

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-224329

(P2011-224329A)

(43) 公開日 平成23年11月10日(2011.11.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 0 Z	2 H 0 1 3
G 0 3 B 42/02 (2006.01)	G 0 3 B 42/02 A	4 C 0 9 3
H 0 4 N 5/32 (2006.01)	H 0 4 N 5/32 C	5 C 0 2 4
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2
	A 6 1 B 6/00 3 0 0 J	
審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 23 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2010-211863 (P2010-211863)
 (22) 出願日 平成22年9月22日 (2010. 9. 22)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-77164 (P2010-77164)
 (32) 優先日 平成22年3月30日 (2010. 3. 30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 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
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H013 CZ01
 4C093 AA01 CA13 EA02 EB05 EB17
 FA20 FA34 FA54 FF01
 5C024 AX11 CX03 HX04 HX21
 5C122 DA17 DA25 EA22 EA54 FH04
 FH18 FH23 HA37 HA88 HB01
 HB06 HB10

(54) 【発明の名称】放射線撮影システム及び方法

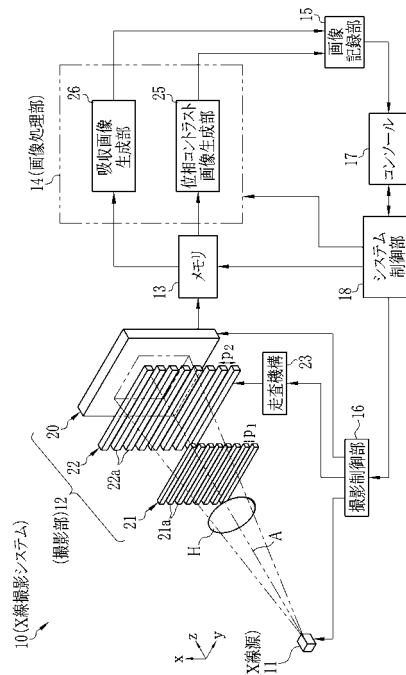
(57) 【要約】

【課題】格子を通して撮影した画像から、格子のX線透過率のばらつきに関する影響を取り除いた吸収画像を生成する。

【解決手段】

第1の吸収型格子21に対して第2の吸収型格子22を一定の走査ピッチで並進させ、各走査位置でX線源11から被検体HにX線を照射し、第1の吸収型格子21により生成されたX線の縞画像を第2の吸収型格子22によって強度変調し、FPD20により検出して複数の縞画像の画像データを生成する。FPD20の補正回路により、複数の縞画像の画像データから、第1及び第2の吸収型格子21、22のX線透過率の面内ばらつきを補正し、位相コントラスト画像生成部25により、補正後の複数の画像データから位相コントラスト画像を生成する。また、吸収画像生成部26により、補正後の複数の画像データから各画素の画素値の平均値を算出し、この平均値に基づいて吸収画像を生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線を放射する放射線源と、
 前記放射線を通して縞画像を生成する第 1 の格子と、
 前記縞画像の周期パターンに対して位相が異なる複数の相対位置で前記縞画像に強度変調を与える強度変調手段と、
 前記強度変調手段により前記各相対位置で強度変調された縞画像を検出する放射線画像検出器と、
 前記強度変調手段で取得された複数の縞画像の各画素データに対し、前記第 1 の格子及び前記強度変調手段の面内ばらつきを補正する補正手段と、
 前記補正手段により補正された複数の縞画像に基づき、前記放射線源と前記第 1 の格子との間、若しくは前記第 1 の格子と前記強度変調手段との間に配置された被検体を放射線が通過する際に被検体により変調された位相情報から被検体の位相コントラスト画像を生成する位相コントラスト画像生成手段と、
 前記補正手段により補正された複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに画素データの平均値に関連する量を求めることにより被検体の吸収画像を生成する吸収画像生成手段と、
 を備えたことを特徴とする放射線撮影システム。

10

【請求項 2】

前記第 1 の格子及び強度変調手段は、前記放射線の放射方向に直交する第 1 の方向に延伸しかつ前記放射方向及び前記第 1 の方向に直交する第 2 の方向に所定ピッチで配設された複数の放射線遮蔽部をそれぞれ有し、前記補正手段は、前記放射線遮蔽部と前記放射線遮蔽部間の開口部との比のばらつきによる放射線透過率のばらつきを補正することを特徴とする請求項 1 記載の放射線撮影システム。

20

【請求項 3】

前記補正手段は、前記放射線遮蔽部の前記放射方向における厚みのばらつきによる放射線透過率のばらつきを補正することを特徴とする請求項 2 記載の放射線撮影システム。

【請求項 4】

前記補正手段は、前記相対位置ごとに、前記第 1 の格子及び前記強度変調手段の面内ばらつきを補正する補正係数を保持していることを特徴とする請求項 1 ~ 3 いずれか記載の放射線撮影システム。

30

【請求項 5】

前記補正手段は、被検体が配置されていない状態で前記放射線画像検出器により得られる複数の縞画像に基づいて前記補正係数を算出することを特徴とする請求項 4 記載の放射線撮影システム。

【請求項 6】

前記補正係数は、前記放射線の線質ごとに算出されることを特徴とする請求項 5 記載の放射線撮影システム。

【請求項 7】

前記放射線の線質は、管電圧、付加フィルタの種類もしくは厚さの少なくとも 1 つのパラメータからなることを特徴とする請求項 6 記載の放射線撮影システム。

40

【請求項 8】

前記補正係数は、前記放射線画像検出器の特性を補正した複数の縞画像に基づいて算出されることを特徴とする請求項 5 ~ 7 いずれか記載の放射線撮影システム。

【請求項 9】

前記補正手段は、前記複数の縞画像に対し前記放射線画像検出器の特性を補正した後に、前記第 1 の格子及び前記強度変調手段の面内ばらつきを補正することを特徴とする請求項 1 ~ 8 いずれか記載の放射線撮影システム。

【請求項 10】

前記位相コントラスト画像、または前記位相コントラスト画像から画像処理により抽出

50

した位相情報を前記吸収画像に重畳して表示する重畳処理手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 9 いずれか記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 1】

前記位相情報は、位相シフト分布であることを特徴とする請求項 1 0 記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 2】

前記強度変調手段は、前記縞画像と同一方向の周期パターンを有する第 2 の格子と、前記第 1 及び第 2 の格子のいずれか一方を所定のピッチで移動させる走査手段とからなることを特徴とする請求項 1 ~ 1 1 いずれか記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 3】

前記第 1 及び第 2 の格子は、吸収型格子であり、前記第 1 の格子は、前記放射線源からの放射線を縞画像として前記第 2 の格子に投影することを特徴とする請求項 1 2 記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 4】

前記第 1 の格子は位相型格子であり、前記第 1 の格子は、タルボ干渉効果により、前記放射線源からの放射線を縞画像として前記第 2 の格子に射影することを特徴とする請求項 1 2 記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 5】

前記放射線画像検出器は、放射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画素ごとに備えた放射線画像検出器であって、

前記電荷収集電極は、前記縞画像と同一方向の周期パターンを有する複数の線状電極群が、互いに位相が異なるように配列されてなり、

前記強度変調手段は、前記電荷収集電極により構成されていることを特徴とする請求項 1 記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 6】

前記複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに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め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 ~ 1 5 いずれか記載の放射線撮影システム。

【請求項 1 7】

第 1 の格子に放射線を通過させて縞画像を生成し、前記縞画像の周期パターンに対して位相が異なる複数の相対位置で強度変調手段により前記縞画像に強度変調を与え、放射線画像検出器により前記縞画像を検出するステップと、

前記強度変調手段で強度変調され、前記放射線画像検出器で取得された複数の縞画像の各画素データに対し、前記第 1 の格子及び前記強度変調手段の面内ばらつきを補正するステップと、

補正された前記複数の縞画像に基づき、放射線源と前記第 1 の格子との間、若しくは前記第 1 の格子と前記強度変調手段との間に配置された被検体を放射線が通過する際に被検体により変調された位相情報から被検体の位相コントラスト画像を生成するステップと、

補正された前記複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに画素データの平均値に関連する量を求めることにより被検体の吸収画像を生成するステップと、

を備えたことを特徴とする放射線撮影方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、回折格子を用いて被検体の位相コントラスト画像を撮影する放射線撮影システム及び方法に関し、更に詳しくは、回折格子を通して撮影した画像から被検体の吸収画像を生成する放射線撮影システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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

10

20

30

40

50

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】

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。

10

【0004】

ただし、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線の吸収量の差が少ないため、濃淡差が得られにくい。

【0005】

このような問題を背景に、近年、被検体によるX線の強度変化に代えて、被検体による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。一般に、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高い相互作用を示すため、位相差を利用した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得ることができる。このようなX線位相イメージングの一種として、2枚の透過型回折格子とX線画像検出器とからなるX線タルボ干渉計を用いたX線撮影システムが考案されている（例えば、特許文献1、非特許文献1参照）。

20

【0006】

X線タルボ干渉計は、被検体の背後に第1の回折格子を配置し、第1の回折格子の格子ピッチとX線波長で決まる特定距離（タルボ干渉距離）だけ下流に第2の回折格子を配置し、その背後にX線画像検出器を配置することにより構成される。上記タルボ干渉距離とは、第1の回折格子を通過したX線が、タルボ干渉効果によって第1の回折格子の自己像（縞画像）を形成する距離である。この自己像は、X線源と第1の回折格子との間や第1の回折格子と自己像を観察する位置（この場合はタルボ干渉距離）の間に被検体を配置した場合、X線と被検体の相互作用（位相変化）により空間的な変調を受ける。

30

【0007】

X線タルボ干渉計では、タルボ干渉距離の位置で生じる第1の回折格子の自己像に、タルボ干渉距離の位置に配置した第2の回折格子を重ね合わせることによって、第2の回折格子で強度変調された自己像を取得する。被検体との相互作用によって縞画像が空間的な変調を受けた結果として得られる強度変調信号から、縞走査法によって、被検体の位相コントラスト画像を取得する。

40

【0008】

なお、本願で適用する縞走査法とは、第1の回折格子に対して第2の回折格子を、第1の回折格子の面にほぼ平行で、かつ第1の回折格子の格子方向（条帯方向）にほぼ垂直な方向に、格子ピッチを等分割した走査ピッチで並進移動させながら複数回の撮影を行うことでX線画像検出器の各画素単位で周期的に強度が変化する系列データが得られるが、この系列データの位相のズレ量（被検体Hがある場合とない場合との位相のズレ量）から位相微分像（被検体で屈折したX線の角度分布に対応）を取得する方法であり、この位相微分像を、上記の縞走査方向に沿って積分することにより被検体の位相コントラスト画像が得られる。なお、上記の系列データは、走査ピッチに対して周期的に強度が変調された

50

信号であるため、以下、「強度変調信号」と称することもある。この縞走査法は、レーザー光を利用した撮影装置においても用いられている（例えば、非特許文献 2 参照）。

【 0 0 0 9 】

第 1 及び第 2 の回折格子を用いて位相コントラスト画像を撮影する際に、一緒に吸収画像を撮影することができる X 線撮影システムが発明されている（例えば、特許文献 2 参照）。この X 線撮影システムでは、異なつてずらされた格子による全ての測定値の加算または平均値形成によって、被検体通過時における X 線の吸収を測定し、この吸収測定の結果から吸収画像を形成している。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 1 0 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 2 0 0 3 5 9 号 公 報

【 特許文献 2 】 特表 2 0 0 9 - 5 2 5 0 8 4 号 公 報

【 非特許文献 】

【 0 0 1 1 】

【 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 】

20

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 2 】

第 1 及び第 2 の回折格子は、X 線遮蔽部及び開口部の幅がともに数 μm 、放射線照射方向における厚みが数十 μm という非常に高いアスペクト比を有する微細な構造であるため製造が難しく、X 線遮蔽部及び開口部の幅や厚みにばらつきが生じやすい。これらのばらつきは、回折格子の X 線透過率にむらを生じさせ、吸収画像の画質に悪影響を与える。

【 0 0 1 3 】

上記問題を解決するため、吸収画像の撮影時に第 1 及び第 2 の回折格子を光路上から退避させることも考えられるが、第 1 及び第 2 の回折格子を退避させるためのスペースや機構が必要になり、装置の小型化やコスト面で問題となる。また、第 1 及び第 2 の回折格子を退避させた状態から光路内に復帰させるには高度な位置再現性が必要であり、容易ではない。

30

【 0 0 1 4 】

本発明は、上記問題点を解決するため、回折格子を通して撮影した画像から、回折格子の透過率むらの影響を取り除いた吸収画像を生成する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

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、放射線を放射する放射線源と、放射線を通させて縞画像を生成する第 1 の格子と、縞画像の周期パターンに対して位相が異なる複数の相対位置で前記縞画像に強度変調を与える強度変調手段と、強度変調手段により各相対位置で強度変調された縞画像を検出する放射線画像検出器と、強度変調手段で取得された複数の縞画像の各画素データに対し、第 1 の格子及び強度変調手段の面内ばらつきを補正する補正手段と、補正手段により補正された複数の縞画像に基づき、放射線源と第 1 の格子との間、若しくは第 1 の格子と強度変調手段との間に配置された被検体を放射線が通過する際に被検体により変調された位相情報から被検体の位相コントラスト画像を生成する位相コントラスト画像生成手段と、補正手段により補正された複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに画素データの平均値に関連する量を求めることにより被検体の吸収画像を生成する吸収画像生成手段とを備えている。

40

【 0 0 1 6 】

第 1 の格子及び強度変調手段は、放射線の放射方向に直交する第 1 の方向に延伸しかつ

50

放射方向及び第 1 の方向に直交する第 2 の方向に所定ピッチで配設された複数の放射線遮蔽部をそれぞれ有し、補正手段は、放射線遮蔽部と放射線遮蔽部間の開口部との比のばらつきによる放射線透過率のばらつきを補正するのが好ましい。また、補正手段は、放射線遮蔽部の放射方向における厚みのばらつきによる放射線透過率も一緒に補正してもよい。

【0017】

補正手段は、相対位置ごとに、第 1 の格子及び強度変調手段の面内ばらつきを補正する補正係数を保持している。この補正係数は、被検体が配置されていない状態で放射線画像検出器により得られる複数の縞画像に基づいて算出される。なお、補正係数は、放射線の線質ごとに算出されることが好ましい。放射線の線質としては、管電圧、付加フィルタの種類もしくは厚さの少なくとも 1 つ以上のパラメータからなることが好ましい。

10

【0018】

補正係数は、放射線画像検出器の特性を補正した複数の縞画像に基づいて算出されることが好ましい。放射線画像検出器の個体差に基づく特性のばらつきを補正することにより、画質の向上を図ることができる。また、補正手段は、複数の縞画像に対し放射線画像検出器の特性を補正した後に、第 1 の格子及び前記強度変調手段の面内ばらつきを補正してもよい。

【0019】

位相コントラスト画像、または位相コントラスト画像から画像処理により抽出した位相情報を吸収画像に重畳して表示する重畳処理手段を備えてもよい。この場合、位相コントラスト画像から抽出される位相情報は、例えば位相シフト分布であることが好ましい。

20

【0020】

強度変調手段は、縞画像と同一方向の周期パターンを有する第 2 の格子と、第 1 及び第 2 の格子のいずれか一方を所定のピッチで移動させる走査手段とから構成してもよい。この場合、第 1 及び第 2 の格子を吸収型格子とし、第 1 の格子により、放射線源からの放射線を縞画像として第 2 の格子に投影してもよい。

【0021】

また、第 1 の格子を位相型格子とし、第 1 の格子のタルボ干渉効果により、放射線源からの放射線を縞画像として第 2 の格子に射影してもよい。

【0022】

また、放射線画像検出器として、放射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画素ごとに備えた放射線画像検出器を用い、縞画像と同一方向の周期パターンを有する複数の線状電極群が互いに位相が異なるように配列された電荷収集電極を、強度変調手段として用いてもよい。

30

【0023】

また、複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに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め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ていてもよい。

【0024】

本発明の放射線撮影方法は、第 1 の格子に放射線を通させて縞画像を生成し、縞画像の周期パターンに対して位相が異なる複数の相対位置で強度変調手段により縞画像に強度変調を与え、放射線画像検出器により縞画像を検出するステップと、強度変調手段で強度変調され、放射線画像検出器で取得された複数の縞画像の各画素データに対し、第 1 の格子及び強度変調手段の面内ばらつきを補正するステップと、補正された複数の縞画像に基づき、放射線源と第 1 の格子との間、若しくは第 1 の格子と強度変調手段との間に配置された被検体を放射線が通過する際に被検体により変調された位相情報から被検体の位相コントラスト画像を生成するステップと、補正された複数の縞画像の各画素データに基づき、同一画素ごとに画素データの平均値に関連する量を求めることにより被検体の吸収画像を生成するステップとを備えている。

40

【発明の効果】

【0025】

50

本発明によれば、位相コントラスト画像を撮影するための放射線撮影システムを用いて、同時に吸収画像の撮影を行なうことができる。また、吸収画像を生成する前に、回折格子の放射線透過率の面内ばらつきを補正するので、吸収画像の画質を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【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。

【図2】フラットパネル検出器の構成を示す模式図である。

【図3】第1及び第2の吸収型格子の構成を示す概略側面図である。

【図4】縞走査法を説明するための説明図である。

10

【図5】縞走査に伴って変化する画素データ（強度変調信号）を例示するグラフである。

【図6】縞走査に伴って変化する画素データと、吸収画像の生成に用いる画素データの平均値を示すグラフである。

【図7】透過率補正係数の算出手順を示すフローチャートである。

【図8】位相コントラスト画像及び吸収画像の撮影手順を示すフローチャートである。

【図9】位相コントラスト画像と吸収画像とを並べて表示した状態を示す画像図である。

【図10】位相コントラスト画像と吸収画像とを重畳した重畳画像を表示した状態を示す画像図である。

【図11】重畳処理部を備えた画像処理部を示すブロック図である。

【図12】本発明の第2実施形態で用いられるX線画像検出器の構成を示す模式図である。

20

【図13】本発明の第3実施形態で用いられる演算処理部を示すブロック図である。

【図14】小角散乱画像の生成に用いられる振幅値を例示するグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0027】

（第1実施形態）

図1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、撮影部12から読み出された画像データを記憶するメモリ13と、メモリ13に記憶される複数の画像データを画像処理して位相コントラスト画像を生成する画像処理部14と、画像処理部14により生成された位相コントラスト画像が記録される画像記録部15と、X線源11及び撮影部12の制御を行う撮影制御部16と、操作部やモニタからなるコンソール17と、コンソール17から入力される操作信号に基づいてX線撮影システム10の全体を統括的に制御するシステム制御部18とから構成されている。

30

【0028】

X線源11は、高電圧発生器、X線管、コリメータ（いずれも図示せず）等から構成されており、撮影制御部16の制御に基づいて、被検体HにX線を照射する。例えば、X線管は、回転陽極型であり、高電圧発生器からの電圧に応じて、フィラメントから電子線を放出し、所定の速度で回転する回転陽極に電子線を衝突させることによりX線を発生する。回転陽極は、電子線が固定位置に当たり続けることによる劣化を軽減するために回転しており、電子線の衝突部分が、X線を放射するX線焦点となっている。また、コリメータは、X線管から発せられた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ものである。

40

【0029】

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）20、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21及び第2の吸収型格子22が設けられている。FPD20は、X線源11から照射されるX線の光軸Aに沿う方向（以下、z方向いう）に検出面が直交するように配置されている。

50

【0030】

第1の吸収型格子21は、z方向に直交する面内の一方向（以下、y方向という）に延伸した複数のX線遮蔽部21aが、z方向及びy方向に直交する方向（以下、x方向という）に所定のピッチ p_1 で配列されたものである。同様に、第2の吸収型格子22は、y方向に延伸した複数のX線遮蔽部22aが、x方向に所定のピッチ p_2 で配列されたものである。X線遮蔽部21a、22aの材料としては、X線吸収性に優れる金属が好ましく、例えば、金、白金、鉛、タンゲステン等が好ましい。

【0031】

また、撮影部12には、第2の吸収型格子22を格子方向に直交する方向（x方向）に並進移動させることにより、第1の吸収型格子21に対する第2の吸収型格子22との相対位置を変化させる走査機構23が設けられている。走査機構23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。走査機構23は、後述する縞走査の際に、撮影制御部16の制御に基づいて駆動されるものである。詳しくは後述するが、メモリ13には、縞走査の各走査ステップで撮影部12により得られる画像データがそれぞれ記憶される。なお、第2の吸収型格子22と走査機構23と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。

10

【0032】

画像処理部14は、位相コントラスト画像生成部25と、吸収画像生成部26とを備える。位相コントラスト画像生成部25は、縞走査の各走査ステップで撮影部12により撮影され、メモリ13に記憶された複数の画像データに基づいて位相微分像を生成し、位相微分像をx方向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する。吸収画像生成部26は、メモリ13に記憶された複数の画像データに基づいて、画素ごとに画素データの平均値を算出し、被検体Hを通過したX線を検出した画素データの平均値と、被検体Hを通過していない画素データの平均値との差を吸収コントラストとして吸収画像を生成する。位相コントラスト画像生成部25により生成された位相コントラスト画像と、吸収画像生成部26により生成された吸収画像は、画像記録部15に記録された後、コンソール17に出力されてモニタ（図示せず）に表示される。

20

【0033】

コンソール17は、モニタの他、操作者が撮影指示やその指示内容を入力する入力装置（図示せず）を備えている。この入力装置としては、例えば、スイッチ、タッチパネル、マウス、キーボード等が用いられ、入力装置の操作により、X線管の管電圧や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。モニタは、液晶ディスプレイやCRTディスプレイからなり、X線撮影条件等の文字や、上記位相コントラスト画像を表示する。

30

【0034】

図2において、FPD20は、X線を電荷に変換して蓄積する複数の画素40が、x方向及びy方向に沿ってアクティブマトリクス基板上に2次元配列されてなる受像部41と、受像部41からの電荷読み出し行の選択と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44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45によって接続されている。画素40の配列ピッチは、x方向及びy方向にそれぞれ100 μm 程度である。

40

【0035】

画素40は、アモルファスセレン等の変換層（図示せず）により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することができる。各画素40には、TF Tスイッチ（図示せず）が接続され、TF Tスイッチのゲート電極が走査線44、ソース電極がキャパシタ、ドレイン電極が信号線45に接続される。走査回路42からの駆動パルスによってTF TスイッチがON状態になると、キャパシタに蓄積された電荷が信号線45に

50

読み出される。

【0036】

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TFTPパネルをベースとしたFPDを用いているが、これに限られず、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。

【0037】

読み出し回路43は、積分アンプ47、A/D変換器48、補正回路49等により構成されている。積分アンプ47は、各画素40から信号線45を介して出力された電荷を積分して電圧信号(画像信号)に変換する。A/D変換器48は、積分アンプ47により変換された画像信号を、デジタルの画像データに変換する。補正回路49は、画像データに対して検出器特性の補正と透過率補正とを行い、補正後の画像データをメモリ13に入力する。また、補正回路49は、透過率補正を行なう際に用いる透過率補正係数の生成も行なう。

10

【0038】

検出器特性の補正とは、暗時出力、残像や温度ドリフトによるオフセット変動、画素感度ばらつき、欠陥画素等、FPD20の個体差に基づく特性を補正するものである。透過率補正とは、X線遮蔽部21a, 22aのピッチのばらつきと、X線遮蔽部21a, 22aの光軸A方向の厚みのばらつきとに起因する第1及び第2の吸収型格子21, 22のX線透過率むらの補正である。これらの補正により、各画素データが均質化されるので、位相コントラスト画像及び吸収画像の画質が向上する。

20

【0039】

図3において、第1の吸収型格子21のX線遮蔽部21aは、x方向に所定のピッチ 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、第2の吸収型格子22のX線遮蔽部22aは、x方向に所定のピッチ p_2 で、互いに所定の間隔 d_2 を空けて配列されている。X線遮蔽部21a, 22aは、それぞれ不図示のX線透過性基板(例えば、ガラス基板)上に配置されたものである。第1及び第2の吸収型格子21, 22は、入射X線に位相差を与えるものでなく、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)は空隙でなくてもよく、高分子や軽金属等のX線低吸収材が充填されていてもよい。

30

【0040】

第1及び第2の吸収型格子21, 22は、タルボ干渉効果の有無に係らず、スリット部を通過したX線を線形的に投影するように構成されている。具体的には、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する。例えば、前述のX線管の回転陽極としてタングステンをを用い、管電圧を50kVとした場合には、X線のピーク波長は、約0.4である。この場合には、間隔 d_1, d_2 を、1~10 μm 程度とすれば、スリット部で大部分のX線が回折されずに線形的に投影される。この場合、格子ピッチ p_1, p_2 は、2~20 μm 程度の大きさである。

40

【0041】

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21を通過して射影される投影像(以下、この投影像をG1像または縞画像と称する)は、X線焦点11aからの距離に比例して拡大される。第2の吸収型格子22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22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ている。すなわち、X線焦点11aから第1の吸収型格子21までの距離を L_1 、第1の吸収型格子21から第2の吸収型格子22までの距離を L_2 とした場合に、格子ピッチ

50

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。

【0042】

【数1】

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

【0043】

【数2】

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

【0044】

第1の吸収型格子21から第2の吸収型格子22までの距離 L_2 は、タルボ干渉計の場合には、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21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21のG1像が、第1の吸収型格子21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。

20

【0045】

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21でX線の回折が生じ、タルボ干渉効果が生じるように、干渉性の高いX線源を用いて、第1の吸収型格子のピッチ、X線波長を設定した場合のタルボ干渉距離 Z は、第1の吸収型格子21の格子ピッチ p_1 、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。

30

【0046】

【数3】

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

【0047】

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。

40

【0048】

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

【0049】

【数 4】

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

【0050】

X線遮蔽部 21a, 22a 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、鉛、タングステン等）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 21a, 22a のそれぞれの厚み（z方向の厚さ）をできるだけ厚くすること（すなわち、アスペクト比を高めること）が好ましい。例えば、X線管の管電圧が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、X線遮蔽部 21a, 22a の厚みは、金（Au）換算で30μm以上であることが好ましい。

10

【0051】

以上のように構成された第1及び第2の吸収型格子 21, 22 では、第1の吸収型格子 21 の G1 像（縞画像）と第2の吸収型格子 22 との重ね合わせにより強度変調された縞画像が FPD 20 によって撮像される。X線源 11 と第1の吸収型格子 21 との間に被検体 H を配置すると、FPD 20 により検出される縞画像は、被検体 H により変調を受ける。この変調量は、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、FPD 20 で検出された縞画像を解析することによって、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。

20

【0052】

次に、縞画像の解析方法について説明する。図3には、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線が例示されている。符号 50 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 50 を進むX線は、第1及び第2の吸収型格子 21, 22 を通過して FPD 20 に入射する。符号 51 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 51 を進むX線は、第1の吸収型格子 21 を通過した後、第2の吸収型格子 22 の X線遮蔽部 22a により遮蔽される。

30

【0053】

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 $n(x, z)$ 、z を X 線の進む方向として、次式（5）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。

【0054】

【数 5】

$$\Phi(x) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - n(x, z)] dz \quad \dots (5)$$

40

【0055】

第1の吸収型格子 21 から第2の吸収型格子 22 の位置に投射された G1 像は、被検体 H での X 線の屈折により、その屈折角 θ に応じた量だけ x 方向に変位することになる。この変位量 Δx は、X 線の屈折角 θ が微小であることに基づいて、近似的に次式（6）で表される。

【0056】

50

【数 6】

$$\Delta x \approx L_2 \varphi \quad \dots (6)$$

【0057】

ここで、屈折角 θ は、X線波長 λ と被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、次式 (7) で表される。

【0058】

【数 7】

$$\varphi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots (7)$$

【0059】

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 Δx は、被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ に関連している。そして、この変位量 Δx は、FPD20 で検出される各画素 40 の強度変調信号の位相ズレ量 ψ (被検体 H がある場合とない場合とでの各画素 40 の強度変調信号の位相のズレ量) に、次式 (8) のように関連している。

【0060】

【数 8】

$$\psi = \frac{2\pi}{p_2} \Delta x = \frac{2\pi}{p_2} L_2 \varphi \quad \dots (8)$$

【0061】

したがって、各画素 40 の強度変調信号の位相ズレ量 ψ を求めることにより、式 (8) から屈折角 θ が求まり、式 (7) を用いて位相シフト分布 $\Phi(x)$ の微分量が求まるから、これを 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 $\Phi(x)$ 、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 ψ を、下記に示す縞走査法を用いて算出する。

【0062】

縞走査法では、第 1 及び第 2 の吸収型格子 21, 22 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 23 により第 2 の吸収型格子 22 を移動させる。第 2 の吸収型格子 22 の移動に伴って、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 22 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。このように、格子ピッチ p_2 を整数分の 1 ずつ第 2 の吸収型格子 22 を移動させながら、FPD20 で縞画像を撮影し、撮影した複数の縞画像から各画素の強度変調信号を取得し、前述の画像処理部 14 内の位相微分像生成部 32 で演算処理することにより、各画素の強度変調信号の位相ズレ量 ψ を得る。この位相ズレ量 ψ の 2 次元分布が位相微分像に相当する。

【0063】

図 4 は、格子ピッチ p_2 を M (M は 2 以上の整数) 個に分割した走査ピッチ (p_2 / M) ず

10

20

30

40

50

つ第2の吸収型格子22を移動させる様子を模式的に示している。走査機構23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22を順に並進移動させる。なお、同図では、第2の吸収型格子22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22の位置でのG1像の暗部が、X線遮蔽部22a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。

【0064】

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22を通過する。次に、 $k = 1, 2, \dots$ と順に第2の吸収型格子22を移動させていくと、第2の吸収型格子22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、 $k = M/2$ の位置では、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22を通過する。 $k = M/2$ の位置を超えると、逆に、第2の吸収型格子22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ったX線の成分が増加する。

10

【0065】

$k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ の各位置で、FPD20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上記各画素40の強度変調信号の位相ズレ量を算出する方法を説明する。第2の吸収型格子22の位置kにおける各画素40の画素データを $I_k(x)$ と標記すると、 $I_k(x)$ は、

20

【0066】

【数9】

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp \left[2\pi i \frac{n}{p_2} \left\{ L_2 \varphi(x) + \frac{k p_2}{M} \right\} \right] \quad \dots (9)$$

【0067】

ここで、 x は、画素の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 は強度変調信号のコントラストに対応する値である(ここで、 n は正の整数である)。また、 $\varphi(x)$ は、上記屈折角を画素40の座標 x の関数として表したものである。

30

【0068】

次いで、次式(10)の関係式を用いると、上記屈折角 $\varphi(x)$ は、式(11)のように表される。

【0069】

【数10】

$$\sum_{k=0}^{M-1} \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) = 0 \quad \dots (10)$$

40

【0070】

【数 1 1】

$$\varphi(x) = \frac{p_2}{2\pi L_2} \arg \left[\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right] \quad \dots (11)$$

【0071】

ここで、 $\arg [\quad]$ は、偏角の抽出を意味しており、上記位相ズレ量 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（強度変調信号）から、式（11）に基づいて位相ズレ量 を算出することにより、屈折角 (x) が求まり、位相シフト分布 (x) の微分量が求まる。

10

【0072】

具体的には、各画素 40 で得られた M 個の画素データは、図 5 に示すように、第 2 の吸収型格子 22 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画素データの変化を示しており、同図中の実線は、被検体 H が存在する場合の画素データの変化を示している。この両者の波形の位相差が上記位相ズレ量 に対応する。

【0073】

20

以上の説明では、画素 40 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、x 方向及び y 方向に関する 2 次元的な位相ズレの分布 (x, y) が得られる。この位相ズレの分布 (x, y) が位相微分像に対応する。なお、屈折角 と位相ズレ量 とは、上記式（7）で示されるように比例関係にあるため、共に位相シフト分布 (x) の微分量に対応する物理量である。

【0074】

次に、画像処理部 14 による吸収画像の生成について説明する。吸収画像生成部 26 は、メモリ 13 に記憶された複数の画像データを読み出す。図 6 に示すように、FPD 20 の各画素 40 で得られた M 個の画素データは、第 2 の吸収型格子 22 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。

30

【0075】

実線で示す符号 55 は、被検体 H と第 1 及び第 2 の吸収型格子 21、22 とを通過しない X 線の画素データである。これに対し、破線で示す符号 56 は、被検体 H を通過した X 線の画素データであり、被検体 H による X 線の吸収分だけ振幅が小さくなっている。画素データ 55 と画素データ 56 は、位相が一致しているため、例えば画素値の最大差 G を吸収コントラストとして取得することにより、容易に吸収画像を生成することができる。

【0076】

しかし、本実施形態の X 線撮影システム 10 において被検体 H を通過した X 線は、被検体 H による吸収だけでなく、第 1 及び第 2 の吸収型格子 21、22 の位相関係によって被検体 H での屈折による強度変調も受けるため、2 点鎖線で示す符号 57 の画素データのように位相がシフトしてしまう。この場合、画素データ 55 と画素データ 57 は位相が異なるため、第 2 の吸収型格子 22 の各位置 k において画素値の差を求めても正確に被検体 H の吸収を反映した吸収画像を生成することはできない。

40

【0077】

そこで、本実施形態では、吸収画像生成部 26 により、被検体 H 及び第 1 及び第 2 の吸収型格子 21、22 を通過していない X 線を検出した画素データ 55 の平均値 $55A$ と、被検体 H 及び第 1 及び第 2 の吸収型格子 21、22 を通過している X 線を検出した画素データ 57 の平均値 $57A$ とをそれぞれ算出し、これら平均値 $55A$ と $57A$ との差 $G1$ を吸収コントラストとして吸収画像を生成している。これにより、被検体 H の吸収を正確に反映した吸収画像を生成することができる。

50

【 0 0 7 8 】

次に、第 1 及び第 2 の吸収型格子 2 1、2 2 の透過率むらを補正する透過率補正係数の生成について説明する。図 7 に示すように、システム制御部 1 8 は、キャリブレーション動作を行なうよう指示を受けたときに、透過率補正係数の生成を開始する (S 1)。キャリブレーションの指示は、操作者によりコンソール 1 7 を介して指示される。

【 0 0 7 9 】

システム制御部 1 8 は、被検体 H が配置されていない状態で、所定の線質 (管電圧、付加フィルタの種類及び厚さ) 及び所定線量の X 線を X 線源 1 1 から放射させ、第 2 の吸収型格子 2 2 の走査を伴う縞走査撮影を行い、各走査ステップ k ($k = 1 \sim M - 1$) の画像データ $D(x, y, k)$ を取得する (S 2)。画像データ D の「 x, y 」は、FPD 2 0 の画素または画像化単位画素の 2 次元位置座標であり、「 k 」は第 2 の吸収型格子 2 2 の走査ステップである。

10

【 0 0 8 0 】

補正回路 4 9 は、システム制御部 1 8 の制御に基づき、次式 (1 2) を用いて各走査ステップの透過率補正係数 $Cg(x, y, k)$ をそれぞれ算出し、記憶する (S 3)。式 (1 2) において、「 Cr 」は、扱う画像ビット数に応じて設定される標準化係数である。「 Dc 」は、画像データ $D(x, y, k)$ をそのまま用いてもよいが、画像データ $D(x, y, k)$ に対して検出器特性の補正を施したものであることが好ましい。

$$Cg(x, y, k) = Cr \times 1 / Dc(x, y, k) \cdots (12)$$

【 0 0 8 1 】

検出器特性の補正とは、上述したように、FPD 2 0 の暗時出力、残像や温度ドリフトによるオフセット変動、画素感度ばらつき、欠陥画素等の個体差に基づく特性を補正するものである。なお、検出器特性の補正は、上記項目全てについて実施するのが好ましいが、一部のみの実施でもよい。また、透過率補正係数 Cg は、X 線の線質ごとに取得することが好ましい。X 線の線質は、管電圧や、付加フィルタの種類もしくは厚さ等の少なくとも 1 つのパラメータにより決定される。

20

【 0 0 8 2 】

次に、上記透過率補正係数を用いた位相コントラスト画像の撮影手順について、図 8 のフローチャートを参照しながら説明する。X 線源 1 1 と撮影部 1 2 との間に被検体 H が配される。操作者によりコンソール 1 7 から撮影指示がなされると (S 1 0)、システム制御部 1 8 は、設定された線質 (管電圧、付加フィルタの種類及び厚さ) 及び線量の X 線を X 線源 1 1 から放射させ、第 2 の吸収型格子 2 2 の走査を伴う縞走査撮影を行い、各走査ステップ k ($k = 1 \sim M - 1$) に係る複数の画像データ $D(x, y, k)$ を取得する (S 1 1)。

30

【 0 0 8 3 】

補正回路 4 9 は、各画像データ $D(x, y, k)$ に透過率補正を施す (S 1 2)。補正回路 4 9 は、まず各画像データ $D(x, y, k)$ に対し、検出器特性補正を施して複数の画像データ $Dc'(x, y, k)$ を生成する。検出器特性補正は、上述したように、FPD 2 0 の暗時出力、残像や温度ドリフトによるオフセット変動、画素感度ばらつき、欠陥画素等の個体差に基づく特性を補正するものであり、これらの項目全てについて実施するのが好ましいが、一部のみの実施でもよい。

40

【 0 0 8 4 】

次いで、補正回路 4 9 は、縞走査撮影に用いた管電圧や付加フィルタの種類及び厚さに応じて適切な透過率補正係数 $Cg(x, y, k)$ を選択し、これを各画像データ $Dc'(x, y, k)$ に乗算する。これにより、第 1 及び第 2 の吸収型格子 2 1、2 2 の透過率の面内ばらつきが補正された複数の画像データ $Dc''(x, y, k)$ が生成され、メモリ 1 3 に記録される。

【 0 0 8 5 】

位相コントラスト画像生成部 2 5 は、メモリ 1 3 から各画像データ $Dc''(x, y, k)$ を読み出し、各画像データ $Dc''(x, y, k)$ の画素ごとに位相微分像を生成し

50

、位相微分像をx方向に積分して位相コントラスト画像を生成する(S13)。

【0086】

吸収画像生成部26は、メモリ13から各画像データ $D_c''(x, y, k)$ を読み出し、各画像データ $D_c''(x, y, k)$ から同一画素ごとに画素データの平均値を算出し、この平均値から吸収画像を生成する(S14)。なお、平均値の算出は、画素データを単純に平均化することにより行なっても良いが、第2の吸収型格子22の走査回数Mが少ない場合に誤差が大きくなるため、画素データ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、同一画素ごとに画素データを加算した加算値等を用いることが可能である。

10

【0087】

図9に示すように、位相コントラスト画像60及び吸収画像61は、コンソール17に出力され、モニタ62に並べて表示される。なお、位相コントラスト画像60及び吸収画像61は、コンソール17からの切り換え操作により、いずれか一方を選択的に表示してもよい。

【0088】

また、図10に示すように、位相コントラスト画像と吸収画像とを重畳させた重畳画像64をモニタ62に表示してもよい。この場合、図11に示すように、画像処理部14に重畳処理部65を設け、この重畳処理部65により、位相コントラスト画像にエッジ処理や空間周波数フィルタを施し、吸収画像に適当な重み付けをして両者を重畳させる。これによれば、吸収画像では写りにくいコントラスト差の小さい組織、例えば軟部組織等を従来の単純X線画像を撮影するように自然な画像として1つの画像で表現することができる。

20

【0089】

吸収画像を重畳する位相コントラスト画像は、位相コントラスト画像生成部25により生成された画像そのものでもよいし、位相コントラスト画像から抽出した位相情報、例えば位相シフト分布でもよい。位相コントラスト画像と吸収画像は同時に取得できるので、両者の間に被検体Hの体動等による違いは生じないため、位相コントラスト画像と吸収画像とを重畳する際に画像の歪みや位置合わせをうる必要がなく、簡単に良質な画像を得ることができる。

30

【0090】

なお、上記実施形態では、X線源11からFPD20までの距離を長くした場合に、X線焦点11a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ため、X線焦点11aの直後にマルチスリット(線源格子)を配置してもよい。

【0091】

このマルチスリットは、第1及び第2の吸収型格子21, 22と同様な構成の吸収型格子であり、一方向(本実施形態では、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21, 22のX線遮蔽部21a, 22aと同一方向(本実施形態では、x方向)に周期的に配列されたものである。このマルチスリットは、X線源11からのX線を部分的に遮蔽してx方向に関する実効的な焦点サイズを縮小するとともに、x方向に多数の点光源(分散光源)を形成することにより、G1像のボケを抑制する。

40

【0092】

また、上記実施形態では、第1及び第2の吸収型格子21, 22を、そのスリット部を通過したX線を線形的に投影するように構成しているが、本発明はこの構成に限定されるものではなく、スリット部でX線を回折することにより、いわゆるタルボ干渉効果が生じる構成(国際公開WO2004/058070号公報等に記載の構成)としてもよい。ただし、この場合には、第1及び第2の吸収型格子21, 22の間の距離 L_2 をタルボ干渉距離に設定する必要がある。また、この場合には、第1の吸収型格子21に代えて、位相型格子(位相型回折格子)を用いることが可能であり、第1の吸収型格子21に代えて用

50

いた位相型格子は、タルボ干渉効果により生じる縞画像（自己像）を、第2の吸収型格子22に射影する。

【0093】

さらに、上記実施形態では、被検体HをX線源11と第1の吸収型格子21との間に配置しているが、被検体Hを第1の吸収型格子21と第2の吸収型格子22との間に配置した場合にも同様に位相コントラスト画像の生成が可能である。

【0094】

（第2実施形態）

また、上記各実施形態では、第2の吸収型格子22がFPD20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構成のX線画像検出器を用いることにより、第2の吸収型格子22を排することができる。このX線画像検出器は、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X線画像検出器において、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おり、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。

10

【0095】

図12は、本実施形態のX線画像検出器（FPD）の構成を例示する。画素70が、x方向及びy方向に沿って一定のピッチで2次元配列されており、各画素70には、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71が形成されている。電荷収集電極71は、第1～第6の線状電極群72～77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が $\pi/3$ ずつずれている。具体的には、第1の線状電極群72の位相を0とすると、第2の線状電極群73の位相は $\pi/3$ 、第3の線状電極群74の位相は $2\pi/3$ 、第4の線状電極群75の位相は π 、第5の線状電極群76の位相は $4\pi/3$ 、第6の線状電極群77の位相は $5\pi/3$ である。画素70のy方向への電荷がそれぞれ線状電極群72～77を通して蓄えられる。

20

【0096】

さらに、各画素70には、電荷収集電極71により収集された電荷を読み出すためのスイッチ群78が設けられている。スイッチ群78は、第1～第6の線状電極群72～77のそれぞれに設けられたTFEスイッチからなる。第1～第6の線状電極群72～77により収集された電荷を、スイッチ群78を制御してそれぞれ個別に読み出すことにより、一度の撮影により、互いに位相の異なる6種類の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。

30

【0097】

FPD20に代えて、上記構成のX線画像検出器を用いることにより、撮影部12から第2の吸収型格子22が不要となるため、コスト削減とともに、さらなる薄型化が可能となる。また、本実施形態では、一度の撮影により、異なる位相で強度変調が行われた複数の縞画像を取得することが可能であるため、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23を排することができる。なお、電荷収集電極71に代えて、特開平2009-133823号公報に記載のその他の構成の電荷収集電極を用いることも可能である。

40

【0098】

さらに、第2の吸収型格子22を配置しない場合の別の実施形態として、X線画像検出器により得られた縞画像（G1像）を、信号処理によって位相を変えながら周期的にサンプリングすることで、該縞画像に強度変調を与えることも可能である。

【0099】

（第3実施形態）

上記各実施形態では、縞走査で得られた複数の画像に基づき、被検体によるX線の位相変化を画像化した位相コントラスト画像と、被検体のX線吸収を画像化した吸収画像の生成を行なっているが、小角散乱画像を生成することも可能である。具体的には、図13に

50

示すように、位相コントラスト画像生成部 25、吸収画像生成部 26、小角散乱画像生成部 80 が構成された画像処理部 81 を用いる。位相コントラスト画像生成部 25、吸収画像生成部 26、小角散乱画像生成部 80 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ものである。このうち、位相コントラスト画像生成部 25 及び吸収画像生成部 26 は、前述の手順に従って位相コントラスト画像及び吸収画像を生成する処理部である。

【0100】

小角散乱画像生成部 80 は、図 14 に示すように、画素ごとに得られる画素データの振幅値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、画素データの最大値と最小値との差を求めることによって行なっても良いが、第 2 の吸収型格子 22 の走査回数 M が少ない場合には誤差が大きくなるため、画素データ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、振幅値に限られず、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。

10

【0101】

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 (13) ~ (16) に変形される。

【0102】

20

【数 13】

$$p_2 = p_1 \quad \dots (13)$$

【0103】

【数 14】

$$d_2 = d_1 \quad \dots (14)$$

30

【0104】

【数 15】

$$Z = m \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots (15)$$

40

【0105】

【数 16】

$$L_2 < \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots (16)$$

【0106】

50

以上説明した第 1、第 2 実施形態は、医療診断用の放射線撮影システムのほか、工業用や、非破壊検査等のその他の放射線撮影システム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】

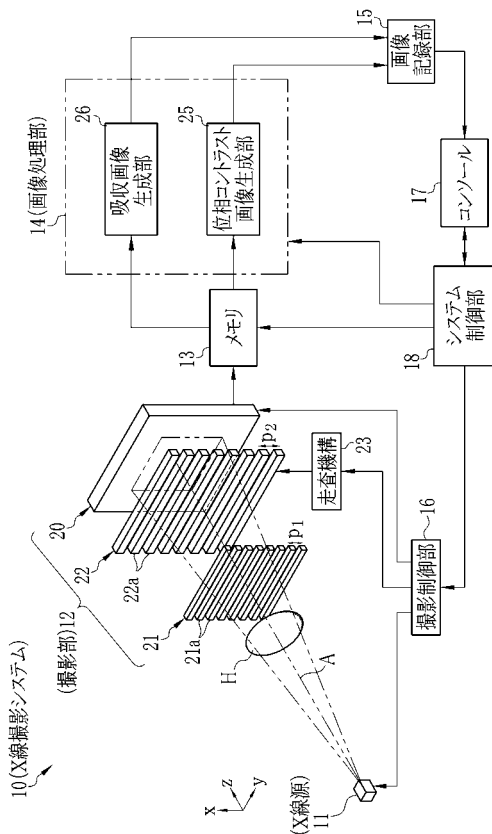
【 0 1 0 7 】

- 1 0 X 線撮影システム
- 1 1 X 線源 (放射線源)
- 1 2 撮影部
- 1 4 画像処理部
- 1 6 撮影制御部
- 1 8 システム制御部
- 2 0 フラットパネル検出器 (FPD)
- 2 1 第 1 の吸収型格子
- 2 1 a X 線遮蔽部
- 2 2 第 2 の吸収型格子
- 2 2 a X 線遮蔽部
- 2 3 走査機構
- 2 5 位相コントラスト生成部
- 2 6 吸収画像生成部
- 8 0 小角散乱画像生成部

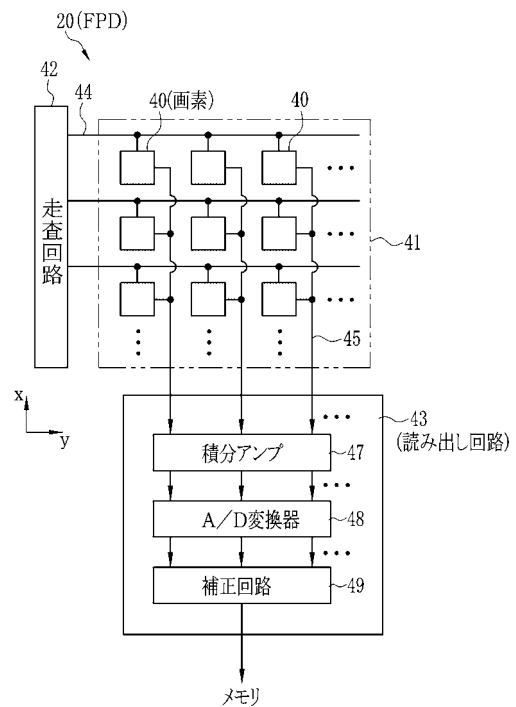
10

20

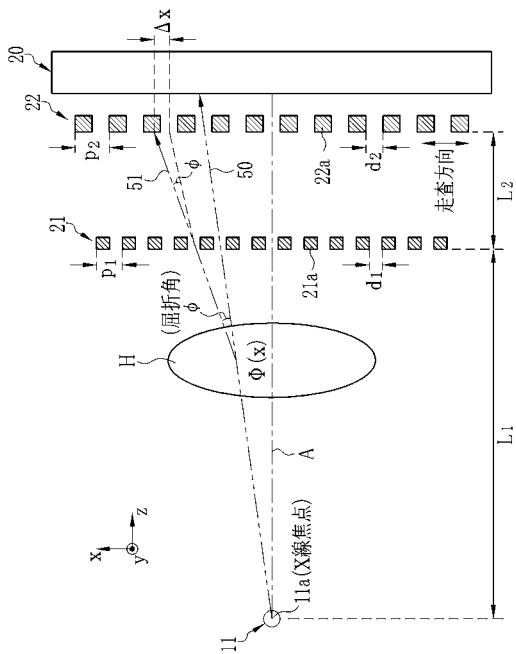
【 図 1 】



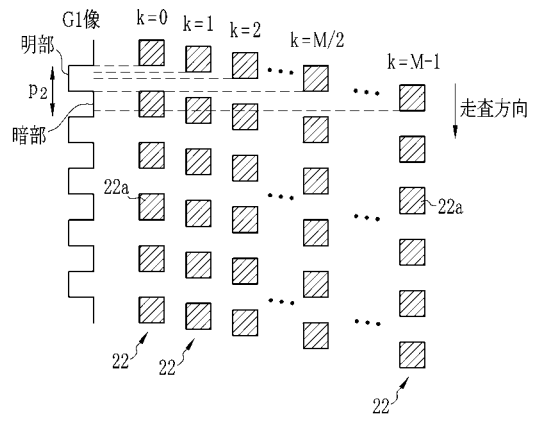
【 図 2 】



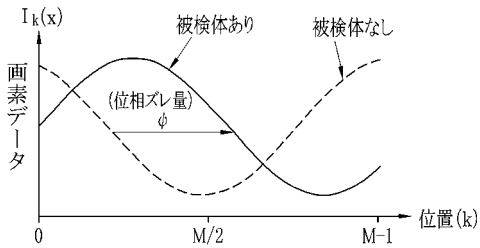
【 図 3 】



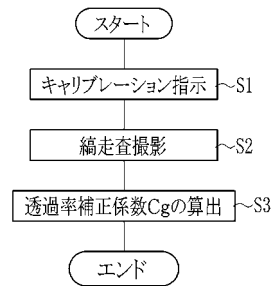
【 図 4 】



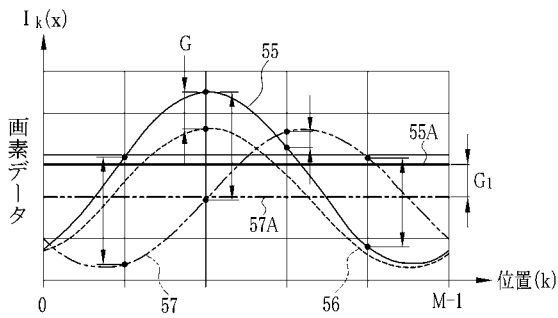
【 図 5 】



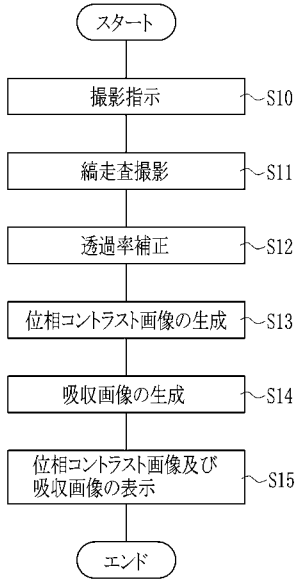
【 図 7 】



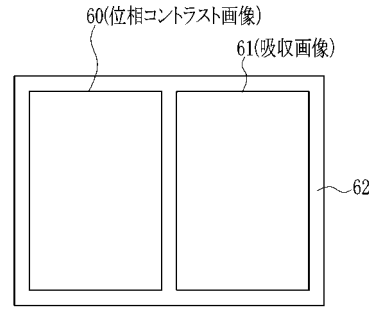
【 図 6 】



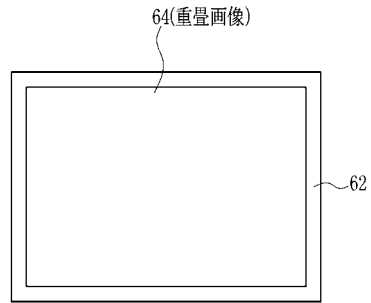
【 図 8 】



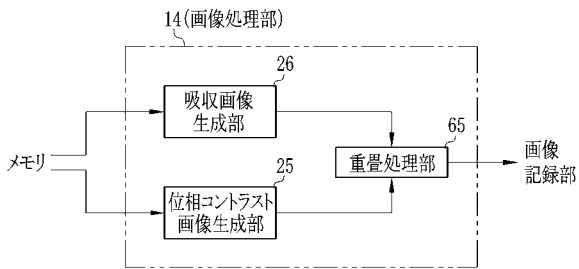
【 図 9 】



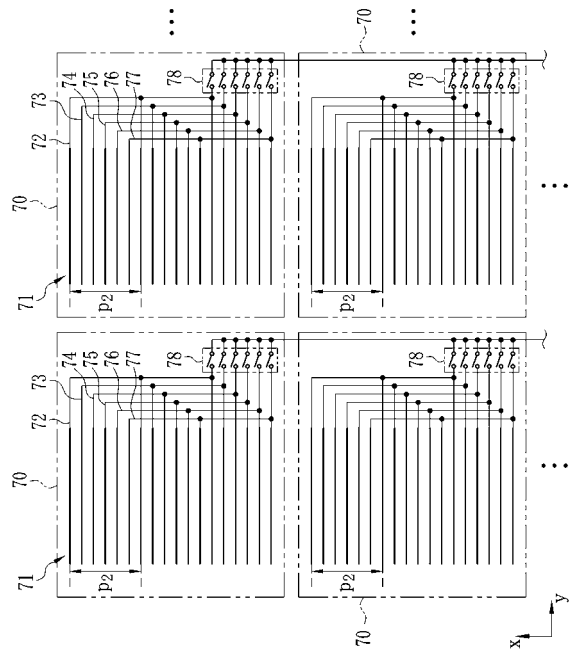
【 図 10 】



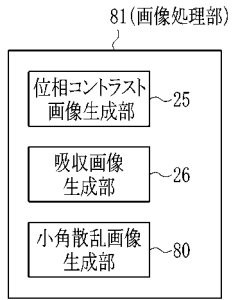
【 図 11 】



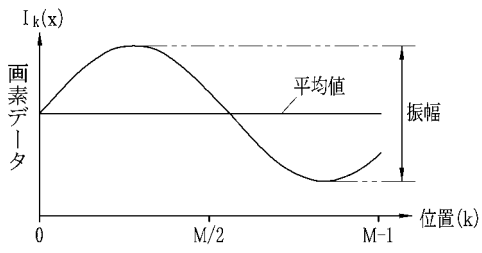
【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B