

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5702586号
(P5702586)

(45) 発行日 平成27年4月15日(2015.4.15)

(24) 登録日 平成27年2月27日(2015.2.27)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 6/00 (2006.01)

G21K 1/06 (2006.01)

G03B 42/02 (2006.01)

A 6 1 B	6/00	3 3 0 Z
A 6 1 B	6/00	3 0 0 J
G 2 1 K	1/06	B
G 0 3 B	42/02	A

請求項の数 29 (全 41 頁)

(21) 出願番号

特願2010-267588 (P2010-267588)

(22) 出願日

平成22年11月30日 (2010.11.30)

(65) 公開番号

特開2012-85995 (P2012-85995A)

(43) 公開日

平成24年5月10日 (2012.5.10)

審査請求日

平成25年7月16日 (2013.7.16)

(31) 優先権主張番号

特願2010-22730 (P2010-22730)

(32) 優先日

平成22年2月4日 (2010.2.4)

(33) 優先権主張国

日本国 (JP)

(31) 優先権主張番号

特願2010-211860 (P2010-211860)

(32) 優先日

平成22年9月22日 (2010.9.22)

(33) 優先権主張国

日本国 (JP)

(73) 特許権者

306037311

富士フィルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人

100075281

弁理士 小林 和憲

(72) 発明者

村越 大

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フィルム株式会社内

(72) 発明者

多田 拓司

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フィルム株式会社内

(72) 発明者

阿賀野 俊孝

神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地

富士フィルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線撮影システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第1の方向に延伸する複数の放射線遮蔽部が、前記第1の方向に直交する第2の方向に第1のピッチで配設され、放射線源から照射された放射線を通過させて第1の周期パターン像を生成する第1の格子と、

前記第1の方向に延伸する複数の放射線遮蔽部が前記第2の方向に第2のピッチで配設され、前記第1の周期パターン像を部分的に遮蔽して第2の周期パターン像を生成する第2の格子と、

前記第1の格子に対して前記第2の格子を、前記第2の方向に所定のピッチずつ相対的に移動させる走査手段と、

前記第2の周期パターン像を画像信号として検出する放射線画像検出器と、

前記放射線画像検出器で取得された前記画像信号に基づいて位相情報を画像化する演算処理手段と、を備え、

前記第2の格子の位置における前記第1の周期パターン像の前記第2の方向に関する周期を p_1' 、前記第2の格子の前記第2の方向に関する実質的な格子ピッチを p_2' 、前記放射線画像検出器の各画素の放射線受光領域の前記第2の方向に関する大きさを D_x とした場合に、下式を満たすことを特徴とする放射線撮影システム。

$$D_x \cdot n \times (p_1' \times p_2') / |p_1' - p_2'|$$

ここで、nは正の整数である。

【請求項 2】

10

20

下式を満たすことを特徴とする請求項 1 に記載の放射線撮影システム。

$$D_x < (p_1' \times p_2') / |p_1' - p_2'|$$

【請求項 3】

前記第 1 の格子は吸收型格子であり、前記第 1 の格子を通過した放射線は、タルボ干涉を起こさず、投影像として前記第 1 の周期パターン像を形成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の放射線撮影システム。

【請求項 4】

前記放射線源の焦点から前記第 1 の格子までの距離を L_1 、前記第 1 の格子から前記第 2 の格子までの距離を L_2 、前記第 1 のピッチを p_1 、前記放射線のピーク波長を λ とした場合に、下式を満たすことを特徴とする請求項 3 に記載の放射線撮影システム。 10

$$L_2 < \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times p_1^2 /$$

【請求項 5】

前記放射線源の焦点から前記第 1 の格子までの距離を L_1 、前記第 1 の格子から前記第 2 の格子までの距離を L_2 、前記第 1 のピッチを p_1 、前記第 2 のピッチを p_2 とした場合に、下式を満たすことを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の放射線撮影システム。

$$p_2 = \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times p_1$$

【請求項 6】

前記放射線源の焦点から前記第 1 の格子までの距離を L_1 、前記第 1 の格子から前記第 2 の格子までの距離を L_2 、前記第 1 及び第 2 の格子のスリット部の前記第 2 の方向に関する開口幅をそれぞれ d_1 、 d_2 とした場合に、下式を満たすことを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項に記載の放射線撮影システム。 20

$$d_2 = \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times d_1$$

【請求項 7】

前記放射線源の焦点から前記放射線画像検出器までの距離を L 、前記第 1 の格子の放射線遮蔽部の前記第 1 及び第 2 の方向に直交する方向の厚さを h_1 、前記放射線画像検出器の検出面における前記第 2 の方向の有効視野の長さを V とした場合に、下式を満たすことを特徴とする請求項 6 に記載の放射線撮影システム。

$$h_1 = \{ L / (V / 2) \} \times d_1$$

【請求項 8】

前記第 2 の格子の放射線遮蔽部の前記第 1 及び第 2 の方向に直交する方向の厚さを h_2 とした場合に、下式を満たすことを特徴とする請求項 7 に記載の放射線撮影システム。 30

$$h_2 = \{ L / (V / 2) \} \times d_2$$

【請求項 9】

放射線を領域選択的に遮蔽することにより、多数の点光源を生成する第 3 の格子を有する放射線源を備え、前記第 3 の格子の位置が前記焦点の位置とみなせることを特徴とする請求項 4 から 8 いずれか 1 項に記載の放射線撮影システム。

【請求項 10】

前記放射線画像検出器は、前記第 1 及び第 2 の方向に沿って画素が 2 次元配列されたフラットパネル検出器であることを特徴とする請求項 1 から 9 いずれか 1 項に記載の放射線撮影システム。 40

【請求項 11】

前記周期 p_1' 及び前記ピッチ p_2' の少なくとも一方を変更可能とする変更手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 から 10 いずれか 1 項に記載の放射線撮影システム。

【請求項 12】

前記変更手段は、前記第 1 及び第 2 の方向に直交する方向に平行な回転軸を中心として、前記第 1 の格子及び前記第 2 の格子の少なくとも一方を回転させるものであることを特徴とする請求項 11 に記載の放射線撮影システム。

【請求項 13】

前記変更手段は、前記第1の方向に平行な回転軸を中心として、前記第1の格子及び前記第2の格子の少なくとも一方を傾斜させるものであることを特徴とする請求項11に記載の放射線撮影システム。

【請求項14】

前記変更手段は、前記第1及び第2の方向に直交する方向に、前記第1の格子及び前記第2の格子の少なくとも一方を移動させるものであることを特徴とする請求項11に記載の放射線撮影システム。

【請求項15】

前記位相情報は、前記放射線画像検出器の各画素について得られる強度変調信号の位相ズレ量を算出することにより生成される位相微分像であることを特徴とする請求項1から14いずれか1項に記載の放射線撮影システム。 10

【請求項16】

前記演算処理手段は、前記位相微分像を前記第2の方向に積分することにより、位相コントラスト画像を生成することを特徴とする請求項15に記載の放射線撮影システム。

【請求項17】

前記第1及び第2の方向に直交する方向に平行な回転軸を中心として、前記第1の格子及び前記第2の格子を所定角度回転させる格子回転手段をさらに備え、前記回転前後のそれぞれにおいて、前記位相情報の画像化を行うことを特徴とする請求項1から16いずれか1項に記載の放射線撮影システム。

【請求項18】

前記放射線源と前記放射線画像検出器が水平方向に対向配置され、被検体の立位撮影を可能とすることを特徴とする請求項1から17いずれか1項に記載の放射線撮影システム。 20

【請求項19】

前記放射線源と前記放射線画像検出器が上下方向に対向配置され、被検体の臥位撮影を可能とすることを特徴とする請求項1から17いずれか1項に記載の放射線撮影システム。 。

【請求項20】

前記放射線源と前記放射線画像検出器とが旋回アームによって保持され、被検体の立位撮影及び臥位撮影を可能とすることを特徴とする請求項1から17いずれか1項に記載の放射線撮影システム。 30

【請求項21】

被検体として乳房を撮影可能とするマンモグラフィ装置であることを請求項1から17いずれか1項に記載の放射線撮影システム。

【請求項22】

前記放射線源、前記第1の格子、前記第2の格子、及び前記放射線画像検出器を、被検体に対して光軸方向に連動移動させる連動移動手段と、拡大率に応じて前記連動移動手段を制御して前記放射線源から被検体までの距離を調整する制御手段とを備えることを特徴とする請求項21に記載の放射線撮影システム。

【請求項23】

前記放射線画像検出器を被検体に対して光軸方向に移動させる検出器移動手段と、拡大率に応じて前記検出器移動手段を制御して前記放射線源から前記放射線画像検出器までの距離を調整する制御手段とを備えることを特徴とする請求項21に記載の放射線撮影システム。 40

【請求項24】

前記第1及び第2の格子は、前記放射線源の焦点を通る線を軸とした円筒面に配設されていることを特徴とする請求項1から23いずれか1項に記載の放射線撮影システム。

【請求項25】

前記第1及び第2の格子は、前記円筒面の湾曲方向に湾曲するように延伸していることを特徴とする請求項24に記載の放射線撮影システム。 50

【請求項 2 6】

前記放射線源、前記第1の格子、前記第2の格子、及び前記放射線画像検出器を、被検体を中心として一体的に回転させる回転移動手段と、前記回転移動手段による複数の回転角度で得られた複数の位相情報に基づいて3次元画像を構成する3次元画像構成手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影システム。

【請求項 2 7】

前記放射線画像検出器と前記放射線源との相対位置を、前記第1の方向に沿って変更する位置変更手段と、前記位置変更手段により変更された第1及び第2の相対位置で得られた位相情報に基づいてステレオ画像を構成するステレオ画像構成手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の放射線撮影システム。

10

【請求項 2 8】

前記放射線画像検出器の各画素について画素データの平均値に関連する量を求ることにより吸収画像を生成する吸収画像生成手段を備えることを特徴とする請求項1から27いずれか1項に記載の放射線撮影システム。

【請求項 2 9】

前記放射線画像検出器の各画素について画素データの平均値を中心としたばらつきに関連する量を求ることにより小角散乱画像を生成する小角散乱画像生成手段を備えることを特徴とする請求項1から27いずれか1項に記載の放射線撮影システム。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、X線等の放射線を用いて被検体の撮影を行う放射線撮影システムに係り、特に、被検体の位相イメージングを可能とする放射線撮影システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

X線は、物質を構成する元素の原子番号と、物質の密度及び厚さとに依存して減衰するといった特性を有することから、被検体の内部を透視するためのプローブとして用いられている。X線を用いた撮影は、医療診断や非破壊検査等の分野において広く普及している。

【0003】

30

一般的なX線撮影システムでは、X線を放射するX線源とX線を検出するX線画像検出器との間に被検体を配置して、被検体の透過像を撮影する。この場合、X線源からX線画像検出器に向けて放射された各X線は、X線画像検出器までの経路上に存在する物質の特性（原子番号、密度、厚さ）の差異に応じた量の減衰（吸収）を受けた後、X線画像検出器の各画素に入射する。この結果、被検体のX線吸収像がX線画像検出器により検出され画像化される。X線画像検出器としては、X線増感紙とフィルムとの組み合わせや輝尽性蛍光体のほか、半導体回路を用いたフラットパネル検出器（FPD：Flat Panel Detector）が広く用いられている。

【0004】

40

しかし、X線吸収能は、原子番号が小さい元素からなる物質ほど低くなるため、生体軟部組織やソフトマテリアルなどでは、X線吸収能が小さく、X線吸収像としての十分な画像の濃淡（コントラスト）が得られないといった問題がある。例えば、人体の関節を構成する軟骨部とその周辺の関節液は、いずれも殆どの成分が水であり、両者のX線の吸収量の差が小さいため、画像のコントラストが得られにくい。

【0005】

近年、被検体によるX線の強度変化に代えて、被検体の屈折率の違いによるX線の位相変化（角度変化）に基づいた画像（以下、位相コントラスト画像と称する）を得るX線位相イメージングの研究が盛んに行われている。X線が物体に入射したとき、X線の強度よりも位相のほうがより高い相互作用を示すため、位相差に基づいたX線位相イメージングでは、X線吸収能が低い弱吸収物体であっても高コントラストの画像を取得することがで

50

きるが得られる。

【0006】

このようなX線位相イメージングとして、第1の格子と第2の格子とを所定の間隔で平行に配置し、第1の格子によるタルボ干渉効果によって、第2の格子の位置に第1の格子の自己像を形成し、この自己像を第2の格子によって強度変調することにより位相コントラスト画像を取得する放射線撮影システムが提案されている（例えば、特許文献1、非特許文献1参照）。被検体の位相情報は、自己像を強度変調することにより得られる縞画像に反映される。

【0007】

上記縞画像から被検体の位相情報を求めるには種々の方法があり、縞走査法、モアレ干渉測定法、フーリエ変換法などが知られている。例えば、特許文献1では、縞走査法が用いられている。縞走査法は、第1の格子に対して第2の格子を、格子線方向にほぼ垂直な方向に、格子ピッチよりも細かい所定量ずつ相対的に並進移動させながら、並進移動させるたびに撮影を行って複数の縞画像を取得し、各画素データの強度変化に基づいてX線の位相変化量に対応する位相微分値を取得する方法である。この位相微分値に基づいて位相コントラスト画像を生成することができる。この縞走査法は、X線の分野に限らず、レーザ光を利用した撮影装置でも用いられている（非特許文献2参照）。

10

【0008】

モアレ干渉測定法とは、第1の格子の自己像と第2の格子との微小なピッチの差異や、格子方向の差異により生じるモアレ縞を検出し、このモアレ縞の形状変化に基づいてX線の位相変化量を取得する方法であり、縞走査法のように格子を並進移動させる必要はない。さらに、フーリエ変換法は、モアレ干渉測定法と同様に格子の並進移動は必要がない。フーリエ変換法は、上記モアレ縞をフーリエ変換することによって空間周波数スペクトルを取得し、この空間周波数スペクトルからキャリア周波数に対応したスペクトルを分離して逆変換を行うことにより位相微分像を得る方法である。

20

【0009】

しかし、特許文献1に記載の放射線撮影システムでは、タルボ干渉効果を用いるため、第1の格子と第2の格子との間の距離をタルボ干渉距離と等しく設定する必要があり、格子配置が制限されるといった欠点がある。この問題を解消するために、第1の格子でのX線の回折を低減してタルボ干渉を生じさせないことにより、第1の格子を通過するX線を投影像とし、タルボ干渉距離とは無関係に第1の格子と第2の格子との間の距離を設定可能とすることが知られている（特許文献2参照）。

30

【0010】

特許文献2に記載の放射線撮影システムでは、縞画像から被検体の位相情報を求める方法として、縞走査法とモアレ干渉測定法が開示されている。モアレ干渉測定法では、画像検出器でモアレ縞を確実に検出するために、第1及び第2の格子ピッチで決まるモアレ周期が画像検出器の画素サイズより大きくなるよう構成する必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】国際公開WO2008/102654号公報

40

【特許文献2】中国特許出願公開第101532969号明細書

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献1】C. David, et al., Applied Physics Letters, Vol.81, No.17, 2002年10月, 3287頁

【非特許文献2】Hector Canabal, et al., Applied Optics, Vol.37, No.26, 1998年9月, 6227頁

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0013】

しかしながら、特許文献1，2には、縞走査法において、各画素で強度変化が得られる条件については開示されていない。縞走査法では、被検体が配置された場合と配置されていない場合との各画素の強度変化の位相差に基づいて画像化を行うため、各画素で確実に強度変化が得られる必要がある。もし、強度変化が十分に得られない場合には、位相微分値の精度が低下し、結果として、良好な位相コントラスト画像を得ることができないといった問題がある。

【0014】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、各画素で強度変化が確実に得られ、常に良好な位相コントラスト画像を得ることを可能とした放射線撮影システムを提供することを目的とする。10

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するために、本発明の放射線撮影システムは、第1の方向に延伸する複数の放射線遮蔽部が、前記第1の方向に直交する第2の方向に第1のピッチで配設され、放射線源から照射された放射線を通過させて第1の周期パターン像を生成する第1の格子と、前記第1の方向に延伸する複数の放射線遮蔽部が前記第2の方向に第2のピッチで配設され、前記第1の周期パターン像を部分的に遮蔽して第2の周期パターン像を生成する第2の格子と、前記第1の格子に対して前記第2の格子を、前記第2の方向に所定のピッチずつ相対的に移動させる走査手段と、前記第2の周期パターン像を画像信号として検出する放射線画像検出器と、前記放射線画像検出器で取得された前記画像信号に基づいて位相情報を画像化する演算処理手段と、を備え、前記第2の格子の位置における前記第1の周期パターン像の前記第2の方向に関する周期を p_1' 、前記第2の格子の前記第2の方向に関する実質的な格子ピッチを p_2' 、前記放射線画像検出器の各画素の放射線受光領域の前記第2の方向に関する大きさを D_x とした場合に、下式を満たすことを特徴とする。20

$$D_x \leq n \times (p_1' \times p_2') / |p_1' - p_2'|$$

ここで、nは正の整数である。

【0016】

なお、下式を満たすことがさらに好ましい。30

$$D_x < (p_1' \times p_2') / |p_1' - p_2'|$$

【0017】

また、前記第1の格子は吸収型格子であり、前記第1の格子を通過した放射線は、タルボ干涉を起こさず、投影像として前記第1の周期パターン像を形成することが好ましい。

【0018】

また、前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離を L_1 、前記第1の格子から前記第2の格子までの距離を L_2 、前記第1のピッチを p_1 、前記放射線のピーク波長をとした場合に、下式を満たすことが好ましい。

$$L_2 < \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times p_1^2 /$$

【0019】

また、前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離を L_1 、前記第1の格子から前記第2の格子までの距離を L_2 、前記第1のピッチを p_1 、前記第2のピッチを p_2 とした場合に、下式を満たすことが好ましい。40

$$p_2 = \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times p_1$$

【0020】

また、前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離を L_1 、前記第1の格子から前記第2の格子までの距離を L_2 、前記第1及び第2の格子のスリット部の前記第2の方向に関する開口幅をそれぞれ d_1 、 d_2 とした場合に、下式を満たすことが好ましい。

$$d_2 = \{ (L_1 + L_2) / L_1 \} \times d_1$$

【0021】

この場合、前記放射線源の焦点から前記放射線画像検出器までの距離をL、前記第1の格子の放射線遮蔽部の前記第1及び第2の方向に直交する方向の厚さをh₁、前記放射線画像検出器の検出面における前記第2の方向の有効視野の長さをVとした場合に、下式を満たすことが好ましい。

$$h_1 \{ L / (V / 2) \} \times d_1$$

【0022】

さらに、前記第2の格子の放射線遮蔽部の前記第1及び第2の方向に直交する方向の厚さをh₂とした場合に、下式を満たすことが好ましい。

$$h_2 \{ L / (V / 2) \} \times d_2$$

【0023】

また、放射線を領域選択的に遮蔽することにより、多数の点光源を生成する第3の格子を有する放射線源を備え、前記第3の格子の位置が前記焦点の位置とみなせるよう構成することが好ましい。

【0024】

前記放射線画像検出器は、前記第1及び第2の方向に沿って画素が2次元配列されたフラットパネル検出器である。

【0025】

また、前記周期p₁’及び前記ピッチp₂’の少なくとも一方を変更可能とする変更手段をさらに備えることが好ましい。

【0026】

前記変更手段は、前記第1及び第2の方向に直交する方向に平行な回転軸を中心として、前記第1の格子及び前記第2の格子の少なくとも一方を回転させるものである。

【0027】

前記変更手段は、前記第1の方向に平行な回転軸を中心として、前記第1の格子及び前記第2の格子の少なくとも一方を傾斜させるものとしてもよい。

【0028】

前記変更手段は、前記第1及び第2の方向に直交する方向に、前記第1の格子及び前記第2の格子の少なくとも一方を移動させるものとしてもよい。

【0029】

また、前記位相情報は、前記放射線画像検出器の各画素について得られる強度変調信号の位相ズレ量を算出することにより生成される位相微分像である。

【0030】

前記演算処理手段は、前記位相微分像を前記第2の方向に積分することにより、位相コントラスト画像を生成する。

【0031】

また、前記第1及び第2の方向に直交する方向に平行な回転軸を中心として、前記第1の格子及び前記第2の格子を所定角度回転させる格子回転手段をさらに備え、前記回転前後のそれぞれにおいて、前記位相情報の画像化を行うことも好ましい。

【0032】

また、前記放射線源と前記放射線画像検出器が水平方向に対向配置され、被検体の立位撮影を可能とすることも好ましい。

【0033】

前記放射線源と前記放射線画像検出器が上下方向に対向配置され、被検体の臥位撮影を可能とすることも好ましい。

【0034】

前記放射線源と前記放射線画像検出器とが旋回アームによって保持され、被検体の立位撮影及び臥位撮影を可能とすることも好ましい。

【0035】

被検体として乳房を撮影可能とするマンモグラフィ装置であることも好ましい。

【0036】

10

20

30

40

50

マンモグラフィ装置は、前記放射線源、前記第1の格子、前記第2の格子、及び前記放射線画像検出器を、被検体に対して光軸方向に連動移動させる連動移動手段と、拡大率に応じて前記連動移動手段を制御して前記放射線源から被検体までの距離を調整する制御手段とを備えることが好ましい。

【0037】

また、マンモグラフィ装置は、前記放射線画像検出器を被検体に対して光軸方向に移動させる検出器移動手段と、拡大率に応じて前記検出器移動手段を制御して前記放射線源から前記放射線画像検出器までの距離を調整する制御手段とを備えることも好ましい。

【0038】

また、前記第1及び第2の格子は、前記放射線源の焦点を通る線を軸とした円筒面に配設されていることも好ましい。 10

【0039】

この場合、前記第1及び第2の格子は、前記円筒面の湾曲方向に湾曲するように延伸していることが好ましい。

【0040】

また、前記放射線源、前記第1の格子、前記第2の格子、及び前記放射線画像検出器を、被検体を中心として一体的に回転させる回転移動手段と、前記回転移動手段による複数の回転角度で得られた複数の位相情報に基づいて3次元画像を構成する3次元画像構成手段とを備えることも好ましい。

【0041】

また、前記放射線画像検出器と前記放射線源との相対位置を、前記第1の方向に沿って変更する位置変更手段と、前記位置変更手段により変更された第1及び第2の相対位置で得られた位相情報に基づいてステレオ画像を構成するステレオ画像構成手段とを備えることも好ましい。 20

【0042】

また、前記放射線画像検出器の各画素について画素データの平均値に関連する量を求ることにより吸収画像を生成する吸収画像生成手段を備えることも好ましい。

【0043】

前記放射線画像検出器の各画素について画素データの平均値を中心としたばらつきに関連する量を求ることにより小角散乱画像を生成する小角散乱画像生成手段を備えることも好ましい。 30

【発明の効果】

【0046】

本発明によれば、第2の格子の位置における第1の周期パターン像の第2の方向に関する周期を p_1' 、第2の格子の第2の方向に関する実質的な格子ピッチを p_2' 、放射線画像検出器の各画素の放射線受光領域の第2の方向に関する大きさを D_x とした場合に、 $D_x = n \times (p_1' \times p_2') / |p_1' - p_2'|$ を満たすので、各画素で強度変化が確実に得られ、常に良好な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】

【0047】

【図1】本発明の第1実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。 40

【図2】本発明の第1実施形態に係るX線撮影システムの制御構成を示すブロック図である。

【図3】 フラットパネル検出器の構成を示す模式図である。

【図4】 第1及び第2の吸収型格子の構成を示す斜視図である。

【図5】 第1及び第2の吸収型格子の構成を示す側面図である。

【図6】画素のX線受光領域のサイズがモアレ縞の周期の2倍に等しい場合を例示する図である。

【図7】画素のX線受光領域のサイズがモアレ縞の周期の2.5倍に等しい場合を例示する図である。 50

【図 8】画素のX線受光領域のサイズがモアレ縞の周期の2倍に等しい場合のX線の入射光量分布を示すグラフである。

【図 9】画素のX線受光領域のサイズがモアレ縞の周期の2.5倍に等しい場合のX線の入射光量分布を示すグラフである。

【図 10】X線受光領域のサイズと強度変調信号の振幅値との関係を示すグラフである。

【図 11】モアレ周期を変更するための各種変更機構を例示する図である。

【図 12】被検体によるX線の屈折を説明するための説明図である。

【図 13】縞走査法を説明するための説明図である。

【図 14】縞走査に伴う画素データの変化を例示するグラフである。

【図 15】本発明の第2実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。 10

【図 16】本発明の第3実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。

【図 17】本発明の第3実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す斜視図である。

【図 18】本発明の第4実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成を示す概略正面図である。

【図 19】本発明の第4実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成を示す概略側面図である。

【図 20】本発明の第5実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成を示す概略正面図である。

【図 21】本発明の第6実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成を示す概略側面図である。 20

【図 22】本発明の第7実施形態に係るマンモグラフィ装置の構成を示す概略側面図である。

【図 23】本発明の第8実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。

【図 24】本発明の第9実施形態に用いられる格子回転機構を説明する模式図である。

【図 25】本発明の第10実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。

【図 26】本発明の第11実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。

【図 27】本発明の第12実施形態に用いられるX線検出器の構成を示す模式図である。

【図 28】本発明の第13実施形態に係るX線撮影システムの構成を示す模式図である。

【図 29】本発明の第14実施形態に係るX線位相CT装置の構成を示す模式図である。

【図 30】本発明の第15実施形態に係るステレオ撮影装置の構成を示す模式図である。 30

【図 31】本発明の第16実施形態に用いられる演算処理部の構成を示すブロック図である。

【図 32】吸収画像及び小角散乱画像の生成方法を説明するグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0048】

(第1実施形態)

図1及び図2において、本発明の第1実施形態に係るX線撮影システム10は、被検体(患者)Hを立位状態で撮影するX線診断装置であって、被検体HにX線を照射するX線源11と、X線源11に対向配置され、X線源11から被検体Hを透過したX線を検出して画像データを生成する撮影部12と、操作者の操作に基づいてX線源11の曝射動作や撮影部12の撮影動作を制御するとともに、撮影部12により取得された画像データを演算処理して位相コントラスト画像を生成するコンソール13とに大別される。 40

【0049】

X線源11は、天井から吊り下げられたX線源保持装置14により上下方向(x方向)に移動自在に保持されている。撮影部12は、床上に設置された立位スタンド15により上下方向に移動自在に保持されている。

【0050】

X線源11は、X線源制御部16の制御に基づき、高電圧発生器17から印加される高電圧に応じてX線を発生するX線管18と、X線管18から発せられたX線のうち、被検体Hの検査領域に寄与しない部分を遮蔽するように照射野を制限する可動式のコリメータ 50

19aを備えたコリメータユニット19とから構成されている。X線管18は、陽極回転型であり、電子放出源（陰極）としてのフィラメント（図示せず）から電子線を放出して、所定の速度で回転する回転陽極18aに衝突させることによりX線を発生する。この回転陽極18aの電子線の衝突部分がX線焦点18bとなる。

【0051】

X線源保持装置14は、天井に設置された天井レール（図示せず）により水平方向（z方向）に移動自在に構成された台車部14aと、上下方向に連結された複数の支柱部14bとからなる。台車部14aには、支柱部14bを伸縮させて、X線源11の上下方向に関する位置を変更するモータ（図示せず）が設けられている。

【0052】

立位スタンド15は、床に設置された本体15aに、撮影部12を保持する保持部15bが上下方向に移動自在に取り付けられている。保持部15bは、上下方向に離間して配置された2つのブーリ15cの間に掛架された無端ベルト15dに接続され、ブーリ15cを回転させるモータ（図示せず）により駆動される。このモータの駆動は、操作者の設定操作に基づき、後述するコンソール13の制御装置20により制御される。

【0053】

また、立位スタンド15には、ブーリ15cまたは無端ベルト15dの移動量を計測することにより、撮影部12の上下方向に関する位置を検出するポテンショメータ等の位置センサ（図示せず）が設けられている。この位置センサの検出値は、ケーブル等によりX線源保持装置14に供給される。X線源保持装置14は、供給された検出値に基づいて支柱部14bを伸縮させ、撮影部12の上下動に追従するようにX線源11を移動させる。

【0054】

コンソール13には、CPU、ROM、RAM等からなる制御装置20が設けられている。制御装置20には、操作者が撮影指示やその指示内容を入力する入力装置21と、撮影部12により取得された画像データを演算処理して位相コントラスト画像を生成する演算処理部22と、位相コントラスト画像を記憶する画像記憶部23と、位相コントラスト画像等を表示するモニタ24と、X線撮影システム10の各部と接続されるインターフェース（I/F）25とがバス26を介して接続されている。

【0055】

入力装置21としては、例えば、スイッチ、タッチパネル、マウス、キーボード等を用いることが可能であり、入力装置21の操作により、X線管電圧やX線照射時間等のX線撮影条件、撮影タイミング等が入力される。モニタ24は、液晶ディスプレイ等からなり、制御装置20の制御により、X線撮影条件等の文字や位相コントラスト画像を表示する。

【0056】

撮影部12には、半導体回路からなるフラットパネル検出器（FPD）30、被検体HによるX線の位相変化（角度変化）を検出し位相イメージングを行うための第1の吸収型格子31及び第2の吸収型格子32が設けられている。FPD30は、検出面がX線源11から照射されるX線の光軸Aに直交するように配置されている。詳しくは後述するが、第1及び第2の吸収型格子31, 32は、FPD30とX線源11との間に配置されている。また、撮影部12には、第2の吸収型格子32を上下方向に並進移動させることにより、第1の吸収型格子31に対する第2の吸収型格子32の相対位置を変化させる走査機構33が設けられている。この走査機構33は、例えば、圧電素子等のアクチュエータにより構成される。なお、第2の吸収型格子32及び走査機構33が特許請求の範囲に記載の強度変調手段に対応している。

【0057】

図3において、FPD30は、X線を電荷に変換して蓄積する複数の画素40が、アクティブラトリクス基板上にx y方向に2次元配列されてなる受像部41と、受像部41からの電荷の読み出しタイミングを制御する走査回路42と、各画素40に蓄積された電荷を読み出し、電荷を画像データに変換して記憶する読み出し回路43と、画像データをコ

10

20

30

40

50

ンソール 13 の I / F 25 を介して演算処理部 22 に送信するデータ送信回路 44 とから構成されている。なお、走査回路 42 と各画素 40 とは、行毎に走査線 45 によって接続されており、読み出し回路 43 と各画素 40 とは、列毎に信号線 46 によって接続されている。

【 0058 】

画素 40 は、アモルファスセレン等の変換層（図示せず）で X 線を電荷に直接変換し、変換された電荷を変換層の下部の電極に接続されたキャパシタ（図示せず）に蓄積する直接変換型の X 線検出素子として構成される。各画素 40 には、TFT スイッチ（図示せず）が接続され、TFT スイッチのゲート電極が走査線 45 、ソース電極がキャパシタ、ドレイン電極が信号線 46 に接続される。TFT スイッチが走査回路 42 からの駆動パルスによって ON 状態になると、キャパシタに蓄積された電荷が信号線 46 に読み出される。10

【 0059 】

なお、画素 40 は、酸化ガドリニウム (Gd_2O_3) やヨウ化セシウム (CsI) 等からなるシンチレータ（図示せず）で X 線を一旦可視光に変換し、変換された可視光をフォトダイオード（図示せず）で電荷に変換して蓄積する間接変換型の X 線検出素子として構成することも可能である。また、本実施形態では、放射線画像検出器として TFT パネルをベースとした FPD を用いているが、これに限らず、CCD センサや CMOS センサ等の固体撮像素子をベースとした各種の放射線画像検出器を用いることも可能である。

【 0060 】

読み出し回路 43 は、積分アンプ回路、A / D 変換器、補正回路、及び画像メモリ（いずれも図示せず）により構成されている。積分アンプ回路は、各画素 40 から信号線 46 を介して出力された電荷を積分して電圧信号（画像信号）に変換して、A / D 変換器に入力する。A / D 変換器は、入力された画像信号をデジタルの画像データに変換して補正回路に入力する。補正回路は、画像データに対して、オフセット補正、ゲイン補正、及びリニアリティ補正を行い、補正後の画像データを画像メモリに記憶させる。なお、補正回路による補正処理として、X 線の露光量や露光分布（いわゆるシェーディング）の補正や、FPD 30 の制御条件（駆動周波数や読み出し期間）に依存するパターンノイズ（例えば、TFT スイッチのリーク信号）の補正等を含めてよい。20

【 0061 】

第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の構成を示す図 4 及び図 5 において、第 1 の吸収型格子 31 は、基板 31a と、この基板 31a に配置された複数の X 線遮蔽部 31b とから構成されている。同様に、第 2 の吸収型格子 32 は、基板 32a と、この基板 32a に配置された複数の X 線遮蔽部 32b とから構成されている。基板 31a, 31b は、いずれも X 線を透過させるガラス等の X 線透過性部材により形成されている。30

【 0062 】

X 線遮蔽部 31b, 32b は、いずれも X 線源 11 から照射される X 線の光軸 A に直交する面内の一方向（x 方向及び z 方向に直交する y 方向）に延伸した線状の部材である。各 X 線遮蔽部 31b, 32b の材料としては、X 線吸収性に優れるものが好ましく、例えば、金、白金等の金属であることが好ましい。これらの X 線遮蔽部 31b, 32b は、金属メッキ法や蒸着法によって形成することが可能である。40

【 0063 】

X 線遮蔽部 31b は、X 線の光軸 A に直交する面内において、上記一方向と直交する方向（x 方向）に一定の周期 p_1 で、互いに所定の間隔 d_1 を空けて配列されている。同様に、X 線遮蔽部 32b は、X 線の光軸 A に直交する面内において、上記一方向と直交する方向（x 方向）に一定の周期 p_2 で、互いに所定の間隔 d_2 を空けて配列されている。このような第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 は、入射 X 線に位相差を与えるものではなく、強度差を与えるものであるため、振幅型格子とも称される。なお、スリット部（上記間隔 d_1, d_2 の領域）は空隙でなくともよく、高分子や軽金属等の X 線低吸収材で該空隙を充填してもよい。

【 0064 】

10

20

30

40

50

第1及び第2の吸収型格子31, 32は、タルボ干渉を生じさせず、スリット部を通過したX線を幾何光学的に投影するように構成されている。第1の吸収型格子31は第1の周期パターン像(G1像)を生成し、第2の吸収型格子32は第2の周期パターン像(G2像)を生成する。

【0065】

具体的には、第1及び第2の吸収型格子31, 32は、間隔 d_1, d_2 を、X線源11から照射されるX線のピーク波長より十分大きな値とすることで、照射X線に含まれる大部分のX線をスリット部で回折させずに、直進性を保ったまま通過するように構成される。例えば、前述の回転陽極18aとしてタングステンを用い、管電圧を50kVとした場合には、X線のピーク波長は、約0.4μmである。この場合には、間隔 d_1, d_2 を、10μm~10μm程度とすれば、スリット部で大部分のX線が回折されずに幾何光学的に投影される。

【0066】

X線源11から照射されるX線は、平行ビームではなく、X線焦点18bを発光点としたコーンビームであるため、第1の吸収型格子31により形成されるG1像は、X線焦点18bからの距離に比例して拡大される。第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 及び間隔 d_2 は、そのスリット部が、第2の吸収型格子32の位置におけるG1像の明部の周期パターンとほぼ一致するように決定される。すなわち、X線焦点18bから第1の吸収型格子31までの距離を L_1 、第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32までの距離を L_2 とした場合に、格子ピッチ p_2 及び間隔 d_2 は、次式(1)及び(2)の関係を満たすように決定される。

【0067】

【数1】

$$p_2 = \frac{L_1 + L_2}{L_1} p_1 \quad \cdots (1)$$

30

【0068】

【数2】

$$d_2 = \frac{L_1 + L_2}{L_1} d_1 \quad \cdots (2)$$

40

【0069】

第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32までの距離 L_2 は、タルボ干渉計では、第1の回折格子の格子ピッチとX線波長とで決まるタルボ干渉距離に制約されるが、本実施形態の撮影部12では、第1の吸収型格子31が入射X線を回折させずに投影させる構成であって、第1の吸収型格子31のG1像が、第1の吸収型格子31の後方のすべての位置で相似的に得られるため、該距離 L_2 を、タルボ干渉距離と無関係に設定することができる。

50

【0070】

上記のように本実施形態の撮影部12は、タルボ干渉計を構成するものではないが、第1の吸収型格子31でX線を回折すると仮定した場合の仮想的なタルボ干渉距離Zは、第1の吸収型格子31の格子ピッチ p_1 、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 、X線波長（ピーク波長）、及び正の整数mを用いて、次式(3)で表される。

【0071】

【数3】

$$Z = m \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots \quad (3)$$

10

【0072】

式(3)は、X線源11から照射されるX線がコーンビームである場合のタルボ干渉距離を表す式であり、「Atsushi Momose, et al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol.47, No.10, 2008年10月, 8077頁」により知られている。

20

【0073】

本実施形態では、撮影部12の薄型化を目的とし、上記距離 L_2 を、 $m = 1$ の場合の最小のタルボ干渉距離より短い値に設定する。すなわち、上記距離 L_2 は、次式(4)を満たす範囲の値に設定される。

【0074】

【数4】

$$L_2 < \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots \quad (4)$$

30

【0075】

X線遮蔽部31b, 32bは、コントラストの高い周期パターン像を生成するためには、X線を完全に遮蔽（吸収）することが好ましいが、上記したX線吸収性に優れる材料（金、白金等）を用いたとしても、吸収されずに透過するX線が少なからず存在する。このため、X線の遮蔽性を高めるためには、X線遮蔽部31b, 32bのそれぞれの厚み h_1 , h_2 を、可能な限り厚くすることが好ましい。例えば、X線管18の管電圧が50kVの場合に、照射X線の90%以上を遮蔽することが好ましく、この場合には、厚み h_1 , h_2 は、金(Au)換算で30μm以上であることが好ましい。

40

【0076】

一方、X線遮蔽部31b, 32bの厚み h_1 , h_2 を厚くし過ぎると、第1及び第2の吸収型格子31, 32に斜めに入射するX線がスリット部を通過しにくくなり、いわゆるケラレが生じて、X線遮蔽部31b, 32bの延伸方向（条帶方向）に直交する方向（X方向）の有効視野が狭くなるといった問題がある。このため、視野確保の観点から、厚み h_1 , h_2 の上限を規定する必要がある。FPD30の検出面におけるX方向の有効視野の長さVを確保するには、厚み h_1 , h_2 は、図5に示す幾何学的関係から、次式(5)

50

及び(6)を満たすように設定する必要がある。ここで、Lは、X線焦点18bからFP D30の検出面までの距離である。

【0077】

【数5】

$$h_1 \leq \frac{L}{V/2} d_1 \quad \cdots \quad (5)$$

10

【0078】

【数6】

$$h_2 \leq \frac{L}{V/2} d_2 \quad \cdots \quad (6)$$

20

【0079】

例えば、 $d_1 = 2.5 \mu m$ 、 $d_2 = 3.0 \mu m$ とし、通常の病院での検査を想定して、 $L = 2 m$ とした場合には、x方向の有効視野の長さVとして10cmの長さを確保するには、厚み h_1 は100μm以下、厚み h_2 は120μm以下とする必要がある。

【0080】

以上の構成では、第2の吸収型格子32の位置におけるG1像のパターン周期 p_1' は、幾何学的関係から $p_1' \times (L_1 + L_2) / L_1$ と表され、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 と等しいことが好ましい。しかし、第1及び第2の吸収型格子31, 32には、製造誤差や配置誤差により若干の差異が生じ、この誤差を完全になくすることは困難である。配置誤差とは、第1及び第2の吸収型格子31, 32が、相対的に傾斜や回転することや、両者の間隔が変化することにより生じるx方向へのピッチ変化による誤差を意味している。

30

【0081】

第1及び第2の吸収型格子31, 32に上記誤差が生じると、G1像のパターン周期 p_1' と第2の吸収型格子32のx方向に関する実質的な格子ピッチ p_2' との差異により、G2像にモアレ縞が生じる。このモアレ縞のx方向に関する周期T(以下、モアレ周期Tという)は、次式(7)で表される。

40

【0082】

【数7】

$$T = \frac{p_1' \times p_2'}{|p_1' - p_2'|} \quad \dots \quad (7)$$

10

【0083】

このモアレ縞は、走査機構33による第2の吸収型格子32の並進移動に伴って、その移動方向(×方向)に移動する。縞走査法では、FPD30の各画素40の画素データが、第2の吸収型格子32の並進移動に伴って強度変化し、強度変調信号(並進移動に対する画素データの変化を表す波形信号)が得られる必要がある。強度変調信号を得るために、各画素40のX線受光領域の大きさとモアレ周期Tとの関係を規定する必要がある。

【0084】

図6及び図7は、画素40のX線受光領域40aの×方向に関するサイズ D_x とモアレ周期Tとの関係とを示している。仮に、図6に示すように、サイズ D_x がモアレ周期Tの整数倍に等しい場合には、縞走査に伴ってモアレ縞が×方向に移動したとしても、モアレ縞の位置に依らずX線受光領域40aには常に同一本数分のモアレ縞が存在するため、X線受光領域40aの受光量に対応する画素データには強度変化が生じず、強度変調信号が得られない。

20

【0085】

具体的には、図6は、サイズ D_x がモアレ周期Tの2倍に等しい場合を示している。図6(b)は、図6(a)の状態から縞走査に伴ってモアレ縞がモアレ周期Tの半周期分だけ移動した様子を示しており、縞走査が一周期分行われるとモアレ縞は図6(a)の状態に戻る。一方、図7は、サイズ D_x がモアレ周期Tの2.5倍に等しい場合を示している。同様に、図7(b)は、図7(a)の状態から縞走査に伴ってモアレ縞がモアレ周期Tの半周期分だけ移動した様子を示しており、縞走査が一周期分行われるとモアレ縞は図7(a)の状態に戻る。

30

【0086】

図8及び図9は、X線受光領域40aに入射するX線の光量分布を示している。図8において、実線及び破線は、それぞれ図6(a)及び図6(b)の場合の光量分布を示している。この光量分布の積算値がX線受光領域40aの受光量に対応するため、サイズ D_x がモアレ周期Tの整数倍に等しい場合には、縞走査を行っても受光量が一定であり、画素データに強度変化が生じず、強度変調信号が得られないことが分かる。一方、図9において、実線及び破線は、それぞれ図7(a)及び図7(b)の場合の光量分布を示している。この場合、実線と破線とで光量分布の積算値が異なる。すなわち、サイズ D_x がモアレ周期Tの整数倍と異なる場合には、縞走査により受光量が変化することにより、画素データが強度変化し、強度変調信号が得られることが分かる。

40

【0087】

したがって、強度変調信号を得るためにには、少なくとも次式(8)の条件を満たす必要がある。さらに、大きな振幅の強度変調信号を得るには、次式(9)を満たすことが好ましい(ここで、nは正の整数である)。

【0088】

【数8】

$$D_X \neq n T \quad \dots \quad (8)$$

【0089】

【数9】

10

$$D_X < T \quad \dots \quad (9)$$

【0090】

図10は、強度変調信号の振幅値と、X線受光領域40aのサイズ D_X との関係を示している。大きな振幅値を得るためにには、サイズ D_X は、式(9)を満たし、かつ可能な限り小さいほうが好ましいが、 $D_X > T$ の場合であっても、サイズ D_X が、式(8)を満たし、かつ周期Tの半整数倍に近い値であれば、大きな振幅値が得られることが分かる。

20

【0091】

X線受光領域40aのサイズ D_X は、設計的に定められた値（一般的に100μm程度）であり変更することができないため、サイズ D_X とモアレ周期Tとの大小関係を調整するには、第1及び第2の吸収型格子31, 32の位置調整を行い、G1像のパターン周期 p_1' と格子ピッチ p_2' との少なくともいずれか一方を変更することによりモアレ周期Tを変更することが好ましい。

【0092】

このモアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子31, 32のいずれか一方を、光軸Aを中心として相対的に回転させることにより行うことができる。例えば、図11(a)に示すように、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aを中心として相対的に回転させる相対回転機構50を設ける。この相対回転機構50により、第2の吸収型格子32を角度だけ回転させると、x方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」「 p_2' / \cos 」と変化し、モアレ周期Tが変化する。

30

【0093】

また、別の例として、モアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子31, 32のいずれか一方を、光軸Aに直交し、かつy方向に沿う方向の軸を中心として相対的に傾斜させることにより行うことができる。例えば、図11(b)に示すように、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aに直交し、かつy方向に沿う方向の軸を中心として相対的に傾斜させる相対傾斜機構51を設ける。この相対傾斜機構51により、第2の吸収型格子32を角度だけ傾斜させると、x方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」「 $p_2' \times \cos$ 」と変化し、モアレ周期Tが変化する。

40

【0094】

さらに、別の例として、モアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子31, 32のいずれか一方を光軸Aの方向に沿って相対的に移動させることにより行うことができる。例えば、図11(c)に示すように、第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間の距離 L_2 を変更するように、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aの方向に沿って相対的に移動させる相対移動機構52を設ける。この相対移動機構52により、第2の吸収型格子32を光軸Aに移動量だけ移動させると、第2の

50

吸収型格子 3 2 の位置に投影される第 1 の吸収型格子 3 1 の G 1 像のパターン周期は、「 p_1' 」、「 $p_1' \times (L_1 + L_2 + \dots) / (L_1 + L_2)$ 」と変化し、モアレ周期 T が変化する。本実施形態では、撮影部 1 2 は、前述のようにタルボ干渉距離に依らず、距離 L_2 を自由に設定することができるため、距離 L_2 の変更を行なう相対移動機構 5 2 を採用することが可能である。

【0095】

モアレ周期 T を変更するための第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 の上記変更機構（相対回転機構 5 0、相対傾斜機構 5 1、及び相対移動機構 5 2）は、圧電素子等のアクチュエータにより構成することが可能である。

【0096】

X 線源 1 1 と第 1 の吸収型格子 3 1 との間に被検体 H を配置した場合には、縞走査により得られる強度変調信号の位相が被検体 H によりずれる。この位相ズレ量は、被検体 H による屈折効果によって偏向した X 線の角度に比例する。したがって、強度変調信号の位相ズレ量を求ることによって、被検体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。

10

【0097】

図 1 2 は、被検体 H の x 方向に関する位相シフト分布（x）に応じて屈折される 1 つの X 線の経路を例示している。符号 5 5 は、被検体 H が存在しない場合に直進する X 線の経路を示しており。この経路 5 5 を進む X 線は、第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 を通過して F P D 3 0 に入射する。符号 5 6 は、被検体 H が存在する場合に、被検体 H により屈折されて偏向した X 線の経路を示している。この経路 5 6 を進む X 線は、第 1 の吸収型格子 3 1 を通過した後、第 2 の吸収型格子 3 2 より遮蔽される。

20

【0098】

被検体 H の位相シフト分布（x）は、被検体 H の屈折率分布を $n(x, z)$ 、X 線の進む方向を z として、次式（10）で表される。ここで、説明の簡略化のため、y 座標は省略している。

【0099】

【数 1 0】

$$\Phi(x) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - n(x, z)] dz \quad \cdots (10)$$

30

【0100】

第 2 の吸収型格子 3 2 の位置に形成された G 1 像は、被検体 H での X 線の屈折により、その屈折角 ϕ に応じた量だけ x 方向に変位する。この変位量 Δx は、X 線の屈折角 ϕ が微小であることに基づいて、近似的に次式（11）で表される。

【0101】

【数 1 1】

40

$$\Delta x \approx L_2 \phi \quad \cdots (11)$$

【0102】

ここで、屈折角 ϕ は、X 線波長 λ と被検体 H の位相シフト分布（x）を用いて、次式（12）で表される。

【0103】

50

【数12】

$$\varphi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \cdots (12)$$

【0104】

このように、被検体HでのX線の屈折によるG1像の変位量 x は、被検体Hの位相シフト分布 (x) に関連している。そして、この変位量 x は、FPD30で検出される各画素40の強度変調信号の位相ズレ量（被検体Hがある場合とない場合との各画素40の強度変調信号の位相のズレ量）に、次式(13)のように関連している。10

【0105】

【数13】

$$\psi = \frac{2\pi}{p_2} \Delta x = \frac{2\pi}{p_2} L_2 \varphi \quad \cdots (13)$$

【0106】

したがって、各画素40の強度変調信号の位相ズレ量を求ることにより、式(13)から屈折角が求まり、式(12)を用いて位相シフト分布 (x) の微分量が求まる。この微分量を x について積分することにより、被検体Hの位相シフト分布 (x)、すなわち被検体Hの位相コントラスト画像を生成することができる。本実施形態では、上記位相ズレ量を、縞走査法を用いて算出する。20

【0107】

縞走査法では、第1及び第2の吸収型格子31, 32の一方を他方に対して相対的に x 方向に並進移動させながら撮影を行う（すなわち、両者の格子周期の位相を変化させながら撮影を行う）。本実施形態では、前述の走査機構33により第2の吸収型格子32を移動させる。第2の吸収型格子32の移動に伴って、G2像のモアレ縞が移動し、並進距離 (x 方向への移動量) が、第2の吸収型格子32の格子周期の1周期 (格子ピッチ p_2) に達すると（すなわち、位相変化が2πに達すると）、モアレ縞は元の位置に戻る。第2の吸収型格子32を、格子ピッチ p_2 の整数分の1ずつ第2の吸収型格子32を移動させながら、各並進移動のたびにG2像をFPD30で撮影する。撮影により得られた複数のG2像に基づく画像（縞画像）から各画素40の強度変調信号を取得し、演算処理部22で演算処理することにより、各強度変調信号の位相ズレ量が得られる。30

【0108】

図13は、格子ピッチ p_2 を M (2以上の整数) 個に分割した走査ピッチ (p_2/M) ずつ第2の吸収型格子32を移動させる様子を模式的に示している。走査機構33は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ の M 個の各走査位置に、第2の吸収型格子32を順に並進移動させる。なお、同図では、第2の吸収型格子32の初期位置を、被検体Hが存在しない場合における第2の吸収型格子32の位置でのG1像の暗部が、X線遮蔽部32bにほぼ一致する位置 ($k=0$) としているが、この初期位置は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ のうちいずれの位置としてもよい。40

【0109】

まず、 $k=0$ の位置では、主として、被検体Hにより屈折されなかったX線が第2の吸収型格子32を通過する。次に、 $k=1, 2, \dots$ と順に第2の吸収型格子32を移動させていくと、第2の吸収型格子32を通過するX線は、被検体Hにより屈折されなかったX線の成分が減少する一方で、被検体Hにより屈折されたX線の成分が増加する。特に50

、 $k = M / 2$ では、主として、被検体 H により屈折された X 線のみが第 2 の吸収型格子 3 2 を通過する。 $k = M / 2$ を超えると、逆に、第 2 の吸収型格子 3 2 を通過する X 線は、被検体 H により屈折された X 線の成分が減少する一方で、被検体 H により屈折されなかつた X 線の成分が増加する。

【0110】

$k = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ の各位置で、FPD30 により撮影を行うと、各画素 40 について、M 個の画素データが得られる。以下に、この M 個の画素データから各画素 40 の強度変調信号の位相ズレ量 $\varphi(x)$ を算出する方法を説明する。まず、第 2 の吸収型格子 3 2 の位置 k における各画素 40 の画素データ $I_k(x)$ は、次式(14)で表される。

【0111】

【数14】

10

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp \left[2\pi i \frac{n}{p_2} \left\{ L_2 \varphi(x) + \frac{k p_2}{M} \right\} \right] \quad \cdots (14)$$

【0112】

ここで、 x は、画素 40 の x 方向に関する座標であり、 A_0 は入射 X 線の強度であり、 A_n は強度変調信号の振幅値に関連する値である（ここで、 i は虚数であり、 n は正の整数である）。また、 $\varphi(x)$ は、上記屈折角 φ を画素 40 の座標 x の関数として表したものである。

20

【0113】

次いで、次式(15)の関係式を用いると、上記屈折角 $\varphi(x)$ は、下式(16)のように表される。

【0114】

【数15】

30

$$\sum_{k=0}^{M-1} \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) = 0 \quad \cdots (15)$$

【0115】

【数16】

40

$$\varphi(x) = \frac{p_2}{2\pi L_2} \arg \left[\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right] \quad \cdots (16)$$

【0116】

ここで、 $\arg[\cdot]$ は、偏角の抽出を意味しており、上記各画素 40 の強度変調信号の位相ズレ量 $\varphi(x)$ に対応する。したがって、各画素 40 で得られた M 個の画素データから、式(16)に基づいて強度変調信号の位相ズレ量 $\varphi(x)$ を算出することにより、屈折角 $\varphi(x)$

50

) が求められる。

【 0 1 1 7 】

具体的には、各画素 4 0 で得られた M 個の画素データは、図 1 4 に示すように、第 2 の吸收型格子 3 2 の位置 k に対して、格子ピッチ p_2 の周期で周期的に変化する。同図中の破線は、被検体 H が存在しない場合の強度変調信号を示しており、実線は、被検体 H が存在する場合の強度変調信号を示している。この両者の位相差が位相ズレ量 に対応する。

【 0 1 1 8 】

そして、屈折角 (\times) は、上記式 (1 2) で示したように位相シフト分布 (\times) の微分値に対応する値であるため、屈折角 (\times) を x 軸に沿って積分することにより、位相シフト分布 (\times) が得られる。

10

【 0 1 1 9 】

上記の説明では、画素 4 0 の y 方向に関する y 座標を考慮していないが、各 y 座標について同様の演算を行うことにより、屈折角の 2 次元分布 (\times , y) が得られ、これを x 軸に沿って積分することにより、2 次元的な位相シフト分布 (\times , y) が得られる。以上の演算は、演算処理部 2 2 により行われ、演算処理部 2 2 は、算出した位相シフト分布 (\times , y) を、位相コントラスト画像として画像記憶部 2 3 に記憶させる。

【 0 1 2 0 】

なお、屈折角の 2 次元分布 (\times , y) に代えて、位相ズレ量の 2 次元分布 (\times , y) を x 軸に沿って積分することにより位相コントラスト画像を生成しても良いことは言うまでもない。屈折角の 2 次元分布 (\times , y) や位相ズレ量の 2 次元分布 (\times , y) は、位相シフト分布 (\times , y) の微分値に対応するものであるため、いずれも位相微分像である。

20

【 0 1 2 1 】

以上説明した縞走査、及び位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置 2 1 から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置 2 0 の制御に基づいて各部が連係動作し、自動的に行われ、最終的に被検体 H の位相コントラスト画像がモニタ 2 4 に表示される。

【 0 1 2 2 】

以上のように、本実施形態によれば、第 1 の吸收型格子 3 1 から第 2 の吸收型格子 3 2 までの距離 L_2 を任意の値とすることができます、該距離 L_2 を、タルボ干渉計での最小のタルボ干渉距離より小さく設定することが可能となるため、撮影部 1 2 を薄型化することができる。また、本実施形態では、第 1 の吸收型格子 3 1 で殆どの X 線を回折させずに幾何光学的に投影するため、照射 X 線には、高い空間的可干渉性は要求されず、医療分野で用いられている一般的な X 線源を用いることができる。さらに、本実施形態では、G 1 像には、照射 X 線のほぼすべての波長成分が寄与し、位相コントラスト画像の検出感度が向上するため、画質の向上を図ることができる。

30

【 0 1 2 3 】

また、本実施形態のように位相コントラスト画像の立位撮影を可能とすることにより、従来の X 線画像撮影装置では描出が難しかった胸部肺野での淡い腫瘍や、縦隔、横隔膜といった軟部組織の重なった腫瘍や血管を描出することが可能となり、より詳細な診断が可能になる。さらに、頸椎、胸腰椎や膝関節など、被検体 H に自然な荷重がかかった状態で位相コントラスト画像が撮影できるので、詳細な病態の把握が可能になる。

40

【 0 1 2 4 】

(第 2 実施形態)

図 1 5 は、本発明の第 2 実施形態に係る X 線撮影システム 6 0 を示す。この X 線撮影システム 6 0 は、被検体 (患者) H を臥位状態で撮影する X 線診断装置であって、X 線源 1 1 及び撮影部 1 2 の他に、被検体 H を寝載するベッド 6 1 を備える。X 線源 1 1 及び撮影部 1 2 は、上記第 1 実施形態のものと同様の構成であるため、各構成要素には、第 1 実施形態と同一の符号を付している。以下、第 1 実施形態との差異についてのみ説明する。その他の構成及び作用については、上記第 1 実施形態と同様であるため説明は省略する。

【 0 1 2 5 】

50

本実施形態では、撮影部12は、被検体Hを介してX線源11に対向するように、天板62の下面側に取り付けられている。一方のX線源11は、X線源保持装置14によって保持されており、X線源11の角度変更機構(図示せず)によりX線照射方向が下方向とされている。X線源11は、この状態で、ベッド61の天板62に寝載された被検体HにX線を照射する。X線源保持装置14は、支柱部14bの伸縮によりX線源11の上下動を可能とするため、この上下動により、X線焦点18bからFPD30の検出面までの距離Lを調整することができる。

【0126】

前述のように、撮影部12は、第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間の距離L₂を短くすることができ、薄型化が可能であるため、ベッド61の天板62を支持する脚部63を短くし、天板62の位置を低くすることができる。例えば、撮影部12を薄型化し、天板62の位置を、被検体(患者)Hが容易に腰掛けられる程度の高さ(例えば、床上40cm程度)とすることが好ましい。また、天板62の位置を低くすることは、X線源11から撮影部12までの十分な距離を確保するうえでも好ましい。

10

【0127】

なお、上記X線源11と撮影部12との位置関係とは逆に、X線源11をベッド61に取り付け、撮影部12を天井側に設置することで、被検体Hの臥位撮影を行うことも可能である。

【0128】

本実施形態のように位相コントラスト画像の臥位撮影を可能とすることにより、被検体Hの撮影肢位が難しい腰椎、股関節等の撮影が可能になる。また、ベッド61に被検体Hを固定するための適切な固定具を用いることにより、体動による位相コントラスト画像の劣化を低減することが可能になる。

20

【0129】

(第3実施形態)

図16及び図17は、本発明の第3実施形態に係るX線撮影システム70を示す。このX線撮影システム70は、被検体(患者)Hを立位状態及び臥位状態で撮影することを可能とするX線診断装置であって、X線源11及び撮影部12が、旋回アーム71によって保持されている。この旋回アーム71は、基台72に旋回可能に連結されている。X線源11及び撮影部12は、上記第1実施形態のものと同様の構成であるため、各構成要素には、第1実施形態と同一の符号を付している。以下、第1実施形態との差異についてのみ説明する。その他の構成及び作用については、上記第1実施形態と同様であるため説明は省略する。

30

【0130】

旋回アーム71は、ほぼU字状の形状をしたU字状部71aと、このU字状部71aの一端に接続された直線状の直線状部71bとからなる。U字状部71aの他端には、撮影部12が取り付けられている。直線状部71bには、その延伸方向に沿って第1の溝73が形成されており、この第1の溝73に、X線源11が摺動自在に取り付けられている。X線源11と撮影部12とは対向しており、X線源11を第1の溝73に沿って移動させることにより、X線焦点18bからFPD30の検出面までの距離を調整することができる。

40

【0131】

また、基台72には、上下方向に延伸した第2の溝74が形成されている。旋回アーム71は、U字状部71aと直線状部71bとの接続部に設けられた連結機構75により、第2の溝74に沿って上下方向に移動自在となっている。また、旋回アーム71は、連結機構75により、y方向に沿う回転軸Cを中心として旋回可能となっている。図16に示す立位撮影状態から、旋回アーム71を、回転軸Cを中心として時計回りに90°回動させるとともに、被検体Hを寝載するベッド(図示せず)の下に撮影部12を配置することで、臥位撮影が可能となる。なお、旋回アーム71は、90°の回動に限られず、任意の角度の回動を行うことができ、立位撮影(水平方向)及び臥位撮影(上下方向)以外の方

50

向での撮影が可能である。

【0132】

本実施形態では、旋回アーム71でX線源11及び撮影部12を保持しているため、上記第1及び第2実施形態と比べて、X線源11から撮影部12までの距離を容易かつ精度よく設定することができる。

【0133】

なお、本実施形態では、U字状部71aに撮影部12を配設し、直線状部71bにX線源11を配設しているが、いわゆるCアームを用いたX線診断装置のように、Cアームの一端に撮影部12を配設し、他端にX線源11を配設するようにしてもよい。

【0134】

10

(第4実施形態)

次に、本発明をマンモグラフィ(X線乳房撮影)に適用した例を示す。図18及び図19に示すマンモグラフィ装置80は、被検体として乳房Bの位相コントラスト画像を撮影する装置である。マンモグラフィ装置80は、基台(図示せず)に対して旋回可能に連結された支持部81の一端に配設されたX線源収納部82と、支持部81の他端に配設された撮影台83と、撮影台83に対して上下方向に移動可能に構成された圧迫板84とを備える。

【0135】

20

X線源収納部82にはX線源11が収納されており、撮影台83には撮影部12が収納されている。X線源11と撮影部12とは、互いに対向するように配置されている。圧迫板84は、移動機構(図示せず)により移動し、撮影台83との間で乳房Bを挟み込んで圧迫する。この圧迫状態で、上記したX線撮影が行われる。

【0136】

なお、X線源11及び撮影部12は、上記第1実施形態のものと同様の構成であるため、各構成要素には、第1実施形態と同一の符号を付している。その他の構成及び作用については、上記第1実施形態と同様であるため説明は省略する。

【0137】

(第5実施形態)

30

次に、上記マンモグラフィ装置の変形例を示す。図20に示すマンモグラフィ装置90は、第1の吸収型格子31がX線源11と圧迫板84との間に配設されている点のみが上記第4実施形態のマンモグラフィ装置80と異なる。第1の吸収型格子31は、支持部81に接続された格子収納部91に収納されている。撮影部92は、第1の吸収型格子31を備えず、FPD30、第2の吸収型格子32、及び走査機構33により構成されている。

【0138】

このように、被検体(乳房)Bが第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間に位置する場合であっても、第2の吸収型格子32の位置に形成されるG1像が被検体Bにより変形する。したがって、この場合でも、被検体Bに起因して強度変調信号にズレが生じるため、前述した原理で被検体Bの位相コントラスト画像を得ることができる。

【0139】

40

本実施形態では、第1の吸収型格子31による遮蔽により、線量がほぼ半減したX線が被検体Bに照射されることになるため、被検体Bの被曝量を、上記第4実施形態の場合の約半分に低減することができる。なお、本実施形態のように、第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間に被検体を配置することは、マンモグラフィ装置に限られず、他のX線撮影システムに適用することが可能である。

【0140】

(第6実施形態)

次に、図21において、被検体Bの拡大撮影を可能とするマンモグラフィ装置100を示す。マンモグラフィ装置100は、X線源収納部82と撮影部12とを連動して移動させる連動移動機構101を備える。連動移動機構101は、前述の制御装置20により制

50

御され、X線源11、第1及び第2の吸収型格子31, 32、FPD30の相対的位置を同一に保ったまま、X線源収納部82と撮影部12とをz方向に移動させる。

【0141】

被検体Bの位置は撮影台83と圧迫板84とにより固定されている。X線源収納部82と撮影部12を下方向に移動させることにより、被検体BがX線源11に近づき、被検体Bが拡大撮影される。この拡大率は、前述の入力装置21から入力可能である。入力装置21から拡大率が入力されると、制御装置20は、連動移動機構101を制御し、被検体Bから撮影台83までの間の距離が、拡大率に応じた距離となるように、X線源収納部82と撮影部12とを移動させる。

【0142】

例えば、乳がんの診断では、石灰化や腫瘍、乳腺構造との配置関係が重要であり、疑わしい病変をより精密に診断したい場合には、画像の分解能を高める必要があるため、本実施形態のマンモグラフィ装置100を用いた拡大撮影が有効である。その他の構成及び作用については、上記第4実施形態と同様であるため説明は省略する。

【0143】

(第7実施形態)

次に、図22において、被検体Bの拡大撮影を可能とする別実施形態のマンモグラフィ装置110を示す。マンモグラフィ装置110は、FPD30をz方向に移動させるFPD移動機構111を備える。FPD30をX線源11から遠ざけるほど、FPD30に入射する像が広がり、被検体Bが拡大撮影される。FPD移動機構111は、前述の制御装置20により制御され、前述の入力装置21から入力される拡大率に応じた位置にFPD30を移動させる。その他の構成及び作用については、上記第4実施形態と同様であるため説明は省略する。

【0144】

(第8実施形態)

図23は、本発明の第8実施形態に係るX線撮影システム120を示す。このX線撮影システム120は、X線源121のコリメータユニット122に、マルチスリット123を配設した点が、上記第1実施形態のX線撮影システム10と異なる。その他の構成については、第1実施形態と同一であるので説明は省略する。

【0145】

第1実施形態では、X線源11からFPD30までの距離を、一般的な病院の撮影室で設定されるような距離(1m~2m)とした場合に、X線焦点18bの焦点サイズ(一般的に0.1mm~1mm程度)によるG1像のボケが影響し、位相コントラスト画像の画質の低下をもたらす恐れがある。そこで、X線焦点18bの直後にピンホールを設置して実効的に焦点サイズを小さくすることが考えられるが、実効的な焦点サイズを縮小するためにピンホールの開口面積を小さくすると、X線強度が低下してしまう。本実施形態では、この課題を解決するために、X線焦点18bの直後にマルチスリット123を配置する。

【0146】

マルチスリット123は、撮影部12に設けられた第1及び第2の吸収型格子31, 32と同様な構成の吸収型格子(第3の吸収型格子)であり、一方向(y方向)に延伸した複数のX線遮蔽部が、第1及び第2の吸収型格子31, 32のX線遮蔽部31b, 32bと同一方向(x方向)に周期的に配列されている。このマルチスリット123は、X線焦点18bから放射される放射線を部分的に遮蔽することにより、x方向に関する実効的な焦点サイズを縮小して、x方向に多数の点光源(分散光源)を形成する。本実施形態では、z方向に関して、マルチスリット123の位置がX線焦点位置となる。

【0147】

このマルチスリット123の格子ピッチ p_3 は、マルチスリット123から第1の吸収型格子31までの距離を L_3 として、次式(17)を満たすように設定する必要がある。

【0148】

10

20

30

40

50

【数17】

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} p_2 \quad \cdots \quad (17)$$

【0149】

また、本実施形態では、実質的にマルチスリット123の位置がX線焦点位置となるため、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 及び間隔 d_2 は、次式(18)及び(19)の関係を満たすように決定される。 10

【0150】

【数18】

$$p_2 = \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \cdots \quad (18)$$

20

【0151】

【数19】

$$d_2 = \frac{L_3 + L_2}{L_3} d_1 \quad \cdots \quad (19)$$

30

【0152】

また、本実施形態では、FPD30の検出面におけるx方向の有効視野の長さ V を確保するには、マルチスリット123からFPD30の検出面までの距離を L' とすると、第1及び第2の吸収型格子31, 32のX線遮蔽部31b, 32bの厚み h_1, h_2 は、次式(20)及び(21)を満たすように決定される。

【0153】

【数20】

40

$$h_1 \leq \frac{L'}{V/2} d_1 \quad \cdots \quad (20)$$

【0154】

【数21】

$$h_2 \leq \frac{L'}{V/2} d_2 \quad \cdots (21)$$

10

【0155】

上記式(17)は、マルチスリット123により分散形成された各点光源から射出されたX線の各G1像が、第2の吸収型格子32の位置で一致する(重なり合う)ための幾何学的な条件である。本実施形態では、マルチスリット123により形成される複数の点光源に基づくG1像が重ね合わせられるため、X線強度を低下させずに、位相コントラスト画像の画質を向上させることができる。

【0156】

なお、以上説明したマルチスリット123は、第1実施形態に限られず、上記いずれの実施形態においても適用可能である。

【0157】

20

(第9実施形態)

また、上記第1実施形態では、前述したように、位相コントラスト画像は、第1及び第2の吸収型格子31, 32のX線遮蔽部31b, 32bの周期配列方向(x方向)のX線の屈折成分に基づくものであり、X線遮蔽部31b, 32bの延伸方向(y方向)の屈折成分は含んでいない。このため、被検体Hの形状と向きによっては描出できない部位が存在する。例えば、関節軟骨の荷重面の方向をy方向に合わせると、荷重面に垂直な形状を有する軟骨周辺組織(腱や韌帯など)は描出が不十分になると考えられる。被検体Hを動かすことにより、描出が不十分な部位を再度撮影することは可能ではあるが、被検体H及び術者の負担が増えることに加え、再度撮影した画像との位置再現性を担保することが難しいといった問題がある。

30

【0158】

そこで、第9実施形態として、図24に示すように、第1及び第2の吸収型格子31, 32の格子面の中心に直交する仮想線(X線の光軸A)を中心として、第1及び第2の吸収型格子31, 32を、図24(a)に示す第1の向き(X線遮蔽部31b, 32bの延伸方向がy方向に沿う方向)から一体的に90°回転させて、図24(b)に示す第2の向き(X線遮蔽部31b, 32bの延伸方向がx方向に沿う方向)とする格子回転機構130を設け、第1の向きと第2の向きとのそれぞれにおいて上記と同様な動作及び処理を行ない、位相コントラスト画像を生成するように構成することも好適である。

【0159】

40

なお、この格子回転機構130は、FPD30とは別に第1及び第2の吸収型格子31, 32のみを一体的に回転させるものであってもよいし、第1及び第2の吸収型格子31, 32とともにFPD30を一体的に回転させるものであってもよい。また、この回転は、90°に限られず、任意の角度としてよい。さらに、格子回転機構130を用いた第1及び第2の向きにおける位相コントラスト画像の生成は、第1実施形態に限られず、上記いずれの実施形態においても適用可能である。

【0160】

(第10実施形態)

また、上記第1実施形態の第1及び第2の吸収型格子31, 32は、X線遮蔽部31b, 32bの周期配列方向が直線状(すなわち、格子面が平面状)となるように構成されているが、これに代えて、図25に示すように、格子面を曲面状に凹面化した第1及び第2

50

の吸収型格子 140, 141 を用いることも好適である。

【0161】

第1の吸収型格子 140 は、X線透過性でかつ湾曲した基板 140a の表面に、複数の X 線遮蔽部 140b が所定のピッチ p_1 で周期的に配列されている。各 X 線遮蔽部 140b は、第1実施形態と同様に y 方向に直線状に延伸しており、第1の吸収型格子 140 の格子面は、X 線焦点 18b を通り X 線遮蔽部 140b の延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面に沿った形状となっている。同様に、第2の吸収型格子 141 は、X 線透過性でかつ湾曲した基板 141a の表面に、複数の X 線遮蔽部 141b が所定のピッチ p_2 で周期的に配列されている。各 X 線遮蔽部 141b は、y 方向に直線状に延伸しており、第2の吸収型格子 141 の格子面は、X 線焦点 18b を通り X 線遮蔽部 141b の延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面に沿った形状となっている。10

【0162】

X 線焦点 18b から第1の吸収型格子 140 までの距離を L_1 、第1の吸収型格子 140 から第2の吸収型格子 141 までの距離を L_2 とした場合に、格子ピッチ p_2 及び間隔 d_2 は、上記式(1)の関係を満たすように決定される。第1の吸収型格子 140 のスリット部の開口幅 d_1 と第2の吸収型格子 141 のスリット部の開口幅 d_2 は、上記式(2)の関係を満たすように決定される。

【0163】

このように、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 の格子面を円筒面状とすることにより、X 線焦点 18b から照射される X 線は、被検体 H が存在しない場合、すべて格子面に垂直に入射することになるため、本実施形態では、X 線遮蔽部 140b の厚み h_1 と X 線遮蔽部 141b の厚み h_2 との上限の制約がなく、上記式(5)及び(6)を考慮する必要がない。20

【0164】

また、本実施形態では、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 のいずれか一方を、X 線焦点 18b を中心として、格子面(円筒面)に沿った方向に移動させることにより、前述の縞走査を行う。さらに、本実施形態では、検出面が円筒面状の FPD142 を用いることが好ましい。同様に、FPD142 の検出面は、X 線焦点 18b を通り y 方向に延びる直線を中心軸とする円筒面状とする。

【0165】

本実施形態の第1及び第2の吸収型格子 140, 141 及び FPD142 は、第1実施形態に限られず、上記いずれの実施形態においても適用可能である。さらに、第8実施形態で説明したマルチスリット 123 を、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 と同様な形状とすることも好適である。30

【0166】

なお、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 は、それぞれ複数の平面状の小格子を接合することにより構成されたものであってよい。また、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 の基板 140a, 141a は、可撓性を有するものであってよい。

【0167】

また、FPD142 を可撓性とし、X 線焦点 18b から FPD142 の検出面までの距離(SID)を変化させる SID 変更機構、及び SID に応じて曲率を変化させる曲率調整機構を設けることも好ましい。例えば、前述の入力装置 21 から SID の値を入力可能とする。制御部 20 は、入力された SID の値に基づいて SID 変更機構及び曲率調整機構を制御し、X 線焦点 18b または FPD142 の位置を調整するとともに、検出面に対する X 線の入射角度がほぼ垂直となるように FPD142 の曲率を変化させる。40

【0168】

さらに、上記 SID 変更機構による SID の変更に伴って、距離 L_1 , L_2 が変化する場合には、距離 L_1 , L_2 に応じて第1及び第2の吸収型格子 140, 141 の曲率を変化させる機構を設けることも好ましい。ただし、距離 L_1 , L_2 の変化が大きい場合には、第1及び第2の吸収型格子 140, 141 を変化させても格子ピッチ p_1 , p_2 が対応50

しきれないため、第1及び第2の吸収型格子140, 141を適切な曲率及び格子ピッチ p_1, p_2 を有するものと交換自在とすることも好ましい。

【0169】

(第11実施形態)

上記第10実施形態では、基板140a, 141aの湾曲方向に直交する方向にX線遮蔽部140b, 141bを配設することにより第1及び第2の吸収型格子140, 141をそれぞれ構成しており、これによりX線遮蔽部140b, 141bの厚みの制約を排除するという効果を得ているが、図26に示すように、基板150a, 151aの湾曲方向に沿ってX線遮蔽部150b, 151bを配設する（すなわち、X線遮蔽部150b, 151bを湾曲させる）ことにより第1及び第2の吸収型格子150, 151をそれぞれ構成することも好ましい。10

【0170】

上記第10実施形態では、第1及び第2の吸収型格子140, 141の相対走査を、X線焦点18bを中心とした円軌道とする必要があったが、本実施形態では、走査方向は、湾曲方向に直交する方向（x方向）、すなわち直線軌道でよい。このため、走査機構は、ガイドレールにパルスモータ等のアクチュエータを用いた簡易な機構で実現可能である。その他の構成及び作用については、上記第10実施形態と同様であるため説明は省略する。20

【0171】

(第12実施形態)

また、上記各実施形態では、第2の吸収型格子がFPDとは独立して設けられているが、特開平2009-133823号公報に開示されたFPDを用いることにより、第2の吸収型格子を排することができる。このFPDは、X線を電荷に変換する変換層と、変換層において変換された電荷を収集する電荷収集電極とを備えた直接変換型のFPDにおいて、各画素の電荷収集電極が、一定の周期で配列された線状電極を互いに電気的に接続してなる複数の線状電極群を、互いに位相が異なるように配置することにより構成されている。電荷収集電極が特許請求の範囲に記載の強度変調手段を構成している。20

【0172】

図27において、本実施形態のFPD160は、x方向及びy方向に沿って一定のピッチで2次元配列された画素161を備え、各画素161は、X線を電荷に変換する変換層によって変換された電荷を収集するための電荷収集電極162を有する。電荷収集電極162は、第1～第6の線状電極群163～168から構成されており、各線状電極群の線状電極の配列周期の位相は $\pi/3$ ずつずれている。具体的には、第1の線状電極群163の位相を0とすると、第2の線状電極群164の位相は $\pi/3$ 、第3の線状電極群165の位相は $2\pi/3$ 、第4の線状電極群166の位相は π 、第5の線状電極群167の位相は $4\pi/3$ 、第6の線状電極群168の位相は $5\pi/3$ である。30

【0173】

第1～第6の線状電極群163～168はそれぞれ、y方向に延伸した線状電極をx方向に所定のピッチ p_2 で周期的に配列したものである。40

【0174】

さらに、各画素161には、電荷収集電極162により収集された電荷を読み出すためのスイッチ群169が設けられている。スイッチ群169は、第1～第6の線状電極群163～168のそれぞれに設けられたTFTスイッチからなる。第1～第6の線状電極群163～168により収集された電荷を、スイッチ群169を制御してそれぞれ個別に読み出すことによって、一度の撮影により、互いに位相の異なる6種類のG2像に基づく画像（縞画像）を取得することができ、この6種類の縞画像に基づいて位相コントラスト画像を生成することができる。40

【0175】

本実施形態のFPD160を用いることにより、撮像部から第2の吸収型格子が不要となるため、コスト削減とともに、撮像部のさらなる薄型化を図ることができる。また、本50

実施形態では、一度の撮影で位相の異なる複数の縞画像を取得することができるため、縞走査のための物理的な走査が不要となり、上記走査機構を排することができる。なお、電荷収集電極の構成として、上記構成以外に、特開平2009-133823号公報に記載のその他の構成を用いることも可能である。

【0176】

(第13実施形態)

また、上記各実施形態では、X線源と撮影部とを位置決めして一連の撮影を行うことにより、1枚の位相コントラスト画像を得ているが、X線源と撮影部とを、X線の光軸Aに直交するいずれかの方向に平行移動させながら、上記一連の撮影を複数回行うことにより、互いに一部が重複した複数の位相コントラスト画像を得るように構成してもよい。この場合には、得られた複数の位相コントラスト画像を繋ぎ合わせることにより、FPDの検出面のサイズより大きい長尺画像を生成することが可能である。10

【0177】

例えば、第1実施形態で示した立位撮影のX線撮影システム10では、図28に示すように、X線源保持装置14と立位スタンド15とを制御し、X線源11と撮影部12とを連動させて上下動させることにより、X線の光軸Aに直交するx方向への平行移動が可能である。第3実施形態の場合には、基台72の溝74に沿って旋回アーム71を上下動させることにより上記平行移動が可能である。その他の第2実施形態、第4実施形態、第5実施形態の構成の場合には、X線源と撮影部とを平行移動させる機構がないため、上記のように光軸Aに直交する方向に平行移動させる機構を設ければよい。20

【0178】

さらに、X線源と撮影部とをx方向及びy方向の2方向に2次元移動させて撮影を行うことにより、位相コントラスト画像が2次元方向に繋ぎ合わされた長尺画像を生成することも好ましい。

【0179】

(第14実施形態)

また、上記各実施形態では、2次元の位相コントラスト画像を取得する例を示している。位相コントラスト画像は、従来のX線撮影では描出が難しかった筋腱、血管等の軟部組織の描出を可能とするが、2次元画像では、これらが描出されることによって障害陰影が生じることが考えられる。30

【0180】

そこで、障害陰影を分離し正確な診断や読影を可能とするように、本発明を、3次元画像を取得するX線位相CT装置に適用することも好ましい。具体的には、図29に示すように、X線源11と撮影部21との間に配置された被検体Hに対して、X線源11及び撮影部21を同図の矢印方向に一体的に回転させる回転移動機構170を設け、この回転移動機構170による複数の回転角度で撮影部21により得られた被検体Hの複数の位相コントラスト画像に基づいて、3次元画像構成部171により被検体Hの3次元画像を構成する。

【0181】

複数の画像に基づいて3次元画像を構成する方法については、従来のX線CT装置と同様である。なお、本実施形態においても、第5実施形態と同様に、被検体Hを第1の吸収型格子と第2の吸収型格子との間に配置してもよい。また、X線源11に代えて、第8実施形態のX線源121を用いてもよい。さらに、第12実施形態のFPD160を用い、1度の撮影で1枚の位相コントラスト画像が得られるようにすることも好ましい。40

【0182】

(第15実施形態)

また、上記障害陰影を分離し正確な診断や読影を可能とするように、本発明を、立体視が可能なスレテオ画像を取得するステレオ撮影装置に適用することも好ましい。具体的には、図30に示すように、被検体H及び撮影部21に対するX線源11の位置を同図の矢印方向(y方向)に変更する位置変更機構180を設け、この位置変更機構180により50

変更された第1及び第2の位置で撮影部21により得られた被検体Hの2枚の位相コントラスト画像に基づいて、ステレオ画像構成部181により被検体Hのステレオ画像を構成する。

【0183】

上記第1及び第2の位置において、X線源11のX線照射領域が撮影部21の受像部41に一致するように、コリメータ19aを調整することが好ましい。また、上記第1の位置と第2の位置とで、X線源11の角度を変化させる（いわゆる首振りを行なう）ことで、X線照射領域を受像部41に合わせることも好ましい。

【0184】

2枚の画像に基づいてステレオ画像を構成する方法については、従来のステレオ撮影装置と同様である。なお、本実施形態においても、第5実施形態と同様に、被検体Hを第1の吸収型格子と第2の吸収型格子との間に配置してもよい。また、X線源11に代えて、第8実施形態のX線源121を用いてもよい。さらに、第12実施形態のFPD160を用い、1度の撮影で1枚の位相コントラスト画像が得られるようにすることも好ましい。

【0185】

なお、本実施形態では、X線源11の位置をy方向（第1及び第2の吸収格子のX線遮蔽部の延伸方向）沿って変更しているため、X線源11の位置変更に伴うX線のケラレが生じないといった利点がある。

【0186】

（第16実施形態）

従来のX線画像診断学は吸収画像に基づいている。位相コントラスト画像でこれまで描出が難しかった画像が得られるとはいえ、位相コントラスト画像と対応して吸収画像が参照できることは読影の助けになる。例えば、吸収画像と位相コントラスト画像を重み付けや階調、周波数処理などの適当な処理によって重ね合わせることにより吸収画像で表現できなかった部分を位相コントラスト画像の情報で補うことは有効である。しかし、位相コントラスト画像とは別に吸収画像を撮影することは、位相コントラスト画像の撮影と吸収画像の撮影の間の撮影肢位のズレによって良好な重ね合わせを困難にするのに加え、撮影回数が増えることにより被検体の負担となる。また、近年、位相コントラスト画像や吸収画像の他に、小角散乱画像が注目されている。小角散乱画像は、被検体組織内部の微細構造に起因する組織性状を表現可能であり、例えば、ガンや循環器疾患といった分野での新しい画像診断のための表現方法として期待されている。

【0187】

本実施形態では、図31に示すように、位相コントラスト画像のために取得した複数枚の画像から、吸収画像や小角散乱画像を生成することも可能とする演算処理部190を用いる。演算処理部190は、位相コントラスト画像生成部191、吸収画像生成部192、小角散乱画像生成部193が構成されている。これらは、いずれも $k = 0, 1, 2, \dots, M - 1$ のM個の各走査位置で得られる画像データに基づいて演算処理を行う。このうち、位相コントラスト画像生成部191は、前述の手順に従って位相コントラスト画像を生成する。

【0188】

吸収画像生成部192は、画素ごとに得られる画素データ $I_k(x, y)$ を、図32に示すように、 k について平均化して平均値を算出して画像化することにより吸収画像を生成する。なお、平均値の算出は、画素データ $I_k(x, y)$ を k について単純に平均化することにより行なっても良いが、 M が小さい場合には誤差が大きくなるため、画素データ $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の平均値を求めるようにしてもよい。また、吸収画像の生成には、平均値に限られず、平均値に対応する量であれば、画素データ $I_k(x, y)$ を k について加算した加算値等を用いることが可能である。

【0189】

小角散乱画像生成部193は、画素ごとに得られる画素データ $I_k(x, y)$ の振幅値

10

20

30

40

50

を算出して画像化することにより小角散乱画像を生成する。なお、振幅値の算出は、画素データ $I_k(x, y)$ の最大値と最小値との差を求ることによって行なっても良いが、Mが小さい場合には誤差が大きくなるため、画素データ $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の振幅値を求めるようにしても良い。また、小角散乱画像の生成には、振幅値に限らず、平均値を中心としたばらつきに対応する量として、分散値や標準偏差等を用いることが可能である。

【0190】

(第17実施形態)

また、上記第1実施形態では、コーンビーム状のX線を発するX線源11を用いた場合を例示しているが、これに代えて、平行X線を発するX線源を用いることも可能である。この場合には、上記式(1)～(4)は、それぞれ次式(22)～(25)に変形される。

【0191】

【数22】

$$p_2 = p_1 \quad \cdots \quad (22)$$

10

20

【数23】

$$d_2 = d_1 \quad \cdots \quad (23)$$

【数24】

30

$$Z = m \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \cdots \quad (24)$$

【数25】

40

$$L_2 < \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \cdots \quad (25)$$

【0192】

また、上記各実施形態では、第1の吸収型格子から第2の吸収型格子までの距離 L_2 を最小のタルボ干渉距離より小さくしているが、本発明はこれに限定されず、距離 L_2 を、

50

最小のタルボ干渉距離以上としてもよく、さらにはタルボ干渉距離と等しく設定してもよい。本発明は、第1の吸収型格子でX線を回折させずに投影する構成であり、距離 L_2 が大きくなるにつれて変位量 \times (図9参照)が大きくなるため、距離 L_2 を大きくすることにより、X線の屈折角 θ を高精度に検出することができる。

【0193】

また、上記各実施形態では、縞走査法により位相微分像を求めていたが、本発明はこれに限らず、国際公開WO2010/050483に記載されたフーリエ変換法により位相微分像を求めるよう構成してもよい。この場合には、モアレ縞を検出するために、モアレ縞と直交する方向への画素の配列ピッチ及び画素サイズ(X線受光領域のサイズ)がモアレ周期と異なる必要がある。

10

【0194】

以上説明した各実施形態は、本発明を医療診断用の装置に適用したものであるが、本発明は医療診断用途に限らず、工業用や、非破壊検査等のその他の放射線検出装置に適用することが可能である。また、放射線として、X線以外にガンマ線等を用いることも可能である。

【符号の説明】

【0195】

10 X線撮影システム

18 a 回転陽極

20

18 b X線焦点

19 a コリメータ

30 フラットパネル検出器(FPD)

31 第1の吸収型格子

31 a 基板

31 b X線遮蔽部

32 第2の吸収型格子

32 a 基板

32 b X線遮蔽部

40 画素

40 a X線受光領域

30

63 脚部

71 a U字状部

71 b 直線状部

75 連結機構

103 マルチスリット(第3の格子)

110 第1の吸収型格子

110 a 基板

110 b X線遮蔽部

111 第2の吸収型格子

111 a 基板

111 b X線遮蔽部

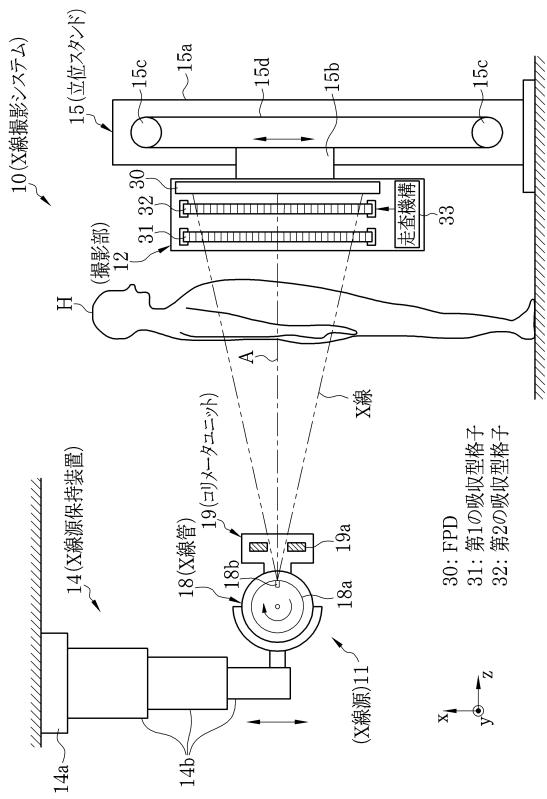
112 フラットパネル検出器(FPD)

163～168 第1～第6の線状電極群

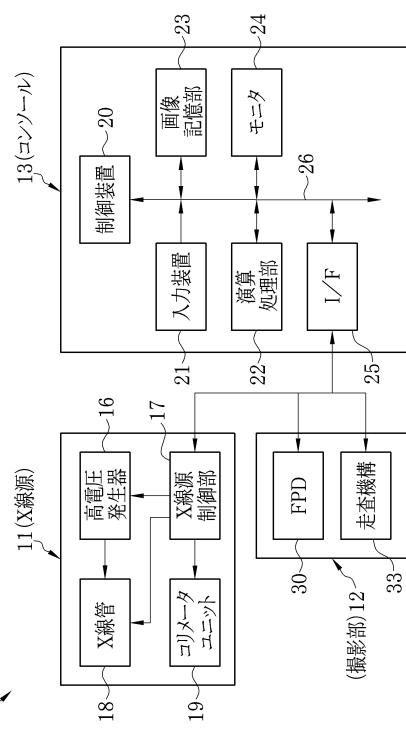
169 スイッチ群

40

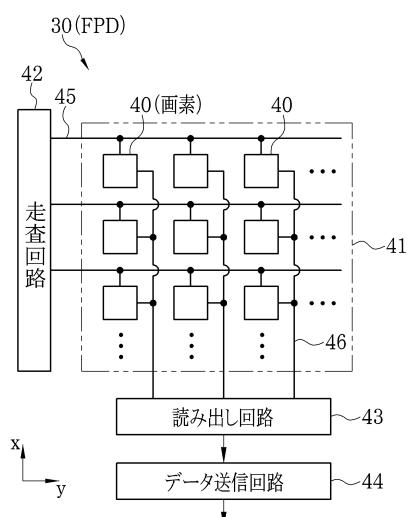
【図1】



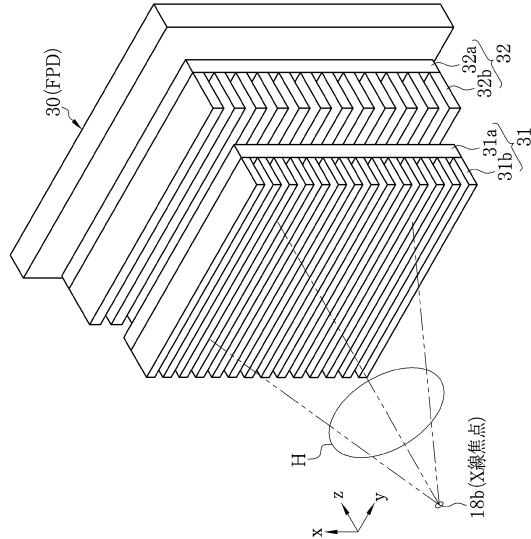
【図2】



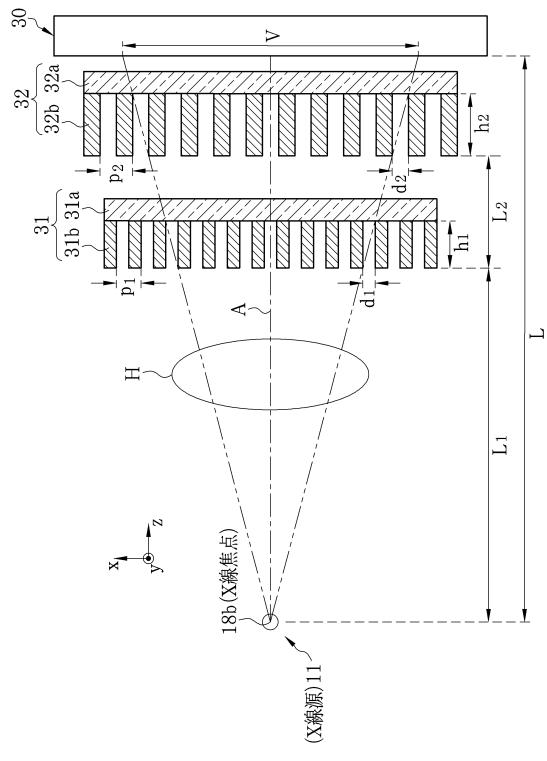
【図3】



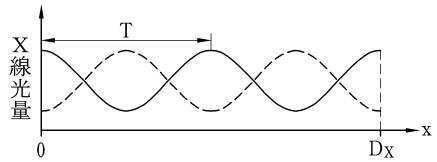
【図4】



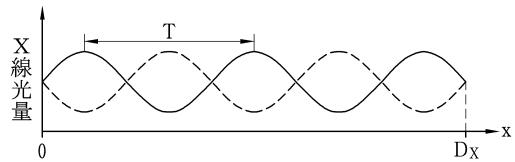
【図 5】



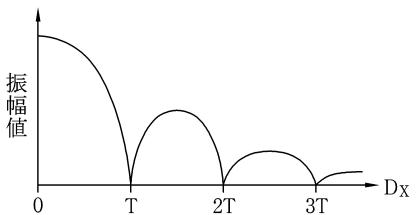
【図 8】



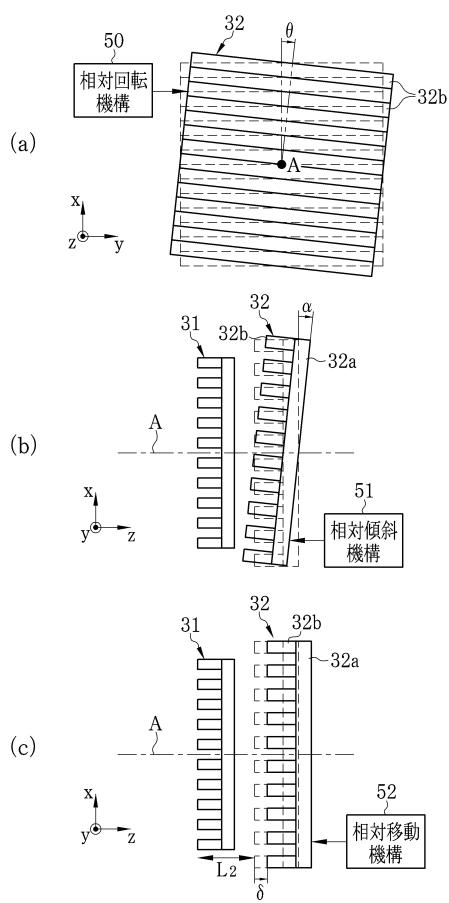
【図 9】



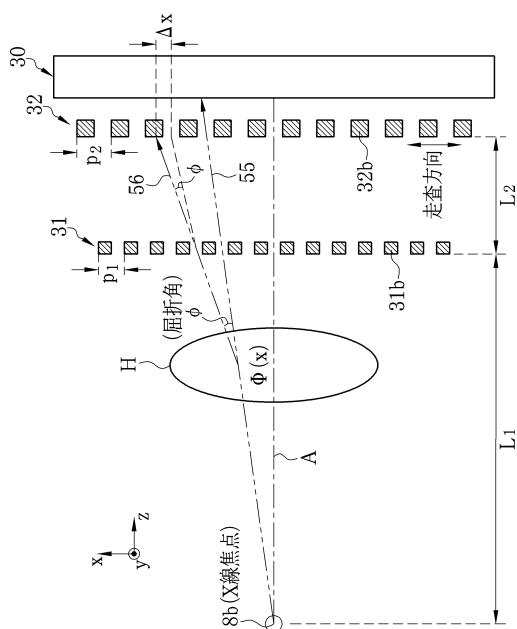
【図 10】



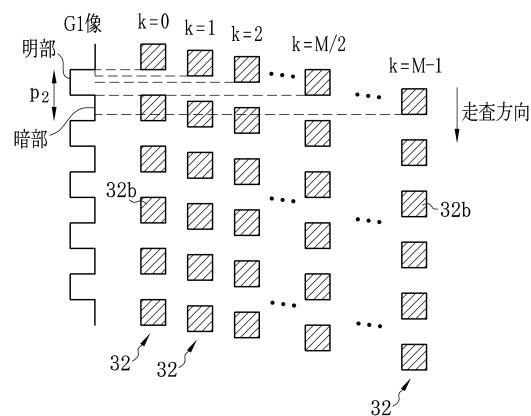
【図 11】



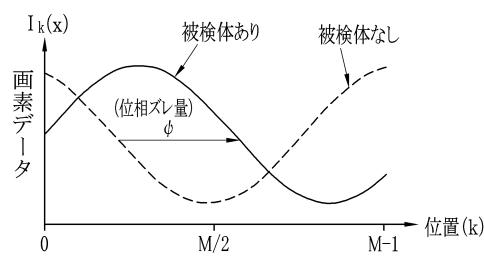
【図 12】



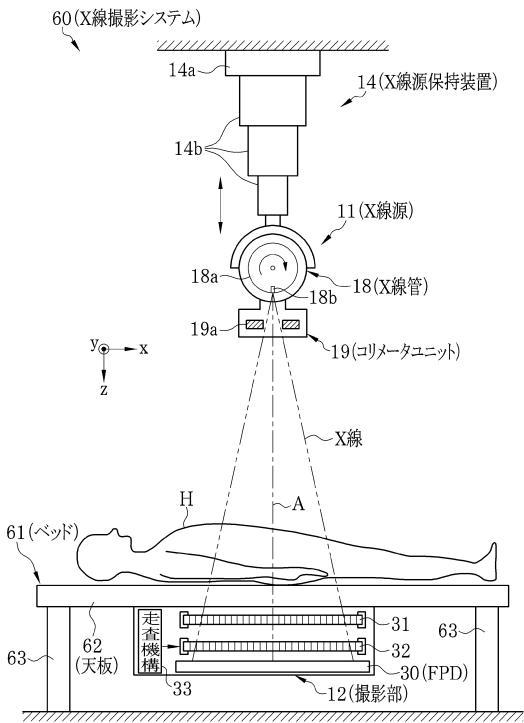
【図13】



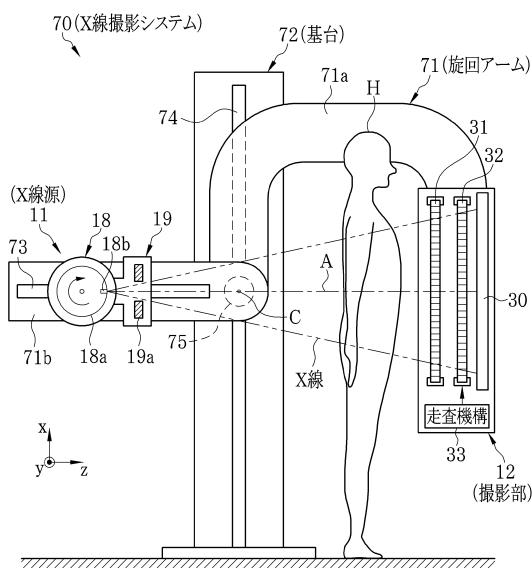
【図14】



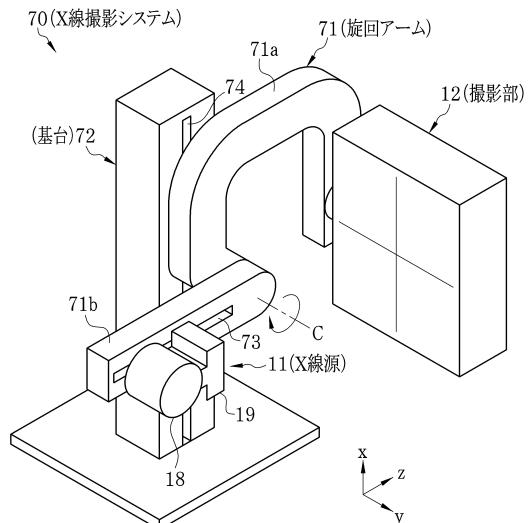
【図15】



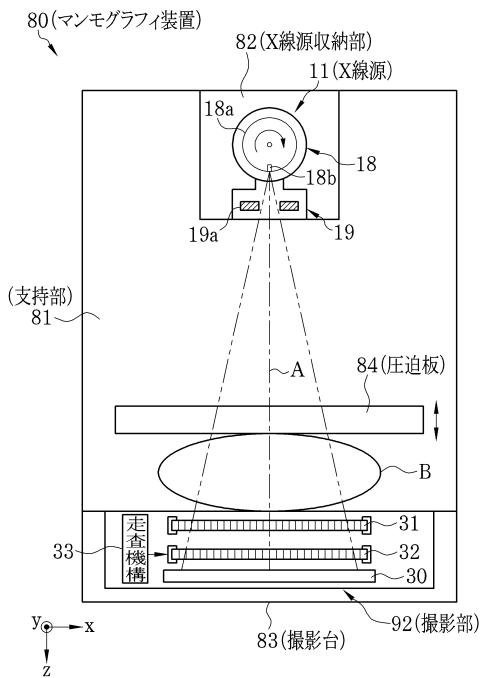
【図16】



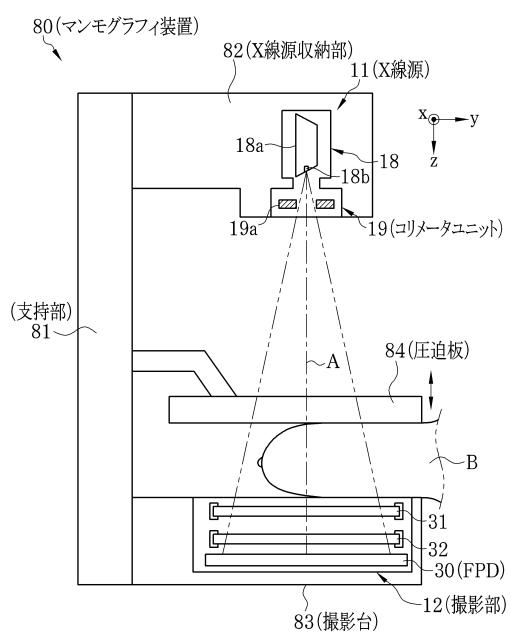
【図17】



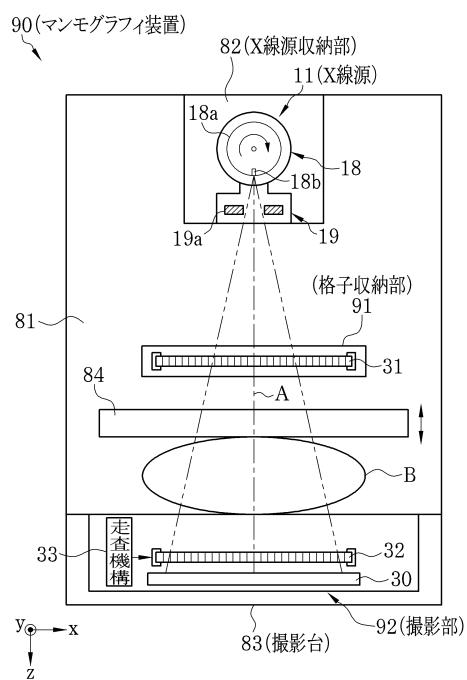
【図18】



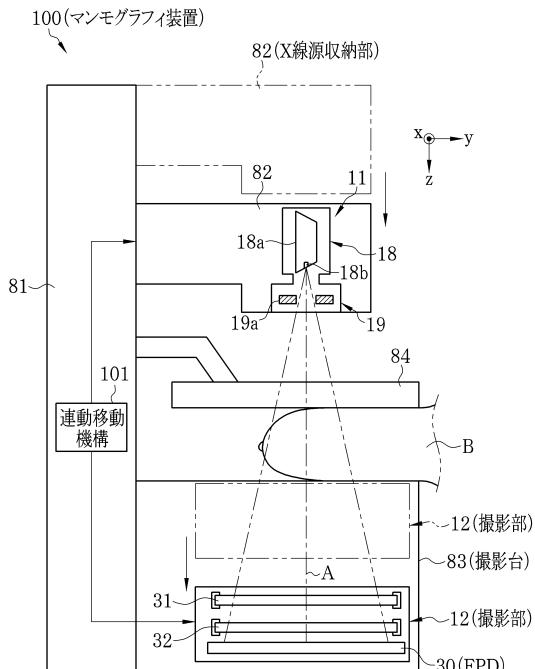
【図19】



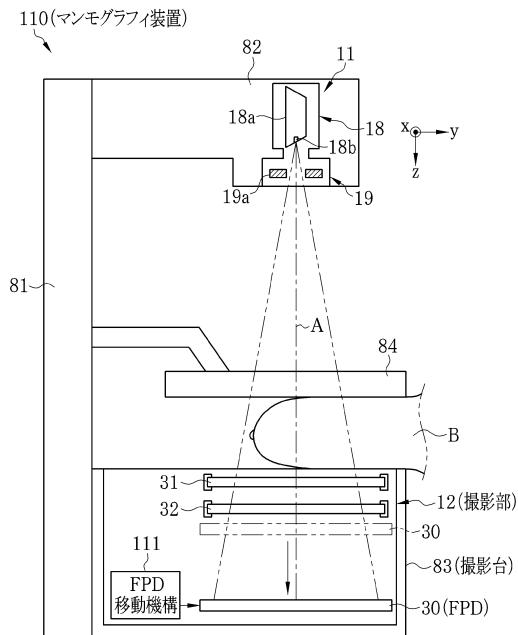
【図20】



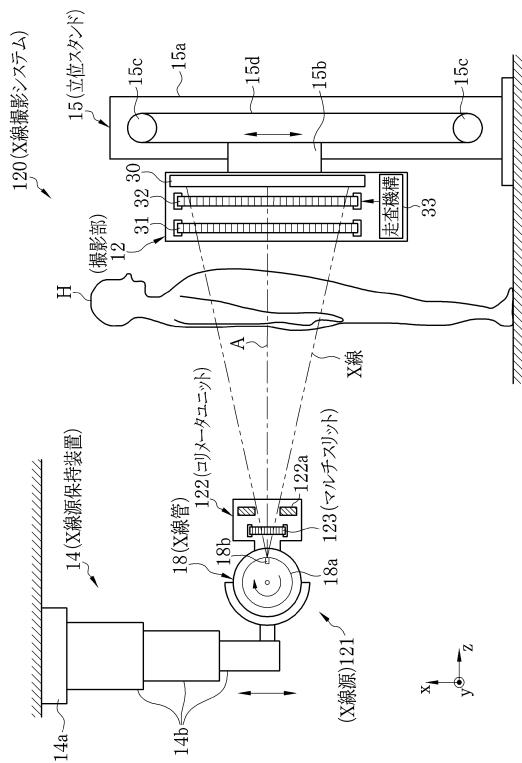
【図21】



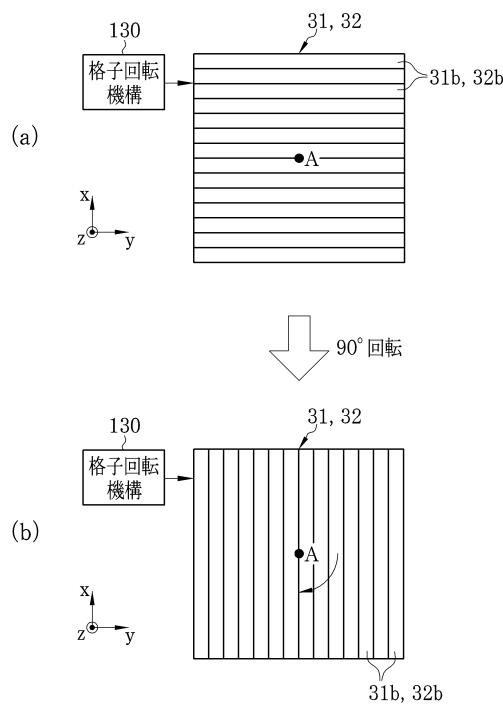
【図22】



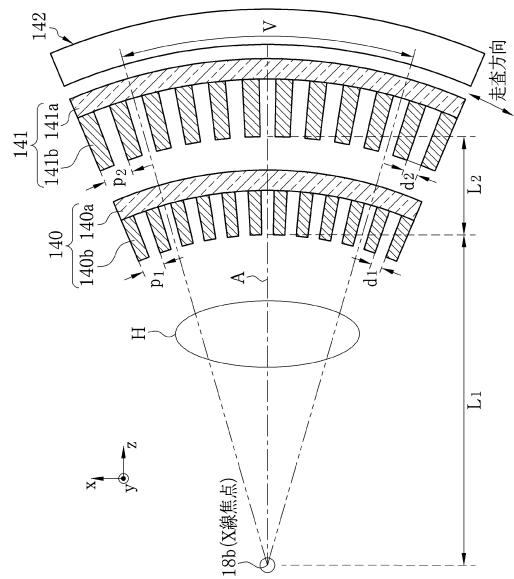
【図23】



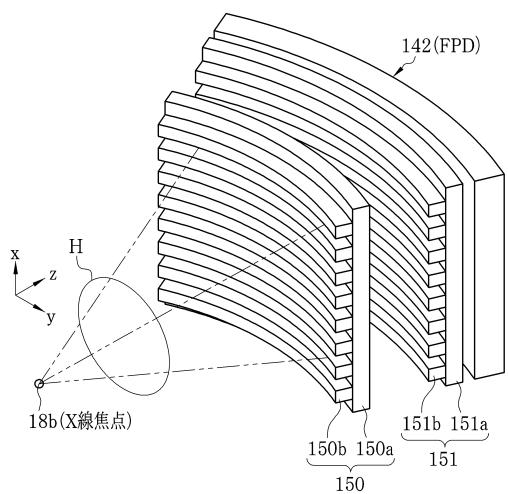
【図24】



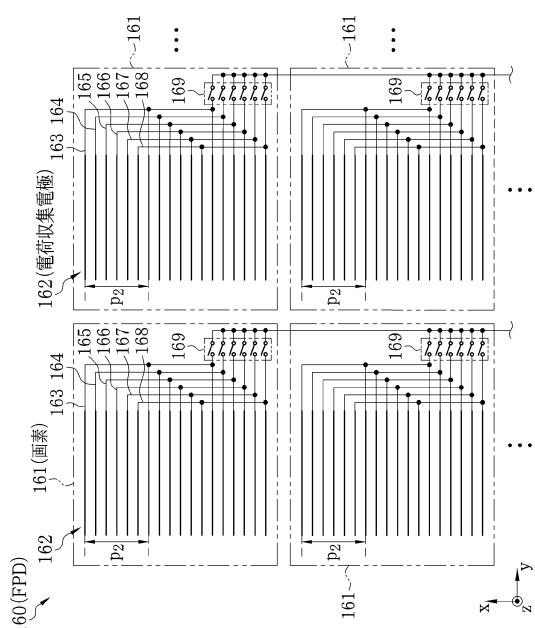
【図25】



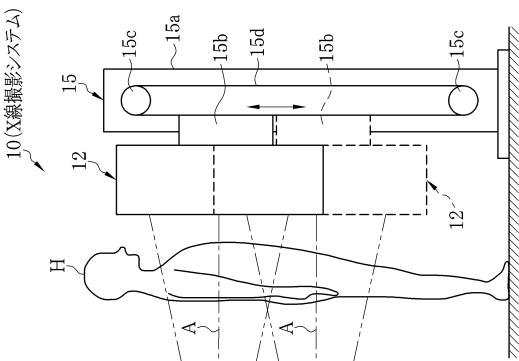
【図26】



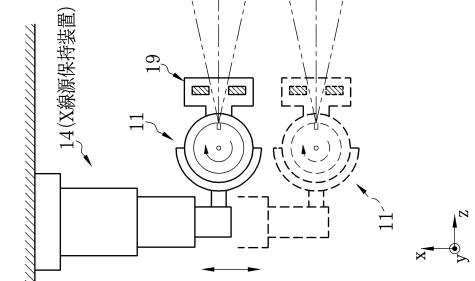
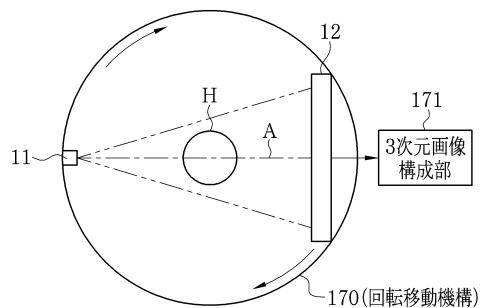
【図27】



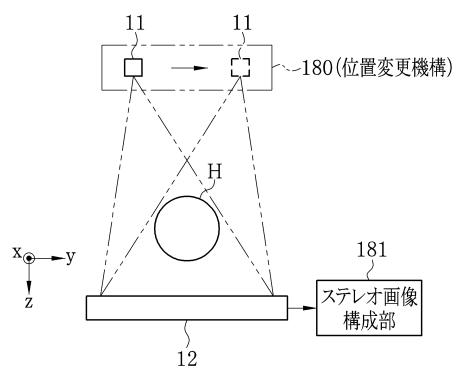
【図28】



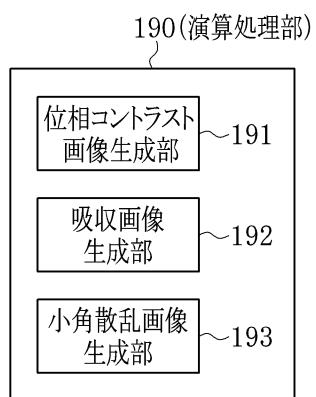
【図29】



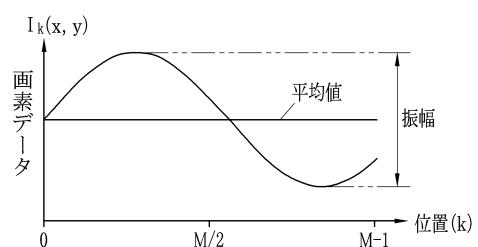
【図30】



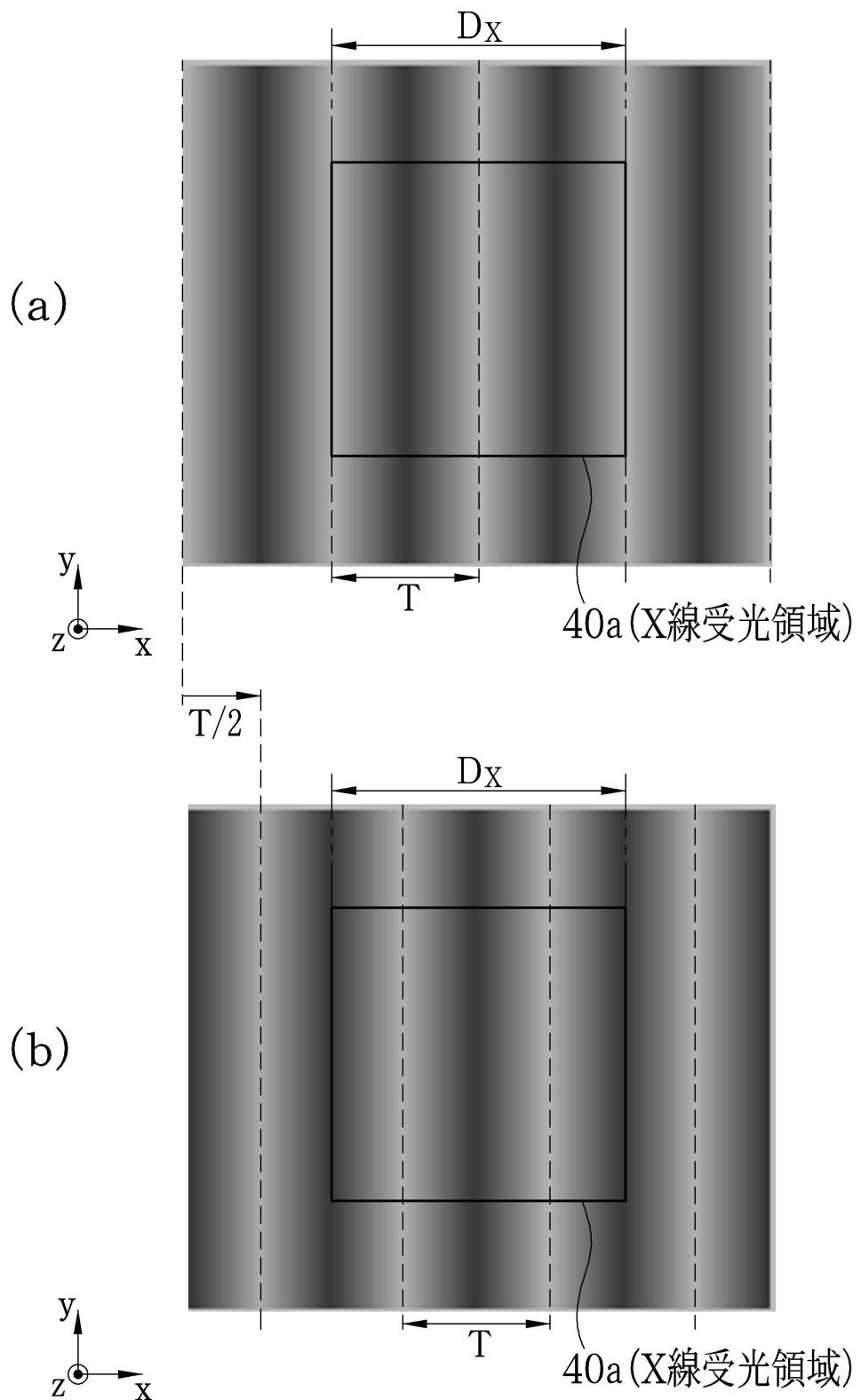
【図 3 1】



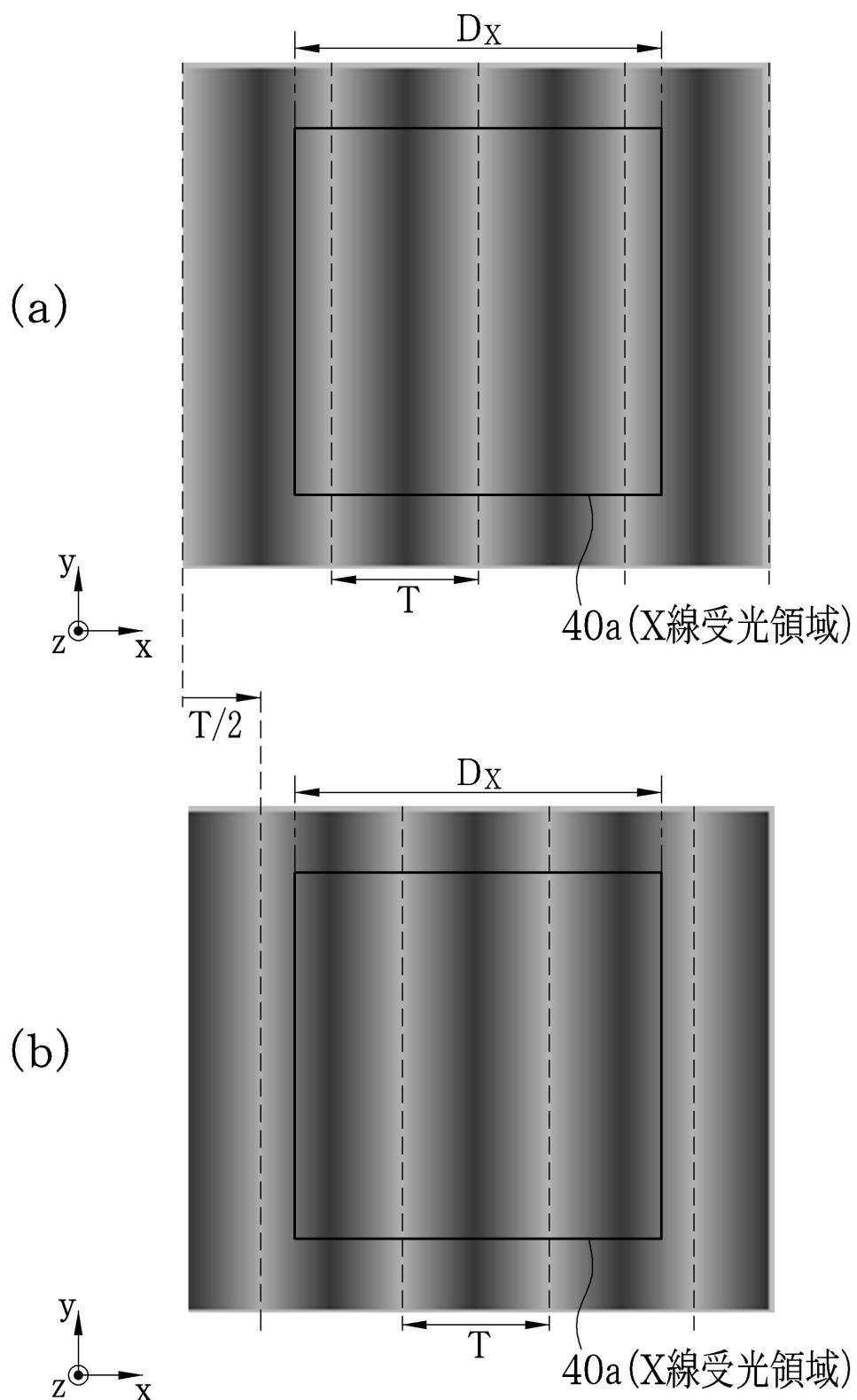
【図 3 2】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 健治
神奈川県足柄上郡開成町宮台 798番地 富士フィルム株式会社内

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特表2008-545981(JP,A)
国際公開第2007/125833(WO,A1)
特開2008-224661(JP,A)
特開2008-200361(JP,A)
特開2007-215929(JP,A)
Atsushi Momose, Wataru Yashiro, Yoshihiro Takeda, Yoshio Suzuki and Tadashi Hattori, Phase Tomography by X-ray Talbot Interferometry for Biological Imaging, Japanese Journal of Applied Physics, 日本, The Japan Society of Applied Physics, 2006年 6月 8日, Vol. 45, Part 1, No. 6A, 5254-5262

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	6 / 0 0	-	6 / 1 4
G 01 T	1 / 0 0	-	7 / 1 2
G 21 K	1 / 0 0	-	7 / 0 0