(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2012-143490
(P2012-143490A)
(43)公開日　平成24年8月2日(2012.8.2)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	6/00	(2006.01)	A61B	6/00	330Z	4C093
A61B	6/06	(2006.01)	A61B	6/06	331	

審査請求 未請求　請求項の数 32　ＯＬ　（全 40 頁）

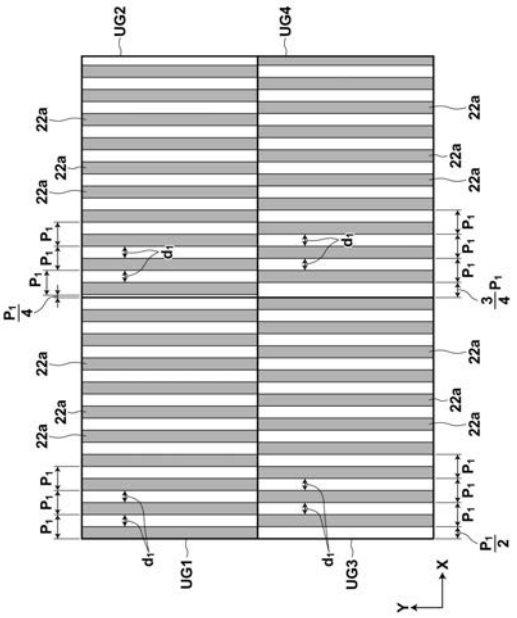
(21)出願番号　特願2011-5911(P2011-5911)
(22)出願日　平成23年1月14日(2011.1.14)

(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　100073184
弁理士　柳田　征史
(74)代理人　100090468
弁理士　佐久間　剛
(74)復代理人　100128451
弁理士　安田　隆一
(72)発明者　金子　泰久
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)　4C093 AA07 AA10 AA11 AA22 CA02
CA18 CA32 DA06 EB05 EB12
EB17 EB25 FF41 FF42

(54)【発明の名称】放射線画像撮影装置および放射線画像検出器

(57)【要約】
【課題】第１の格子と第２の格子の２つの格子を所定の間隔で平行に配列し、この格子を用いて位相コントラスト画像を取得する放射線画像撮影装置において、１回の撮影によって高解像度な位相コントラスト画像を取得する。
【解決手段】第１の格子および第２の格子のいずれか一方の格子を、画素に対応する単位で構成された単位格子を複数配列したものとし、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子を、他方の格子の延伸方向に直交する方向についてその他方の格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置するとともに、所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものとし、所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成する。
【選択図】図６



【特許請求の範囲】
【請求項１】
格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて第１の周期パターン像を形成する第１の格子と、
該第１の格子により形成された周期パターン像を透過する部分と遮蔽する部分とからなる格子構造が周期的に配置され、第２の周期パターン像を形成する第２の格子と、
該第２の格子により形成された第２の周期パターン像を検出する画素が２次元状に配列された放射線画像検出器と、
前記放射線画像検出器において検出された前記第２の周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、
前記第１の格子および前記第２の格子のいずれか一方の前記格子が、前記画素に対応する単位で構成された単位格子を複数配列したものであり、
前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの前記単位格子が、他方の前記格子の延伸方向に直交する方向について該他方の格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、前記所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、
前記画像生成部が、前記所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する前記画素から読み出された画素信号に基づいて、前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする放射線画像撮影装置。
【請求項２】
前記所定の範囲内における前記単位格子が、２次元状に配置されるものであることを特徴とする請求項１記載の放射線画像撮影装置。
【請求項３】
前記所定の範囲内における前記単位格子が、３列以上をなして配置されるものであることを特徴とする請求項１または２記載の放射線画像撮影装置。
【請求項４】
前記所定の範囲における少なくとも４つの前記単位格子が、点対称に配置されたものであることを特徴とする請求項１から３いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項５】
前記所定の範囲内の複数の前記単位格子の像が、前記他方の格子に対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列されたものであることを特徴とする請求項１から４いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
ただし、Ｐは前記他方の格子のピッチ、Ｍは前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数
【請求項６】
前記単位格子が、矩形で形成されたものであることを特徴とする請求項１から５いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項７】
前記第２の格子が、前記第１の格子からタルボ干渉距離の位置に配置され、
前記第１の格子のタルボ干渉効果によって形成される前記第１の周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１から６いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項８】
前記第１の格子が、前記放射線を投影像として通過させて前記第１の周期パターン像を形成する吸収型格子であり、
前記第２の格子が、前記第１の格子を通過した前記投影像としての前記第１の周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１から６いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項９】

前記第２の格子が、前記第１の格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置されていることを特徴とする請求項８記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１０】

格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて周期パターン像を形成する格子と、

該格子によって形成された周期パターン像を透過する第１の電極層と、該第１の電極層を透過した前記周期パターン像の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、該光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、前記読取光によって走査されることによって前記各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器と、

該放射線画像検出器において検出された前記周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、

前記電荷蓄積層が、前記画素に対応する単位で構成された単位格子パターンを複数配列したものであり、

前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの前記単位格子パターンが、前記格子の延伸方向に直交する方向について該格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、前記所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、

前記画像生成部が、前記所定の範囲内に配置された各単位格子パターンに対応する前記画素から読み出された画素信号に基づいて、前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする放射線画像撮影装置。

【請求項１１】

前記所定の範囲内における前記単位格子パターンが、２次元状に配置されるものであることを特徴とする請求項１０記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１２】

前記所定の範囲内における前記単位格子パターンが、３列以上をなして配置されるものであることを特徴とする請求項１０または１１記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１３】

前記所定の範囲における少なくとも４つの前記単位格子パターンが、点対称に配置されたものであることを特徴とする請求項１０から１２いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１４】

前記所定の範囲内の複数の前記単位格子パターンが、前記格子の像に対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列されたものであることを特徴とする請求項１０から１３いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

ただし、Ｐは前記格子の像のピッチ、Ｍは前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数

【請求項１５】

前記単位格子パターンが、矩形で形成されたものであることを特徴とする請求項１０から１４いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１６】

前記放射線画像検出器が、前記格子からタルボ干渉距離の位置に配置され、

前記格子のタルボ干渉効果によって形成される前記周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１０から１５いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

【請求項１７】

前記格子が、前記放射線を投影像として通過させて前記周期パターン像を形成する吸収型格子であり、

前記放射線画像検出器が、前記格子を通過した前記投影像としての前記周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１０から１５いずれか１項記載の

放射線画像撮影装置。
【請求項１８】
前記放射線画像検出器が、前記格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置されていることを特徴とする請求項１７記載の放射線画像撮影装置。
【請求項１９】
格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて周期パターン像を形成する格子と、
該格子によって形成された周期パターン像を透過する第１の電極層と、該第１の電極層を透過した前記周期パターン像の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、該光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、前記読取光によって走査されることによって前記各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器と、
該放射線画像検出器において検出された前記周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、
前記電荷蓄積層が、前記線状電極の配列ピッチよりも細かいピッチで格子状に形成されたものであり、
前記格子が、前記画素に対応する単位で構成された単位格子を複数配列したものであり、
前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの前記単位格子が、前記電荷蓄積層の格子パターンの延伸方向に直交する方向について該格子パターンに対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、前記所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、
前記画像生成部が、前記所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する前記画素から読み出された画素信号に基づいて、前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする放射線画像撮影装置。
【請求項２０】
前記所定の範囲内における前記単位格子が、２次元状に配置されるものであることを特徴とする請求項１９記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２１】
前記所定の範囲内における前記単位格子が、３列以上をなして配置されるものであることを特徴とする請求項１９または２０記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２２】
前記所定の範囲における少なくとも４つの前記単位格子が、点対称に配置されたものであることを特徴とする請求項１９から２１いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２３】
前記所定の範囲内の複数の前記単位格子の像が、前記電荷蓄積層の格子パターンに対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列されたものであることを特徴とする請求項１９から２２いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
ただし、Ｐは前記電荷蓄積層の格子パターンのピッチ、Ｍは前記位相コントラスト画像を構成する１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数
【請求項２４】
前記単位格子が、矩形で形成されたものであることを特徴とする請求項１９から２３いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２５】
前記放射線画像検出器が、前記格子からタルボ干渉距離の位置に配置され、
前記格子のタルボ干渉効果によって形成される前記周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１９から２４いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２６】
前記格子が、前記放射線を投影像として通過させて前記周期パターン像を形成する吸収

型格子であり、
前記放射線画像検出器が、前記格子を通過した前記投影像としての前記周期パターン像に強度変調を与えるものであることを特徴とする請求項１９から２４いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２７】
前記放射線画像検出器が、前記格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置されていることを特徴とする請求項２６記載の放射線画像撮影装置。
【請求項２８】
前記電荷蓄積層の格子パターンの配列ピッチP_2および間隔d_2が、下式を満たすように前記電荷蓄積層が形成されたものであることを特徴とする請求項１９から２７いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

$$P_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} P_1$$

$$d_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} d_1$$

ただし、P_1は前記格子の格子ピッチ、d_1は前記格子の格子部材の間隔、Z_1は前記放射線源の焦点から前記格子までの距離、Z_2は前記格子から前記放射線画像検出器の検出面までの距離
【請求項２９】
前記格子の前記放射線を遮蔽する部分の延伸方向と平行となるように前記放射線を遮蔽する放射線遮蔽部材が所定のピッチで複数延設されるとともに、前記放射線源と前記格子との間に配置され、前記放射線源から照射された放射線を領域選択的に遮蔽して多数の点光源とする吸収型格子からなるマルチスリットをさらに備え、
前記マルチスリットの前記所定のピッチP_3が、下式を満たす大きさであり、
かつ、前記電荷蓄積層の格子パターンの配列ピッチP_2および間隔d_2が、下式の関係を満たすように前記電荷蓄積層が形成されたものであることを特徴とする請求項１９から２７いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。

$$p_3 = \frac{Z_3}{Z_2} p_2$$

$$p_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} p_1$$

$$d_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} d_1$$

ただし、Z_3は前記マルチスリットから前記格子までの距離、Z_2は前記格子から前記放射線画像検出器の検出面までの距離、P_1は前記格子の格子ピッチ、d_1は前記格子の

格子部材の間隔
【請求項３０】
前記電荷蓄積層の前記積層方向の厚さが２μｍ以下であることを特徴とする請求項１９から２９いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項３１】
前記電荷蓄積層の誘電率が、前記光導電層の誘電率の２倍以内かつ１／２倍以上であることを特徴とする請求項１９から３０いずれか１項記載の放射線画像撮影装置。
【請求項３２】
放射線を透過する第１の電極層と、該第１の電極層を透過した放射線の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、該光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、読取光によって走査されることによって前記各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器であって、
前記電荷蓄積層が、前記画素に対応する単位で構成された単位格子パターンを複数配列したものであり、
所定の範囲内における少なくとも３つの前記単位格子パターンが、前記線状電極の延伸方向に直交する方向について該線状電極に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、前記所定の範囲内において複数の列をなして配置されたものであることを特徴とする放射線画像検出器。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、格子を利用した放射線画像撮影装置およびその放射線画像撮影装置に用いられる放射線画像検出器に関するものである。
【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。
【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線増感紙とフイ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。
【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】
近年、被検体の吸収係数の違いによる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線の位相変化に基づいた位相コントラスト画像を得るＸ線位相イメージングの研究が行われている。この位相差を利用した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取得することができる。
【０００６】

このようなＸ線位相イメージングとして、たとえば、特許文献１および特許文献２においては、第１の格子と第２の格子の２つの格子を所定の間隔で平行に配列し、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って放射線位相コントラスト画像を取得する放射線位相画像撮影装置が提案されている。

【０００７】

そして、特許文献１や特許文献２に記載の放射線位相画像撮影装置においては、第１の格子に対して、第１の格子の面にほぼ平行に第２の格子を配置し、第１の格子または第２の格子を、格子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、その並進移動毎に撮影を行って複数の画像を撮影し、これらの複数の画像に基づいて、被検体との相互作用によって発生したＸ線の位相変化量（位相シフト微分量）を取得する縞走査法が行われる。そして、この位相シフト微分量に基づいて被検体の位相コントラスト画像を取得することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００８】

【特許文献１】国際公開ＷＯ２００８／１０２６５４号公報

【特許文献２】特開２０１０－１９０７７７号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

しかしながら、特許文献１および特許文献２に記載の放射線位相画像撮影装置においては、上述したように第１または第２の格子を、その格子ピッチよりも細かいピッチで精度よく移動させる必要がある。格子ピッチは典型的には数μｍであり、格子の送り精度はさらに高い精度が要求されるため、非常に高精度な移動機構が必要となる結果、機構の複雑化とコストの増大をもたらす。また、格子の移動毎に撮影を行う場合、位相コントラスト画像を取得するための一連の撮影間で、被検体の動きや装置振動などの要因で被検体と撮影系の位置関係がズレることにより、被検体との相互作用で発生したＸ線の位相変化を正しく導くことができず、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。

【００１０】

本発明は、上記の事情に鑑み、高精度な移動機構を必要とすることなく、１回の撮影によって良好な位相コントラスト画像を取得することができる放射線画像撮影装置およびその放射線画像撮影装置において用いられる放射線画像検出器を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の放射線画像撮影装置は、格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて第１の周期パターン像を形成する第１の格子と、第１の格子により形成された周期パターン像を透過する部分と遮蔽する部分とからなる格子構造が周期的に配置され、第２の周期パターン像を形成する第２の格子と、第２の格子により形成された第２の周期パターン像を検出する画素が２次元状に配列された放射線画像検出器と、放射線画像検出器において検出された第２の周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、第１の格子および第２の格子のいずれか一方の格子が、画素に対応する単位で構成された単位格子を複数配列したものであり、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子が、他方の格子の延伸方向に直交する方向についてその他方の格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、画像生成部が、所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、

位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする。

【００１２】

また、上記本発明の放射線画像撮影装置においては、所定の範囲内における単位格子を、２次元状に配置することができる。

【００１３】

また、所定の範囲内における単位格子を、３列以上をなして配置することができる。

【００１４】

また、所定の範囲における少なくとも４つの単位格子を、点対称に配置することができる。

【００１５】

また、所定の範囲内の複数の単位格子の像を、他方の格子に対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列することができる。

【００１６】

ただし、Ｐは他方の格子のピッチ、Ｍは位相コントラスト画像を構成する１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数

また、単位格子を、矩形で形成することができる

また、第２の格子を、第１の格子からタルボ干渉距離の位置に配置し、第１の格子のタルボ干渉効果によって形成される第１の周期パターン像に強度変調を与えるものとできる。

【００１７】

また、第１の格子を、放射線を投影像として通過させて第１の周期パターン像を形成する吸収型格子とし、第２の格子を、第１の格子を通過した投影像としての第１の周期パターン像に強度変調を与えるものとできる。

【００１８】

また、第２の格子を、第１の格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置することができる。

【００１９】

本発明の放射線画像撮影装置は、格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて周期パターン像を形成する格子と、格子によって形成された周期パターン像を透過する第１の電極層と、第１の電極層を透過した周期パターン像の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、読取光によって走査されることによって各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器と、放射線画像検出器において検出された周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、電荷蓄積層が、画素に対応する単位で構成された単位格子パターンを複数配列したものであり、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子パターンが、格子の延伸方向に直交する方向についてその格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、画像生成部が、所定の範囲内に配置された各単位格子パターンに対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする。

【００２０】

また、上記本発明の放射線画像撮影装置においては、所定の範囲内における単位格子パターンを、２次元状に配置することができる。

【００２１】

また、所定の範囲内における単位格子パターンを、３列以上をなして配置することができる。

【００２２】

また、所定の範囲における少なくとも４つの単位格子パターンを、点対称に配置することができる。

【００２３】

また、所定の範囲内の複数の単位格子パターンを、格子の像に対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列することができる。

【００２４】

ただし、Ｐは格子の像のピッチ、Ｍは位相コントラスト画像を構成する１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数

また、単位格子パターンを、矩形で形成することができる。

【００２５】

また、放射線画像検出器を、格子からタルボ干渉距離の位置に配置し、格子のタルボ干渉効果によって形成される周期パターン像に強度変調を与えるものとすることができる。

【００２６】

また、格子を、放射線を投影像として通過させて周期パターン像を形成する吸収型格子とし、放射線画像検出器を、格子を通過した投影像としての周期パターン像に強度変調を与えるものとできる。

【００２７】

また、放射線画像検出器を、格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置することができる。

【００２８】

本発明の放射線画像撮影装置は、格子構造が周期的に配置され、放射線源から射出された放射線を通過させて周期パターン像を形成する格子と、格子によって形成された周期パターン像を透過する第１の電極層と、第１の電極層を透過した周期パターン像の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、読取光によって走査されることによって各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器と、放射線画像検出器において検出された周期パターン像を表す画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部とを備えた放射線画像撮影装置であって、電荷蓄積層が、線状電極の配列ピッチよりも細かいピッチで格子状に形成されたものであり、格子が、画素に対応する単位で構成された単位格子を複数配列したものであり、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子が、電荷蓄積層の格子パターンの延伸方向に直交する方向についてその格子パターンに対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、所定の範囲内において複数の列をなして配置されるものであり、画像生成部が、所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するものであることを特徴とする。

【００２９】

また、上記本発明の放射線画像撮影装置においては、所定の範囲内における単位格子を、２次元状に配置することができる。

【００３０】

また、所定の範囲内における単位格子を、３列以上をなして配置することができる。

【００３１】

また、所定の範囲における少なくとも４つの単位格子を、点対称に配置することができる。

【００３２】

また、所定の範囲内の複数の単位格子を、電荷蓄積層の格子パターンに対してＰ／Ｍずつ平行にシフトして配列することができる。

【００３３】

ただし、Ｐは電荷蓄積層の格子パターンのピッチ、Ｍは位相コントラスト画像を構成す

る１つの画素を生成するために用いられる予め設定された位相情報の数

また、単位格子を、矩形で形成することができる。

【００３４】

また、放射線画像検出器を、格子からタルボ干渉距離の位置に配置し、格子のタルボ干渉効果によって形成される周期パターン像に強度変調を与えるものとできる。

【００３５】

また、格子を、放射線を投影像として通過させて周期パターン像を形成する吸収型格子とし、放射線画像検出器を、格子を通過した投影像としての周期パターン像に強度変調を与えるものとできる。

【００３６】

また、放射線画像検出器を、格子から最小のタルボ干渉距離より短い距離に配置することができる。

【００３７】

また、電荷蓄積層の格子パターンの配列ピッチP_2および間隔d_2を、下式を満たすように電荷蓄積層を形成することができる。

【００３８】

$$P_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} P_1$$

$$d_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} d_1$$

ただし、P_1は格子の格子ピッチ、d_1は格子の格子部材の間隔、Z_1は放射線源の焦点から格子までの距離、Z_2は格子から放射線画像検出器の検出面までの距離

また、格子の放射線を遮蔽する部分の延伸方向と平行となるように放射線を遮蔽する放射線遮蔽部材が所定のピッチで複数延設されるとともに、放射線源と格子との間に配置され、放射線源から照射された放射線を領域選択的に遮蔽して多数の点光源とする吸収型格子からなるマルチスリットをさらに設け、このマルチスリットの所定のピッチP_3が、下式を満たす大きさとし、かつ、電荷蓄積層の格子パターンの配列ピッチP_2および間隔d_2が、下式の関係を満たすように電荷蓄積層を形成することができる。

【００３９】

$$p_3 = \frac{Z_3}{Z_2} p_2$$

$$p_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} p_1$$

$$d_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} d_1$$

ただし、Z_3はマルチスリットから格子までの距離、Z_2は格子から放射線画像検出器の検出面までの距離、P_1は格子の格子ピッチ、d_1は格子の格子部材の間隔

また、電荷蓄積層の積層方向の厚さを２μｍ以下とすることができる。

【００４０】

また、電荷蓄積層の誘電率を、光導電層の誘電率の２倍以内かつ１／２倍以上とすることができる。

【００４１】

本発明の放射線画像検出器は、放射線を透過する第１の電極層と、第１の電極層を透過した放射線の照射を受けて電荷を発生する光導電層と、光導電層において発生した電荷を蓄積する電荷蓄積層と、読取光を透過する線状電極が多数配列された第２の電極層とがこの順に積層され、読取光によって走査されることによって各線状電極に対応する画素毎の画像信号が読み出される放射線画像検出器であって、電荷蓄積層が、画素に対応する単位で構成された単位格子パターンを複数配列したものであり、所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子パターンが、線状電極の延伸方向に直交する方向についてその線状電極に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置されるとともに、所定の範囲内において複数の列をなして配置されたものであることを特徴とする。

【発明の効果】

【００４２】

本発明の放射線画像撮影装置によれば、第１の格子および第２の格子のいずれか一方の格子を、画素単位の単位格子を複数配列したものとし、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子を、他方の格子の延伸方向に直交する方向についてその他方の格子に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置するとともに、その所定の範囲内において複数の列をなして配置し、その所定の範囲内に配置された各単位格子に対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するようにしたので、従来のように第２の格子を移動させる高精度な移動機構を必要とすることなく、１回の撮影によって位相コントラスト画像を取得するための複数の縞画像を取得することができる。そして、さらに複数の上記単位格子を所定の範囲内において複数の列をなして配置するようにしたので、これらを一列に並べて配置した場合と比較すると位相コントラスト画像の解像度を向上させることができる。

【００４３】

また、放射線画像検出器の電荷蓄積層を格子状に形成することによって放射線画像検出器に第２の格子の機能を持たせるようにしてもよく、そのようにした場合、高アスペクト比で形成する必要があり製造が困難な格子を設けなくてもよく、より製造し易いものとなる。

【００４４】

さらに、放射線画像検出器の格子状に形成された電荷蓄積層を、上述した格子と同様に、画素単位の単位格子パターンを複数配列したものとし、位相コントラスト画像を構成する１つの画素に対応する所定の範囲内における少なくとも３つの単位格子パターンを、格子の延伸方向に直交する方向について互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置するとともに、その所定の範囲内において複数の列をなして配置するようにしてもよく、このようにした場合には、上述した格子より単位格子パターンを容易に製造することができる。

【図面の簡単な説明】

【００４５】

【図１】本発明の放射線位相画像撮影装置の第１の実施形態の概略構成図

【図２】図１に示す放射線位相画像撮影装置の上面図

【図３】第１の格子の概略構成図

【図４】第２の格子の概略構成図

【図５】第２の格子の一部断面図

【図６】第１の格子を構成する４つの単位格子の一例を示す図

【図７】４つの単位格子の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４と第２の格子との位置関係を示す図
【図８】ＴＦＴ読取方式の放射線画像検出器の概略構成を示す図
【図９】被検体のＸ方向に関する位相シフト分布Φ（ｘ）に応じて屈折される１つの放射線の経路を例示する図
【図１０】位相コントラスト画像を生成する方法を説明するための図
【図１１】複数の単位格子の自己像の配置方法の一例を示す図
【図１２】複数の単位格子の自己像の配置方法の一例を示す図
【図１３】複数の単位格子の自己像の配置方法の一例を示す図
【図１４】複数の単位格子の自己像の配置方法の一例を示す図
【図１５】複数の単位格子の自己像の配置方法の一例を示す図
【図１６】光読取方式の放射線画像検出器の概略構成を示す図
【図１７】図１６に示す放射線画像検出器の記録の作用を説明するための図
【図１８】図１６に示す放射線画像検出器の読取りの作用を説明するための図
【図１９】吸収画像と小角散乱画像を生成する方法を説明するための図
【図２０】第１および第２の格子を９０°回転させる構成を説明するための図
【図２１】第２の格子の機能を有する放射線画像検出器の一実施形態の概略構成を示す図
【図２２】図２１に示す放射線画像検出器の記録の作用を説明するための図
【図２３】図２１に示す放射線画像検出器の読取りの作用を説明するための図
【図２４】第２の格子の機能を有する放射線画像検出器のその他の実施形態の概略構成を示す図
【図２５】図２４に示す放射線画像検出器の記録の作用を説明するための図
【図２６】図２４に示す放射線画像検出器の読取りの作用を説明するための図
【図２７】第２の格子の機能を有する放射線画像検出器のその他の実施形態の概略構成を示す図
【図２８】本発明の放射線画像検出器の一実施形態における電荷蓄積層のパターンの一例を示す図
【発明を実施するための形態】
【００４６】
以下、図面を参照して本発明の放射線画像撮影装置の第1の実施形態を用いた放射線位相画像撮影装置について説明する。図１に第１の実施形態の放射線位相画像撮影装置の概略構成を示す。図２に図１に示す放射線位相画像撮影装置の上面図（Ｘ－Ｚ断面図）を示す。図２の紙面厚さ方向が図１のＹ方向である。
【００４７】
放射線位相画像撮影装置は、図１に示すように、放射線を被検体１０に向かって照射する放射線源１と、放射線源１から射出された放射線を通過させて第１の周期パターン像を形成する第１の格子２と、第１の格子２により形成された第１の周期パターン像を強度変調して第２の周期パターン像を形成する第２の格子３と、第２の格子３により形成された第２の周期パターン像を検出する放射線画像検出器４と、放射線画像検出器４により検出された第２の周期パターン像に基づいて縞画像を取得し、その取得した縞画像に基づいて位相コントラスト画像を生成する画像生成部５とを備えている。
【００４８】
放射線源１は、被検体１０に向けて放射線を射出するものであり、第１の格子２に放射線を照射したとき、タルボ干渉効果を発生させうるだけの空間的干渉性を有するものである。たとえば、放射線の発光点のサイズが小さいマイクロフォーカスＸ線管やプラズマＸ線源を利用することができる。また、通常の医療現場で用いられるような比較的放射線の発光点（いわゆる焦点サイズ）の大きな放射線源を用いる場合は、所定のピッチを有するマルチスリットを放射線の射出側に設置して使用することができる。この場合の詳細な構成は、たとえば、“Franz Pfeiffer, Timm Weikamp, Oliver Bunk, Christian David, Nature Physics 2, 258-261(01 Apr 2006)Letters, Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources”に記されているが、そのス

リットのピッチP_0は以下の式を満たすような大きさとする必要がある。
【数１】

$$P_0 = P_2 \times Z_1 / Z_2 \qquad \cdots (1)$$

【００４９】
なお、P_2は第２の格子３のピッチ、Z_1は放射線源１の焦点（マルチスリットを用いる場合はマルチスリットの位置）から第１の格子２までの距離、Z_2は第１の格子２から第２の格子３までの距離である（図２参照）。
【００５０】
第１の格子２は、図３に示すように、放射線を主として透過する基板２１と、基板２１上に設けられた格子部材２２とを備えている。そして、格子部材２２は、矩形で形成された複数の単位格子部材２２ａから構成され、この複数の単位格子部材２２ａは、Ｙ方向に配列されるとともに、Ｘ方向について所定のピッチずらされて配列されている。本実施形態においては、Ｘ方向は後述する放射線画像検出器４の画素行方向であり、Ｙ方向は画素列方向である。なお、図３は、各単位格子部材２２ａを模式的に示したものであり、そのＸ方向についてのずらし量は正確ではないものとする。各単位格子部材２２ａのずらし量については後で詳述する。
【００５１】
格子部材２２を構成する単位格子部材２２ａは、いずれも放射線の光軸に直交する面内の一方向（Ｘ方向およびＺ方向に直交するＹ方向）に延伸した矩形の部材である。そして、各単位格子部材２２ａの素材としては、たとえば、金、白金などの金属を用いることができる。また、第１の格子２としては、照射される放射線に対して約９０°または約１８０°の位相変調を与える、いわゆる位相変調型格子であることが望ましく、たとえば、単位格子部材２２ａを金とした場合、通常の医療診断用のＸ線エネルギー領域において必要なＺ方向についての厚さは１μｍ～数μｍ程度になる。また、振幅変調型格子を用いることもできる。この場合、単位格子部材２２ａは放射線を十分に吸収する厚さが必要である。たとえば、単位格子部材２２ａを金とした場合、通常の医療診断用のＸ線エネルギー領域において必要な厚さは１０μｍ～数１０μｍ程度になる。
【００５２】
第２の格子３は、図４に示すように、第１の格子２と同様に、放射線を主として透過する基板３１と、基板３１に設けられた複数の格子部材３２とを備えている。複数の格子部材３２は放射線を遮蔽するものであり、いずれも放射線の光軸に直交する面内の一方向（Ｘ方向およびＺ方向に直交するＹ方向）に延伸した線状の部材である。
【００５３】
図５は、図４に示す第２の格子３の５－５線断面図である。複数の格子部材３２は、図５に示すように、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。複数の格子部材３２の素材としては、たとえば、金、白金などの金属を用いることができる。第２の格子３は、振幅変調型格子であることが望ましい。このとき、格子部材３２は放射線を十分に吸収する厚さが必要である。たとえば、格子部材３２を金とした場合、通常の医療診断用のＸ線エネルギー領域において必要な厚さは１０μｍ～数１０μｍ程度になる。
【００５４】
ここで、本実施形態においては、放射線画像検出器４によって検出された第２の周期パターン像に基づいて互いに異なる複数の位相情報を取得し、その複数の位相情報に基づいて位相コントラスト画像を生成するが、本実施形態においては、第２の周期パターン像に基づいて４つの位相情報を生成し、その４つの位相情報に基づいて位相コントラスト画像を生成するものとする。
【００５５】

そして、このように４つの位相情報を生成するための第１の格子２の詳細な構成について、以下に説明する。

【００５６】

本実施形態においては、Ｘ方向およびＹ方向に２行×２列で隣接した単位格子を構成する単位格子部材２２ａの自己像がそれぞれ第２の格子３を透過することによって、４つの位相情報の各画素信号が生成されるように単位格子部材２２ａが配置される。図６は、上述した２行×２列で隣接した単位格子ＵＧ１～ＵＧ４を示しており、図７は、放射線が４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４を透過して第２の格子３の位置に形成された自己像と、第２の格子３の各格子部材３２との位置関係を示している。

【００５７】

図７に示す実線四角内にそれぞれ配置された４つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４が、各単位格子ＵＧ１～ＵＧ４を構成する単位格子部材２２ａの自己像である。そして、図７に示す４つの実線四角内の４つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４は、それぞれ第２の格子３の格子部材３２からＸ方向について互いに異なる距離で配置されている。

【００５８】

具体的には、４つの自己像のうちの左上の自己像Ｇ１_１は、第２の格子３の格子部材３２からの距離をゼロとして配置され、右上の自己像Ｇ１_２は格子部材３２からの距離を$P_2/4$として配置され、左下の自己像Ｇ１_３は格子部材３２からの距離を$P_2/2$として配置され、右下の自己像Ｇ１_４は格子部材３２からの距離を$(3\times P_2)/4$として配置されている。なお、P_2は、第２の格子３の格子部材３２の配列方向（Ｘ方向）の周期である。このように配置された４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４の単位格子部材２２ａの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４を放射線画像検出器４の後述する各画素回路４０によってそれぞれ検出することによって４つの位相情報の各画素信号をそれぞれ検出することができる。

【００５９】

なお、上記説明では、４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４とその自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４との配置について説明したが、実際には、この４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４とその自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４との配置がＸ方向およびＹ方向について多数繰り返される。

【００６０】

ここで、放射線源１から照射される放射線が、平行ビームではなく、コーンビームである場合には、第１の格子２を通過して形成される第１の格子２の自己像は、放射線源１からの距離に比例して拡大される。したがって、図２に示すように、放射線源１の焦点から第１の格子２までの距離をZ_1、第１の格子２から第２の格子３までの距離をZ_2とした場合、図６に示す第１の格子ピッチP_1および間隔d_1と、図５および図７に示す第２の格子ピッチP_2および間隔d_2は、次式（２）および次式（３）の関係を満たすように決定される。

【数２】

$$P_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} P_1 \qquad \cdots (2)$$

【数３】

$$d_2 = \frac{Z_1+Z_2}{Z_1} d_1 \qquad \cdots (3)$$

【００６１】

なお、放射線源１から照射される放射線が平行ビームである場合には、$P_2 = P_1$，$d_2 = d_1$を満たすように決定される。

【００６２】

そして、上述したような放射線源１、第１の格子２、第２の格子３および放射線画像検出器４によって位相コントラスト画像を取得可能な放射線位相画像撮影装置が構成されるが、本構成をタルボ干渉計として機能させるためには、さらにいくつかの条件をほぼ満たさねばならない。その条件について以下に説明する。

【００６３】

まず、第１の格子２と第２の格子３とのグリッド面が、図１に示すＸ－Ｙ平面に平行であることが必要である。

【００６４】

そして、さらに、第１の格子２と第２の格子３との距離Z_2は、第１の格子２が９０°の位相変調を与える位相変調型格子である場合、次の条件をほぼ満たさなければならない。

【数４】

$$Z_2 = \left(m + \frac{1}{2}\right)\frac{P_1 P_2}{\lambda} \quad \cdots (4)$$

【００６５】

ただし、λは放射線の波長（通常はピーク波長）、ｍは０か正の整数、P_1は上述した第１の格子２の単位格子部材２２ａのＸ方向のピッチ、P_2は上述した第２の格子３の格子ピッチである。

【００６６】

また、第１の格子２が１８０°の位相変調を与える位相変調型格子である場合には、次の条件をほぼ満たさなければならない。

【数５】

$$Z_2 = \left(m + \frac{1}{2}\right)\frac{P_1 P_2}{2\lambda} \quad \cdots (5)$$

【００６７】

ただし、λは放射線の波長（通常はピーク波長）、ｍは０か正の整数、P_1は上述した第１の格子２の単位格子部材２２ａのＸ方向のピッチ、P_2は上述した第２の格子３の格子ピッチである。

【００６８】

さらに、第１の格子２が振幅変調型格子である場合には、次の条件をほぼ満たさなければならない。

【数６】

$$Z_2 = m\frac{P_1 P_2}{\lambda} \quad \cdots (6)$$

【００６９】

ただし、λは放射線の波長（通常はピーク波長）、ｍは正の整数、P_1は上述した第１の格子２の単位格子部材２２ａのＸ方向のピッチ、P_2は上述した第２の格子３の格子ピッチである。

【００７０】

なお、上式（４），（５），（６）は、放射線源１により照射される放射線がコーンビームである場合であり、放射線が平行ビームである場合には、上式（４）に代えて下式（７）、上式（５）に代えて下式（８）、上式（６）に代えて下式（９）となる。

【数７】

$$Z_2 = (m+\frac{1}{2})\frac{P_1^2}{\lambda} \quad \cdots (7)$$

【数８】

$$Z_2 = (m+\frac{1}{2})\frac{P_1^2}{2\lambda} \quad \cdots (8)$$

【数９】

$$Z_2 = m\frac{P_1^2}{\lambda} \quad \cdots (9)$$

【００７１】

放射線画像検出器４は、第１の格子２に入射した放射線が形成する第１の格子２の自己像が第２の格子３によって強度変調された像を画像信号として検出するものである。このような放射線画像検出器４として、本実施形態においては、図８に示すような、ＴＦＴ（thin film transistor）スイッチ４１を備えた画素回路４０が２次元上に多数配列された、いわゆるＴＦＴ読取方式の放射線画像検出器を用いる。

【００７２】

放射線画像検出器４は、各画素回路４０のＴＦＴスイッチ４１をオンオフするための走査信号が出力される多数のゲート走査線４３と、各画素回路４０からＴＦＴスイッチ４１を介して読み出された画素信号が出力される多数のデータ線４４とが直交して設けられている。そして、ゲート走査線４３は画素回路行毎に設けられており、データ線４４は画素回路列毎に設けられている。

【００７３】

多数のゲート走査線４３には各画素回路４０のＴＦＴスイッチ４１をオンオフするための走査信号を出力する走査駆動回路４５が接続されており、多数のデータ線４４には信号検出部４６が接続されている。信号検出部４６はデータ線４４に出力された画素信号を検出して画像生成部５に出力するものである。

【００７４】

そして、上述したように、図７に示す４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４が、図８において点線四角で示す隣接する２行×２列の４つの画素回路４０によってそれぞれ検出されるように配置されている。すなわち、図８の点線四角で示す４つの画素回路４０_１～４０_４によってそれぞれ検出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像の１つの画素の画素信号が生成される。なお、図８においては、位相コントラスト画像の１つの画素に対応する４つの画素回路４０の組を１つだけ点線四角で示しているが、この組がＸ方向およびＹ方向に繰り返されるものとする。

【００７５】

画素回路４０_１～４０_４は、それぞれ光電変換素子と、光電変換素子によって変換された電荷を蓄積する蓄電部と、蓄電部に蓄積された電荷信号を読み出すために用いられるＴＦＴスイッチ４１とを備えている。なお、図８においては図示省略したが、図８に示す画素回路４０上には、放射線の照射を可視光に変換する波長変換層が設けられており、上述した光電変換素子は、この波長変換層から発せられた光を光電変換して電荷を発生するものである。

【００７６】

画像生成部５は、放射線画像検出器４の４つの画素回路４０_１～４０_４によってそれぞれ検出された４つの位相情報の画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する

１つの画素の画素信号を生成するものである。位相コントラスト画像の生成方法については、後で詳述する。

【００７７】

次に、本実施形態の放射線位相画像撮影装置の作用について説明する。

【００７８】

まず、図１に示すように、放射線源１と第１の格子２との間に、被検体１０が配置された後、放射線源１から放射線が射出される。そして、その放射線は被検体１０を透過した後、第１の格子２に照射される。第１の格子２に照射された放射線は、第１の格子２で回折されることにより、第１の格子２から放射線の光軸方向において所定の距離において、タルボ干渉像を形成する。

【００７９】

これをタルボ効果と呼び、光波が第１の格子２を通過したとき、第１の格子２から所定の距離において、第１の格子２の自己像を形成する。たとえば、第１の格子２が、９０°の位相変調を与える位相変調型格子の場合、上式（４）または上式（７）（１８０°の位相変調型格子の場合は上式（５）または上式（８）、強度変調型格子の場合は上式（６）または上式（９））で与えられる距離において第１の格子２の自己像を形成する一方、被検体１０によって、第１の格子２に入射する放射線の波面は歪むため、第１の格子２の自己像はそれに従って変形している。すなわち、上述した第１の格子２の各単位格子ＵＧ１～ＵＧ４の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４が被検体１０によって変形する。

【００８０】

続いて、放射線は、第２の格子３を通過する。その結果、上記の変形した第１の格子２の各単位格子ＵＧ１～ＵＧ４の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４は第２の格子３との重ね合わせにより、強度変調を受け、上記波面の歪みを反映した画像信号として放射線画像検出器４により検出される。

【００８１】

ここで、放射線画像検出器４における画像検出と読出しの作用について説明する。

【００８２】

上記のようにして第２の格子３による強度変調によって変形した第１の格子２の各単位格子ＵＧ１～ＵＧ４の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４は、図８に示す放射線画像検出器４の各画素回路４０_１～４０_４によってそれぞれ検出され、各画素回路４０_１～４０_４の光電変換素子によって光電変換された後、その電荷が蓄電部に蓄積される。

【００８３】

次に、走査駆動回路４５からＹ方向に配列されたゲート走査線４３に走査信号が順次出力され、画素回路４０_１および画素回路４０_２を含む画素回路行の画素信号と、画素回路４０_３および画素回路４０_４を含む画素回路行の画素信号とが交互に読み出され、信号検出部４６によって検出された後、画像生成部５に出力される。

【００８４】

そして、画像生成部５は、多数の画素回路４０_１から出力された画素信号をまとめて第１の縞画像信号として取得し、多数の画素回路４０_２から出力された画素信号をまとめて第２の縞画像信号として取得し、多数の画素回路４０_３から出力された画素信号をまとめて第３の縞画像信号として取得し、多数の画素回路４０_４から出力された画素信号をまとめて第４の縞画像信号として取得する。

【００８５】

そして、画像生成部５において、上述したようにして取得した第１～第４の縞画像信号に基づいて位相コントラスト画像が生成される。

【００８６】

次に、画像生成部５において位相コントラスト画像を生成する方法について説明するが、まず、本実施形態における位相コントラスト画像の生成方法の原理について説明する。

【００８７】

図９は、被検体１０のＸ方向に関する位相シフト分布Φ（ｘ）に応じて屈折される１つ

の放射線の経路を例示している。符号Ｘ１は、被検体１０が存在しない場合に直進する放射線の経路を示しており、この経路Ｘ１を進む放射線は、第１および第２の格子２，３を通過して放射線画像検出器４に入射する。符号Ｘ２は、被検体１０が存在する場合に、被検体１０により屈折されて偏向した放射線の経路を示している。この経路Ｘ２を進む放射線は、第１の格子２を通過した後、第２の格子３により遮蔽される。

【００８８】

被検体１０の位相シフト分布Φ（ｘ）は、被検体１０の屈折率分布をｎ（ｘ，ｚ）、放射線の進む方向を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。

【数１０】

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

【００８９】

第１の格子２から第３の格子３の位置に形成された自己像Ｇ１は、被検体１０での放射線の屈折により、その屈折角ψに応じた量だけｘ方向に変位する。この変位量Δｘは、放射線の屈折角ψ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。

【数１１】

$$\Delta x \approx Z_2 \varphi \qquad \cdots (11)$$

【００９０】

ここで、屈折角ψは、放射線の波長λと被検体１０の位相シフト分布Φ（ｘ）を用いて、次式（１２）で表される。

【数１２】

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

【００９１】

このように、被検体１０での放射線の屈折による自己像Ｇ１の変位量Δｘは、被検体１０の位相シフト分布Φ（ｘ）に関連している。そして、この変位量Δｘは、放射線画像検出器４で検出される各画素の強度変調信号の位相ズレ量Ψ（被検体１０がある場合とない場合とでの各画素の強度変調信号の位相ズレ量）に、次式（１３）のように関連している。

【数１３】

$$\psi = \frac{2\pi}{P_2} \Delta x = \frac{2\pi}{P_2} Z_2 \varphi \qquad \cdots (13)$$

【００９２】

したがって、各画素の強度変調信号の位相ズレ量Ψを求めることにより、上式（１３）から屈折角ψが求まり、上式（１２）を用いて位相シフト分布Φ（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１０の位相シフト分布Φ（ｘ）、すなわち被検体１０の位相コントラスト画像を生成することができる。

【００９３】

本実施形態においては、位相コントラスト画像の各画素について、それぞれ４種類の第１～第４の縞画像信号が取得されている。以下に、この４種類の第１～第４の縞画像信号から位相コントラスト画像の各画素の強度変調信号の位相ズレ量Ψを算出する方法を説明する。なお、ここでは４種類の縞画像信号に限定せず、Ｍ種類の縞画像信号に基づいて位相ズレ量Ψを算出する方法を説明する。

【００９４】

まず、Ｍ種類の縞画像信号を取得するには、第２の格子３の格子部材３２に対するＸ方向についての距離が互いに異なるＭ種類の単位格子の自己像を形成する必要があるが、このＭ種類の各単位格子の格子部材３２に対する位置をｋ＝０～Ｍ－１とすると、第ｋ位置における放射線画像検出器４の各画素回路４０の画素信号Ｉｋ（ｘ）は、次式（１４）で表される。

【数１４】

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp\left[2\pi i \frac{n}{P_2}\left\{Z_2\,\varphi(x) + \frac{kP_2}{M}\right\}\right] \quad \cdots (14)$$

【００９５】

ここで、ｘは、画素回路のｘ方向に関する座標であり、A_0は入射放射線の強度であり、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、ψ（ｘ）は、上記屈折角ψを放射線画像検出器４の画素回路の座標ｘの関数として表したものである。

【００９６】

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

【数１５】

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

【数１６】

$$\varphi(x) = \frac{p_2}{2\pi Z_2} \arg\left[\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x) \exp\left(-2\pi i \frac{k}{M}\right)\right] \quad \cdots (16)$$

【００９７】

ここで、ａｒｇ[]は、偏角の抽出を意味しており、位相コントラスト画像の各画素の位相ズレ量Ψに対応する。したがって、位相コントラスト画像の各画素について取得されたＭ種類の縞画像信号の画素信号から、式（１６）に基づいて位相コントラスト画像の各画素の強度変調信号の位相ズレ量Ψを算出することにより、屈折角ψ（ｘ）が求められる。

【００９８】

具体的には、位相コントラスト画像の各画素を構成するＭ個の画素回路４０についてそれぞれ取得されたＭ個の画素信号は、図１０に示すように、Ｍ種類の各単位格子の格子部材３２に対する位置ｋに対して、第２の格子３の格子部材３２のピッチP_2の周期で周期的に変化する。したがって、このＭ個の画素信号列を、たとえば正弦波でフィッティングし、被検体があるときと被検体なしのときのフィッティングカーブの位相ズレ量Ψを取得し、上式（１２）、（１３）により位相シフト分布Φ（ｘ）の微分量を算出し、この微分

量をｘについて積分することにより被検体１０の位相シフト分布Φ（ｘ）、すなわち被検体１０の位相コントラスト画像を生成する。

【００９９】

なお、フィッティングカーブについては、典型的には上述したように正弦波を用いることができるが、矩形波や三角波形状を用いるようにしてもよい。

【０１００】

また、上記のようにして位相コントラスト画像を生成する際、各画素回路４０によって検出される画素信号がどの自己像に対応するものであるか、すなわち、その画素信号に対応する単位格子の格子部材３２に対する位置ｋの情報が必要となるが、この対応関係については各画素回路４０について予め設定しておくようにすればよい。

【０１０１】

もしくは、このような対応関係を予め設定しておくのではなく、位相コントラスト画像の１つの画素を構成する複数の画素回路４０の範囲を予め設定しておき、その範囲内の画素回路４０によって検出された画素信号のうちの最大値と最小値を求め、この最大値と最小値とを上述したフィッティングカーブの最大値と最小値とに設定するとともに、それ以外の画素信号を上記フィッティングカーブの最大値と最小値との間の値に設定することによって位相コントラスト画像を生成するようにしてもよい。

【０１０２】

また、上記説明では、位相コントラスト画像の画素のｙ方向に関するｙ座標を考慮していないが、各ｙ座標についても同様の演算を行うことにより、屈折角の２次元分布ψ（ｘ，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Φ（ｘ，ｙ）を得ることができる。

【０１０３】

また、屈折角の２次元分布ψ（ｘ，ｙ）に代えて、位相ズレ量の２次元分布Ψ（ｘ，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するようにしてもよい。

【０１０４】

屈折角の２次元分布ψ（ｘ，ｙ）や位相ズレ量Ψ（ｘ，ｙ）は、位相シフト分布Φ（ｘ，ｙ）の微分値に対応するものであるため位相微分像と呼ばれるが、この位相微分像を位相コントラスト画像として生成するようにしてもよい。

【０１０５】

上記実施形態の放射線画像撮影装置によれば、画素単位の４つの単位格子ＵＧ１～ＵＧ４を、第２の格子３の延伸方向に直交する方向について第２の格子３に対して互いに異なる距離だけ平行にシフトして配置するとともに、複数の列をなして配置し、その各単位格子ＵＧ１～ＵＧ４に対応する画素から読み出された画素信号に基づいて、位相コントラスト画像を構成する１つの画素の信号を生成するようにしたので、従来のように第２の格子を移動させる高精度な移動機構を必要とすることなく、１回の撮影によって位相コントラスト画像を取得するための複数の縞画像を取得することができる。そして、さらに複数の上記単位格子を所定の範囲内において複数の列をなして配置するようにしたので、これらを一列に並べて配置した場合と比較すると位相コントラスト画像の解像度を向上させることができる。

【０１０６】

また、上記実施形態においては、２行×２列の隣接する単位格子の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４を４つの画像回路４０によって検出して４つの縞画像信号を取得し、これに基づいて位相コントラスト画像を生成するようにしたが、縞画像信号の数は、上述したとおり、４つに限らず、たとえば、５つの縞画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成するようにしてもよい。

【０１０７】

そして、５つの縞画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する場合には、５つの位相情報の各画素信号が各画素回路４０によって検出されるように単位格子部材２２ａ

を配置する必要があるが、たとえば、図１１に示すように５つの単位格子の自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５が第２の格子３の位置に形成されるように単位格子を配置するようにしてもよい。なお、図１１においては図示省略しているが、図１１における各実線四角内には、図７で示したような単位格子を構成する多数の単位格子部材２２ａの自己像がそれぞれ配置されているものとする。

【０１０８】

そして、図１１に示す自己像Ｇ１_１は、第２の格子３の格子部材３２からの距離をゼロとして配置され、自己像Ｇ１_２は格子部材３２からの距離を$P_2/5$として配置され、自己像Ｇ１_３は格子部材３２からの距離を$(2\times P_2)/5$として配置され、自己像Ｇ１_４は格子部材３２からの距離を$(3\times P_2)/5$として配置され、自己像Ｇ１_５は格子部材３２からの距離を$(4\times P_2)/5$として配置されるものとする。

【０１０９】

第１の格子２は、上述したような自己像Ｇ１_１～自己像Ｇ１_５を形成するような単位格子から構成される。

【０１１０】

そして、図１１に示すように配置された５つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５を放射線画像検出器４の各画素回路４０によってそれぞれ検出することによって５つの位相情報の各画素信号をそれぞれ検出することができるが、図１１に示すように自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５を配置するようにした場合、自己像Ｇ１_５については、位相コントラスト画像の２つの画素を構成するために用いることができる。すなわち、図１１の左半分に示す太実線内の５つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５に基づいて５つの位相情報の各画素信号を取得することができるとともに、図１１の右半分に示す太破線内の５つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５に基づいて５つの位相情報の各画素信号を取得することができる。

【０１１１】

図１１に示すように位相コントラスト画像の２つの画素を構成する自己像を３行×３列の配列とするとともに自己像Ｇ１_５を共有することによって、位相コントラスト画像の２つの画素を構成するために必要な自己像の範囲をより小さくまとめることができ、より解像度の高い位相コントラスト画像を取得することができる。比較例として、たとえば、位相コントラスト画像の１つの画素を構成するための自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５を単純にＹ方向に並べたたけでは、５つの画素回路の幅が位相コントラスト画像の１つの画素のＹ方向の解像度となるので解像度が低下してしまうことになる。

【０１１２】

また、５つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５を３行×３列で配置する例としては、図１１に示す例に限らず、たとえば、図１２に示すように配置するようにしてもよい。このように自己像Ｇ１_５を中心として点対称に自己像Ｇ１_１～自己像Ｇ１_４を配置することによって、自己像間の位相差がより小さいものを隣接させることができる。本実施形態においては、複数の自己像を複数の画素回路４０によって検出した画素信号に基づいて位相コントラスト画像の１つの画素を演算によって構成するので、隣接する自己像間の位相差を小さくする方が画質の面ではより好ましい。

【０１１３】

また、自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５の配置方法としては、図１１や図１２の配置方法に限らず、図１３（ａ）に示すように自己像Ｇ１_１～Ｇ１_５が十字に配置されるようにしてもよい。このように配置することによって、位相コントラスト画像の１画素を構成する範囲をより小さくすることができるので、より解像度の高い位相コントラスト画像を得ることができる。また、図１３（ｂ）～（ｆ）に示すような配置としてもよい。図１３（ａ）～（ｆ）の配置についても、Ｘ方向およびＹ方向について繰り返して配置されるものとする。

【０１１４】

また、図１１および図１２に示した配置方法のように、１つの自己像Ｇ１_５を共有する配置する方法としては、図１４（ａ）～（ｂ）に示すような配置方法でもよい。

【０１１５】
また、上記実施形態のように４つの自己像Ｇ１_１～Ｇ１_４に応じた画素信号に基づいて位相コントラスト画像の１つの画素を構成する場合の配置方法としては、図１５（ａ）～（ｄ）に示すような配置方法でもよい。
【０１１６】
そして、複数の自己像を配置する方法としては、位相コントラスト画像の１つの画素を構成するために使用する複数の自己像が、点対称の形状で配置する方が解像度の点では好ましい。
【０１１７】
次に、本発明の放射線画像撮影装置の第２の実施形態を用いた放射線位相画像撮影装置について説明する。上記第１の実施形態の放射線位相画像撮影装置は、第１の格子２から第２の格子３までの距離Z_2がタルボ干渉距離となるように、上式（４）～上式（９）を満たすようにしたが、第２の実施形態の放射線位相画像撮影装置は、第１の格子２が入射放射線を回折せずに投影させる構成としたものである。これにより第１の格子２を通過して射影される投影像が、第１の格子２の後方の全ての位置で相似的に得られるため、第１の格子２から第２の格子３までの距離Z_2を、タルボ干渉距離を無関係に設定することができる。
【０１１８】
具体的には、第２の実施形態の放射線位相画像撮影装置においては、第１の格子２と第２の格子３とが、ともに吸収型（振幅変調型）格子として構成されるとともに、タルボ干渉効果の有無に関わらず、スリット部を通過した放射線を幾何学的に投影するように構成されている。より詳細には、第１の格子２の間隔d_1と第２の格子３の間隔d_2とを、放射線源１から照射される放射線のピーク波長より十分大きな値とすることで、照射放射線に含まれる大部分をスリット部で回折せずに、直進性を保ったまま通過するように構成する。たとえば、放射線源のターゲットとしてタングステンを用い、管電圧を５０ｋＶとした場合には、放射線のピーク波長は約０．４Åである。この場合には、第１の格子２の間隔d_1と第２の格子３の間隔d_2を、１μｍ～１０μｍ程度とすればスリット部で大部分の放射線が回折されずに幾何学的に投影される。
【０１１９】
なお、第１の格子２の格子ピッチP_1と第２の格子３の格子ピッチP_2との関係と、第１の格子２の間隔d_1と第２の格子３の間隔d_2との関係とについては、上記第１の実施形態と同様である。また、第２の格子３に対する第１の格子２を構成する単位格子部材２２ａの配置についても、上記第１の実施形態と同様である。
【０１２０】
そして、第２の実施形態においては、第１の格子２と第２の格子３との距離Z_2を、上式（６）においてｍ＝１とした場合の最小のタルボ干渉距離より短い値に設定することができる。すなわち、上記距離Z_2が、次式（１７）を満たす範囲の値に設定する。
【数１７】

$$Z_2 < \frac{P_1 P_2}{\lambda} \qquad \cdots (17)$$

【０１２１】
なお、第１の格子２の単位格子部材２２ａと第２の格子３の格子部材３２とは、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、放射線を完全に遮蔽（吸収）することが好ましいが、上述した放射線吸収に優れる材料（金、白金等）を用いたとしても、吸収されずに透過する放射線が少なからず存在する。このため、放射線の遮蔽性を高めるためには、格子部材２２，３２のそれぞれの厚みを、可能な限り厚くすることが好ましい。単位格子部材２２ａおよび格子部材３２による遮蔽は、照射放射線の９０％以上であることが好ましく、たとえば、放射線源１の管電圧が５０ｋＶの場合には、厚みは、金（Ａｕ）

換算で３０μｍ以上であることが好ましい。

【０１２２】

そして、第２の実施形態の放射線位相画像撮影装置においても、図１に示すように、放射線源１と第１の格子２との間に、被検体１０が配置された後、放射線源１から放射線が射出される。そして、その放射線は被検体１０を透過した後、第１の格子２に照射される。

【０１２３】

そして、第１の格子２を通過して射影された投影像が第２の格子３を通過し、その結果、上記投影像は、第２の格子３との重ね合わせにより強度変調を受け、画像信号として放射線画像検出器４により検出される。

【０１２４】

そして、放射線画像検出器４により検出された画像信号は、上記第１の実施形態と同様にして読み出され、複数の縞画像信号が画像生成部５において取得された後、画像生成部５は、その複数の縞画像信号に基づいて、上記第１の実施形態と同様にして、位相コントラスト画像を生成する。

【０１２５】

第２の実施形態の放射線位相画像撮影装置によれば、第１の格子２と第２の格子３との距離Ｚ２をタルボ干渉距離よりも短くすることができるので、一定のタルボ干渉距離を確保しなければならない第１の実施形態の放射線位相画像撮影装置と比較すると、撮影装置をより薄型化することができる。

【０１２６】

また、上記第１の実施形態および第２の実施形態においては、放射線源１から放射線画像検出器４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、放射線源１の焦点サイズが、たとえば、一般的な０．１ｍｍ～１ｍｍ程度である場合には、第１の格子２のタルボ干渉効果による自己像や第１の格子２の投影像にボケが生じ、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。

【０１２７】

そこで、放射線源１として上述したような焦点サイズのものを用いる場合には、放射線源１の焦点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放射線強度が低下してしまう。

【０１２８】

したがって、上述したようなピンホールを設けるのではなく、放射線源１の焦点の直後にマルチスリットを配置するようにしてもよい。

【０１２９】

この場合、マルチスリットは、第２の実施形態の第１および第２の格子２，３と同様な構成の吸収型格子であり、Ｙ方向に延伸した複数の放射線遮蔽部が、第１の格子２の単位格子部材２２ａと第２の格子３の格子部材３２と同一方向（Ｘ方向）に周期的に配置されている。このマルチスリットは、放射線源１の焦点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することができるとともに、Ｘ方向に多数の点光源（分散光源）を形成することができる。

【０１３０】

このマルチスリットの格子ピッチP_3は、マルチスリットから第１の格子２までの距離をZ_3として、次式（１８）を満たすように設定する必要がある。

【数１８】

$$p_3 = \frac{Z_3}{Z_2} p_2 \qquad \cdots (18)$$

【０１３１】

また、実質的にマルチスリットの位置が放射線の焦点位置となるため、第２の格子３の格子ピッチP_2および間隔d_2は、次式（１９）および次式（２０）の関係を満たすように決定される。

【数１９】

$$p_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} p_1 \qquad \cdots (19)$$

【数２０】

$$d_2 = \frac{Z_3+Z_2}{Z_3} d_1 \qquad \cdots (20)$$

【０１３２】

また、上記第１および第２の実施形態においては、ＴＦＴ読取方式の放射線画像検出器を用いるようにしたが、ＣＭＯＳスイッチを用いた放射線画像検出器や光読取方式の放射線画像検出器を用いるようにしてもよい。以下、光読取方式の放射線画像検出器について説明する。

【０１３３】

図１６（Ａ）は、光読取方式の放射線画像検出器５０の斜視図、図１６（Ｂ）は図１６（Ａ）に示す放射線画像検出器のＸＺ面断面図、図１６（Ｃ）は図１６（Ａ）に示す放射線画像検出器のＹＺ面断面図である。

【０１３４】

光読取方式の放射線画像検出器５０は、図１６（Ａ）～（Ｃ）に示すように、放射線を透過する第１の電極層５１、第１の電極層５１を透過した放射線の照射を受けることにより電荷を発生する記録用光導電層５２、記録用光導電層５２において発生した電荷のうち一方の極性の電荷に対しては絶縁体として作用し、且つ他方の極性の電荷に対しては導電体として作用する電荷蓄積層５３、読取光の照射を受けることにより電荷を発生する読取用光導電層５４、および第２の電極層５５をこの順に積層してなるものである。なお、上記各層は、ガラス基板５６上に第２の電極層５５から順に形成されている。

【０１３５】

第１の電極層５１としては、放射線を透過するものであればよく、たとえば、ネサ皮膜（SnO_2）、ＩＴＯ（Indium Tin Oxide）、ＩＺＯ（Indium Zinc Oxide）、アモルファス状光透過性酸化膜であるＩＤＩＸＯ（Idemitsu Indium X-metal Oxide ；出光興産（株））などを５０～２００ｎｍ厚にして用いることができ、また、１００ｎｍ厚のＡｌやＡｕなども用いることもできる。

【０１３６】

記録用光導電層５２は、放射線の照射を受けることにより電荷を発生するものであればよく、放射線に対して比較的量子効率が高く、また暗抵抗が高いなどの点で優れているａ－Ｓｅを主成分とするものを使用する。厚さは１０μｍ以上１５００μｍ以下が適切である。また、特にマンモグラフィ用途である場合には、１５０μｍ以上２５０μｍ以下であることが好ましく、一般撮影用途である場合には、５００μｍ以上１２００μｍ以下であることが好ましい。

【０１３７】

電荷蓄積層５３は、蓄積したい極性の電荷に対して絶縁性の膜であれば良く、アクリル系有機樹脂、ポリイミド、ＢＣＢ、ＰＶＡ、アクリル、ポリエチレン、ポリカーボネート、ポリエーテルイミド等のポリマーやAs_2S_3、Sb_2S_3、ＺｎＳ等の硫化物、その他に酸化物、フッ化物より構成される。更には、蓄積したい極性の電荷に対して絶縁性であり、それと逆の極性の電荷に対しては導電性を有する方がより好ましく、移動度×寿命の積が、電荷の極性により３桁以上差がある物質が好ましい。

【０１３８】
好ましい化合物としては、As_2Se_3、As_2Se_3にＣｌ、Ｂｒ、Ｉを５００ｐｐｍから２００００ｐｐｍまでドープしたもの、As_2Se_3のＳｅをＴｅで５０％程度まで置換した$As_2(Se_xTe_{1-x})_3$（０．５＜ｘ＜１）、As_2Se_3のＳｅをＳで５０％程度まで置換したもの、As_2Se_3からＡｓ濃度を±１５％程度変化させたAs_xSe_y（ｘ＋ｙ＝１００、３４≦ｘ≦４６）、アモルファスＳｅ－Ｔｅ系でＴｅを５－３０ｗｔ％のもの等が挙げられる。
【０１３９】
なお、電荷蓄積層５３の材料としては、第１の電極層５１と第２の電極層５５との間に形成される電気力線が曲がらないようにするため、その誘電率が、記録用光導電層５２と読取用光導電層５４の誘電率の１／２倍以上２倍以下のものを用いることが望ましい。
【０１４０】
読取用光導電層５４としては、読取光の照射を受けることにより導電性を呈するものであればよく、たとえば、ａ－Ｓｅ、Ｓｅ－Ｔｅ、Ｓｅ－Ａｓ－Ｔｅ、無金属フタロシアニン、金属フタロシアニン、ＭｇＰｃ（Magnesium phtalocyanine），ＶｏＰｃ（phaseII of Vanadyl phthalocyanine）、ＣｕＰｃ（Cupper phtalocyanine）などのうち少なくとも１つを主成分とする光導電性物質が好適である。厚さは５～２０μｍ程度が適切である。
【０１４１】
第２の電極層５５は、読取光を透過する複数の透明線状電極５５ａと読取光を遮光する複数の遮光線状電極５５ｂとを有するものである。透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとは、放射線画像検出器５０の画像形成領域の一方の端部から他方の端部まで連続して直線状に延びるものである。そして、透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとは、図１６（Ａ），（Ｂ）に示すように、所定の間隔を空けて交互に平行に配列されている。
【０１４２】
透明線状電極５５ａは読取光を透過するとともに、導電性を有する材料から形成されている。たとえば、第１の電極層５１と同様に、ＩＴＯ、ＩＺＯやＩＤＩＸＯを用いることができる。そして、その厚さは１００～２００ｎｍ程度である。
【０１４３】
遮光線状電極５５ｂは読取光を遮光するとともに、導電性を有する材料から形成されている。たとえば、上記の透明導電材料とカラーフィルターを組み合せて用いることができる。透明導電材料の厚さは１００～２００ｎｍ程度である。
【０１４４】
そして、上述した光読取方式の放射線画像検出器５０においては、後で詳述するが、隣接する透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとの１組を用いて画像信号が読み出される。すなわち、図１６（Ｂ）に示すように、１組の透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとによって１画素の画像信号が読み出されることになる。すなわち、１組の透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂが、上記第１の実施形態の放射線画像検出器４における画素回路４０の列に相当することになる。ここでは、１画素が略５０μｍとなるように透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとが配置されているものとする。
【０１４５】
そして、本実施形態の放射線位相画像撮影装置は、図１６（Ａ）に示すように、透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂの延伸方向に直交する方向（Ｘ方向）に延設された線状読取光源６０を備えている。本実施形態の線状読取光源６０は、ＬＥＤ（Light Emitting Diode）やＬＤ（Laser Diode）などの光源と所定の光学系とから構成され、略１０μｍの幅の線状の読取光を放射線画像検出器５０に照射するように構成されている。そして、この線状読取光源６０は、所定の移動機構（図示省略）によって透明線状電極５５ａおよび遮光線状電極５５ｂの延伸方向（Ｙ方向）について移動するものであり、この移動により線状読取光源６０から発せられた線状の読取光によって放射線画像検出器５０が走査されて画像信号が読み出される。
【０１４６】

したがって、この線状の読取光による読取ラインが、上記第１の実施形態の放射線画像検出器４の画素回路４０の行に相当することになる。そして、上述したように１組の透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとが上記第１の実施形態の放射線画像検出器４の画素回路４０の列に相当するので、上記光読取方式の放射線画像検出器５０においては、読取ラインと１組の透明線状電極５５ａと遮光線状電極５５ｂとによって画素が形成され、第１の格子２の単位格子はこの画素の単位で形成されるものとする。

【０１４７】

次に、上記光読取方式の放射線画像検出器５０における画像検出と読出しの作用について説明する。

【０１４８】

まず、図１７（Ａ）に示すように高圧電源１００によって放射線画像検出器５０の第１の電極層５１に負の電圧を印加した状態において、第１の格子２の自己像と第２の格子３との重ね合わせによって強度変調された放射線が、放射線画像検出器５０の第１の電極層５１側から照射される。

【０１４９】

そして、放射線画像検出器５０に照射された放射線は、第１の電極層５１を透過し、記録用光導電層５２に照射される。そして、その放射線の照射によって記録用光導電層５２において電荷対が発生し、そのうち正の電荷は第１の電極層５１に帯電した負の電荷と結合して消滅し、負の電荷は潜像電荷として電荷蓄積層５３に蓄積される（図１７（Ｂ）参照）。

【０１５０】

次に、図１８に示すように、第１の電極層５１が接地された状態において、線状読取光源６０から発せられた線状の読取光Ｌ１が第２の電極層５５側から照射される。読取光Ｌ１は透明線状電極５５ａを透過して読取用光導電層５４に照射され、その読取光Ｌ１の照射により読取用光導電層５４において発生した正の電荷が電荷蓄積層５３に蓄積された潜像電荷と結合するとともに、負の電荷が、透明線状電極５５ａに接続されたチャージアンプ２００を介して遮光線状電極５５ｂに帯電した正の電荷と結合する。

【０１５１】

そして、読取用光導電層５４において発生した負の電荷と遮光線状電極５５ｂに帯電した正の電荷との結合によって、チャージアンプ２００に電流が流れ、この電流が積分されて画像信号として検出される。

【０１５２】

そして、線状読取光源６０が、Ｙ方向に移動することによって線状の読取光Ｌ１によって放射線画像検出器５０が走査され、線状の読取光Ｌ１の照射された読取ライン毎に上述した作用によって画像信号が順次検出され、その検出された読取ライン毎の画像信号が画像生成部５に順次入力されて記憶される。

【０１５３】

ここで、上述したとおり線状の読取ラインが、上記第１の実施形態の放射線画像検出器４の画素回路４０の行に相当するので、たとえば、上記第１の実施形態の第１の格子２と同様のものを用いた場合には、上述したような線状の読取光Ｌ１による走査によって、自己像Ｇ１_１および自己像Ｇ１_２に応じた画素信号と、自己像Ｇ１_３および自己像Ｇ１_４に応じた画素信号とが交互に読み出されて画像生成部５に出力される。

【０１５４】

そして、画像生成部５は、多数の自己像Ｇ１_１に応じた画素信号をまとめて第１の縞画像信号として取得し、多数の自己像Ｇ１_２に応じた画素信号をまとめて第２の縞画像信号として取得し、多数の自己像Ｇ１_３に応じた画素信号をまとめて第３の縞画像信号として取得し、多数の自己像Ｇ１_４に応じた画素信号をまとめて第４の縞画像信号として取得する。

【０１５５】

そして、画像生成部５において、上記第１の実施形態の同様にして第１～第４の縞画像

信号に基づいて位相コントラスト画像が生成される。

【０１５６】

なお、上述した光読取方式の放射線画像検出器６０を用いる場合においても、図１１～図１５に示したような種々の自己像（単位格子）の配置方法を採用することができる。

【０１５７】

また、上記実施形態においては、位相コントラスト画像を取得することによりこれまで描出が難しかった画像を得ることができるが、従来のＸ線画像診断学は吸収画像に基づいているため、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と読影の助けになる。たとえば、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が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。

【０１５８】

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との間の撮影肢体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、たとえば、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。

【０１５９】

そこで、画像生成部５において、位相コントラスト画像を生成するために取得した複数枚の縞画像に基づいて吸収画像や小角散乱画像を生成するようにしてもよい。

【０１６０】

具体的には、画素毎に得られる画素信号Ｉｋ（ｘ，ｙ）を、図１９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ことができる。なお、平均値の算出は、画素信号Ｉｋ（ｘ，ｙ）をｋについて単純に平均化することにより行ってもよいが、Ｍが小さい場合には誤差が大きくなるため、画素信号Ｉｋ（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、正弦波に限らず、矩形波や三角波形状を用いるようにしてもよい。

【０１６１】

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、画素信号Ｉｋ（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。

【０１６２】

また、画素毎に得られる画素信号Ｉｋ（ｘ，ｙ）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ことができる。なお、振幅値の算出は、画素信号Ｉｋ（ｘ，ｙ）の最大値と最小値との差を求めることによって行ってもよいが、Ｍが小さい場合には誤差が大きくなるため、画素信号Ｉｋ（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よい。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、分散値や標準偏差などを用いることができる。

【０１６３】

また、位相コントラスト画像は、第１および第２の格子２，３の格子部材２２，３２の周期配列方向（Ｘ方向）のＸ線の屈折成分に基づくものとなり、格子部材２２，３２の延伸方向（Ｙ方向）の屈折成分は反映されない。すなわち、ＸＹ面である格子面を介して、Ｘ方向に交差する方向（直交する場合はＹ方向）に沿った部位輪郭がＸ方向の屈折成分に基づく位相コントラスト画像として描出されるのであり、Ｘ方向に交差せずにＸ方向に沿っている部位輪郭はＸ方向の位相コントラスト画像として描出されない。すなわち、被検体とする部位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、膝等の関節軟骨の荷重面の方向を格子の面内方向であるＸＹ方向のうちＹ方向に合わせると、Ｙ方向にほぼ沿った荷重面（ＹＺ面）近傍の部位輪郭は十分に描出されるが、荷重面に交差しＸ方向にほぼ沿って延びる軟骨周辺組織（腱や靭帯など）については描出が不十分になると

考えられる。被検体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。

【０１６４】

そこで、他の例として、図２０に示すように、第１および第２の格子２，３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および第２の格子２，３を、図２２（ａ）に示すような第１の向きから任意の角度で回転させて、図２０（ｂ）に示すような第２の向きとする回転機構１８０を設け、第１の向きと第２の向きとのそれぞれにおいて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。なお、図２０（ａ），（ｂ）においては、図面を見やすくするために第１の格子２の格子部材２２については直線状に表しているが、実際には、上記実施形態のように複数の単位格子部材２２ａがＸ方向にずらされて配置されているものとする。

【０１６５】

こうすることで、上述した位置再現性の問題をなくせる。なお、図２０（ａ）には、第２の格子３の格子部材３２の延伸方向がＹ方向に沿う方向となるような第１および第２の格子２，３の第１の向きを示し、図２０（ｂ）には、図２０（ａ）の状態から９０度回転させ、第２の格子３の格子部材３２の延伸方向がＸ方向に沿う方向となるような第１および第２の格子２，３の第２の向きを示したが、第１の格子２と第２の格子３との間の傾き関係を維持した状態であれば、第１および第２の格子２，３の回転角度は任意である。また、第１の向きおよび第２の向きに加えて、第３の向き、第４の向きなど、２回以上の回転操作を行って、それぞれの向きでの位相コントラスト画像を生成するように構成してもよい。

【０１６６】

また、上記実施形態の放射線位相画像撮影装置においては、第１の格子２と第２の格子３との２つの格子を用いるようにしたが、第２の格子３の機能を放射線画像検出器にもたせることによって第２の格子３を用いないようにすることができる。以下、第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器の構成について説明する。

【０１６７】

第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器は、放射線が第１の格子２を通過することによって第１の格子２によって形成された第１の格子２の自己像を検出するとともに、その自己像に応じた電荷信号を後述する格子状に分割された電荷蓄積層に蓄積することによって自己像に強度変調を施して縞画像を生成し、その生成した縞画像を画像信号として出力するものである。

【０１６８】

図２１（Ａ）は、第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器４００の斜視図、図２１（Ｂ）は図２１（Ａ）に示す放射線画像検出器のＸＺ面断面図、図２１（Ｃ）は図２１（Ａ）に示す放射線画像検出器のＹＺ面断面図である。

【０１６９】

放射線画像検出器４００は、図２１（Ａ）～（Ｃ）に示すように、放射線を透過する第１の電極層４１０、第１の電極層４１０を透過した放射線の照射を受けることにより電荷を発生する記録用光導電層４２０、記録用光導電層４２０において発生した電荷のうち一方の極性の電荷に対しては絶縁体として作用し、且つ他方の極性の電荷に対しては導電体として作用する電荷蓄積層４３０、読取光の照射を受けることにより電荷を発生する読取用光導電層４４０、および第２の電極層４５０をこの順に積層してなるものである。なお、上記各層は、ガラス基板４６０上に第２の電極層４５０から順に形成されている。

【０１７０】

そして、第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器４００は、第１の電極層４１０、記録用光導電層４２０、電荷蓄積層４３０、読取用光導電層４４０および第２の電極層４５０の材料については、上記実施形態における放射線画像検出器５０の第１の電極層５１、記録用光導電層５２、電荷蓄積層５３、読取用光導電層５４および第２の電極層５５

と同様である。

【０１７１】

そして、第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器４００は、上記実施形態の放射線画像検出器４と電荷蓄積層４３０の形状が異なる。放射線画像検出器４００の電荷蓄積層４３０は、図２１（Ａ）～（Ｃ）に示すように、第２の電極層４５０の透明線状電極４５０ａおよび遮光線状電極４５０ｂの延伸方向に平行となるように線状に分割されている。

【０１７２】

また、電荷蓄積層４３０は、透明線状電極４５０ａもしくは遮光線状電極４５０ｂの配列ピッチよりも細かいピッチで分割されるが、その配列ピッチ$Ｐ_{2}$と間隔$ｄ_{2}$は、上記実施形態の第２の格子３の条件と同様である。

【０１７３】

また、電荷蓄積層４３０は、積層方向（Ｚ方向）について２μｍ以下の厚さで形成される。

【０１７４】

そして、電荷蓄積層４３０は、たとえば、上述したような材料と金属板に穴を空けたメタルマスクやファイバーなどによって形成されたマスクとを用いて抵抗加熱蒸着によって形成することができる。また、フォトリソグラフィを用いて形成するようにしてもよい。

【０１７５】

なお、タルボ干渉計として機能させるための第１の格子２と放射線画像検出器４００との距離の条件については、放射線画像検出器４００が第２の格子３として機能するものであるので、第１の格子２と第２の格子３との距離の条件と同様である。また、上記第２の実施形態のように第１の格子２が入射放射線を回折せずに投影させる構成とし、第１の格子２から放射線画像検出器４００までの距離$Ｚ_{2}$を、タルボ干渉距離を無関係に設定するようにしてもよく、上式（１７）を満たすような距離としてもよい。

【０１７６】

次に、上記のように構成された放射線画像検出器４００の作用について説明する。

【０１７７】

まず、図２２（Ａ）に示すように高圧電源１００によって放射線画像検出器４００の第１の電極層４１０に負の電圧を印加した状態において、タルボ効果によって形成された第１の格子２の自己像を担持した放射線が、放射線画像検出器４００の第１の電極層４１０側から照射される。

【０１７８】

そして、放射線画像検出器４００に照射された放射線は、第１の電極層４１０を透過し、記録用光導電層４２０に照射される。そして、その放射線の照射によって記録用光導電層４２０において電荷対が発生し、そのうち正の電荷は第１の電極層４１０に帯電した負の電荷と結合して消滅し、負の電荷は潜像電荷として電荷蓄積層４３０に蓄積される（図２２（Ｂ）参照）。

【０１７９】

ここで、電荷蓄積層４３０は、上述したような配列ピッチで線状に分割されているので、記録用光導電層４２０において第１の格子２の自己像に応じて発生した電荷のうちその直下に電荷蓄積層４３０が存在する電荷のみが電荷蓄積層４３０によってトラップされて蓄積され、それ以外の電荷については線状の電荷蓄積層４３０の間を通過し、読取用光導電層４４０を通過した後、透明線状電極４５０ａと遮光線状電極４５０ｂとに流れ出してしまう。

【０１８０】

このように記録用光導電層４２０において発生した電荷のうち、その直下に線状の電荷蓄積層４３０が存在する電荷のみを蓄積することによって、第１の格子２の各単位格子の自己像は電荷蓄積層４３０の線状のパターンとの重ね合わせにより強度変調を受け、被検体による自己像の波面の歪みを反映した縞画像の画像信号が電荷蓄積層４３０に蓄積され

ることになる。すなわち、電荷蓄積層４３０は、上記実施形態の第２の格子３と同等の機能を果たすことになる。

【０１８１】

そして、次に、図２３に示すように、第１の電極層４１０が接地された状態において、線状読取光源６０から発せられた線状の読取光Ｌ１が第２の電極層４５０側から照射される。読取光Ｌ１は透明線状電極４５０ａを透過して読取用光導電層４４０に照射され、その読取光Ｌ１の照射により読取用光導電層４４０において発生した正の電荷が電荷蓄積層４３０における潜像電荷と結合するとともに、負の電荷が、透明線状電極４５０ａに接続されたチャージアンプ２００を介して遮光線状電極４５０ｂに帯電した正の電荷と結合する。

【０１８２】

そして、読取用光導電層４４０において発生した負の電荷と遮光線状電極４５０ｂに帯電した正の電荷との結合によって、チャージアンプ２００に電流が流れ、この電流が積分されて画像信号として検出される。

【０１８３】

そして、線状読取光源６０が、副走査方向（Ｙ方向）に移動することによって線状の読取光Ｌ１によって放射線画像検出器４００が走査され、線状の読取光Ｌ１の照射された読取ライン毎に上述した作用によって画像信号が順次検出され、その検出された読取ライン毎の画像信号が画像生成部５に順次入力されて記憶される。

【０１８４】

そして、放射線画像検出器４００の全面が読取光Ｌ１に走査されて１フレーム全体の画像信号が画像生成部５に出力され、画像生成部５は、その入力された画像信号に基づいて、上述した光読取方式の放射線画像検出器５０の場合と同様にして複数の縞画像信号をする。そして、画像生成部５は、その複数の縞画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する。

【０１８５】

また、上述した第２の格子３の機能を有する放射線画像検出器４００おいては、電極間に、記録用光導電層４２０、電荷蓄積層４３０および読取用光導電層４４０の３層を設ける構成としたが、必ずしもこの層構成である必要はなく、たとえば、図２４に示すように、読取用光導電層４４０を設けることなく、第２の電極層の透明線状電極４５０ａおよび遮光線状電極４５０ｂ上に直接接触するように線状の電荷蓄積層４３０を設け、その電荷蓄積層４３０の上に記録用光導電層４２０を設けるようにしてもよい。なお、この記録用光導電層４２０は、読取用光導電層としても機能するものである。

【０１８６】

この放射線画像検出器４０１の構造は、読取用光導電層４４０なしに第２の電極層４５０に直接電荷蓄積層４３０を設ける構造であり、線状の電荷蓄積層４３０の形成を容易にする。すなわち、この線状の電荷蓄積層４３０は、蒸着で形成することができる。この蒸着工程において、選択的に線状パターンを形成するためにメタルマスクなどを用いるが、読取用光導電層４４０の上に線状の電荷蓄積層４３０を設ける構成では、読取用光導電層４４０の蒸着後のメタルマスクをセットする工程のため、読取用光導電層４４０の蒸着工程と記録用光導電層４２０の蒸着工程の間で大気中操作により、読取用光導電層４４０に劣化や、光導電層間に異物が混入して品質の劣化をもたらす虞がある。上述した読取用光導電層４４０を設けない構造とすることで、光導電層の蒸着後の大気中操作を減らすことができるため、上述の品質劣化の懸念を低減することができる。

【０１８７】

記録用光導電層４２０および電荷蓄積層４３０の材料については、上述した放射線画像検出器４００と同様である。また、電荷蓄積層４３０の線状構成についても、上述した放射線画像検出器と同様である。

【０１８８】

以下に、この放射線画像検出器４０１の放射線画像の記録と読み出しの作用について説

明する。

【０１８９】

まず、図２５（Ａ）に示すように高圧電源１００によって放射線画像検出器４０１の第１の電極層４１０に負の電圧を印加した状態において、第１の格子２の自己像を担持した放射線が、放射線画像検出器４０１の第１の電極層４１０側から照射される。

【０１９０】

そして、放射線画像検出器４０１に照射された放射線は、第１の電極層４１０を透過し、記録用光導電層４２０に照射される。そして、その放射線の照射によって記録用光導電層４２０において電荷対が発生し、そのうち正の電荷は第１の電極層４１０に帯電した負の電荷と結合して消滅し、負の電荷は潜像電荷として電荷蓄積層４３０に蓄積される（図２５（Ｂ）参照）。なお、第２の電極層４５０に接した線状の電荷蓄積層４３０は絶縁性の膜であるから、この電荷蓄積層４３０に到達した電荷はそこに捕えられ、第２の電極層４５０へ行くことができず、蓄積されて留まる。

【０１９１】

ここでも、上述した放射線画像検出器４００と同様に、記録用光導電層４２０において発生した電荷のうち、その直下に線状の電荷蓄積層４３０が存在する電荷のみを蓄積することによって、第１の格子２の自己像は電荷蓄積層４３０の線状のパターンとの重ね合わせにより強度変調を受け、被検体による自己像の波面の歪みを反映した縞画像の画像信号が電荷蓄積層４３０に蓄積されることになる。

【０１９２】

そして、図２６に示すように、第１の電極層４１０が接地された状態において、線状読取光源６０から発せられた線状の読取光Ｌ１が第２の電極層４５０側から照射される。読取光Ｌ１は、透明線状電極４５０ａを透過して電荷蓄積層４３０近傍の記録用光導電層４２０に照射され、その読取光Ｌ１の照射により発生した正の電荷が線状の電荷蓄積層４３０へ引き寄せられて再結合する。そして、もう一方の負の電荷は、透明線状電極４５０ａへ引き寄せられ、透明線状電極４５０ａに帯電した正の電荷および透明線状電極４５０ａに接続されたチャージアンプ２００を介して遮光線状電極４５０ｂに帯電した正の電荷と結合する。これによりチャージアンプ２００に電流が流れ、この電流が積分されて画像信号として検出される。

【０１９３】

また、上述した放射線画像検出器４００，４０１においては、電荷蓄積層４３０を、完全に線状に分離して形成するようにしたが、これに限らず、たとえば、図２７に示す放射線画像検出器４０２のように、平板形状の上に線状のパターンを形成することによって格子状の電荷蓄積層４３０を形成するようにしてもよい。

【０１９４】

また、上述した放射線画像検出器４００～４０２においては、電荷蓄積層４３０を、上記実施形態における第２の格子３と同様に直線状の格子状に形成するようにしたが、これに限らず、上記実施形態における第１の格子２の構成を電荷蓄積層４３０に採用し、図２８に示すように複数の単位格子形状の電荷蓄積層４３０を、Ｘ方向について所定のピッチずつずらしながらＹ方向に配列して形成するようにしてもよい。そして、電荷蓄積層４３０をこのような構成とした場合には、第１の格子２については、図５に示す第２の格子３のように、直線状の格子部材２２から形成することになる。

【０１９５】

また、上記実施形態の放射線画像撮影装置においては、１回の撮影で複数種類の位相情報の画像信号を取得することができるので、上述したような即座に繰り返し使用可能な半導体の検出器に限らず、蓄積性蛍光体シートや銀塩フイルムなども利用することができる。なお、この場合、蓄積性蛍光体シートや現像された銀塩フイルムなどを読み取る際の読取画素が請求項における画素部に相当するものとする。

【０１９６】

また、上記実施形態の放射線画像撮影装置については、乳房画像を撮影する乳房画像撮

影表示システムや、被検者を立位状態で撮影する放射線画像撮影システムや、被検者を臥位状態で撮影する放射線画像撮影システムや、被検者を立位状態および臥位状態で撮影可能な放射線画像撮影システムや、長尺撮影を行う放射線画像システムなどに適用可能である。

【０１９７】

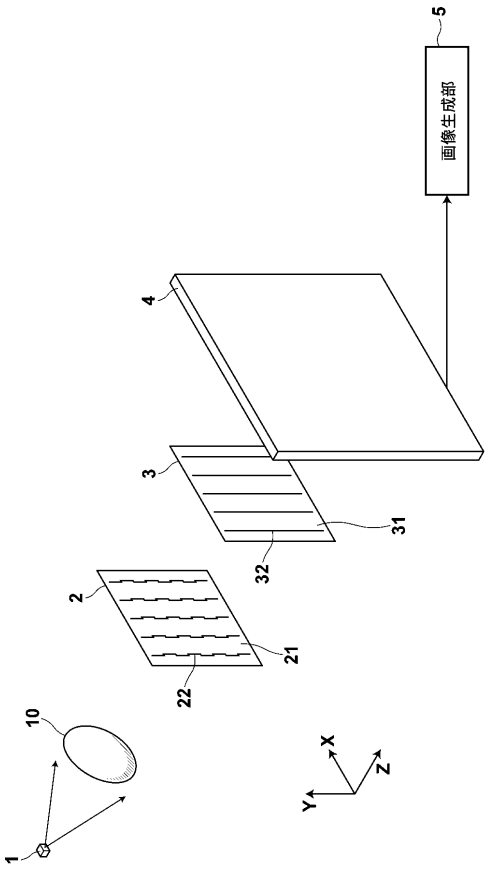
さらに、上記実施形態の放射線画像撮影装置については、３次元画像を取得する放射線位相ＣＴ装置や、立体視が可能なステレオ画像を取得するステレオ撮影装置や、断層画像を取得するトモシンセシス撮影装置などにも適用することも可能である。

【符号の説明】

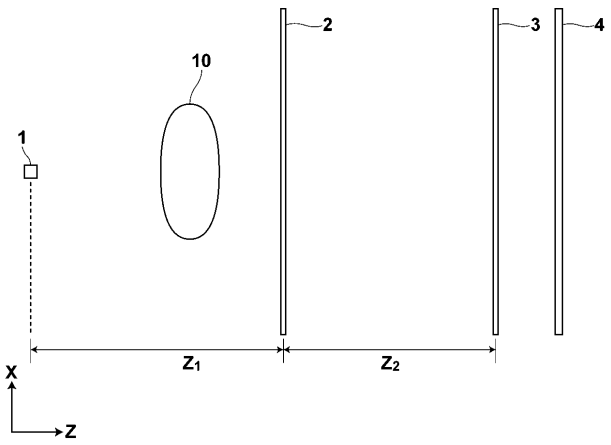
【０１９８】

１　放射線源
２　第１の格子
３　第２の格子
４　放射線画像検出器
５　画像生成部
２１　基板
２２　格子部材
２２ａ　単位格子部材
３１　基板
３２　格子部材
４０　画素回路
４１　スイッチ
４３　ゲート走査線
４４　データ線
４５　走査駆動回路
４６　信号検出部
５０　放射線画像検出器
６０　線状読取光源

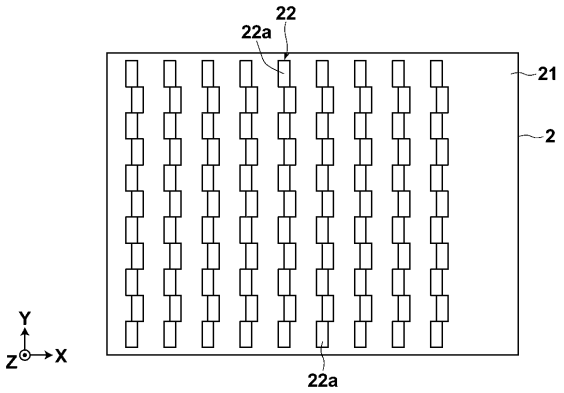
【図１】



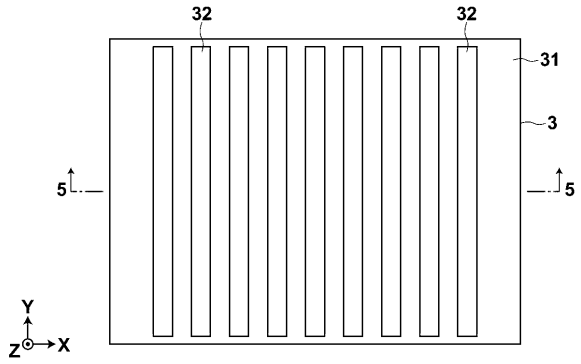
【図２】



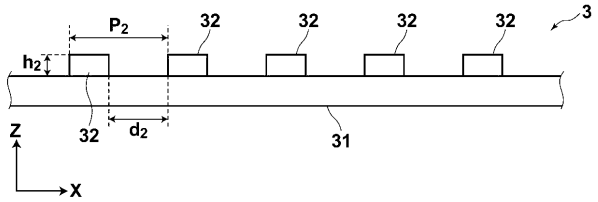
【図３】



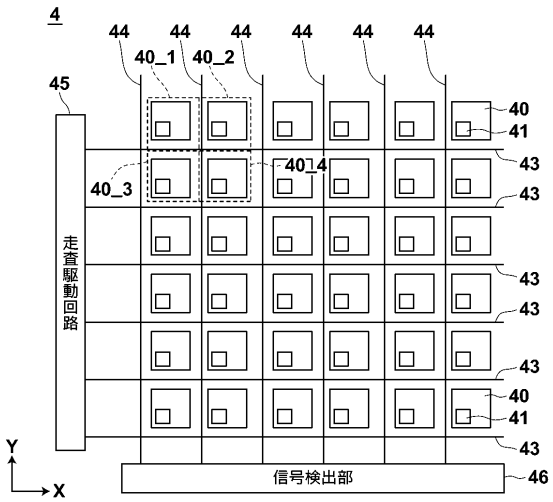
【図４】



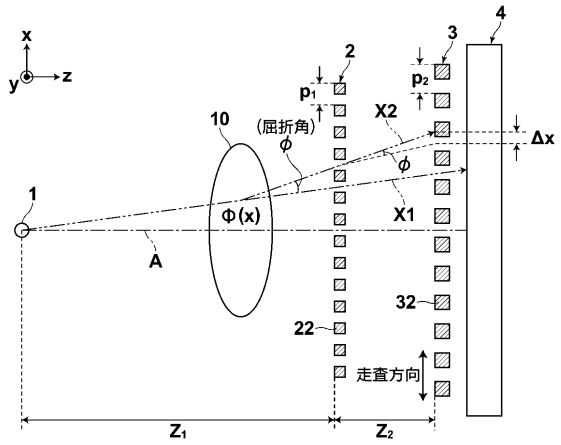
【図５】



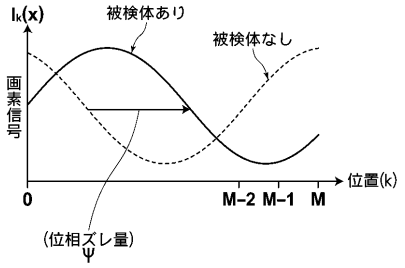
【図８】



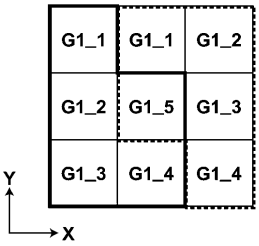
【図９】



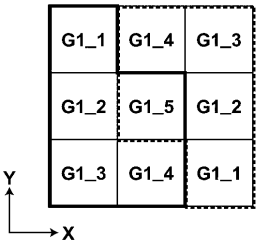
【図１０】



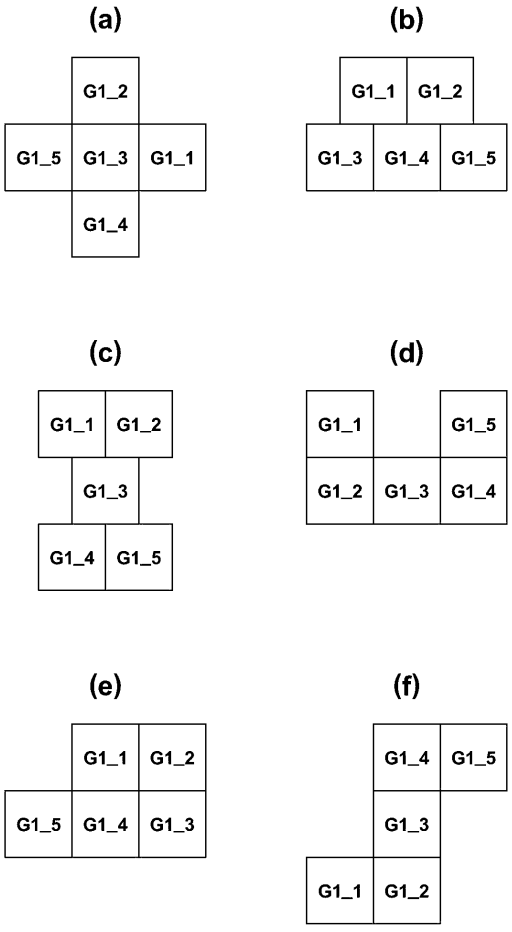
【図１１】



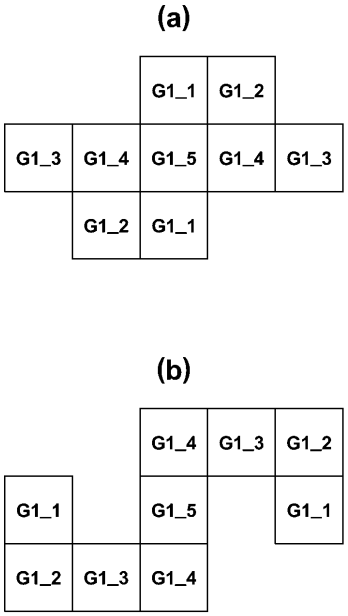
【図１２】



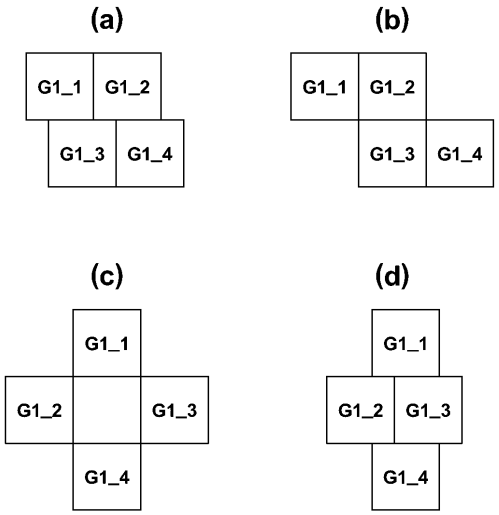
【図１３】



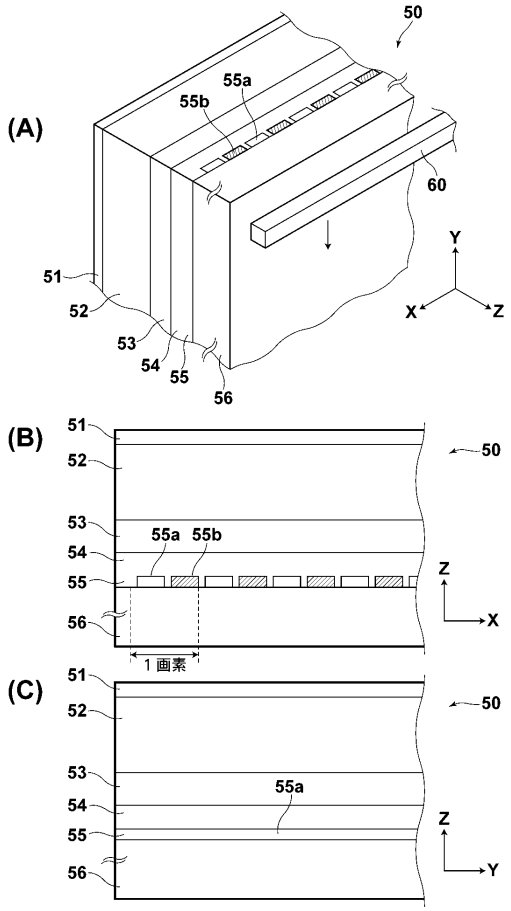
【図１４】



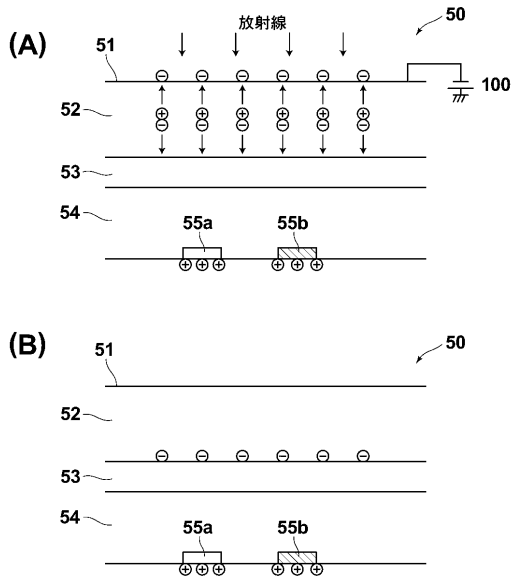
【図１５】



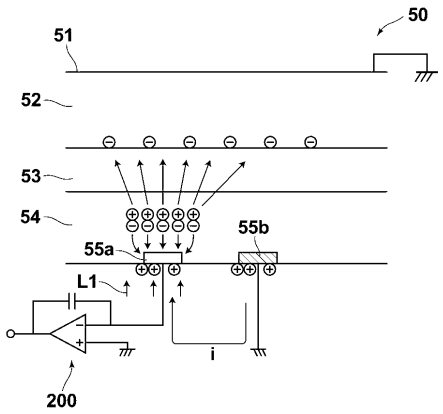
【図１６】



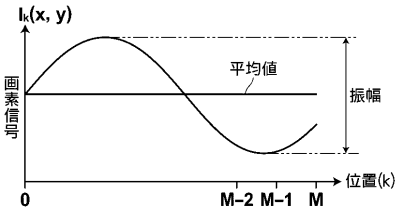
【図１７】



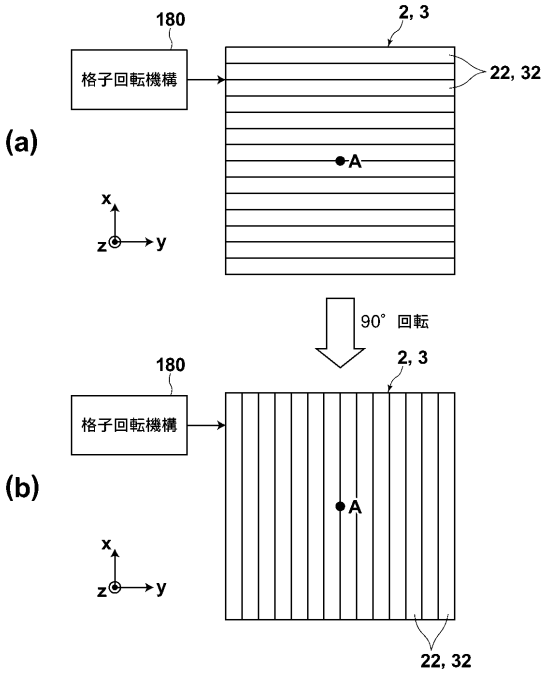
【図１８】



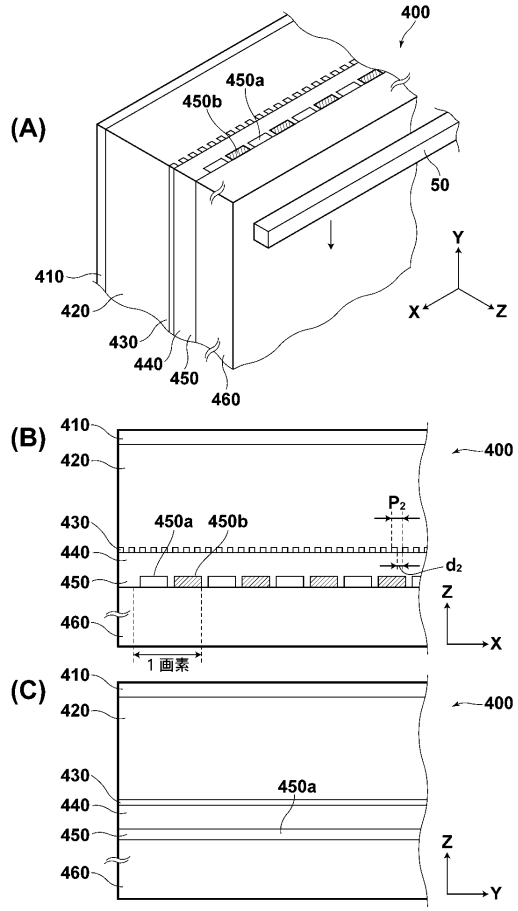
【図１９】



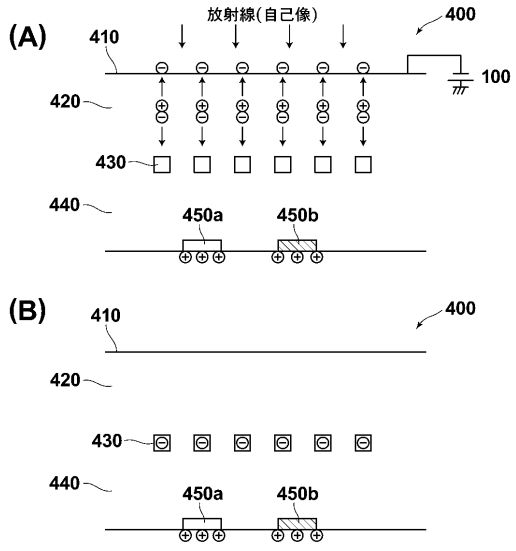
【図２０】



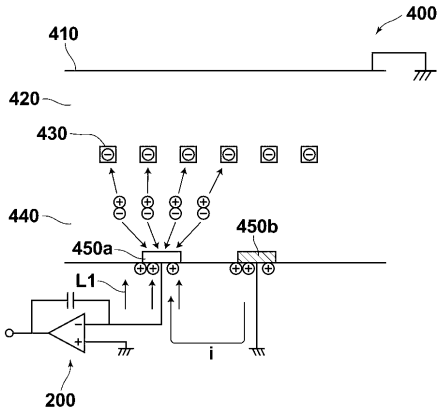
【図２１】



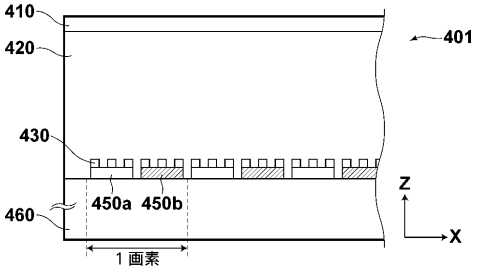
【図２２】



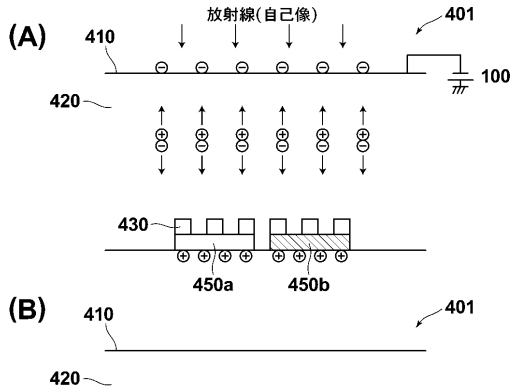
【図２３】



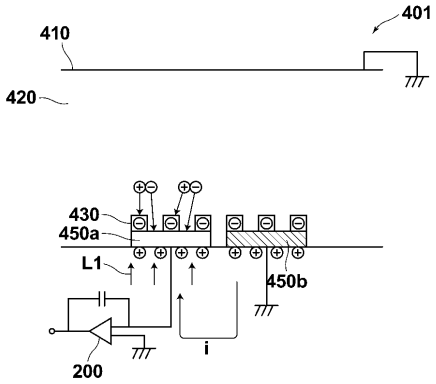
【図２４】



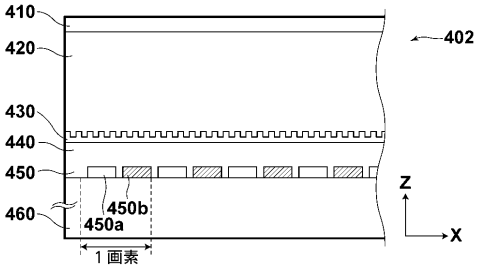
【図２５】


(A)
放射線(自己像)
401
410
100
420
430
450a
450b
(B)
410
401
420
430
450a
450b

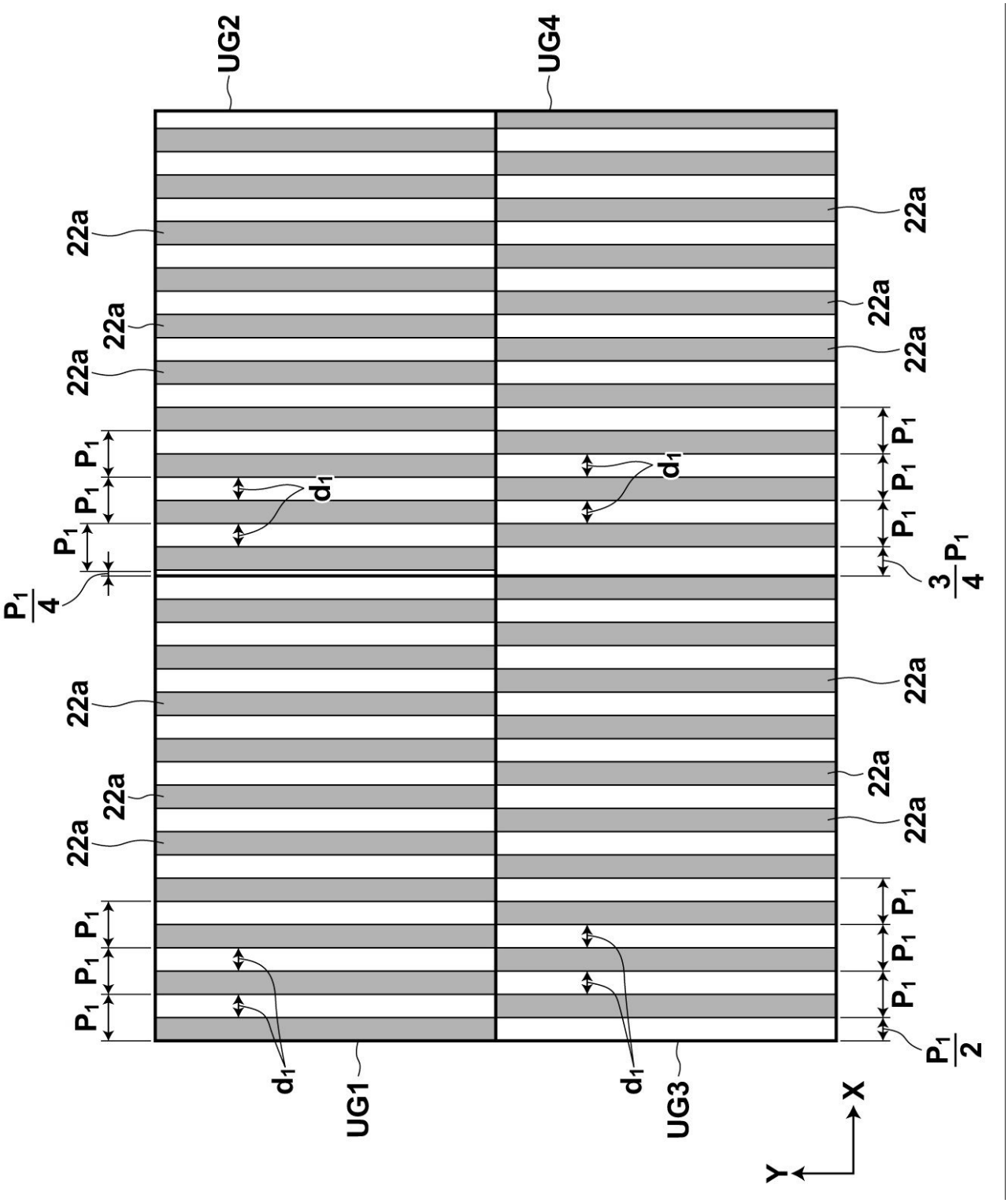
【図２６】


401
410
420
430
450a
L1
450b
200
i

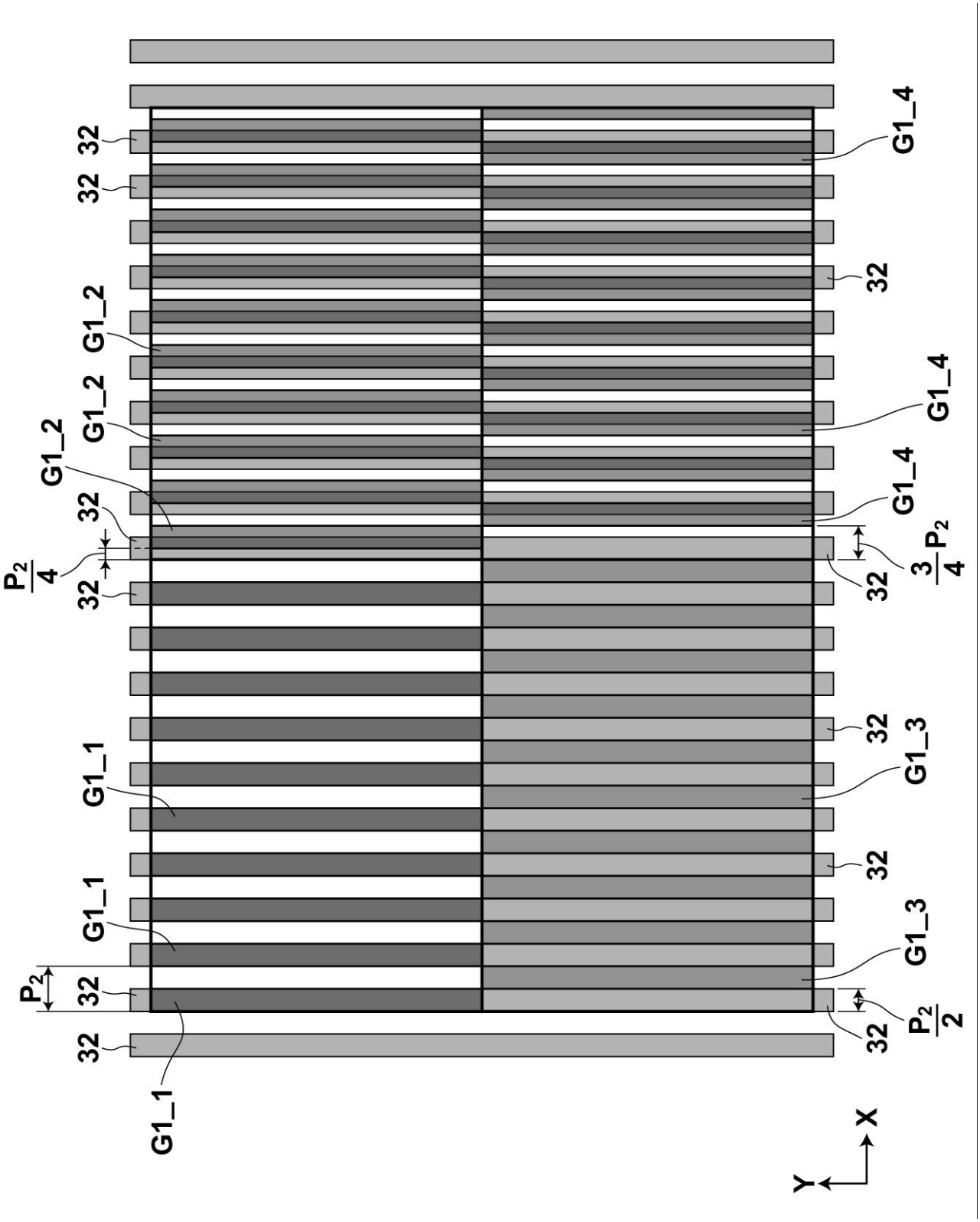
【図２７】


410
420
402
430
440
450
460
450b
450a
1画素
Z
X

【図６】



【図７】


32
32
G1_4
32
G1_2
G1_2
G1_2
G1_4
G1_4
32
$\frac{P_2}{4}$
32
$\frac{3}{4}P_2$
32
32
G1_3
G1_1
32
G1_1
G1_3
P_2
32
$\frac{P_2}{2}$
32
G1_1
X
Y

【図２８】

