

(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2014-238265

(P2014-238265A)

(43) 公開日 平成26年12月18日(2014.12.18)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
G 0 1 T	7/00	(2006.01)	G 0 1 T	7/00	B	2 G 0 8 8	
A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 0 0 S	2 G 1 8 8	
A 6 1 B	6/06	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 2 0 Z	4 C 0 9 3	
			A 6 1 B	6/06	3 3 1		

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2011-218506 (P2011-218506)
 (22) 出願日 平成23年9月30日 (2011.9.30)

(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 100115107
 弁理士 高松 猛
 (74) 代理人 100151194
 弁理士 尾澤 俊之
 (74) 代理人 100177105
 弁理士 木村 伸也
 (72) 発明者 岩切 直人
 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) 2G088 GG19 GG21 JJ05 JJ11 JJ29
 LL11

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 放射線画像検出器及びその製造方法、並びに放射線画像検出器を用いた放射線撮影システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 被写体の放射線位相イメージングにおける位相情報の精度を高める放射線画像検出器を提供する。

【解決手段】 通過する放射線によって周期的強度分布を含む放射線像を形成する放射線遮蔽部31bと、放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素40が行列状に配列されてなる受像部41と、受像部41を支持する支持体31aとを、備え、受像部41によって放射線像を検出し、該放射線像に含まれる周期的強度分布に基づく周期パターンを含む画像データを生成する放射線画像検出器30であって、放射線遮蔽部31bは、支持体31aに形成されている放射線画像検出器30。

【選択図】 図5

FIG. 5A

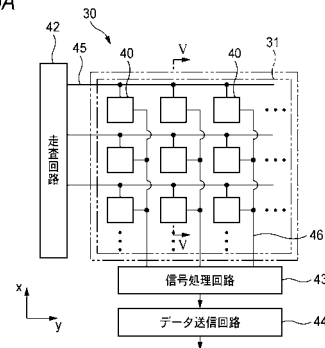
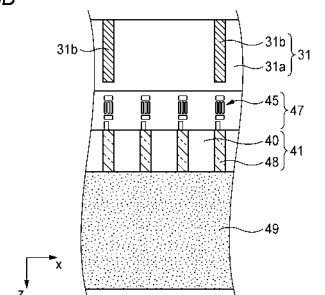


FIG. 5B



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

通過する放射線によって周期的強度分布を含む放射線像を形成する放射線遮蔽部と、前記放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素が行列状に配列されてなる受像部と、前記受像部を支持する支持体とを、備え、前記受像部によって放射線像を検出し、該放射線像に含まれる前記周期的強度分布に基づく周期パターンを含む画像データを生成する放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部は、前記支持体に形成されている放射線画像検出器。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の放射線画像検出器であって、

10

前記放射線遮蔽部は、通過する前記放射線を投影によって前記放射線像を形成する放射線画像検出器。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部は、所定のピッチで平行に配列された複数の線状部材で構成され、入射する前記放射線に強度差を与える吸収型格子である放射線画像検出器。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器であって、

前記受像部より前記放射線像を読み出すために行列状に設けられた複数の走査線及び信号線を含む配線部を有し、

20

該配線部の前記受像部とは反対側の面に、前記放射線遮蔽部が形成された前記支持体が設けられている放射線画像検出器。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の放射線画像検出器であって、

前記受像部の前記配線部とは反対側の面に、放射線の露光によって前記画素の分光感度に適合する波長の光を発する蛍光体が形成された放射線画像検出器。

【請求項 6】

請求項 4 又は請求項 5 に記載の放射線画像検出器であって、

前記支持体は、放射線低吸収材料によって形成され、

前記複数の放射線遮蔽部は、前記支持体に所定のピッチで平行に配列された複数の線状の溝に充填された放射線高吸収材料によって形成される放射線画像検出器。

30

【請求項 7】

請求項 5 又は請求項 6 に記載の放射線画像検出器であって、

前記配線部を構成する前記複数の走査線及び信号線は、前記受像部を構成する前記複数の画素と重ならないように、隣り合った画素の間に形成された放射線画像検出器。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の放射線遮蔽部の各々は、前記複数の走査線又は前記複数の信号線のいずれか一方の少なくとも一部と周期的に重なる放射線画像検出器。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の放射線遮蔽部の各々は、前記複数の信号線の少なくとも一部と周期的に重なる放射線画像検出器。

40

【請求項 10】

請求項 8 又は請求項 9 に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線は、該放射線遮蔽部の幅より狭い放射線画像検出器。

【請求項 11】

請求項 8 から請求項 10 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線のいずれか一方は、他方よりも厚く形成さ

50

れた放射線画像検出器。

【請求項 1 2】

請求項 1 から請求項 1 1 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器であって、前記複数の画素は、前記周期的強度分布を解像可能なピッチに配列されており、前記周期パターンは前記周期的強度分布に対応する放射線画像検出器。

【請求項 1 3】

請求項 1 から請求項 1 1 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器であって、前記複数の画素は、前記周期的強度分布の周期との関係でモアレを形成するピッチに配列されており、前記周期パターンは該モアレに対応し、前記周期的強度分布の周期の 1 / 2 倍よりも小さい放射線画像検出器。

10

【請求項 1 4】

前記放射線画像検出器が C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサである請求項 1 から請求項 1 3 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器。

【請求項 1 5】

前記 C M O S センサが有機光電変換膜を有する有機 C M O S センサである請求項 1 4 に記載の放射線画像検出器。

【請求項 1 6】

請求項 6 に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、前記配線部の前記受像部側とは反対側の面に、放射線低吸収材料からなり、前記支持体となる支持基板を形成し、前記放射線遮蔽部の所定のピッチに対応する複数の線状の溝を前記支持基板に形成し、前記線状の溝に放射線高吸収材料を充填することによって、前記放射線遮蔽部を形成する放射線画像検出器の製造方法。

20

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、前記支持基板上にレジスト膜を形成し、前記レジスト膜上であって、前記放射線遮蔽部に対応する部分にマスクパターンを形成し、前記マスクパターンが形成された前記レジスト膜を露光することで、前記レジスト膜の前記マスクパターンにより遮光された部分以外の部分を硬化させて耐エッチング性を付与し、前記マスクパターンを除去した後、前記支持基板の前記マスクパターンに対応する部分をエッチングにより除去し、これにより前記支持基板に前記複数の線状の溝を形成する放射線画像検出器の製造方法。

30

【請求項 1 8】

請求項 1 6 に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、前記支持基板上にレジスト膜を形成し、前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線をマスクパターンとして、前記配線部側から前記レジスト膜を露光することで、前記レジスト膜の前記マスクパターンにより遮光された部分以外の部分を硬化させて耐エッチング性を付与し、前記支持基板の前記マスクパターンに対応する部分をエッチングにより除去し、これにより前記支持基板に前記複数の線状の溝を形成する放射線画像検出器の製造方法。

40

【請求項 1 9】

請求項 1 から請求項 1 5 のいずれか一項に記載の放射線画像検出器と、前記放射線遮蔽部に入射する放射線の照射野に配置される被写体に起因して、前記放射線画像検出器によって取得される前記放射線像に生じる変調に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する演算処理部と、を備える放射線撮影システム。

【請求項 2 0】

請求項 1 9 に記載の放射線撮影システムであって、

50

前記演算処理部は、前記複数の画素のうち、互いに隣り合う3つ以上の画素を一組として、各組を構成する複数の前記画素の画素値を補間してなる強度変調信号の位相を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの該強度変調信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

【請求項21】

請求項19に記載の放射線撮影システムであって、

前記演算処理部は、前記放射線画像検出器によって取得される画像に対してフーリエ変換を行って該放射線画像の空間周波数スペクトルを取得し、前記空間周波数スペクトルのうちの前記モアレの基本周波数成分を含む空間周波数領域を前記空間周波数スペクトルから分離し、分離された前記空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って部分位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、放射線画像検出器及びその製造方法、並びに放射線画像検出器を用いた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、被写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。

20

【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線画像を検出するX線画像検出器との間に被写体を配置して、被写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被写体を構成する物質の特性（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線画像検出器に入射する。この結果、被写体のX線透過像が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（蓄積性蛍光体）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。

30

【0004】

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り、生体軟部組織やソフトマテリアルなどでは、X線吸収能の差が小さく、従ってX線透過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】

このような問題を背景に、近年、被写体によるX線の強度変化に代えて、被写体による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ことが知られている。このため、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、近年、X線画像検出器と、これとは別体の2枚の透過回折格子（位相型格子及び吸収型格子）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1参照）。

40

【0006】

X線タルボ干渉計は、被写体の背後に第1の回折格子（位相型格子あるいは吸収型格子）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

50

）だけ下流に第2の回折格子（吸収型格子）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、周期パターンである自己像（以下、G1像という）を形成する距離であり、このG1像は、X線源と第1の回折格子との間に配置された被写体とX線との相互作用（位相変化）により変調を受ける。

【0007】

X線タルボ干渉計では、G1像と第2の回折格子との重ね合わせにより生じるモアレ縞を検出し、被写体によるモアレ縞の変調を解析することによって被写体の位相情報を取得する。モアレ縞の解析方法としては、たとえば、縞走査法が知られている。この縞走査法によると、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い、得られる複数の画像データ間に対応する画素毎の信号値の変化から、被写体で屈折したX線の角度分布（位相シフトの微分像）を取得し、この角度分布に基づいて被写体の位相コントラスト画像を得ることができる。

10

【0008】

しかし、上記の縞走査法によると、複数回の撮影を行う必要があり、撮影中の被写体の移動、それによる画質の低下が懸念される。そこで、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いることによって1回の撮影で被写体の位相情報を取得する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照）。これは、モアレ縞をフーリエ変換して得られる空間周波数スペクトルからモアレ縞の基本周波数成分を含む周波数領域を分離し、分離された周波数領域に対して逆フーリエ変換を行うことによって位相シフトの微分像を取得するものである。それによれば、複数回の撮影の間の格子の移動と、高精度が要求されるその移動機構が不要であるため、撮影ワークフローの向上と装置の簡易化が可能になる。また、各撮影間の被写体の移動に起因する画質低下を解消することができる。ただし、モアレ縞の基本周波数成分を分離する際にモアレ縞の基本周波数帯または基本周波数成分以上の高周波成分をフィルタ等でカットする。そのため、逆フーリエ変換により再構成された位相シフトの微分像はカットされた周波数成分がないことから解像度は縞走査法よりも劣る。

20

【0009】

また、第2の回折格子を用いることなく、G1像の周期パターンのピッチよりも小さい画素ピッチの検出器を用いてG1像の周期パターンを検出し、この周期パターンの変調を解析することによって、被写体の位相情報を取得するようにしたX線撮影システムも提案されている（特許文献3参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】国際公開第04/058070号

【特許文献2】国際公開第10/050483号

【特許文献3】特開2007-203063号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1から特許文献3に記載されたX線撮影システムでは、第1の回折格子と検出器が別々に設けられている。このため、例えば、特許文献3に記載のX線撮影システムを被写体の撮影に実際に用いるためには、まず、G1像を生成する第1の回折格子と、G1像の周期パターンを検出する検出器の相対的な位置合わせを高精度に行わなくてはならない。しかし、G1の周期パターンは数 μm 程度と非常に狭く、高精度な位置調整は煩雑である。

【0012】

また、実際に被写体の撮影ができるようになったとしても、その後撮影を重ねるうちに

50

、X線撮影システムに伝わる振動や、第1の回折格子と検出器との熱膨張率の違いによって、一度合わせた第1の回折格子と検出器の位置関係が変わってしまうことがある。このため、定期的に、第1の回折格子と検出器の位置合わせを再度行わなければならない。

【0013】

さらに、X線位相イメージングにおいては、被写体がないときと被写体があるときに生じるG1像の周期パターンの変調という微細な変化を解析することによって、被写体の位相情報を取得する。このため、被写体がないときの撮影と、被写体があるときの撮影の間に、第1の回折格子と検出器の相対的な位置関係のずれてしまうと、適切な周期パターンの変調を得ることができず、位相情報の精度に大きく影響を与えてしまう。

【0014】

本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、第1の回折格子と検出器の位置ずれを低減し、被写体の位相情報を取得する放射線位相イメージングにおいて、位相情報の精度を高めることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

通過する放射線によって周期的強度分布を含む放射線像を形成する放射線遮蔽部と、前記放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素が行列状に配列されてなる受像部と、前記受像部を支持する支持体とを、備え、前記受像部によって放射線像を検出し、該放射線像に含まれる前記周期的強度分布に基づく周期パターンを含む画像データを生成する放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部は、前記支持体に形成されている放射線画像検出器。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、放射線画像検出器自体に、格子として機能する放射線遮蔽部を一体的に組み込むようにしたため、これを何度も位置合わせする必要がなくなる。さらに、放射線遮蔽部と、放射線画像検出器の受像部の位置ずれも低減されるため、被写体の位相情報を取得する放射線位相イメージングにおいて、位相情報の精度を高めることができる。また、放射線画像検出器の構成が簡易となる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの一例の構成を示す模式図である。

【図2】図1の放射線撮影システムの制御ブロック図である。

【図3】図1の放射線撮影システムの撮影部の斜視図である。

【図4】図1の放射線撮影システムの撮影部の側面図である。

【図5】図1の放射線撮影システムの放射線画像検出器の構成を示す模式図である。

【図6】被写体による放射線の屈折を説明するための模式図である。

【図7】図1の放射線撮影システムにおける周期的強度分布の解析方法の一例を示す模式図である。

【図8】図5の放射線画像検出器の製造方法の一例を示す模式図である。

【図9】図5の放射線画像検出器の製造方法の一例を示す模式図である。

【図10】図1の放射線撮影システムの放射線画像検出器の他の例の構成を示す模式図である。

【図11】図10の放射線画像検出器を用いたモアレの解析方法の一例を示す模式図である。

【図12】図10の放射線画像検出器を用いたモアレの解析方法の他の例を示す模式図である。

【図13】図10の放射線画像検出器の製造方法を示す模式図である。

【図14】図1の放射線撮影システムの放射線画像検出器のさらに他の例を示す模式図である。

10

20

30

40

50

【図 1 5】図 1 4 の放射線画像検出器の製造方法の一例を示す模式図である。

【図 1 6】図 1 4 の放射線画像検出器の製造方法の一例を示す模式図である。

【図 1 7】本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

【図 1 8】本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

【図 1 9】図 1 の放射線撮影システムの放射線画像検出器のさらに他の例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

図 1 は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの一例の構成を示し、図 2 は、図 1 の放射線撮影システムの制御ブロックを示す。

【0019】

X 線撮影システム 10 は、被写体 H に X 線を放射する X 線源 11 と、X 線源 11 に対向配置され、X 線源 11 から被写体 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。

【0020】

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。

【0021】

X 線源 11 は、X 線源制御部 17 の制御に基づき、高電圧発生器 16 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、被写体 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 19 a 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 18 a に衝突させることにより X 線を発生する。この回転陽極 18 a の電子線の衝突部分が X 線焦点 18 b となる。

【0022】

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 14 a と、上下方向に連結された複数の支柱部 14 b とからなる。台車部 14 a には、支柱部 14 b 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。

【0023】

立位スタンド 15 は、床に設置された本体 15 a に、撮影部 12 を保持する保持部 15 b が上下方向に移動自在に取り付けられている。保持部 15 b は、上下方向に離間して配置された 2 つのプーリ 15 c の間に掛架された無端ベルト 15 d に接続され、プーリ 15 c 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。

【0024】

また、立位スタンド 15 には、プーリ 15 c 又は無端ベルト 15 d 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オ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 14 b 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。

【0025】

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

10

20

30

40

50

影部 1 2 により取得された画像データを演算処理して X 線画像を生成する演算処理部 2 2 と、X 線画像を記憶する記憶部 2 3 と、X 線画像等を表示するモニタ 2 4 と、X 線撮影システム 1 0 の各部と接続されるインターフェース (I / F) 2 5 とがバス 2 6 を介して接続されている。

【 0 0 2 6 】

入力装置 2 1 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 2 1 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 2 4 は、液晶ディスプレイ等からなり、制御装置 2 0 の制御により、X 線撮影条件等の文字や X 線画像を表示する。

【 0 0 2 7 】

撮影部 1 2 は、被写体 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吸収型格子部 3 1 が一体的に設けられた X 線画像検出器 3 0 を含んで構成される。

【 0 0 2 8 】

図 3 及び図 4 は、X 線画像検出器 3 0 の構成を模式的に示す。

【 0 0 2 9 】

X 線画像検出器 3 0 は、その検出面が X 線源 1 1 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。

【 0 0 3 0 】

吸収型格子部 3 1 は、X 線を検出して電荷を蓄積する複数の画素 4 0 が x y 方向に 2 次元配列されてなる受像部 4 1 と X 線源 1 1 との間に配置されている。

【 0 0 3 1 】

吸収型格子部 3 1 は、基板部 3 1 a と、この基板部 3 1 a の複数の線状の溝に充填された複数の線状の部材で構成される X 線遮蔽部 3 1 b とから構成されている。

【 0 0 3 2 】

基板部 3 1 a は、X 線を透過させるシリコン基板等の X 線透過性材料 (放射線低吸収材料) により形成されている。基板部 3 1 a は、後述する配線部 4 7 や、受像部 4 1 を支持する支持体として機能する。

【 0 0 3 3 】

X 線遮蔽部 3 1 b は、X 線源 1 1 から照射される X 線の光軸 A に直交する面内の一方向 (図示の例では、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構成される。X 線遮蔽部 3 1 b の材料としては、X 線吸収性に優れるもの (放射線高吸収材料) が好ましく、例えば、金、白金等の重金属であることが好ましい。そして、X 線遮蔽部 3 1 b は、上記の材料を用い、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。X 線遮蔽部 3 1 b の製造方法については後述する。

【 0 0 3 4 】

X 線遮蔽部 3 1 b 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。X 線遮蔽部 3 1 b 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。

【 0 0 3 5 】

X 線遮蔽部 3 1 b 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 線を幾何学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 を、X 線源 1 1 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、前述の回転陽極 1 8 a としてタングステンをを用い、管電圧を 5 0 k V 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 を、1 ~ 1 0 μ m 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学的に投影される。

【 0 0 3 6 】

X 線源 1 1 から放射される X 線は、平行ビームではなく、X 線焦点 1 8 b を発光点とし

10

20

30

40

50

たコーンビームであるため、X線遮蔽部31b(吸収型格子部31)を通過して射影される投影像(以下、この投影像をG1像と称する)は、X線焦点18bからの距離に比例して拡大される。

【0037】

X線遮蔽部31bから受像部41までの距離 L_2 は、タルボ干渉計では、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X線撮影システム10においては、X線遮蔽部31bが入射X線を回折させずに投影させる構成であって、X線遮蔽部31bのG1像が、X線遮蔽部31bの後方のすべての位置で相似的に得られるため、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。従って、距離 L_2 を、タルボ干渉距離よりも小さく設定し、X線画像検出器30を薄型化にすることができる。

10

【0038】

X線遮蔽部31b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の厚み h_1 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 は、金(Au)換算で30 μ m以上であることが好ましい。

【0039】

一方、X線遮蔽部31bの厚み h_1 を厚くし過ぎると、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の延伸方向(条帯方向)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 の上限を規定する。X線画像検出器30の受像部41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、X線焦点18bからX線画像検出器30の検出面までの距離を L とすると、厚み h_1 は、図4に示す幾何学的関係から、次式(1)を満たすように設定する必要がある。

20

【0040】

【数1】

$$h_1 \leq \frac{L}{V/2} d_1 \quad \dots(1)$$

30

【0041】

例えば、 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ であり、通常の病院での撮影を想定して、 $L = 2\text{m}$ 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100 μ m以下とすればよい。

【0042】

また、X線遮蔽部31bの開口率は0.2~0.6(=20~60%)特に0.3~0.5(=30~50%)が望ましい。また、X線遮蔽部31bのピッチ p_1 としては、検出したい位相角度分解能 [rad]とし、X線遮蔽部31bから被写体までの距離 L_H (mm)とすると、次式(2)を満たすように設定される。

40

【0043】

【数2】

$$p_1 \leq L_H \times 10^3 \times \tan^{-1}\left(\frac{180}{\pi} \theta\right) \quad \dots(2)$$

【0044】

例えば、検出する位相角度分解能を0.1 μ radとし、画素40と被写体までの距離を $L_H = 10\text{mm}$ とすると、X線遮蔽部31bのピッチ p_1 は3.28 μ m以下とすればよい。

【0045】

以上の構成において、X線遮蔽部31bのG1像が受像部41によって撮像される。次

50

に、X線画像検出器30の構成について説明する。

【0046】

図5は、X線画像検出器30の構成を模式的に示す。FIG. 5Aは、X線画像検出器30の正面図の模式図であり、FIG. 5Bは、FIG. 5Aのv-v線断面図の模式図である。

【0047】

X線画像検出器30は、上述の吸収型格子部31と、X線を検出して電荷を蓄積する複数の画素40がx-y方向に2次元配列されてなる受像部41と、各画素40に蓄積された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から順次読み出された信号を画像データに変換して記憶する信号処理回路43と、画像データをコンソール13のI/F25を介して演算処理部22に送信するデータ送信回路44と、受像部41と走査回路42及び信号処理回路を接続する配線部47と、X線の露光により蛍光を発するシンチレータ49とを含んで構成されている(FIG. 5A)。

10

【0048】

X線画像検出器30は、CMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)センサなどの固体撮像素子をベースに構成することができる。受像部41は、シリコン基板などの半導体基板48と、この半導体基板48に形成されるフォトダイオード等の複数の画素40と、各画素40に蓄積された電荷を読み出す複数の読み出し回路(図示せず)によって形成される。受像部41は、配線部47とシンチレータ49の間に形成されている(FIG. 5B)。

20

【0049】

配線部47は、単結晶シリコン等からなる半導体基板上に形成され、複数の走査線45と、複数の信号線46を有する。配線部47は、吸収型格子部31と受像部41の間に形成されている。また、配線部47の受像部41とは反対側の面に吸収型格子部31が形成されている(FIG. 5B)。

【0050】

走査線45は2次元状に配列された画素40の画素行の間の領域の上方に形成されている。すなわち、X線が入射する方向において、画素40と重ならないように設けられ、隣り合う画素40の間に形成されている。また、X線遮蔽部31bの厚さ方向(+z方向)において、X線遮蔽部31bは一部の走査線45と画素40の行方向全体にわたって重なっている。全ての走査線45に対してX線遮蔽部31bが重なっているわけではないが、周期的に走査線45に対してX線遮蔽部31bが重なっている。図示の例では、X線遮蔽部31bが配列する方向(+x方向)において、X線遮蔽部31bの間に少なくとも2つ以上の画素40が含まれるように、X線遮蔽部31bの間隔 d_1 が設定されている。

30

【0051】

なお、X線遮蔽部31bが配列する方向において、各X線遮蔽部31bの幅よりも走査線45の幅が小さいことが好ましい。

【0052】

信号線46は2次元状に配列された画素40の画素列の間の領域の上方に設けられている。すなわち、X線が入射する方向において、画素40と重ならないように設けられ、隣り合う画素40の間に形成されている。

40

【0053】

シンチレータ49は、X線を受光して画素40の分光感度に適合する波長の蛍光を発する。シンチレータ49を形成する材料としては、例えば、テルビウム賦活酸化ガドリニウム($Gd_2O_2S:Tb$)などの粒状シンチレータや、タリウム賦活ヨウ化セシウム($CsI:Tl$)などの柱状シンチレータが用いられる。シンチレータ49は、受像部41の配線部47とは反対側の面に形成されている(FIG. 5B)。なお、画素間隔を数 μm 以下にする場合には、シンチレータとして $Gd_2SiO_5:Ce$, $Bi_4Ge_3O_{12}$, $Gd_2O_2S:Pr$, $Lu_2SiO_5:Ce$, $Lu_{0.4}Gd_{1.6}SiO_5:Ce$ などの単結晶シンチレータを用いるとよい。十数 $\mu m \sim 2 \mu m$ 程度の結晶サイズを持つ粒状シンチレー

50

タや柱状シンチレータの様に結晶界面での光の反射、散乱等がないためである。単結晶シンチレータは大面積を有する1枚のシンチレータとして構成できないこともあるが、タイル状に複数枚の単結晶シンチレータを配置して面積を大きくしても良い。また、整数枚並べた単結晶シンチレータの発光面積と、画素40のうち画像用画素として用いられる画素の総画素面積がほぼ一致するようにしても良い。なお、シンチレータ間の隙間を有効画素とは異なる位置になるようにすることが好適である。例えば、配線部47や画素40のうち暗補正用画素等として用いられる暗補正画素エリアやICからの配線をパッケージ外部に取り出すためのエリア等が好適である。また、単結晶シンチレータと受像部41の大きさを略同等にして1対1に配置しても良く、更に単結晶シンチレータと受像部41の組み合わせを複数個配列させても良い。

10

【0054】

X線画像検出器30において、X線は、吸収型格子部31側から入射し、配線部47及び受像部41を透過する。これらを透過したX線は、シンチレータ49に入射する。シンチレータ49に入射したX線は、シンチレータ49によって蛍光として発生する。発生した蛍光が、画素40に電荷として蓄積される。蓄積された電荷は、走査回路42により設定されたタイミングに基づいて、読み出され、信号処理回路43によって画像データに変換される(FIG. 5B)。

【0055】

次に、G1像の解析方法について説明する。

【0056】

図6は、被写体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線を示す。

20

【0057】

符号55は、被写体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55を進むX線は、吸収型格子部31の基板部31aを通過して受像部41に入射する。符号56は、被写体Hが存在する場合に、被写体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56を進むX線は、吸収型格子部31のX線遮蔽部31bにより遮蔽される。

【0058】

被写体Hの位相シフト分布(x)は、被写体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(3)で表される。

30

【0059】

【数3】

$$\Phi(x) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - n(x, z)] dz \quad \dots(3)$$

【0060】

X線遮蔽部31bを通過して受像部41の位置に投射されたG1像は、被写体HでのX線の屈折により、その屈折角に応じて量だけx方向に変位することになる。すなわち、G1像のx方向に関するパターン周期 p_1 もまた、G1像の変移に応じてx方向に変移することになる。

40

【0061】

G1像の変位量xは、X線の屈折角(x)が微小であることに基づいて、近似的に次式(4)で表される。

【0062】

【数4】

$$\Delta x \approx L_2 \phi(x) \quad \dots(4)$$

【0063】

ここで、屈折角(x)は、X線波長と被写体Hの位相シフト分布(x)を用いて、式(5)で表される。

【0064】

50

【数 5】

$$\phi(x) = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \dots (5)$$

【0065】

このように、被写体 H での X 線の屈折による G 1 像の変位量 x は、被写体 H の位相シフト分布 $\phi(x)$ に関連している。

【0066】

そして、G 1 像の変位量 x は、受像部 41 の各画素 40 から出力される信号の位相ズレ量（被写体 H がある場合とない場合とにおける信号の位相ズレ量）に、次式（6）のように関連している。

【0067】

【数 6】

$$\phi = \frac{2\pi}{p_1'} \Delta x \dots (6)$$

【0068】

したがって、各画素 40 から出力される信号の位相ズレ量を求めることにより、式（4）及び式（6）から屈折角 θ が求まり、式（5）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、被写体 H の位相シフト分布 $\phi(x)$ 、すなわち被写体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。以下、上記の位相ズレ量の算出方法について説明する。

【0069】

図 7 は、受像部 41 の各画素 40 から出力される信号を模式的に示す。

【0070】

x 方向に隣り合う複数の画素 40 を単位とし、単位毎に、1 単位を構成する複数の画素 40 の画素値 I を補間する。図示の例では、複数の画素 40 の画素値を正弦曲線により補間したものであり、正弦曲線による補間は 3 点あれば足りるため、互いに隣り合う 3 つの画素 40 を単位としている。

【0071】

被写体 H が存在しない場合の信号曲線（FIG. 7A）と、被写体 H が存在する場合の信号曲線（FIG. 7B）との両者の波形の位相差が、その単位を構成する各画素 40 の信号の位相ズレ量に対応する。

【0072】

屈折角 $\theta(x)$ は、式（5）で示したように位相シフト分布 $\phi(x)$ の微分値に対応する値であるため、屈折角 $\theta(x)$ を x 軸に沿って積分することにより、位相シフト分布 $\phi(x)$ が得られる。なお、上記の説明では、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 方向における 2 次元的な位相シフト分布 $\phi(x, y)$ が得られる。

【0073】

以上の処理を経て、演算処理部 22 は、位相シフト分布 $\phi(x, y)$ を画像化した位相コントラスト画像を記憶部 23 に記憶させる。上述した位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置 21 から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置 20 の制御に基づいて各部が連係動作して自動的に行われ、最終的に被写体 H の位相コントラスト画像がモニタ 24 に表示される。

【0074】

図 8 及び図 9 は、X 線撮影システム 10 の X 線画像検出器 30 の製造方法の一例を示す模式図である。

【0075】

まず、すでに画素 40 が 2 次元状に配列された受像部 41 と配線部 47 が形成された固体撮像装置を用意する。次いで、X 線低吸収材料により形成される支持基板 51 を、配線部 47 の上に形成する。そして、配線部 47 の上方であって、レジスト膜 52 を支持基板

10

20

30

40

50

51の上に形成する。

【0076】

なお、半導体基板48に形成された画素40は、この時点では、外部に露出していない。

【0077】

また、レジスト膜52としては、ネガ型とポジ型のいずれも用いることができるが、本例では、ポジ型のレジスト膜を用いた場合について説明する。

【0078】

次いで、マスク53を介してレジスト膜52を、矢印の方向から、使用するレジストに適した波長の電磁波で露光する(FIG. 8A)。これにより、マスク53によって遮光された部分以外の部分を硬化させて耐エッチング性を付与する。各マスク53で構成されるマスクパターンは、X線遮蔽部31bが形成される部分に対応する。そして、矢印の方向から見たときに、X線遮蔽部31bと重なる走査線45は、対応するマスク53の幅よりもX線遮蔽部31bの配列方向において狭い。

10

【0079】

次いで、マスクパターンを除去した後、現像を行い、レジスト膜52のうちマスク53によって遮光された部分を除去した後、洗浄する(FIG. 8B)。

【0080】

次いで、画素40が形成されている半導体基板48を研磨して、画素40を外部に露出する(FIG. 8C)。

20

【0081】

次いで、支持基板51のうち、マスクパターンに対応する部分をエッチングにより除去する。これにより、支持基板51にはX線遮蔽部31bが充填される複数の溝が形成されるとともに、吸収型格子部31の基板部31aが形成される(FIG. 9A)。

【0082】

次いで、レジスト膜52を除去した後、金属メッキ処理等により、支持基板51に形成された複数の溝を充填する。これにより、吸収型格子部31のX線遮蔽部31bが形成される(FIG. 9B)。

【0083】

そして、受像部41とシンチレータ49を光学的に接合する。すなわち、シンチレータ49を、受像部41に直接蒸着してもよいし、受像部41に接着層を介してシンチレータ49を貼り合わせてもよい(FIG. 9C)。

30

【0084】

以上、X線画像検出器30の製造方法によれば、受像部41を支持する支持基板51に溝を形成し、これらの溝を充填してX線遮蔽部31bを設けるようにしている。このため、受像部41と吸収型格子部31を別々に作成し、後から画像40とX線遮蔽部31bを位置合わせするよりも精度よく、X線画像検出器30を製造することができる。

【0085】

また、支持基板51を形成した後に、画素40が形成された半導体基板48を研磨するようにしたため、半導体基板48を研磨するための耐久性をあげることができる。支持基板51は、X線低吸収材料であることが望ましい。例えば、樹脂やSiなどである。更に支持基板51の熱膨張率が受像部41を形成している部材と近い物質であることが望ましい。例えば、受像部41が単結晶Siを用いて構成される場合は、単結晶Siや窒化珪素 Si_3N_4 、a-Si、p-Si等である。また、受像部41が化合物半導体のSiCを用いて構成される場合には、AlN等である。更に、受像部41が、ガラス基板上に形成されたTFTである場合には、SiCやAlN等である。

40

【0086】

以上、説明したように、X線撮影システム10のX線画像検出器30によれば、X線画像検出器30に格子として機能するX線遮蔽部31bを一体的に組み込むようにしたため、これを何度も位置合わせする必要がなくなる。さらに、X線遮蔽部31bと、X線画像

50

検出器 30 の受像部 41 の位置ずれも低減されるため、被写体の位相情報を取得する放射線位相イメージングにおいて、位相情報の精度を高めることができる。また、X線画像検出器 30 の構成が簡易となる。

【0087】

また、X線遮蔽部 31b で殆どのX線を回折させずに、受像部 41 に幾何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、X線源 11 として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。

【0088】

そして、X線遮蔽部 31b から受像部 41 までの距離 L_2 を任意の値とすることができ、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できる。更に、本X線撮影システムでは、X線遮蔽部 31b からの投影像 (G1像) には、照射X線のほぼすべての波長成分が寄与し、G1像のコントラストが向上するため、位相コントラスト画像の検出感度を向上させることができる。

10

【0089】

また、シンチレータ 49 を画素 40 に近づけるように配置したため、画素 40 付近でシンチレータ 49 の発光が行われ、感度が向上する。

【0090】

また、走査線 45 をX線遮蔽部 31b と重なるように配置したため、走査線 45 によるX線の吸収を低減することができる。

20

【0091】

なお、X線画像検出器 30 では、X線遮蔽部 31b と走査線 45 の一部がX線遮蔽部 31b の厚さ方向で重なるようにしているが、これに限られない。例えば、複数のX線遮蔽部 31b がy軸方向で配列され、X線遮蔽部 31b と信号線 46 の一部がX線遮蔽部 31b の厚さ方向で重なるようにしてもよい。

【0092】

X線遮蔽部 31b と信号線 46 が重なるようにすれば、ノイズの低減が図られる点で好ましい。

【0093】

また、X線遮蔽部 31b の配列方向におけるX線遮蔽部 31b の幅よりも、配線部 47 の走査線 45 (または信号線 46) の幅を狭くしたため、X線遮蔽部 31b 以外によるX線のケラレを防ぐことができる。

30

【0094】

なお、X線画像検出器 30 の製造方法としては、上記の方法以外の方法や順番を採用してもよい。

【0095】

なお、上述したX線画像検出器 30 は、X線遮蔽部 31b が吸収型格子であるものとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。上述のとおり、タルボ干渉像の周期パターンであっても、X線画像検出器 30 の画素 40 の配列ピッチとの関係で画像にG1像を解析することができ、その場合にも本発明は有用である。よって、格子は、吸収型格子に限らず位相型格子であってもよい。

40

【0096】

また、位相シフト分布 $\phi(x)$ を画像化したものを位相コントラスト画像として記憶ないし表示するものとして説明したが、位相シフト分布 $\phi(x)$ は、屈折角 θ より求まる位相シフト分布 $\phi(x)$ の微分量を積分したものであって、屈折角 θ 及び位相シフト分布 $\phi(x)$ の微分量もまた被写体によるX線の位相変化に関連している。よって、屈折角 θ を画像化したもの、また、位相シフトの微分量を画像化したものも位相コントラスト画像に含まれる。

【0097】

また、被写体がない状態で撮影 (プレ撮影) して取得される画像に対して、上述の位相コントラスト画像の生成処理を行い、位相コントラスト画像を取得するようにしてもよい

50

。この位相コントラスト画像は、例えば、X線遮蔽部31bの不均一性等によって生じる位相ムラ（初期位相のズレ）を反映している。このプレ撮影における位相コントラスト画像を、被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得される位相コントラスト画像から減算することで、撮影部12の位相ムラを補正した位相コントラスト画像を得ることが出来る。

【0098】

図10は、X線画像検出器30の他の例を示す。

【0099】

X線画像検出器50は、X線画像検出器30と異なり、X線遮蔽部31bの厚さ方向において、吸収型格子部31のX線遮蔽部31bと全ての走査線45が重なっている。すなわち、各X線遮蔽部31bと各走査線45は1対1で対応して重なっている。

10

【0100】

このため、G1像を直接解析することができないため、G1像のx方向に関するパターン周期 p_1' と、画素40のx方向に関する配列ピッチPとの微小な差異により発生する、モアレを解析することによって、位相コントラスト画像を取得する。

【0101】

ここで、画素40の配列ピッチPは、周期 p_1' のG1像の周期パターンを検出（解像）するに必要なピッチである $1/2p_1'$ よりも小さい。

【0102】

画像に生じるモアレのx方向に関するモアレの周期Tは、次式(7)で表される。

20

【0103】

【数7】

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

【0104】

X線源11と吸収型格子部31（X線遮蔽部31b）との間に被写体Hを配置すると、X線画像検出器50により検出される画像に生じるモアレは、被写体Hにより変調を受ける。この変調量は、被写体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、このモアレを解析することによって、被写体Hの位相コントラスト画像を生成することができる。

30

【0105】

ここで、G1像の周期 p_1' とモアレの周期Tに着目する。X線遮蔽部31bから受像部41の位置に投射されたG1像は、被写体HでのX線の屈折により、その屈折角に依じた量だけx方向に変位する。そして、G1像のx方向に関するパターン周期 p_1' と画素40のx方向に関する配列ピッチPとの微小な差異により画像に生じるモアレもまた、G1像の変移に応じてx方向に変移する。

【0106】

そして、G1像の変位量 x が周期 p_1' に達すると、モアレが元の状態にもどることから、モアレの変位量 X は、G1像の変位量 x を用いて、次式(8)で表される。

40

【0107】

【数8】

$$\Delta X = \frac{T}{p_1'} \Delta x \dots(8)$$

【0108】

この変位量 X は、X線画像検出器50の各画素40から出力される信号の位相ズレ量（被写体Hがある場合とない場合とにおける信号の位相ズレ量）に、次式(9)のように関連している。

【0109】

【数 9】

$$\phi = \frac{2\pi}{T} \Delta X \quad \dots(9)$$

【0110】

したがって、各画素 40 から出力される信号の位相ズレ量 ϕ を求めることにより、式 (4)、式 (8) 及び式 (9) から屈折角 θ が求まり、上述の式 (5) 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、被写体 H の位相シフト分布 $\phi(x)$ 、すなわち被写体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。

【0111】

以下、上記の位相ズレ量 ϕ の算出方法について説明する。

【0112】

図 11 は、X 線画像検出器 50 の各画素 40 から出力される信号を模式的に示す。

【0113】

x 方向に隣り合う複数の画素 40 を単位とし、単位毎に、1 単位を構成する複数の画素 40 の画素値 I を補間する。図示の例では、複数の画素 40 の画素値を正弦曲線により補間したものであり、正弦曲線による補間は 3 点あれば足りるため、互いに隣り合う 3 つの画素 40 を単位としている。

【0114】

G1 像の周期パターンの x 方向に関する周期 p_1 と画素 40 の x 方向に関する配列ピッチ P とが画像にモアレを生じさせる関係にあることから、信号曲線は、モアレの周期 T で周期的に変化する。G1 像が x 方向に変移すると、それに伴って、モアレもまた x 方向に変移し、モアレに対応する信号曲線の位相が変化する。G1 像の変位量 x が、その周期パターンの周期 p_1 に達すると、モアレの変位量 X は、そのモアレの周期 T となり、モアレ及び信号曲線は元の状態に戻る。

【0115】

被写体 H が存在しない場合の信号曲線 (FIG. 7A) と、被写体 H が存在する場合の信号曲線 (FIG. 7B) との両者の波形の位相差が、その単位を構成する各画素 40 の信号の位相ズレ量 ϕ に対応する。

【0116】

屈折角 $\theta(x)$ は、式 (5) で示したように位相シフト分布 $\phi(x)$ の微分値に対応する値であるため、屈折角 $\theta(x)$ を x 軸に沿って積分することにより、位相シフト分布 $\phi(x)$ が得られる。なお、上記の説明では、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 方向における 2 次元的な位相シフト分布 $\phi(x, y)$ が得られる。

【0117】

以上の処理を経て、演算処理部 22 は、位相シフト分布 $\phi(x, y)$ を画像化した位相コントラスト画像を記憶部 23 に記憶させる。上述した位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置 21 から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置 20 の制御に基づいて各部が連係動作して自動的に行われ、最終的に被写体 H の位相コントラスト画像がモニタ 24 に表示される。

【0118】

図 12 は、X 線画像検出器 50 を用いた、モアレの解析方法の他の例を示す。

【0119】

本例においては、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いて、モアレを解析する。X 線遮蔽部 31b の周期パターンの周期と X 線画像検出器 30 の画素 40 の配列ピッチとの干渉によって形成されるモアレは次式 (10) で表すことができ、式 (10) は次式 (11) に書き換えることができる。

【0120】

10

20

30

40

【数 1 0】

$$f(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos(2\pi(f_{0x}x + f_{0y}y) + \phi(x, y)) \quad \dots(10)$$

【0 1 2 1】

【数 1 1】

$$f(x, y) = a(x, y) + c(x, y) \exp(2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) + c^*(x, y) \exp(-2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) \quad \dots(11)$$

【0 1 2 2】

式(10)において、 $a(x, y)$ はバックグラウンドを表し、 $b(x, y)$ はモアレの基本周期に対応した空間周波数成分の振幅を表し、 (f_{0x}, f_{0y}) はモアレの基本周期を表す。また式(11)において、 $c(x, y)$ は次式(12)で表される。

【0 1 2 3】

【数 1 2】

$$c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y) \exp[i\phi(x, y)] \quad \dots(12)$$

【0 1 2 4】

従って、 $c(x, y)$ 又は $c^*(x, y)$ の成分を取り出すことによって屈折角 (x, y) の情報を得ることができる。ここで、式(11)はフーリエ変換によって次式(13)となる。

【0 1 2 5】

【数 1 3】

$$F(f_x, f_y) = A(f_x, f_y) + C(f_x - f_{0x}, f_y - f_{0y}) + C^*(f_x + f_{0x}, f_y + f_{0y}) \quad \dots(13)$$

【0 1 2 6】

式(13)において、 $F(f_x, f_y)$ 、 $A(f_x, f_y)$ 、 $C(f_x, f_y)$ は、それぞれ $f(x, y)$ 、 $a(x, y)$ 、 $c(x, y)$ に対する 2次元のフーリエ変換である。

【0 1 2 7】

X線遮蔽部 31b のような 1次元格子を使用した場合に、モアレの空間周波数スペクトルには、少なくとも、 $A(f_x, f_y)$ に由来するピークと、これを挟んで $C(f_x, f_y)$ 及び $C^*(f_x, f_y)$ に由来するモアレの基本周期に対応した空間周波数成分のピークとの 3つのピークが生じる。 $A(f_x, f_y)$ に由来するピークは原点に、また、 $C(f_x, f_y)$ 及び $C^*(f_x, f_y)$ に由来するピークは $(\pm f_{0x}, \pm f_{0y})$ (複合同順) の位置に生じる。

【0 1 2 8】

モアレの空間周波数スペクトルから屈折角 (x, y) を得るには、モアレの基本周期に対応する空間周波数成分のピーク周波数を含む領域 A を切り出し、ピーク周波数が周波数空間の原点に重なるように切り出した領域 A を移動させ、逆フーリエ変換を行う。そして、逆フーリエ変換によって得られる複素数情報から屈折角 (x, y) を得ることができる。

【0 1 2 9】

図 13 は、図 10 の X線画像検出器 50 の製造方法を示す。

【0 1 3 0】

図 13 に示すように、X線画像検出器 50 の製造方法は、マスクパターンを別途用意していない点で、図 8 及び図 9 に示す製造方法と異なる。

【0 1 3 1】

まず、すでに画素 40 が 2次元状に配列された受像部 41 と配線部 47 が形成された固体撮像装置を用意する。このとき、配線部 47 の走査線 45 は、画素 40 の画素行の間の領域の上方に設けられている。

【0 1 3 2】

次いで、X線低吸収材料により形成される支持基板 51 を、配線部 47 の上に形成する。そして、配線部 47 の上に、レジスト膜 52 を形成する。

【0 1 3 3】

なお、半導体基板 48 に形成された画素 40 は、この時点では、外部に露出していない

10

20

30

40

50

。

【0134】

また、レジスト膜52としては、ネガ型とポジ型のいずれも用いることができる。本例では、ポジ型のレジスト膜を用いた場合について説明する。

【0135】

そして、半導体基板48側から、レジスト膜52を、矢印の方向から（配線部47側から）、X線等で露光する。このとき、配線部47の走査線45が画素40を避けて設けられているため、各走査線45がマスクパターンを構成するマスクとして機能する。このような自己整合型（Self Alignment）の方法によりX線遮蔽部31bを形成すべき場所を決定することが出来る。

【0136】

なお、マスクを形成するために各走査線45はX線の透過率が低いことが好ましい。このため、走査線45は厚さ方向に厚めに製造しておくことが好ましい。一方、マスクとして機能させない信号線46は、走査線45よりも薄く形成することが好ましい。また、走査線45は厚く製造されているため配線抵抗が低くすることができ、画素40からの読出配線などの、配線抵抗が低いことが望まれる配線に用いることが好適である。

【0137】

以下、レジスト膜52の現像工程から以降は、X線画像検出器30の製造方法と同じであるため記載を省略する。

【0138】

以上、X線画像検出器50の製造方法によれば、配線部47の走査線45をマスクパターンとして代用したため、マスクパターンを改めて用いることなく、基板部31aに溝を形成することができる。

【0139】

図14は、X線画像検出器30のさらに他の例を示す。

【0140】

X線画像検出器60は、有機CMOSセンサをベースに構成されている点がX線画像検出器30と異なり、有機光電変換材料を用いた光電変換素子で画素40を2次元状に配列した受像部61を含んで構成される。

【0141】

複数の画素40は、上部電極膜64、下部電極膜63及び、これらの間に配置された光電変換膜62を有している。この光電変換膜62は有機光電変換材料により構成されている。

【0142】

光電変換膜62は、例えば特開2009-32854号公報に記載された有機光電変換材料を用いている。光電変換膜62は、シンチレータ49から発せられた光を吸収し、吸収した光に応じた電荷を発生する。このように有機光電変換材料を含む光電変換膜62であれば、可視域にシャープな吸収スペクトルを持ち、シンチレータ49による発光以外の電磁波が光電変換膜62に吸収されることがほとんどなく、ノイズを効果的に抑制することができる。

【0143】

光電変換膜62の有機光電変換材料は、シンチレータ49で発光した光を最も効率良く吸収するために、その吸収ピーク波長が、シンチレータ49の発光ピーク波長と近いほど好ましい。有機光電変換材料の吸収ピーク波長とシンチレータ49の発光ピーク波長とが一致することが理想的であるが、双方の差が小さければシンチレータ49から発せられた光を十分に吸収することが可能である。具体的には、有機光電変換材料の吸収ピーク波長と、シンチレータ49の放射線に対する発光ピーク波長との差が、10nm以内であることが好ましく、5nm以内であることがより好ましい。

【0144】

このような条件を満たすことが可能な有機光電変換材料としては、例えば、アリーリデ

10

20

30

40

50

ン系有機化合物、キナクリドン系有機化合物、及びフタロシアニン系有機化合物が挙げられる。例えばキナクリドンの可視域における吸収ピーク波長は560nmであるため、有機光電変換材料としてキナクリドンを用い、シンチレータ49の材料としてCsI:Tlを用いれば、上記ピーク波長の差を5nm以内にするのが可能となり、光電変換膜62で発生する電荷量をほぼ最大にすることができる。

【0145】

なお、画素40は、上部電極膜64、下部電極膜63と、これらの間に配置された光電変換膜62を含む有機層により構成するようにしてもよい。この有機層は、より具体的には、電磁波を吸収する部位、光電変換部位、電子輸送部位、正孔輸送部位、電子ブロッキング部位、正孔ブロッキング部位、結晶化防止部位、電極、及び層間接触改良部位等の積み重ねもしくは混合により形成することができる。

10

【0146】

光電変換膜62の厚みは、シンチレータ49からの光を吸収する点では膜厚は大きいほど好ましいが、電荷分離に寄与しない割合を考慮すると、30nm以上300nm以下が好ましく、より好ましくは、50nm以上250nm以下、特に好ましくは80nm以上200nm以下である。

【0147】

上部電極膜64は、シンチレータ49により生じた光を光電変換膜62に入射させる必要があるため、少なくともシンチレータ49の発光波長に対して透明な導電性材料で構成することが好ましい。具体的には、可視光に対する透過率が高く、抵抗値が小さい透明導電性酸化物(TCO;Transparent Conducting Oxide)を用いることが好ましい。

20

【0148】

なお、上部電極膜64としてAuなどの金属薄膜を用いることもできるが、透過率を90%以上得ようとする抵抗値が増大し易いため、TCOの方が好ましい。例えば、ITO、IZO、AZO、FTO、SnO₂、TiO₂、ZnO₂等を好ましく用いることができ、プロセス簡易性、低抵抗性、透明性の観点からはITOが最も好ましい。

【0149】

尚、上部電極膜64は、全ての画素40で共通の一枚構成としてもよいし、画素40毎に分割してあっても良い。

【0150】

また、上部電極膜64の厚みは、例えば、30nm以上300nm以下とすることができる。

30

【0151】

下部電極膜63は、画素40毎に分割された薄膜である。下部電極膜63は、透明又は不透明の導電性材料で構成することができ、アルミニウム、銀等を好適に用いることができる。下部電極膜63の厚みは、例えば、30nm以上300nm以下とすることができる。

【0152】

上述した有機光電変換材料を用いた光電変換素子の構成は、例えば、特開2009-32854号公報の記載が参考となる。

40

【0153】

以上のように、X線画像検出器60によれば、画素40に有機光電変換材料を用いた光電変換膜62を設けるようにしたため、位相コントラスト画像のノイズを低減することができる。

【0154】

図15及び図16は、図14のX線画像検出器60の製造方法を示す。

【0155】

まず、シリコン基板等の支持基板51に各画素40用の読み出し回路(図示せず)を形成した後、複数の走査線45や複数の信号線46を有する配線部47を支持基板51上に形成する。また、この配線部47の支持基板51とは反対側の面に下部電極膜63を形成

50

する（FIG. 15A）。下部電極膜63は読み出し回路と接続されている。

【0156】

次いで、X線画像検出器30の製造方法と同様に、下部電極膜63が設けられていない側にX線遮蔽部31bを有する吸収型格子部31を形成する（FIG. 15B）。このとき、X線低吸収材料により形成される支持体をシリコン基板上に形成しても良いが、シリコン基板自体を支持体としてエッチング等により溝を形成した上で金属メッキ処理等によりX線遮蔽部31bを形成する。

【0157】

次いで、下部電極膜63上に光電変換膜62を形成する（FIG. 15C）。

【0158】

次いで、光電変換膜62上に上部電極膜64を形成し、上部電極膜64上に保護膜65を形成する（FIG. 16A）。

【0159】

そして、受像部61と別途製造したシンチレータ49を光学的に接合する。シンチレータ49は、保護膜65上に直接蒸着してもよいし、保護膜65とは別に接着層を設けて、保護膜65にシンチレータ49を貼り合わせてもよい（FIG. 16B）。

【0160】

図17は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

【0161】

図17に示すマンモグラフィシステム170は、被検体として乳房BのX線画像（位相コントラスト画像）を撮影する装置である。マンモグラフィシステム170は、基台（図示せず）に対して旋回可能に連結されたアーム部材81の一端に配設されたX線源収納部82と、アーム部材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。

【0162】

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。

【0163】

なお、X線源11及び撮影部12は、前述したX線撮影システム10のものと同様の構成であるため、各構成要素には、X線撮影システム10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、前述したX線撮影システム10と同様であるため説明は省略する。

【0164】

図18は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

【0165】

X線撮影システム180は、X線源101のコリメータユニット102に、マルチスリット103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、前述したX線撮影システム10と同一であるので説明は省略する。

【0166】

前述したX線撮影システム10では、X線源11からX線画像検出器30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X線撮影システム100においては、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103を配置する。

【0167】

10

20

30

40

50

マルチスリット 103 は、X 線遮蔽部 31b と同様に吸収型格子であり、一方向（y 方向）に延伸した複数の X 線遮蔽部が、吸収型格子部 31 の X 線遮蔽部 31b 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 103 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）を形成することを目的としている。

【0168】

このマルチスリット 103 の格子ピッチ p_3 は、マルチスリット 103 から X 線遮蔽部 31b までの距離を L_3 として、実質的にマルチスリット 103 の位置が X 線焦点位置となるため、次式（14）を満たすように設定する必要がある。

【0169】

【数 14】

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} \cdot \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \dots(14)$$

【0170】

式（14）は、マルチスリット 103 により分散形成された各点光源から射出された X 線の X 線遮蔽部 31b による投影像（G1 像）が、受像部 41 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。

【0171】

このように、本 X 線撮影システム 180 では、マルチスリット 103 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ことにより、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。以上説明したマルチスリット 103 は、前述したいずれの X 線撮影システムにおいても適用可能である。

【0172】

図 19 は、図 1 の放射線撮影システムの放射線画像検出器のさらに他の例を示す模式図である。

【0173】

上述の X 線画像検出器 30 の X 線遮蔽部 31b では、X 線遮蔽部 31b 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。これに代えて、図 13 に示すように、X 線画像検出器 70 は、X 線遮蔽部 31b の格子面を曲面状に凹面化した吸収型格子部 110 を用いている。これに合わせて、X 線画像検出器 70 では、G1 像の検出面が円筒面状となっている。つまり、X 線画像検出器 70 による G1 像の検出面は、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。

【0174】

吸収型格子部 110 は、X 線透過性で形成され、かつ湾曲した基板部 110a の表面に、複数の X 線遮蔽部 110b 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 110b は、X 線吸収性に優れる材料で形成され、かつ y 方向に直線状に延伸しており、吸収型格子部 110 の格子面は、X 線焦点 18b を通り X 線遮蔽部 110b 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。

【0175】

なお、この吸収型格子部 110 における、複数の X 線遮蔽部 110b は、X 線画像検出器 70 を光軸 A に垂直な面となるように展開すると、X 線遮蔽部 110b が所定のピッチで略平行となるものであり、複数の X 線遮蔽部 110b が所定のピッチ p_1 で平行に配列されていることに含まれるものとする。

【0176】

X 線画像検出器 70 の画素ピッチは、この X 線画像検出器 70 に形成される G1 像のパターン周期の周期との関係において、画像にモアレを生じさせるピッチとされている。

【0177】

X 線遮蔽部 110b 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、被写体 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、X 線遮蔽部 110b の厚み h_1 の上限の制約が緩和され、上記式（1）を考慮する必要

10

20

30

40

50

がなくなる。

【0178】

よって、上述した各X線撮影システムでは従来例と比較して以下の特徴がある。

【0179】

まず、X線画像検出器に設けられた高精細な画素40の配列自体が、第2の回折格子を兼ねた受像部41であるため、第1の回折格子のG1像とのモアレを直接検出できる。このため、従来例の第2の回折格子が不要となる。そのため、第2の回折格子でのX線の減衰が無くなるため、X線を有効利用でき患者のX線被曝を大幅に低減できる。

【0180】

また、第1の回折格子をX線画像検出器自体に一体的に組み込んでいるため、従来例のように、第1の回折格子とX線画像検出器の相対的な位置ずれなどが無く、高精度な位置調整を繰り返す必要が無い。

10

【0181】

さらに、第1の回折格子同等以下のピッチを有する数 μm 程度の高精細なX線画像検出器を用いる場合には、フーリエ変換および逆フーリエ変換を用いて1回の撮影で被写体の位相情報を取得する方法であっても、モアレの基本周波数成分が人体構造などの被写体構造よりも高周波であるため、基本周波数成分を含む周波数領域を分離して逆フーリエ変換により位相シフトの微分像を再構成しても被写体構造の解像度劣化は問題ないレベルに抑えることができる。よって、1回の撮影であっても縞走査法以上の解像度を得ることができ、かつ縞走査法のような複数回の撮影間の被写体のブレや格子移動精度による画質劣化

20

【0182】

以上、説明した、各X線撮影システムでは、放射線として一般的なX線を用いる場合について説明したが、本発明に用いられる放射線はX線に限られるものではなく、線、線等のX線以外の放射線を用いることも可能である。

【0183】

なお、X線を検出する方法としてシンチレータ49の発光を光電変換する間接変換型の放射線検出器を例に挙げて説明したがこれに限られない。例えば、a-Si等の半導体層でX線光子を電荷に変換する直接変換型の放射線検出器を用いることが可能である。直接変換型はシンチレータの発光の散乱等によるボケがなく、間接変換型より解像度の高い画像を得ることが可能である。

30

【0184】

さらに、放射線画像検出器として、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサを例に挙げて説明したがこれに限られる物ではない。例えば、モアレが検出できる程度の高精細であれば、CCD (Charge Coupled Device) センサやTFET (Thin Film Transistor) センサを採用することも可能である。現状、a-Siで形成されたTFETセンサでは、CMOSセンサやCCDセンサを用いた放射線画像検出器よりも画素のサイズは大きくなりやすいものの、素子構造の変更やa-Siよりも移動度の高いp-SiやCGS (Continuous Grain Silicon、連続粒界結晶シリコン) やZnOに代表される多結晶系やIGZO (In-Ga-Zn-O) に代表されるアモルファス酸化物材料を用いたTFETセンサなどを使用することで現状よりも高精細化することが可能である。TFETセンサを用いる場合には、TFETセンサの支持体となるガラス等の基板を、前述したようなエッチング加工により溝を形成し、溝を充填してX線遮蔽部31bを形成すればよい。

40

【0185】

以上、説明したように、本明細書には、下記(1)~(21)の事項が開示されている。

【0186】

(1) 通過する放射線によって周期的強度分布を含む放射線像を形成する放射線遮蔽部と、前記放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素が行列状に配列されてなる受像部と

50

、前記受像部を支持する支持体とを、備え、前記受像部によって放射線像を検出し、該放射線像に含まれる前記周期的強度分布に基づく周期パターンを含む画像データを生成する放射線画像検出器であって、前記放射線遮蔽部は、前記支持体に形成されている放射線画像検出器。

(2)(1)に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部は、通過する前記放射線を投影によって前記放射線像を形成する放射線画像検出器。

(3)(1)又は(2)に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部は、所定のピッチで平行に配列された複数の線状部材で構成され、入射する前記放射線に強度差を与える吸収型格子である放射線画像検出器。

10

(4)(1)から(3)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器であって、

前記受像部より前記放射線像を読み出すために行列状に設けられた複数の走査線及び信号線を含む配線部を有し、

該配線部の前記受像部とは反対側の面に、前記放射線遮蔽部が形成された前記支持体が設けられている放射線画像検出器。

(5)(4)に記載の放射線画像検出器であって、

前記受像部の前記配線部とは反対側の面に、放射線の露光によって前記画素の分光感度に適合する波長の光を発する蛍光体が形成された放射線画像検出器。

(6)(4)又は(5)に記載の放射線画像検出器であって、

前記支持体は、放射線低吸収材料によって形成され、前記複数の放射線遮蔽部は、前記支持体に所定のピッチで平行に配列された複数の線状の溝に充填された放射線高吸収材料によって形成される放射線画像検出器。

20

(7)(5)又は(6)に記載の放射線画像検出器であって、

前記配線部を構成する前記複数の走査線及び信号線は、前記受像部を構成する前記複数の画素と重ならないように、隣り合った画素の間に形成された放射線画像検出器。

(8)(7)に記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の放射線遮蔽部の各々は、前記複数の走査線又は前記複数の信号線のいずれか一方の少なくとも一部と周期的に重なる放射線画像検出器。

(9)(8)に記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の放射線遮蔽部の各々は、前記複数の信号線の少なくとも一部と周期的に重なる放射線画像検出器。

30

(10)(8)又は(9)に記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線は、該放射線遮蔽部の幅より狭い放射線画像検出器。

(11)(8)から(10)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器であって、

前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線のいずれか一方は、他方よりも厚く形成された放射線画像検出器。

(12)(1)から(11)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の画素は、前記周期的強度分布を解像可能なピッチに配列されており、前記周期パターンは前記周期的強度分布に対応する放射線画像検出器。

40

(13)(1)から(11)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器であって、

前記複数の画素は、前記周期的強度分布の周期との関係でモアレを形成するピッチに配列されており、前記周期パターンは該モアレに対応し、前記周期的強度分布の周期の1/2倍よりも小さい放射線画像検出器。

(14)前記放射線画像検出器がCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)センサである(1)から(13)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器。

(15)前記CMOSセンサが有機光電変換膜を有する有機CMOSセンサである(14)に記載の放射線画像検出器。

(16)(6)に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、

前記配線部の前記受像部側とは反対側の面に、放射線低吸収材料からなり、前記支持体

50

となる支持基板を形成し、

前記放射線遮蔽部の所定のピッチに対応する複数の線状の溝を前記支持基板に形成し、
前記線状の溝に放射線高吸収材料を充填することによって、前記放射線遮蔽部を形成する放射線画像検出器の製造方法。

(17)(16)に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、

前記支持基板上にレジスト膜を形成し、

前記レジスト膜上であって、前記放射線遮蔽部に対応する部分にマスクパターンを形成し、

前記マスクパターンが形成された前記レジスト膜を露光することで、前記レジスト膜の前記マスクパターンにより遮光された部分以外の部分を硬化させて耐エッチング性を付与し、

10

前記マスクパターンを除去した後、前記支持基板の前記マスクパターンに対応する部分をエッチングにより除去し、これにより前記支持基板に前記複数の線状の溝を形成する放射線画像検出器の製造方法。

(18)(16)に記載の放射線画像検出器の製造方法であって、

前記支持基板上にレジスト膜を形成し、

前記放射線遮蔽部が重なる走査線又は信号線をマスクパターンとして、前記配線部側から前記レジスト膜を露光することで、前記レジスト膜の前記マスクパターンにより遮光された部分以外の部分を硬化させて耐エッチング性を付与し、

前記支持基板の前記マスクパターンに対応する部分をエッチングにより除去し、これにより前記支持基板に前記複数の線状の溝を形成する放射線画像検出器の製造方法。

20

(19)(1)から(15)のいずれか一つに記載の放射線画像検出器と、

前記放射線遮蔽部に入射する放射線の照射野に配置される被写体に起因して、前記放射線画像検出器によって取得される前記放射線像に生じる変調に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する演算処理部と、

を備える放射線撮影システム。

(20)(19)に記載の放射線撮影システムであって、

前記演算処理部は、前記複数の画素のうち、互いに隣り合う3つ以上の画素を一組として、各組を構成する複数の前記画素の画素値を補間してなる強度変調信号の位相を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの該強度変調信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

30

(21)(19)に記載の放射線撮影システムであって、

前記演算処理部は、前記放射線画像検出器によって取得される画像に対してフーリエ変換を行って該放射線画像の空間周波数スペクトルを取得し、前記空間周波数スペクトルのうちの前記モアレの基本周波数成分を含む空間周波数領域を前記空間周波数スペクトルから分離し、分離された前記空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って部分位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

【符号の説明】

【0187】

10 X線撮影システム

40

11 X線源

12 撮影部

13 コンソール

30 X線画像検出器

31 吸収型格子

31a 基板部

31b X線遮蔽部

40 画素

【 図 1 】

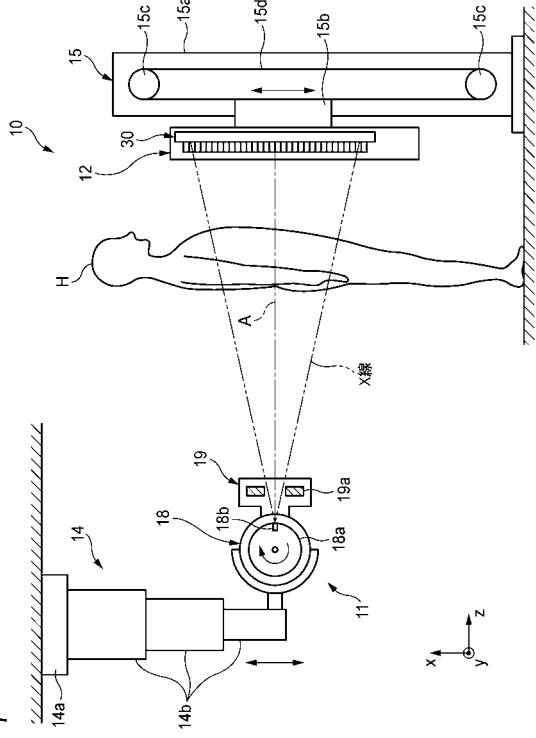


FIG. 1

【 図 3 】

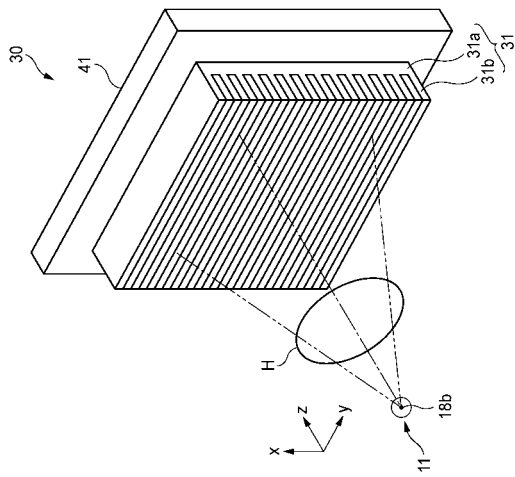


FIG. 3

【 図 2 】

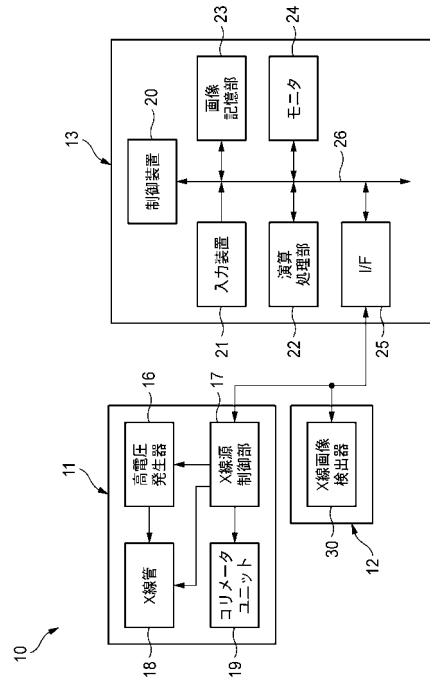


FIG. 2

【 図 4 】

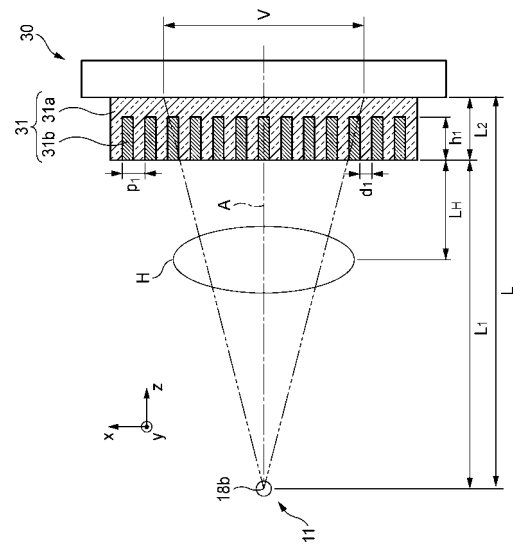


FIG. 4

【 図 5 】

FIG. 5A

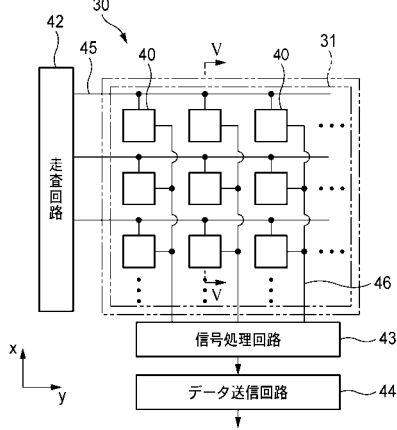
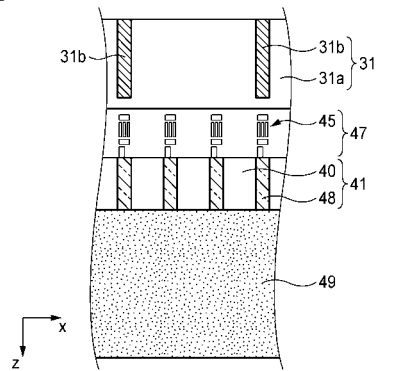


FIG. 5B



【 図 7 】

FIG. 7A

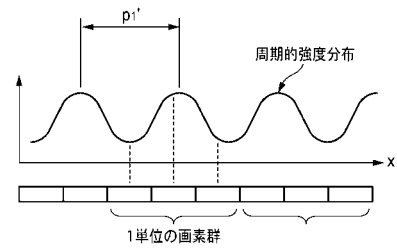
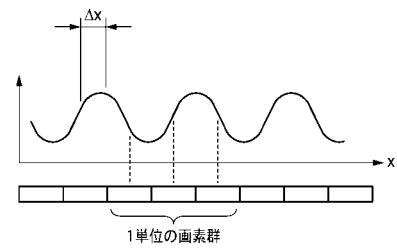


FIG. 7B



【 図 6 】

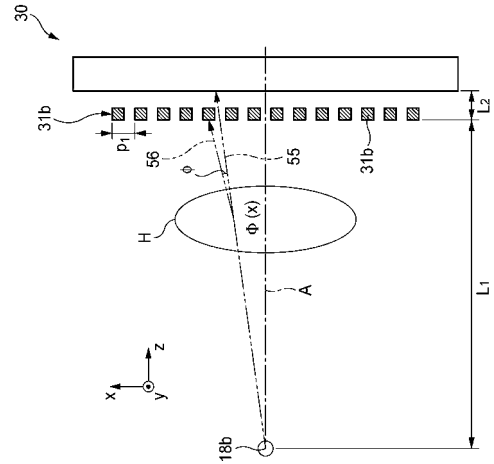


FIG. 6

【 図 8 】

FIG. 8A

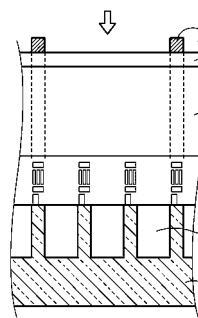


FIG. 8B

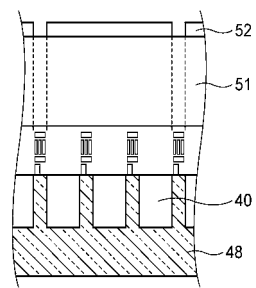
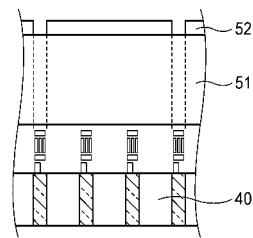


FIG. 8C



【 図 9 】

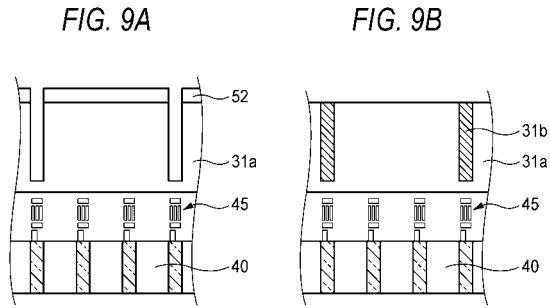
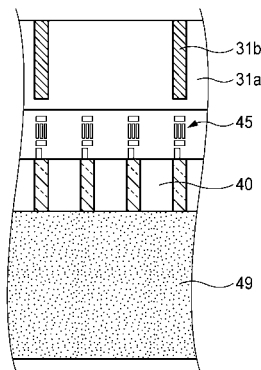
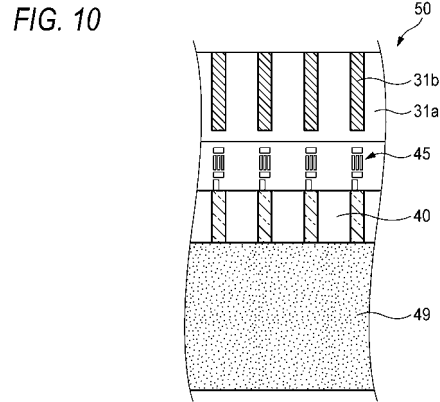


FIG. 9C



【 図 1 0 】



【 図 1 1 】

FIG. 11A

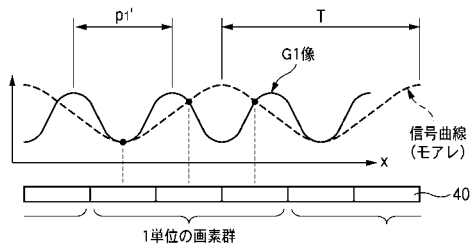
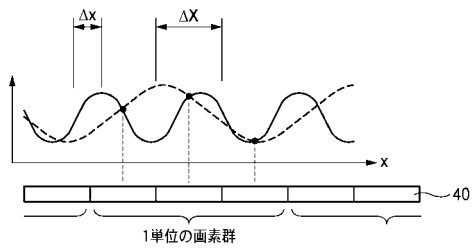
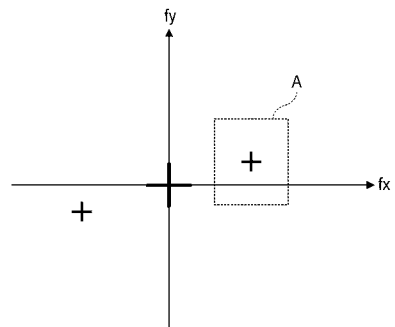


FIG. 11B



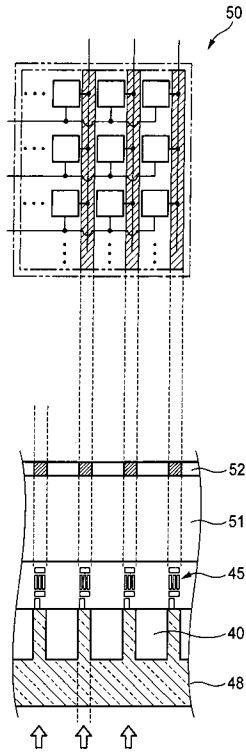
【 図 1 2 】

FIG. 12



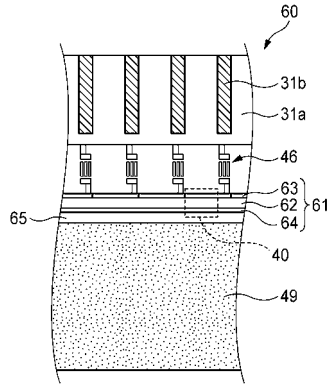
【 図 1 3 】

FIG. 13



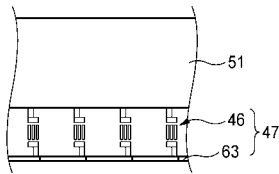
【 図 1 4 】

FIG. 14



【 図 1 5 】

FIG. 15A



【 図 1 6 】

FIG. 16A

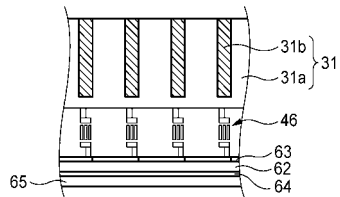


FIG. 15B

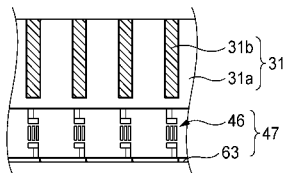


FIG. 16B

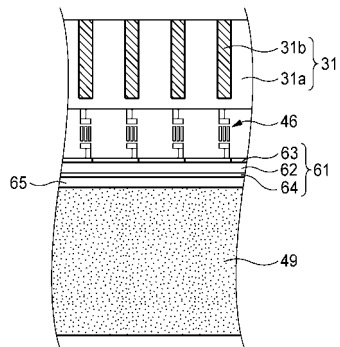
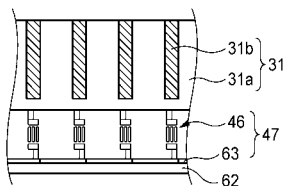
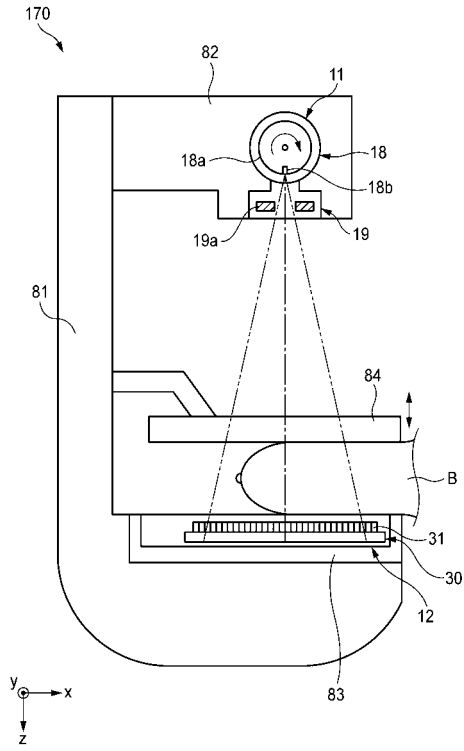


FIG. 15C



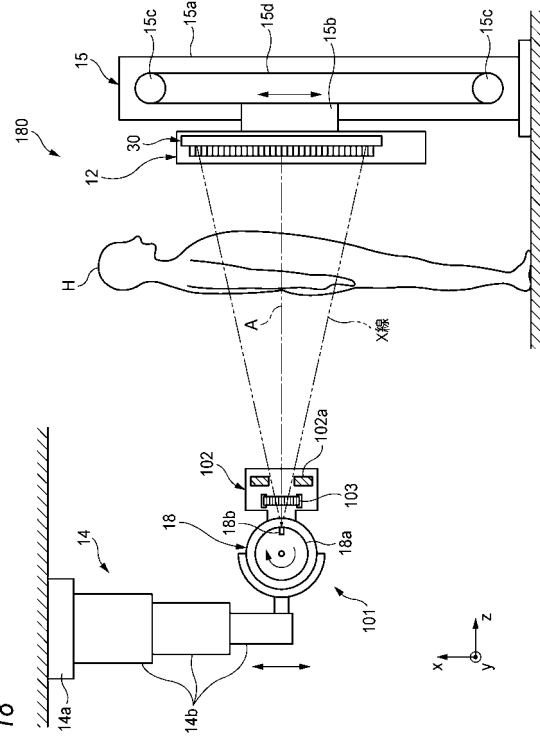
【 図 1 7 】

FIG. 17



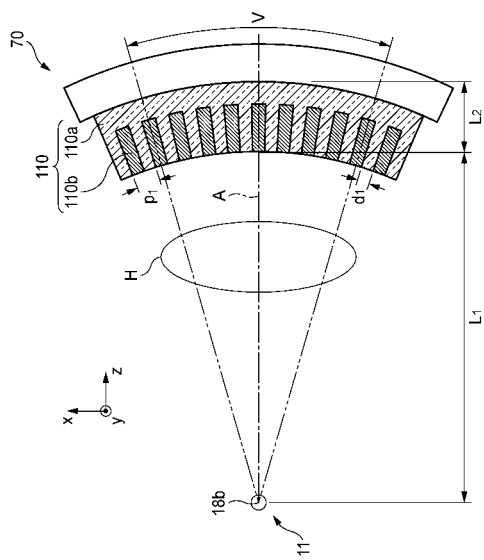
【 図 1 8 】

FIG. 18



【 図 1 9 】

FIG. 19



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G188 AA03 AA25 BB02 CC18 CC19 CC22 CC24 CC25 CC26 CC28
CC32 DD05 DD09 DD16 DD20 DD24 DD25 DD30 DD35 DD41
DD42 DD43 DD44 DD45 EE32 FF11 FF14 FF16
4C093 AA07 CA01 EB12 EB13 EB17 EB20 EB22 EB25