光電効果やコンプトン散乱によりX線が吸収される。X線の吸収量は原子量に依存する。従って、X線が物体を透過した後に、原子の分布に従い2次元的にX線強度分布を得ることでX

20

線画像が得られる。ここで得られる画像濃度として生ずるX線強度差を一般に濃度コントラストといわれる。1895年のレントゲン博士のX線発見以来、X線画像として利用されてきた原理である。

【0003】

一方1990年代に入り、位相コントラストX線画像の研究が広く行なわれ始めた。X線は電磁波であるために、光同様の性質を有する。即ち、屈折や干渉が生ずる。この性質によって得られるX線強度差を位相コントラストと呼ばれる。位相コントラストによって、従来の吸収コントラスト画像の辺縁がシャープに描写されることが見出された。しかし、可視光線と比較して、X線の屈折率は極めて小さいため、従来のX線画像撮影方法では位相コントラスト画像は観測されなかった。そしてX線の波長は可視光線の3桁ほど小さいために、その干渉をコントロールして位相コントラスト画像を得ることは非常に難しく、現在研究段階であり、広く病院などで使用され得る段階ではない。

10

【0004】

X線の屈折の性質を利用して、画像の辺縁を強調するいわゆるエッジ強調画像を得て、鮮明なX線画像を得る方法が報告されている。すなわち、シンクロトロンからの放射光X線を用いたものは、例えばN.Yagi等による雑誌Medical Physics第26巻10号2190頁(1999年)、そしてケーリッジX線管(熱電子X線管)を用いるものはA.Ishisaka等による雑誌Optical Review第7巻6号566頁(2000年)などである。X線の干渉を利用してエッジ強調された位相コントラストX線画像を得る方法については、微小焦点サイズの特殊なケーリッジX線管を用いた方法として、S.W.Wilkins等によって雑誌Nature第384巻335頁(1996年)やWO96/31098特許公報や、上記放射光X線を用いて干渉計の原理を応用したものは、特開平9-187455号公報に開示されている。

20

【0005】

この発明においては、X線の屈折を利用して、鮮鋭性の優れるX線画像を得るX線画像撮影システムに関するものである。その屈折による鮮明なX線画像を撮影するには、ノンスクリーンX線フィルムやX線増感紙とX線フィルムを用いたもの、あるいは画素サイズが10μm程度の非常に小さいCCDカメラが用いられてきた。それはX線の屈折によるエッジ強調を撮影するには非常に高い分解能を必要とすると考えられてきたからである。

30

【0006】

ここで、ノンスクリーンX線フィルムやX線増感紙とX線フィルムを用いる場合は、その分解能が非常に高い一方、これらはいわゆるアナログX線画像検出器であって、その画像処理や出力画像の拡大・縮小を自由に行えない。

【0007】

そして、デジタルX線画像を得るには高分解能のCCDを用いてX線検出器を用いることができるが、十分な感度を維持するためにCCD部分の冷却や装置が非常に高価となり、一部の特殊な研究にのみに使用されるにすぎない。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

この発明は、簡便に位相コントラストX線画像のデジタル画像を得ることができるデジタル位相コントラストX線画像撮影システムを提供するものである。即ち、医療現場や非破壊検査等で広く使用されているコンピューテッドラジオグラフィ(CR)や平面X線画像検出器(FPD)等のデジタルX線画像検出器を用いて、容易に鮮鋭性の優れるデジタルX線位相コントラスト画像を得るデジタル位相コントラストX線画像撮影システムを提供する。

40

【0009】

【課題を解決するための手段】

前記課題を解決し、かつ目的を達成するために、この発明は、以下のように構成した。

【0010】

請求項1に記載の発明は、『位相コントラストX線画像のデジタル画像を得るデジタル

50

X線画像検出器を備え、前記位相コントラストX線画像の位相コントラストエッジ強調の山と谷との距離が前記デジタルX線画像検出器の画素サイズの0.5倍以上3倍以下であることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム。』である。

【0011】

請求項2に記載の発明は、『前記画素サイズが20μm以上300μm以下であることを特徴とする請求項1に記載のデジタル位相コントラストX線画像撮影システム。』である。

【0021】

以下、この発明の構成を、以下について詳細に説明する。

【0022】

X線の屈折によって、被写体画像の位相コントラストエッジ強調が生ずる原理を、図1に示す。X線の屈折率は1より小さいために、円柱状または球の物体の被写体1を透過すると、その円柱または球は凹レンズのように作用する。すなわち物体の辺縁を通過したX線は、デジタルX線画像検出器2上で物体の横を通過したX線と重なり、X線強度が強くなる。物体辺縁を通過して物体の外側にX線がはみ出すために、被写体辺縁近傍ではX線強度は弱くなる。このようにしてX線強度が物体辺縁を境にして、外側に山、内側に谷が生じる。こうしたエッジ強調作用をエッジ効果ともよばれることがある。このようにしてX線の屈折による位相コントラストエッジ強調が生ずると、辺縁がくっきりと描写される鮮銳性のよいX線画像を得ることができる。

【0023】

このとき、X線源が点光源としてみなすと、図2に示すように、その位相コントラストエッジ強調の半値幅Eは、次の式で表すことができる。

【0024】

$$E = 2 \cdot 3 \left(1 + R_2 / R_1 \right)^{1/3} \{ R_2 (2r) \}^{1/2} \}^{2/3} \dots (1)$$

ここで、R1はX線点光源3と被写体1の円柱の中心までの距離、R2は被写体1として仮定した円柱の中心からデジタルX線画像検出器2までの距離、rは被写体1を円柱とした時のその半径に相当する。人体は血管や骨が主たるX線画像構成物質であるので、近似的に円柱に形態を近似してもさしつかえない。そして については、X線の屈折率nは次のように表すと、

$$n = 1 - \dots (2)$$

は位相変化に関するものである。

【0025】

ここで、医療現場や非破壊検査施設では、クーリッジX線管5（熱電子X線管とも言う）が広く使用されている。クーリッジX線管5を用いる場合を図3に示す。クーリッジX線管5では、熱電子がタンゲステンなどの金属陽極に衝突してX線を放射し、焦点と呼ばれるほぼ正方形の窓から放射状にX線が飛び出す。このほぼ正方形の焦点の一辺の長さを焦点サイズという。クーリッジX線管5を用いるときは、X線源を理想的な点光源とみなすことができない。すなわち有限の大きさをもつX線源としての焦点によって、いわゆる幾何学的不銳によって位相コントラストエッジ強調の半値幅がひろがり、かつ強度が減少する。このとき位相コントラストエッジ強調の半値幅は3式のように表すことができる。

【0026】

$$EB = 2 \cdot 3 \left(1 + R_2 / R_1 \right)^{1/3} \{ R_2 \delta (2r) \}^{1/2} \}^{2/3} + D \times (R_2 / R_1) \dots (3)$$

ここで、Dは使用するクーリッジX線管5の焦点サイズを表す。

【0027】

すなわち、この幾何学的不銳により、かえって位相コントラストエッジ強調半値幅を広げる所以、デジタルX線画像検出器2の画素サイズが一定の大きさをもっていても、図4に示すように、検出可能な大きさに広げることができる。これがクーリッジX線管5を用いる場合のこの発明の基本的な原理である。

10

20

30

40

50

【0028】

次に、兵庫県播磨のSpring-8や筑波の高エネルギー研究所の放射光X線装置では平行に極めて近い、強力なX線ビームを得ることができる。平行なX線は、点光源あるいは有限サイズのX線焦点を無限遠に遠ざけることとみなしても差し支えない。すなわち1式あるいは3式においてR1が無限大とすると、平行なX線を用いたときの位相コントラストエッジ強調の半値幅EPを、4式のように表すことができる。

【0029】

$$EP = 2 \cdot 3 \times \{ R2 \cdot (2r)^{1/2} \}^{2/3} \cdots (4)$$

平行なX線源で一定サイズの画素のデジタルX線画像検出器2で位相コントラストエッジ強調を観測できるようにEPを広げるには、図5に示すように、R2を大きくとることにより実現する。平行なX線を使用する場合は、デジタルX線画像検出器2を被写体1から遠ざけても、X線強度の低下が生じない。したがって、十分な長さのR2を設定することにより、大きな画素をもつデジタルX線画像検出器2でも位相コントラストエッジ強調を観測することが可能となる。

【0030】

デジタルX線画像撮影においては、2次元平面のデジタルX線画像検出器2は10μmから300μmほどの一辺の正方形または長方形のいわゆる画素によって構成される。この画素一つ一つがX線画像の最小単位を表す(図6)。

【0031】

このデジタルX線画像検出器2の画素サイズは、20μm以上300μm以下が好ましく、より好ましくは、50μm以上200μm以下である。また、デジタルX線画像検出器2の検出面の大きさが、15cm×15cm以上90cm×90cm以下が、医療で好ましく用いることができる大きさである。

【0032】

ここで、この画素サイズが上記EBあるいはEPより大きい時には、エッジ効果による山と谷は互いに相殺して位相コントラストエッジ強調が消滅するということが起こりうる。従って位相コントラストエッジ強調をデジタルX線画像検出器2で検出するには、位相コントラストエッジ強調の山と谷が画素サイズ以上に離れていることが望ましい。あるいは画素サイズが上記EBあるいはEPより大きい時でも、位相コントラストエッジ強調の山または谷がそれぞれ別の画素にあることで位相コントラストエッジ強調は検出される。画素サイズが山と谷の距離より大きい場合には、あるときは一つの画素内にあって相殺し、あるときは別々の画素で捕まることにより位相コントラストエッジ強調を検知できる。すなわち確率論的に位相コントラストエッジ強調は検知され、画素サイズに比べて山と谷の間の距離が大きいほど、位相コントラストエッジ強調は検知されやすくなる。

【0033】

クーリッジX線管5を用いる場合、幾何学的不鋭によって位相コントラストエッジ強調の山と谷の間が広げられる一方、山の高さと谷に底との差、すなわち位相コントラストエッジ強調の強度は低くなる。従って、幾何学的不鋭によって山と谷の距離が広げられるとき、山と谷の距離が画素サイズとほぼ一致するときに、位相コントラストエッジ強調は最も強く検出される。

【0034】

一方、平行X線を用いる場合は、R2が大きくなるとエッジ幅が広がるゆえにデジタルX線画像検出器2に検知されるX線強度は、位相コントラストエッジ強調の山と谷の距離が画素サイズ以上で強く検知できる。

【0035】

このように位相コントラストエッジ強調の強さは、位相コントラストエッジ強調の山と谷の距離と、デジタルX線画像検出器2の画素サイズの相対関係で決まり、そして連続的に変化する。実際には画素サイズに対して山と谷との距離が0.5倍以上あれば実用領域である。これは、位相コントラストエッジ強調がぼけて広がる因子として、X線管の焦点径以外に検出器自体によるボケなど他の因子も存在するからである。クーリッジX線管5の

10

20

30

40

50

場合、山と谷との距離が画素サイズの3倍程度まではX線強度が低下しても、明瞭に位相コントラストエッジ強調が観測される。あまりエッジ幅が広くなりすぎるとかえって見づらい画像になってしまうため、さらに好ましくは1.5倍程度までである。

【0036】

一方、平行X線の場合も同様に、山と谷との距離が画素サイズの3倍程度、さらに好ましくは1.5倍程度までが好ましい条件となる。すなわち「デジタルX線画像検出器の画素サイズが、位相コントラストX線画像の位相コントラストエッジ強調半値幅と略同等」とはEBあるいはEPの0.5~3倍程度の画素サイズをいう。また、ここでのEBまたはEPは、例えば医用画像の場合観察したい血管サイズ1mm程度、あるいは乳房撮影の時は微小石灰化の0.1mmである。また、非破壊検査の場合は数μm幅の金属線などであり、3式や4式で計算によって求めることができる。

10

【0037】

上記でも述べたが、クーリッジX線管を用いる場合は幾何学的不鋭によって位相コントラストエッジ強調の山と谷の間が広げられる一方、山の高さと谷に底との差、すなわち位相コントラストエッジ強調の強度は低くなる。よって元々の位相コントラストエッジ強調が十分でなければ検出することができない。すなわち、5式で表される幾何学的不鋭が生じる前の位相コントラストエッジ強調E1が12μm以上300μm以下であることが好ましい。

【0038】

$$E = 2.3 (1 + R_2 / R_1)^{1/3} \{ R_2 (2r)^{1/2} \}^{2/3} \dots (5)$$

20

一方、平行X線の場合は、幾何学的不鋭による位相コントラストエッジ強調の低下は存在しないので、上記のような制約は生じない。

【0039】

上記の構成に基づき、簡便に位相コントラストX線画像のデジタル画像を得ることができる。即ち、医療現場や非破壊検査で広く使用されているコンピューテッドラジオグラフィ(CR)や平面X線画像検出器(FPD)等のデジタルX線画像検出器を用いて、鮮鋭性の優れる位相コントラストX線画像のデジタル画像を得ることができる。

【0040】

すなわち、「デジタルX線画像検出器の画素サイズが、位相コントラストX線画像の位相コントラストエッジ強調半値幅と略同等であることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、位相コントラストエッジ強調された鮮鋭性の優れるデジタルX線画像を得ることができる。

30

【0041】

さらに「使用するX線管がクーリッジX線管であることを特徴とするこの発明のデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、一般の病院施設などで鮮鋭性の優れる医用診断画像を得ることができる。

【0042】

クーリッジX線管を使用するとき「下記シミュレイション式で得られるEB値の0.5~1.5倍の画素サイズのデジタルX線画像検出器を用いることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、簡便に一般の病院施設などで鮮鋭性の優れる医用診断画像を得ることができる。

40

【0043】

$$EB = 2.3 (1 + R_2 / R_1)^{1/3} \{ R_2 \delta (2r)^{1/2} \}^{2/3} + D \times (R_2 / R_1)$$

また「使用するX線が放射光X線であることを特徴とするこの発明のデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、微細構造を明瞭に描写するX線画像を得ることができる。

【0044】

平行X線を用いる場合は「下記シミュレイション式で得られるEP値の0.5~1.5倍

50

の画素サイズのデジタルX線画像検出器を用いることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、簡便に微細構造を明瞭に描写するX線画像を得ることができる。

【0045】

$$E_P = 2 \cdot 3 \{ R_2 (2r)^{1/2} \}^{2/3}$$

また、「下記シミュレーション式で得られるE値が12μm以上300μm以下であることを特徴とするデジタル位相コントラストX線画像撮影システム」によって、鮮鋭性の優れる医用診断画像を得ることができる。

【0046】

$$E = 2 \cdot 3 (1 + R_2 / R_1)^{1/3} \{ R_2 (2r)^{1/2} \}^{2/3}$$

10

【0047】

【発明の実施の形態】

以下、この発明のデジタル位相コントラストX線画像撮影システムの実施の形態の例を示すが、この発明はこれに限定するものではない。

【0048】

この発明のデジタル位相コントラストX線画像撮影システムは、図1乃至図6に示すように、放射光X線源やクーリッジX線管などのX線源、そしてCRやFPDなどのX線画像の2次元平面画像検出器等のデジタルX線画像検出器である。ここで得られたデジタルX線画像は、図7に示すように、適切に画像処理10、CAD11が行なわれ、レーザーメージャなどで透過画像X線フィルムとして画像プリント出力12でプリントされる。また、陰極管や液晶ディスプレイ等の画像表示13に映し出し、あるいは画像信号保存14を行ない画像診断等の目的に使用される。

20

【0049】

このデジタル位相コントラストX線画像撮影システムでは、デジタルX線画像が得るために、画像の縮小や拡大を任意に行なうことができ、また、出力画像の階調処理や周波数処理を行なうことができる。また、図7に示すように、インターネット15等を利用して、遠隔地へ画像転送を容易に行なうことができる。

【0050】

クーリッジX線管は熱電子X線管とも呼ばれる所以は、加熱したフィラメントから熱電子が放出され、金属陽極に衝突して加速電圧相当のエネルギーを持つX線を発生させるX線発生機構である。金属陽極はモリブデン、ロジウム、タンクスチタン、銅、銀などが使用される。熱電子の激しい衝突のために陽極の金属は高熱を発生して溶解するなどの不都合を解消するために、円盤状の陽極を回転させる回転陽極の熱電子X線管が医療現場などで広く使用されている。この発明においては、固定陽極X線管、そして回転陽極X線管などを使用することができる。そして、陽極の金属の種類や加速電圧をとくに限定するものではない。一般に非破壊検査や医療診断画像撮影用にはモリブデン、ロジウム、タンクスチタンなどの陽極が用いられる。また熱電子を加速する電圧は10kV～200kVが好ましい範囲である。とくに医用画像診断では20kVから150kVがこのましい。この設定電圧がもっとも高いX線の運動エネルギー成分であるので、それぞれに設定した電圧のX線は、20kVp(キロボルトピーク)や150kVpのX線と呼ばれる。

30

【0051】

熱電子X線管を用いるとき、X線が放射される窓を焦点と呼ばれる。これはほぼ正方形をしており、その一辺の長さが焦点サイズと呼ばれる。この焦点サイズの測定方法はピンホールカメラ法、スリットカメラ法、そして解像力法などがあり、JIS 4704-1994に記載されている。一般の市販の熱電子X線管においては、メーカーがそれぞれの方法で測定して、製品仕様として焦点サイズのあげることが一般的である。この精度は±15%程度であり、この焦点サイズを実際のX線管の焦点サイズとして理解してもさしつかえない。

【0052】

この発明で用いられるX線管の焦点サイズは10μmから500μmが好ましく、さらに

40

50

好ましくは50 μmから200 μmである。この焦点サイズが小さいほど被写体のより小さい構成物を鮮明に描くことができるが、小さすぎると人体などを透過するのに充分な強度のX線が得られない。また、焦点サイズが大きすぎると、幾何学的不銳が大きくなり、エッジ効果は消滅する。

(0 0 5 3)

放射光 X 線はいわゆるシンクロトロンで得られる。これは電子を光速度付近まで加速し、その電子を円弧状の運動をさせたとき、その接線方向に放射角の極めて小さい強力な X 線が得られる。例えばその放射角は $100 \mu\text{m}$ ラジアン以下であり、 $10 \mu\text{m}$ ラジアンあるいは数 μm ラジアンなど、加速される電子の速度によりその放射角が変わる。放射光 X 線の特徴は、放射角が小さくすなわち平行性が高いことと、強い強度である故にシリコン結晶のプラッギ反応を利用して充分な強度の単色 X 線を取り出すことができる。例えば、 17 keV や 50 keV 等、人体を充分に透過できる高いエネルギーの単色 X 線を得ることができ、屈折による強い位相コントラストエッジ強調を伴い医用の画像診断に用いることのできる鮮明な画像を得ることができる。

10

【 0 0 5 4 】

放射光 X 線は例えば茨城県筑波市の高エネルギー研究所のシンクロトロン、兵庫県播磨の Spring-8、そして特願 2000-366836 に開示されているマイクロトロンなどである。ここで得られる X 線は平行性が極めてよいために、R₂を大きくとっても X 線の広がりが生じないために、X 線強度の低下がなく、したがって充分に広いエッジ効果の半値幅 E_Pをとることができる。

20

〔 0 0 5 5 〕

放射光 X 線源を用いるときには、X 線源と被写体との距離はとくに定める必要はない。しかし、被写体が充分に安全な場所が好ましい。熱電子 X 線管を用いる場合は X 線管と被写体との距離 (R 1) は 0.1 m から 2 m 程度である。好ましくは 0.3 m から 1 m 程度である。

[0 0 5 6]

被写体からデジタルX線画像検出器までの距離(R_2)については、放射光X線を用いるときは0.15m~50mが好ましい。近すぎると充分な位相コントラストエッジ強調の効果が得られない。また余りにも遠すぎると、撮影する部屋の物理的制約を受ける。また熱電子X線管を用いるとき、被写体からデジタルX線画像検出器までの距離(R_2)は0.15以上5mが好ましい。この範囲を取る理由は上記同様である。

30

[0 0 5 7]

この発明における被写体の最小読取の大きさ、すなわち被写体情報をどの程度細かく読み取りたいかという最小の大きさは、円柱の直径として $30 \mu m$ から $10 mm$ 程度である。非破壊検査などでは $30 \mu m$ 程度が要求される。乳房 X 線画像の場合は $100 \mu m$ 程度が要求される。また胸部画像などでは $1 mm \sim 5 mm$ 程度が要求される。目的に応じて、設定することができる。

[0 0 5 8]

被写体は鉄などの金属や人体である。このときの値は 10^{-8} 台から 10^{-6} である。

〔 0 0 5 9 〕

この発明に使用する2次元平面のデジタルX線画像検出器2は、輝尽性蛍光体プレートを用いるコンピューティッドラディオグラフィー：C R、フラットパネルディテクタ：F P D（直接方式、間接方式）などの固体撮像素子、蛍光体（Gd₂O₂S：Tb、CsI等）とレンズ（またはテーパー）とCCDを用いたもの等がある。

40

[0 0 6 0]

これらのデジタルX線画像検出器2を用いた場合、位相コントラスト画像は拡大撮影なので、デジタルX線画像検出器2の画素サイズを小さくしたことに相当する。すなわち高精細読み取りをしたことに相当し、画像情報が増えるという利点がある。

【0061】

輝尻性蛍光体プレートは、放射線（X線、 γ 線、 β 線、 α 線、電子線、紫外線等）を照射

50

するとこの放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後可視光等の励起光を照射すると蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光を示す蓄積性蛍光体（輝尽性蛍光体）を利用して、人体等の被写体の放射線画像情報を一旦シート上の蓄積性蛍光体に記録し、この蓄積性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査して輝尽発光光を生ぜしめ、得られた輝尽発光光を光電的に読み取って画像信号を得、この画像データに基づき被写体の放射線画像を写真感光材料等の記録材料、C R T等に可視像として出力させることができる（特開昭55-124929号、同56-163472号、同56-104645号、同55-116340号等）。

【0062】

また、フラットパネルディテクタ等の固体撮像素子としては、例えば特開平6-342098号公報に記載されているように、照射されたX線の強度に応じた電荷を生成する光導電層と、生成された電荷を2次元的に配列された複数のコンデンサに蓄積する方式が用いられる。また、特開平9-90045号公報に記載されているように、X線を増感紙等の蛍光体層に吸収させて蛍光を発光させ、その蛍光の強度を画素毎に設けたフォトダイオード等の光検出器で検知する方式も用いられる。

【0063】

前記のフラットパネルディテクタなどの固体撮像素子については、フォトダイオードなどの光検出器やT F T等のスイッチング素子が有機半導体を用いて作製されている有機フラットパネルディテクタを用いることもできる。

【0064】

ここで、図8によりフラットパネルディテクタ240に設けられている撮像パネル241の構成を説明する。この撮像パネル241は所定の剛性を得られるだけの厚みを有する基板を有しており、この基板上には照射された放射線の線量に応じて電気信号を出力する検出素子2413-（1,1）～2413-（m,n）がマトリクス状に2次元配置されている。また、走査線2411-1～2411-mと信号線2412-1～2412-nがたとえば直交するように配設される。

【0065】

撮像パネル241の走査線2411-1～2411-mは、走査駆動部2414と接続されている。走査駆動部2414から走査線2411-1～2411-mのうちの1つ走査線2411-p（pは1～mのいずれかの値）に読み出信号R Sが供給されると、この走査線2411-pに接続された検出素子から照射された放射線の線量に応じた電気信号S V-1～S V-nが出力されて、信号線2412-1～2412-nを介して撮影データ生成回路2415に供給される。

【0066】

この検出素子2413は、照射された放射線の線量に応じた電気信号を出力するものであればよい。たとえば放射線が照射されたときに電子-正孔対が生成されて抵抗値が変化する光導電層を用いて検出素子が形成されている場合、この光導電層で生成された放射線量に応じた量の電荷が電荷蓄積コンデンサに蓄えられて、この電荷蓄積コンデンサに蓄えられた電荷が電気信号として撮影データ生成回路2415に供給される。なお、光導電層としては暗抵抗値が最も高いものが望ましく、アモルファスセレン、酸化鉛、硫化カドミウム、ヨウ化第2水銀、または光導電性を示す有機材料（X線吸収コンパウンドが添加された光伝導性ポリマを含む）などが用いられ、特にアモルファスセレンが望ましい。

【0067】

また、検出素子2413が、たとえば放射線が照射されることにより蛍光を生ずるシンチレータ等を用いて形成されている場合、フォトダイオードでこのシンチレータで生じた蛍光強度に基づく電気信号を生成して撮影データ生成回路2415に供給するものとしてもよい。

【0068】

撮影データ生成回路2415では、後述する読み取制御回路242からの出力制御信号S Cに基づいて供給された電気信号S Vを順次選択して、デジタルの撮影データD Tに変

10

20

30

40

50

換する。この撮影データ D T は読み取り制御回路 2 4 2 に供給される。

【 0 0 6 9 】

読み取り制御回路 2 4 2 はコントローラ 2 1 0 と接続されており、コントローラ 2 1 0 から供給された制御信号 C T D に基づいて走査制御信号 R C や出力制御信号 S C を生成する。この走査制御信号 R C が走査駆動回路 2 4 1 4 に供給されて、走査制御信号 R C に基づき走査線 2 4 1 1 - 1 ~ 2 4 1 1 - m に対しての読み出信号 R S の供給が行われる。

【 0 0 7 0 】

また、出力制御信号 S C は撮影データ生成回路 2 4 1 5 に供給される。この読み取り制御回路 2 4 2 からの走査制御信号 R C や出力制御信号 S C によって、たとえば撮像パネル 2 4 1 が上述のように (m × n) 個の検出素子 2 4 1 3 で構成されている場合には、検出素子 2 4 1 3 - (1 , 1) ~ 2 4 1 3 (m , n) からの電気信号 S V に基づくデータをデータ D P (1 , 1) ~ D P (m , n) とすると、データ D P (1 , 1) 、 D P (1 , 2) 、 · · · D P (1 , n) 、 D P (2 , 1) 、 · · · 、 D P (m , n) の順として撮影データ D T が生成されて、この撮影データ D T が撮影データ生成回路 2 4 1 5 から読み取り制御回路 2 4 2 に供給される。また、読み取り制御回路 2 4 2 では、この撮影データ D T をコントローラ 2 1 0 に送出する処理も行う。

【 0 0 7 1 】

フラットパネルディテクタ 2 4 0 で得られた撮影データ D T は、読み取り制御回路 2 4 2 を介してコントローラ 2 1 0 に供給される。なお、フラットパネルディテクタ 2 4 0 で得られた画像データをコントローラ 2 1 0 に供給する際に対数変換処理を行った画像データを供給すれば、コントローラ 2 1 0 における放射線画像データの処理を簡単とすることができます。

【 0 0 7 2 】

次に、図 9 に輝尽性蛍光体プレート 2 4 1 B を用いたフラットパネルディテクタの構成例の機械的部分を示す。輝尽性蛍光体プレート 2 4 1 B は左側壁に固定されており、繰り返し使用される。読み取りユニット 2 4 3 は、ステッピングモータ等で構成され副走査モータ 2 4 4 M によるボールネジ 2 4 4 A の駆動により、ガイドシャフト 2 4 4 B に沿って移動し、走査線 (光ビーム) 2 4 5 を副走査方向にスキャンする。

【 0 0 7 3 】

走査方向のスキャンはポリゴン走査機構 2 4 3 A により行われる。ポリゴン走査機構 2 4 3 A は、ポリゴンと該ポリゴンを回転させる機構を含む。副走査モータ 2 4 4 M の動作は、副走査モータ制御機構 2 4 4 C により制御される。蛍光は集光器 2 4 3 B により集光され、フォトマル 2 4 3 C により電気信号に変換されるようになっている。

【 0 0 7 4 】

L D 1 はレーザ光源、 P D 1 はフォトセンサであり、原点位置検出センサを構成している。この原点位置検出センサは、読み取りユニット 2 4 3 の副走査方向の原点位置を検出するものである。フォトセンサ P D 1 の出力は、副走査モータ制御機構 2 4 4 C に入力され、副走査モータ制御機構 2 4 4 C は読み取りユニット 2 4 3 の停止位置を制御する。

【 0 0 7 5 】

なお、ここでは、読み取りユニット 2 4 3 がボールネジ 2 4 4 A の駆動によって移動するものを例示したが、輝尽性蛍光体プレート 2 4 1 B が副走査方向に移動するものであってもよい。

【 0 0 7 6 】

蛍光の検知手段としては他に C C D や C - M O S センサを用いる方法もある。また、X 線の照射により可視光を発する X 線シンチレータと、レンズアレイ及び各々のレンズに対応するエリアセンサとを組み合わせた構成も用いられる。

【 0 0 7 7 】

また、例えば集団検診において放射線画像の撮影が通常 X 線フィルムを用いて行われ、これらの X 線写真をこの実施の形態のシステムに入力するためには、レーザーディジタルを用いる。これは、フィルム上をレーザービームで走査し、透過した光量を測定し、その

10

20

30

40

50

値をアナログデジタル変換することにより、デジタル画像データとして扱うことができる。このときの画素サイズは、レーザーディジタイザのサンプリングピッチに対応している。

【0078】

前記の種々の構成によりデジタルX線画像を得る際には、撮影部位や診断目的にもよるが、画像の実効画素サイズが200μm以下であることが好ましく、特にマンモグラムに対しては100μm以下であることが好ましい。また、画像の階調数は10bit以上が好ましく、12bit以上が特に好ましい。

【0079】

デジタルX線画像検出器2では、CRの場合、イメージングプレートの読み出し最小サイズがデジタル画像の画素サイズであり、30μm以上、300μm以下が好ましい。30μmより小さくなると、画素数が膨大となり、迅速な画像処理や画像表示に支障をきたす。好ましくは50μmから200μmが好ましい。FPDの場合はX線画像検出する最小サイズが画素サイズであり、CR同様に30μm以上300μmが、同様に好ましい範囲である。

10

【0080】

最適な画素サイズは、被写体によっても異なってくる。2倍拡大撮影を行う場合、手骨などの細かい成分を含む部位は、100μm程度の画素サイズが適当である。それより画素サイズが小さくなってしまっても情報量はほとんど変わらず、それより画素サイズが大きくなると画像情報が劣化する。胸部画像などでは、手骨画像などと比べて細かい成分が少ないので、画素サイズが200μm程度までは画像情報の劣化がない。一方、乳房画像などは、微小石灰化の形状などの非常に微細な情報が必要であるため、100μm以下の画素サイズが必要であり、50μm程度で十分に良好な画像が得られる。

20

【0081】

得られた位相コントラストエッジ強調された画像のデジタル画像信号は、適切な画像処理の後にモニターに表示されたり、またプリンターでハードコピーを得ることができる。観察する物体の大きさは、例えば医用においては実寸で観察することは非常に重要である。したがって、モニター上、あるいはハードコピー上に実寸にして表示することは好ましい態様である。一方、画像を精査するために、任意の大きさに拡大することも好ましい態様である。また、画像診断などに使用した後に、電子信号として画像保存することは、好ましい態様である。

30

【0082】

この発明におけるデジタル位相コントラストX線画像撮影システムは、医用画像診断や医用検体画像診断、さらに工業用のCチップ検査等に用いることができる。

【0083】

【実施例】

1. クーリッジX線管を用いる場合のシミュレーション計算

1mm直径のプラスチックファイバを被写体とする。X線のエネルギーを50keVとすると $\lambda = 8 \times 10^{-7}$ となる。R1 = 1m, R2 = 1mとし、クーリッジX線管を用いた時のデジタルX線画像検出器上でのエッジプロファイルを3式を用いて計算した。X線管の焦点サイズを20μmから150μmまで変化させた結果を図10に示す。焦点サイズが大きくなるに従い、エッジ強度は低くなるエッジ幅は広がっている。87.5μm画素サイズでは100μmの焦点サイズのとき、位相コントラストエッジ強調の山と谷がそれぞれ画素の外となる。すなわち、焦点サイズ100μmのX線管を用いたとき、ここでシミュレーション計算した中で最も位相コントラストエッジ強調が強く得られることがわかる。

40

【0084】

2. クーリッジ管による撮影実験結果

陽極がタンゲステンである浜松ホトニクス製のX線管L6622-02を用いた。焦点サイズは100μmで管電圧は50keV設定とした。200μmの厚さのポリエチレン

50

ース板を保持具として用い、それに直径 1 mm の円柱状の樹脂を被写体とした。デジタル X 線画像検出器は輝尽性プレートであるコニカ製 REGIUS プレート RP-1S (35 cm × 43 cm) を用いた。撮影は表の示すように距離 R1、R2 に設定した。撮影条件は R1 = R2 = 1 m のときに 10 mA s とした。距離を変更したときには被写体に照射される X 線量が一定になるように X 線照射量を調整して X 線画像の撮影を行った。それぞれの撮影には輝尽性プレートをコニカ製 REGIUS 150 を用いて画像情報を読み取った。

【0085】

このときの読み取りサイズは 87.5 μm であった。読み取った画像データはコニカ製レーザイメージヤ L i 6 2 P で記録用ハロゲン化銀写真フィルム用にプリントを行った。写真フィルムを現像処理後に 80001 × のシャウカステン上で画像を観察した。エッジ強調が被写体辺縁に見えないもの、強すぎて違和感があるものを ×、見えるものを 、良く見えるものを ○とした。この結果を、表 1 に示す。

【0086】

【表 1】

試料No	R1(m)	R2(m)	エッジ効果評価	EB計算値(μ)	E計算値(μ)	備考
1	1.20	1.20	○	128	28	本発明
2	1.00	1.00	○	125	25	本発明
3	0.60	0.60	△	118	18	本発明
4	0.30	0.30	×	111	11	比較
5	1.00	0.50	△	64	14	本発明
6	0.60	0.30	×	60	10	比較
7	1.00	0.25	×	33	8	比較
8	1.00	2.50	×	305	55	比較

3. 平行 X 線を用いる場合のシミュレーション計算

1 mm 直径のプラスチックファイバを被写体とする。X 線のエネルギーを 50 keV とすると = 8 × 10 - 7 となる。87.5 μm 画素サイズの CR を用いて位相コントラストエッジ強調を充分に観測するための R2 を求める。平行 X 線の場合、焦点径の幾何学的不銳によるエッジ強度の低下はないので、EP の値を 87.5 μm として対応する R2 を求めると 9.3 m を得た。この計算からほぼ 5 m 以上被写体からイメージングプレートを離すと 1 mm ファイバーのエッジが観測でき始め、10 m 以上で位相コントラストによるエッジ効果が明瞭に得られる。

【0087】

【発明の効果】

前記したように、この請求項 1 及び請求項 2 に記載の発明は、簡便に位相コントラスト X 線画像のデジタル画像を得ることができ、即ち、医療現場や非破壊検査等で広く使用されているコンピューテッドラジオグラフィ (CR) や平面 X 線画像検出器 (FPD) 等のデジタル X 線画像検出器を用いて、容易に鮮鋭性の優れるデジタル X 線位相コントラスト画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】X 線の屈折によって被写体画像の位相コントラストエッジ強調が生ずる原理を説明する図である。

【図 2】位相コントラストエッジ強調の半値幅を示す図である。

【図 3】クーリッジ X 線管を用いる場合の位相コントラストエッジ強調の半値幅を示す図である。

【図 4】デジタル X 線画像検出器の画素サイズが一定の大きさをもっていても検出可能な

10

20

30

40

50

ことを説明する図である。

【図5】平行なX線源で一定サイズの画素のデジタルX線画像検出器で位相コントラストエッジ強調を観測できるようにEPを広げることを説明する図である。

【図6】デジタルX線画像検出器の一辺の正方形または長方形のいわゆる画素によって構成されることを説明する図である。

【図7】デジタル位相コントラストX線画像撮影システムの出力利用を説明する図である。

【図8】フラットパネルディテクタに設けられている撮像パネルの構成を説明する図である。

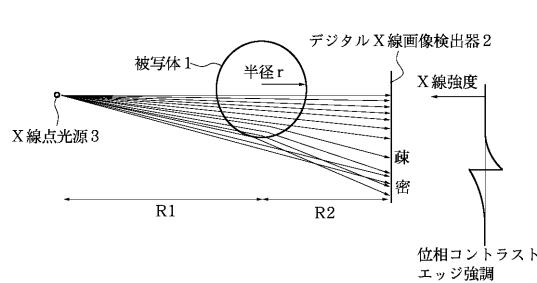
【図9】輝尽性蛍光体プレートを用いたフラットパネルディテクタの構成例の機械的部品を示す図である。 10

【図10】X線管の焦点サイズを20μmから150μmまで変化させた結果を示す図である。

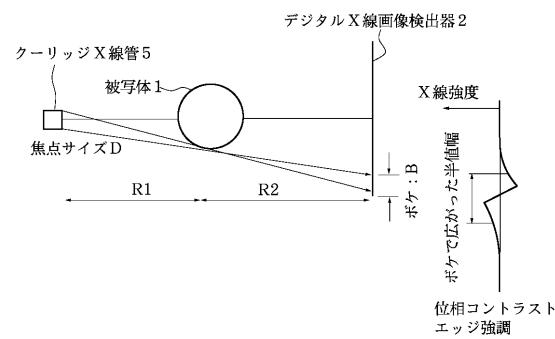
【符号の説明】

- 1 被写体
- 2 デジタルX線画像検出器
- 3 X線点光源
- 5 クーリッジX線管

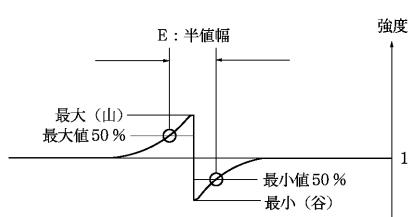
【図1】



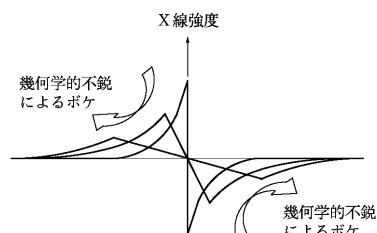
【図3】



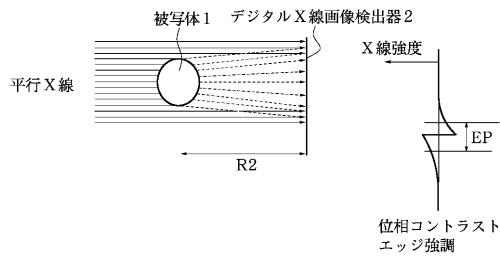
【図2】



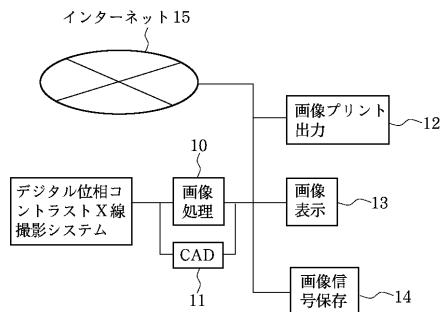
【図4】



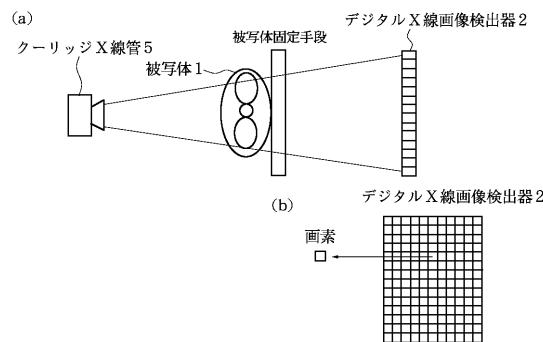
【図5】



【図7】

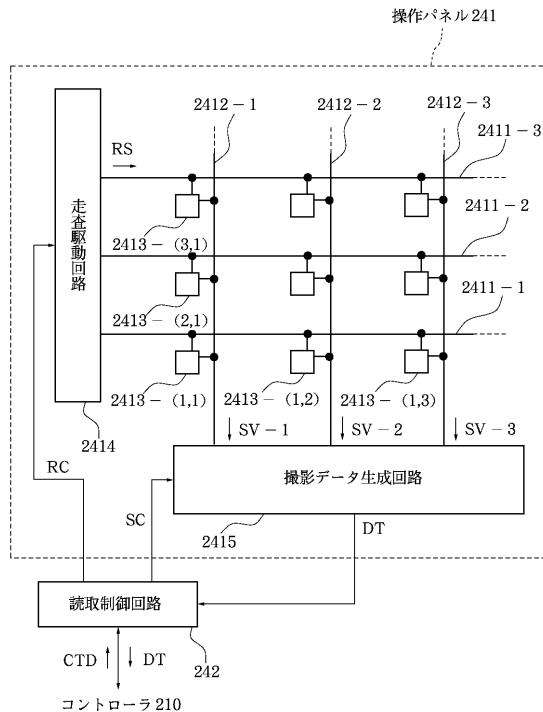


【図6】

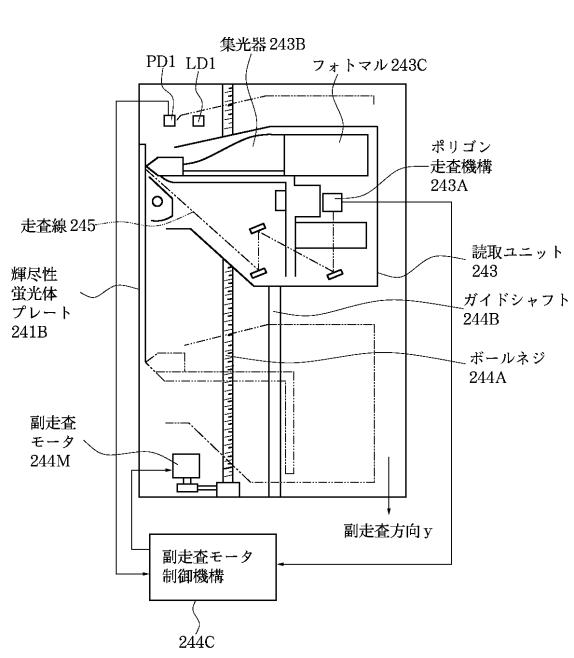


【図8】

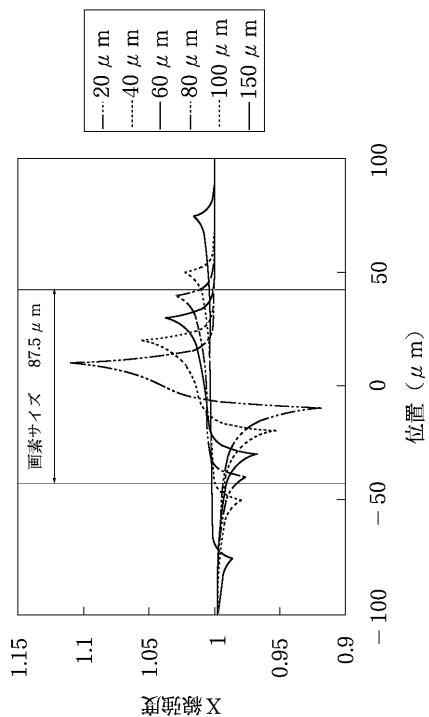
フラットパネルディテクタ 240



【図9】



【図10】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

G 2 1 K 4/00 (2006.01)
H 0 4 N 5/32 (2006.01)

F I

G 0 1 T 1/29 C
G 0 6 T 1/00 4 0 0 B
G 2 1 K 4/00 C
H 0 4 N 5/32

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14