

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2012年5月3日(03.05.2012)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/056724 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G01T 7/00 (2006.01)
G01N 23/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/006073
- (22) 国際出願日: 2011年10月28日(28.10.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2010-244181 2010年10月29日(29.10.2010) JP
特願 2010-256241 2010年11月16日(16.11.2010) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目26番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 村越 大 (MURAKOSHI, Dai) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 阿賀野 俊孝 (AGANO, Toshitaka) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 伊藤 渡 (ITO, Wataru) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 今井 真二 (IMAI, Shinji) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP).

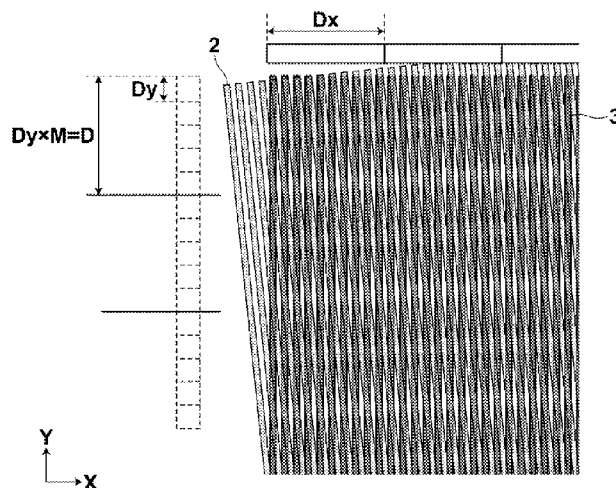
- (74) 代理人: 柳田 征史, 外 (YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-3 新横浜K Sビル 7階 柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

[続葉有]

(54) Title: PHASE CONTRAST RADIATION IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 放射線位相画像撮影装置

[図6]



(57) Abstract: [Problem] To obtain a plurality of striped images in order to obtain a phase contrast radiological image by means of a single exposure in a phase contrast radiation imaging device in which a first grid and a second grid are arranged in parallel at a prescribed interval, and the grids are used to obtain phase contrast radiological images. [Solution] A first grid and a second grid are used to generate a moiré pattern by superimposing a periodic pattern image formed by the first grid on the second grid, and on the basis of image signals of the moiré pattern detected by a radiation image detector, image signals, which have been read from pixel groups that are disposed so as to be spaced at a prescribed number of pixels in a prescribed direction that is parallel to or intersects with (other than the orthogonal direction) the cyclic direction of the moiré pattern, are obtained as image signals for a single striped image. The image signals for a striped image corresponding to each pixel group are obtained by obtaining image signals for the pixel groups disposed at different positions to each other in the abovementioned prescribed direction, and a phase contrast image is generated on the basis of the plurality of image signals for the striped images that have been obtained.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2012/056724 A1



(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,

SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

【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、これらの格子を用い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において、1 回の撮影によって放射線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。【解決手段】第 1 の格子と第 2 の格子とを、第 1 の格子によって形成される周期パターン像と第 2 の格子の重ね合せによってモアレを発生するものとし、放射線画像検出器によって検出されたモアレの画像信号に基づいて、モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となるような所定方向について、所定の画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を 1 つの縞画像の画像信号として取得するとともに、上記所定方向について互いに異なる位置に配置された画素群の画像信号を取得することによってその各画素群に対応する縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、その取得した複数の縞画像の画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する。

明 細 書

発明の名称：放射線位相画像撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、格子を利用した放射線位相画像撮影装置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。

[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

たらず。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位相画像撮影装置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] 本発明の放射線位相画像撮影装置は、放射線源と、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た第2の格子と、第2の格子を通過した放射線を検出する画素が2次元状に配列された放射線画像検出器とを備えた放射線位相画像撮影装置であって、第1の格子と第2の格子とが、第1の格子によって形成される周期パターン像と第2の格子の重ね合せによってモアレを発生するものであり、放射線画像検出器によって検出されたモアレの画像信号に基づいて、モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について、所定の画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、上記所定方向について互いに異なる位置に配置された画素群の画像信号を取得することによってその各画素群に対応する縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、その取得した複数の縞画像の画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する位相画像生成部を備えたことを特徴とする。

[0012] また、上記本発明の放射線位相画像撮影装置においては、第1の格子と第2の格子とを、第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と第2の格子の延伸方向とが相対的に傾くように配置することができる。

[0013] また、第1の格子と第2の格子とを、モアレの周期Tが下式を満たす値となるように構成することができる。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は放射線源の焦点と第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子と第2の格子との距離、 L は放射線源の焦点と放射線画像検出器との距離、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は画素の上記所定方向のサイズ、 θ は第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と第2の格子の延伸方向とによってなされる角である。

[0014] また、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、放射線源と第1の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する吸収型格子からなるマルチスリットをさらに設け、第1の格子と第2の格子とを、モアレの周期Tが下式を満たす値となるように構成することができる。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は放射線源の焦点と第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子と第2の格子との距離、 L は放射線源の焦点と放射線画像検出器との距離、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は画素の上記所定方向のサイズ、 θ は第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と第2の格子の延伸方向とによってなされる角である。

[0015] また、前記マルチスリットのピッチ P_3 が、下式を満たす値となるように構成することができる。

$$P_3 = \frac{Z_3}{Z_2} P_1'$$

ただし、 Z_3 はマルチスリットと第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン

像のピッチである。

- [0016] また、第1の格子によって形成される周期パターン像と第2の格子との相対的な傾き角 θ を、下式を満たす値に設定することができる。

$$\theta = \arctan \left\{ n \times \frac{P_1'}{D} \right\}$$

ただし、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D は縞画像の数 $M \times$ 画素の上記所定方向のサイズ、 n は0および M の倍数を除く整数である。

- [0017] また、第1の格子を、 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子とし、第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1' および第2の格子のピッチ P_2 が、下式を満たす値となるように構成することができる。

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

ただし、 P_1 は第1の格子の格子ピッチ、 Z_1 は放射線源の焦点から第1の格子までの距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離である。

- [0018] また、第1の格子を、 180° の位相変調を与える位相変調型格子とし、第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1' および第2の格子のピッチ P_2 が、下式を満たす値となるように構成することができる。

$$P_2 = P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2}$$

ただし、 P_1 は第1の格子の格子ピッチ、 Z_1 は放射線源の焦点から第1の格子までの距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離である。

- [0019] また、放射線画像検出器を、互いに直交する第1および第2の方向について画素が2次元状に配列されたものとし、第1の格子によって形成される周期パターン像または第2の格子の延伸方向と第1の方向とを平行にすることができる。

[0020] また、位相画像生成部を、第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と第2の格子の延伸方向との相対的な傾きに応じて、上記第1の方向に所定数の画素を読み出した画像信号に基づいて、複数の縞画像の画像信号を取得するものとできる。

[0021] また、第1の格子と第2の格子とを、第2の格子の位置における第1の格子によって形成される周期パターン像のピッチが第2の格子のピッチと異なるように構成することができる。また、このとき第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と第2の格子の延伸方向とを平行としてもよい。

[0022] また、第1の格子と前記第2の格子とを、モアレの周期Tが下式を満たす値となるように構成することができる。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は放射線源の焦点と第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子と第2の格子との距離、 L は放射線源の焦点と放射線画像検出器との距離、 P_2 は第2の格子のピッチ、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は画素の上記所定方向のサイズである。

[0023] また、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、放射線源と第1の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する吸収型格子からなるマルチスリットをさらに設け、第1の格子と第2の格子とを、モアレの周期Tが下式を満たす値となるように構成することができる。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は放射線源の焦点と第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子と第2の格子との距離、 L は放射線源の焦点と放射線画像検出器との距離、 P_2 は第2の格子のピッチ、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン像

のピッチ、D s u bは画素の上記所定方向のサイズである。

[0024] また、上記マルチスリットのピッチ P_3 が、下式を満たす値となるように構成することができる。

$$P_3 = \frac{Z_3}{Z_2} P_1'$$

ただし、 Z_3 はマルチスリットと第1の格子との距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離、 P_1' は第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチである。

[0025] また、第1の格子を、 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子とし、第2の格子の位置における第1の格子によって形成される周期パターン像のピッチ P_1' が、下式を満たす値となるように構成することができる。

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

ただし、 P_1 は第1の格子の格子ピッチ、 Z_1 は放射線源の焦点から第1の格子までの距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離である。

[0026] また、第1の格子を、 180° の位相変調を与える位相変調型格子とし、第2の格子の位置における第1の格子によって形成周期パターン像のピッチ P_1' が、下式を満たす値となるように構成することができる。

$$P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2}$$

ただし、 P_1 は格子の格子ピッチ、 Z_1 は放射線源の焦点から第1の格子までの距離、 Z_2 は第1の格子から第2の格子までの距離である。

[0027] また、放射線画像検出器を、画像信号を読み出すためのスイッチ素子を備えた画素が2次元状に配列されたものとすることができる。

[0028] また、線状の読取光を出射する線状読取光源を設け、放射線画像検出器として、線状読取光源が走査されることによって画像信号が読み出されるもの

を用いることができる。

[0029] また、位相画像生成部を、上記所定方向について互いに隣接する画素から読み出された画像信号を互いに異なる縞画像の画像信号として取得するものとする。

[0030] また、位相画像生成部を、上記所定方向について少なくとも2つの画素の間隔で配列された画素の群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、互いに異なる画素の群から読み出された画像信号を互いに異なる縞画像の画像信号として取得するものとする。

[0031] 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周期パターン像に強度変調を与えるものとする。

[0032] また、第1の格子を、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、第2の格子を、第1の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する。

[0033] 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ようにできる。

[0034] また、上記所定方向に直交する方向の画素のサイズよりも上記所定方向の画素のサイズの方を小さくすることができる。

[0035] また、放射線源と放射線画像検出器とを水平方向に対向配置し、被検体の立位撮影を可能に構成することができる。

[0036] また、放射線源と放射線画像検出器とを上下方向に対向配置し、被検体の臥位撮影を可能に構成することができる。

[0037] また、放射線源と放射線画像検出器とを旋回アームによって保持し、被検体の立位撮影および臥位撮影を可能に構成することができる。

[0038] また、被検体として乳房を撮影可能に構成されたマンモグラフィ装置とすることができる。

[0039] また、放射線画像検出器に対して放射線が第1の方向から照射される第1の位置と第1の方向とは異なる第2の方向から照射される第2の位置とに放

射線源を移動させる移動機構を設け、位相画像生成部を、第1および第2の位置についてそれぞれ放射線画像検出器により検出された画像信号に基づいて、それぞれ位相コントラスト画像を生成するものとし、第1の位置に対応する位相コントラスト画像と第2の位置に対応する位相コントラスト画像とに基づいてステレオ画像を構成するステレオ画像構成部を設けることができる。

[0040] また、放射線源と放射線画像検出器とを被検体の周りを周回させる周回機構を設け、位相画像生成部を、周回機構による各回転角度において放射線画像検出器によって検出された画像信号に基づいて、回転角度毎の位相コントラスト画像を生成するものとし、その回転角度毎の位相コントラスト画像に基づいて3次元画像を構成する3次元画像構成部を設けることができる。

[0041] また、第1および第2の格子の格子面の中心に直交する回転軸を中心として、第1および第2の格子を、その格子の延伸方向から90°回転させる回転機構を設けることができる。

[0042] また、第1および第2の格子を2次元格子の構造とすることができる。

[0043] 本発明の放射線位相画像撮影装置は、放射線源と、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た第2の格子と、第2の格子を通過した放射線を検出する画素が2次元状に配列された放射線画像検出器とを備えた放射線位相画像撮影装置であって、第1の格子と第2の格子とが、第1の格子によって形成される周期パターン像と第2の格子の重ね合せによってモアレを発生するものであり、放射線画像検出器によって検出されたモアレの画像信号に基づいて、モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について、所定の画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、上記所定方向について互いに異なる位置に配置された画素群の画像信号を取得することによってその各画素群に対応す

る縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、その取得した複数の縞画像の画像信号に基づいて、位相コントラスト画像、小角散乱画像および吸収画像のうちの少なくとも1つを生成する画像生成部を備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0044] 本発明の放射線位相画像撮影装置によれば、第1の格子と第2の格子とを、第1の格子によって形成される周期パターン像と第2の格子の重ね合せによってモアレを発生するものとし、放射線画像検出器によって検出されたモアレの画像信号に基づいて、モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について、所定の画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、上記所定方向について互いに異なる位置に配置された画素群の画像信号を取得することによってその各画素群に対応する縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、その取得した複数の縞画像の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。

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]光読取方式の放射線画像検出器の概略構成を示す図
[図6]第1の格子、第2の格子および放射線画像検出器の画素の配置関係を示す図
[図7]第2の格子に対する第1の格子の自己像の傾き角を設定する方法を説明するための図
[図8]第2の格子に対する第1の格子の自己像の傾き角の調整方法を説明する

ための図

[図9]光読取方式の放射線画像検出器の記録の作用を説明するための図

[図10]光読取方式の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11]光読取方式の放射線画像検出器から読み取られた画像信号に基づいて、複数の縞画像を取得する作用を説明するための図

[図12]光読取方式の放射線画像検出器から読み取られた画像信号に基づいて、複数の縞画像を取得する作用を説明するための図

[図13]被検体のX方向に関する位相シフト分布 $\Phi(x)$ 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14]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15]第1の格子の自己像と第2の格子との重ね合せによって生じるモアレと異なる縞画像を構成する画像信号として読み出される副画素との関係の一例を示す図

[図16]第1の格子の自己像の延伸方向と第2の格子の延伸方向とを平行にするとともに、第1の格子の自己像のピッチと異なるピッチの第2の格子を用いた場合において、第1の格子の自己像と第2の格子との重ね合せによって生じるモアレと、異なる縞画像を構成する画像信号として読み出される副画素との関係の一例を示す図

[図17]第2の格子を、第1の格子の自己像のピッチと第2の格子のピッチとが一致する位置から遠ざけることによって第2の格子の位置における第1の格子の自己像のピッチと第2の格子のピッチとを異なるものとした場合の一例を示す図

[図18]第1の格子の自己像の延伸方向と第2の格子の延伸方向と相対的に傾けるとともに、第1の格子の自己像のピッチと異なるピッチの第2の格子を用いた場合において、第1の格子の自己像と第2の格子との重ね合せによって生じるモアレと、異なる縞画像を構成する画像信号として読み出される副画素との関係の一例を示す図

[図19]第1の格子の自己像の延伸方向と第2の格子の延伸方向と相対的に傾

けるとともに、第１の格子の自己像のピッチと異なるピッチの第２の格子を用いた場合において、第１の格子の自己像と第２の格子との重ね合せによって生じるモアレと、異なる縞画像を構成する画像信号として読み出される副画素との関係のその他の例を示す図

[図20]第１の格子の自己像の延伸方向と第２の格子の延伸方向と相対的に傾けるとともに、第１の格子の自己像のピッチと異なるピッチの第２の格子を用いた場合において、第１の格子の自己像と第２の格子との重ね合せによって生じるモアレと、異なる縞画像を構成する画像信号として読み出される副画素との関係のその他の例を示す図

[図21]格子面を曲面状に凹面化した第１の格子および第２の格子の一例を示す図

[図22]ＴＦＴスイッチを用いた放射線画像検出器と第１の格子の自己像および第２の格子との配置関係を示す図

[図23]ＣＭＯＳセンサを用いた放射線画像検出器の概略構成を示す図

[図24]ＣＭＯＳセンサを用いた放射線画像検出器の１つの画素回路の構成を示す図

[図25]ＣＭＯＳセンサを用いた放射線画像検出器と第１の格子の自己像および第２の格子との配置関係を示す図

[図26]本発明の一実施形態を用いた立位状態で撮影可能なＸ線撮影システムの概略構成を示す図

[図27]本発明の一実施形態を用いた立位状態で撮影可能なＸ線撮影システムの概略構成を示すブロック図

[図28]本発明の一実施形態を用いた臥位状態で撮影可能なＸ線撮影システムの概略構成を示す図

[図29]本発明の一実施形態を用いた立位状態および臥位状態で撮影可能なＸ線撮影システムの概略構成を示す図

[図30]本発明の一実施形態を用いた立位状態および臥位状態で撮影可能なＸ線撮影システムの概略構成を示す図

[図31]本発明の一実施形態を用いたマンモグラフィ装置の概略構成を示す図

[図32]本発明の一実施形態を用いたマンモグラフィ装置の概略構成を示す図

[図33]本発明の一実施形態を用いたマンモグラフィ装置であって、放射線源と被検体との間に格子を配置したマンモグラフィ装置の概略構成を示す図

[図34]本発明の一実施形態を用いた拡大撮影可能なマンモグラフィ装置の概略構成を示す図

[図35]本発明の一実施形態を用いた拡大撮影可能なマンモグラフィ装置のその他の概略構成を示す図

[図36]本発明の一実施形態を用いた立位状態で撮影可能なX線撮影システムであって、放射線源にマルチスリットを設けたX線撮影システムの概略構成を示す図

[図37]本発明の一実施形態を用いた長尺撮影可能なX線撮影システムの概略構成を示す図

[図38]本発明の一実施形態を用いたCT撮影装置の概略構成図

[図39]本発明の一実施形態を用いたステレオ撮影装置の概略構成図

[図40]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41]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42]第1および第2の格子を2次元格子とした場合の例を説明するための図

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位相画像撮影装置の第1の実施形態について説明する。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により形成された周期パターン像（以下、第1の格子2の自己像G1という）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た第2の格子3と、第2の格子3を透過した放射線を検出する放射線画像検出器4と、放射線画像検出器4により検出された画像信号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位相コントラスト画像生成部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。

[0049] 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上に設けられた複数の部材22とを備えている。複数の部材22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、図3の紙面厚さ方向）に延伸した線状の部材である。複数の部材22は、X方向に一定の周期 P_1 で、互いに所定の間隔 d_1 を空けて配列されている。部材22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い。部材22の厚さ h_1 は、撮影に供される放射線のエネルギーに応じて設定されることが好ましいが、通常の医療画像診断で用いられるようなX線エネルギー領域は $30 \sim 120 \text{ keV}$ であることを鑑みて、たとえば、部材22を金とした場合、必要な金の厚さ h_1 は、 $1 \mu\text{m} \sim 10 \mu\text{m}$ 程度になる。また、第1の格子2としては、振幅変調型格子を用いることもできるが、振幅変調型格子の場合、部材22は放射線を十分に吸収する厚さが必要となる。たとえば、部材22を金とした場合、前記X線エネルギー領域において必要な金の厚さ h_1 は $10 \mu\text{m} \sim 300 \mu\text{m}$ 程度になる。

[0050] 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部材32とを備えている。複数の部材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、図4の紙面厚さ方向）に延伸した線状の部材である。複数の部材32は、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。部材32の厚さ h_2 は、撮影に供される放射線のエネルギーに応じて設定されることが好ましいが、このとき、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、部材32を金とした場合、前記X線エネルギー領域において必要な金の厚さ h_2 は $10\mu\text{m} \sim 300\mu\text{m}$ 程度になる。

[0051] さて、一般的に、放射線源1から照射される放射線は、平行ビームではなく、放射線の焦点から所定の角度の拡がりをもって伝搬するコーンビームである。したがって、放射線源1から照射される放射線が第1の格子2を通過して形成される自己像G1は、放射線源1の焦点からの距離に比例して拡大される。このため、本実施形態においては、第2の格子3の格子ピッチ P_2 と間隔 d_2 は、前記放射線源1の焦点からの距離による自己像G1の拡大を考慮して、そのスリット部が、第2の格子3の位置における第1の格子2の自己像G1の明部の周期パターンとほぼ一致するように決定される。すなわち、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2参照）、第2の格子ピッチ P_2 および間隔 d_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または振幅変調型格子の場合、次式（1）および次式（2）の関係を満たすように決定される。

[数1]

$$P_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} P_1 \quad \dots (1)$$

[数2]

$$d_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} d_1 \quad \dots (2)$$

[0052] 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の場合には、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G1のピッチが、第1の格子2の格子ピッチ P_1 の1/2になることを考慮すると、第2の格子ピッチ P_2 および間隔 d_2 は、上式(1)および上式(2)に代えて、次式(3)および次式(4)の関係を満たすことが望ましい。

[数3]

$$P_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{2Z_1} P_1 \quad \dots (3)$$

[数4]

$$d_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{2Z_1} d_1 \quad \dots (4)$$

[0053] 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、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G1は、放射線源1からの距離に応じて拡大されないため、第1の格子2が90°の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子の場合には、 $P_2 = P_1$ 、 $d_2 = d_1$ であり、第1の格子2が180°の位相変調を与える位相変調型格子の場合には、 $P_2 = P_1/2$ 、 $d_2 = d_1/2$ である。

[0054] 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G1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、直接変換型の放射線画像検出器であって、線状の読取光によって走査されることによって画像信号が読み出される、いわゆる光読取方式の放射線画像検出器を用いる。

[0055] 図5（A）は、本実施形態の放射線画像検出器4の斜視図、図5（B）は図5（A）に示す放射線画像検出器のXZ面断面図、図5（C）は図5（A）に示す放射線画像検出器のYZ面断面図である。

[0056] 本実施形態の放射線画像検出器4は、図5（A）～（C）に示すように、放射線を透過する第1の電極層41、第1の電極層41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42、記録用光導電層42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輸送層44、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45、および第2の電極層46をこの順に積層してなるものである。記録用光導電層42と電荷輸送層44との界面近傍には、記録用光導電層42内で発生した電荷を蓄積する蓄電部43が形成される。なお、上記各層は、ガラス基板47上に第2の電極層46から順に形成されている。

[0057] 第1の電極層41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。

[0058] 記録用光導電層42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10 μm 以上1500 μm 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、150 μm 以上250 μm 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、500 μm 以上1200 μm 以下であることが好ましい。

[0059] 電荷輸送層44としては、たとえば、放射線画像の記録の際に第1の電極層41に帯電する電荷の移動度と、その逆極性となる電荷の移動度の差が大

きい程良く（例えば 10^2 以上、望ましくは 10^3 以上）、たとえば、ポリN-ビニルカルバゾール（PVK）、N,N'-ジフェニル-N,N'-ビス（3-メチルフェニル）-〔1,1'-ビフェニル〕-4,4'-ジアミン（TPD）やディスプレイ用液晶等の有機系化合物、或いはTPDのポリマー（ポリカーボネート、ポリスチレン、PVK）分散物、Clを10~200ppmドープしたa-Se、As₂Se₃等の半導体物質が適当である。厚さは0.2~2μm程度が適切である。

[0060] 読取用光導電層45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 phthalocyanine）、VoPc（phaseII of Vanadyl phthalocyanine）、CuPc（Copper phthalocyanine）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。

[0061] 第2の電極層46は、読取光を透過する複数の透明線状電極46aと読取光を遮光する複数の遮光線状電極46bとを有するものである。透明線状電極46aと遮光線状電極46bとは、放射線画像検出器4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46aと遮光線状電極46bとは、図5（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。

[0062] 透明線状電極46a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41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。

[0063] 遮光線状電極46b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わせる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。

[0064] そして、本実施形態の放射線画像検出器4においては、後で詳述するが、

隣接する透明線状電極 4 6 a と遮光線状電極 4 6 b との 1 組を用いて画像信号が読み出される。すなわち、図 5 (B) に示すように、1 組の透明線状電極 4 6 a と遮光線状電極 4 6 b 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。本実施形態においては、1 画素が略 50 μm となるように透明線状電極 4 6 a と遮光線状電極 4 6 b とが配置されている。

[0065] そして、本実施形態の放射線位相画像撮影装置は、図 5 (A) に示すように、透明線状電極 4 6 a と遮光線状電極 4 6 b 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 5 0 を備えている。本実施形態の線状読取光源 5 0 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、透明線状電極 4 6 a と遮光線状電極 4 6 b の延伸方向に平行な方向 (Y 方向) に略 10 μm の幅の線状の読取光を放射線画像検出器 4 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 5 0 は、所定の移動機構 (図示省略) によって透明線状電極 4 6 a および遮光線状電極 4 6 b 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 5 0 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 4 が走査されて画像信号が読み出される。画像信号の読取りの作用については後で詳述する。

[0066] そして、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 によって放射線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。ここで、ほぼ満たす、とは、後述の各種条件において、放射線源から放射される放射線のエネルギー、すなわち波長が単一ではなく幅をもっているために、放射線のエネルギー幅に対して許容幅が存在すること、および、最適ではないために画質等の性能は劣るが、本実施形態において少なくとも位相コントラスト画像を得ることができる許容幅が存在する、ということの意味する。

[0067] 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。

[0068] 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5]

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

ただし、 λ は放射線の波長（通常は第1の格子2に入射する放射線の実効波長）、 m は0か正の整数、 P_1 は上述した第1の格子2の格子ピッチ、 P_2 は上述した第2の格子3の格子ピッチである。

[0069] 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6]

$$Z_2 = (m + \frac{1}{2}) \frac{P_1 P_2}{2\lambda} \quad \dots (6)$$

ただし、 λ は放射線の波長（通常は第1の格子2に入射する放射線の実効波長）、 m は0か正の整数、 P_1 は上述した第1の格子2の格子ピッチ、 P_2 は上述した第2の格子3の格子ピッチである。

[0070] また、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7]

$$Z_2 = m \frac{P_1 P_2}{\lambda} \quad \dots (7)$$

[0071] なお、上式(5)、(6)、(7)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(5)に代えて下式(8)、上式(6)に代えて下式(9)、上式(7)に代えて下式(10)となる。

[数8]

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

[数9]

$$Z_2 = (m + \frac{1}{2}) \frac{P_1^2}{4\lambda} \quad \dots (9)$$

[数10]

$$Z_2 = m \frac{P_1^2}{\lambda} \quad \dots (10)$$

[0072] また、図3に示すように、第1の格子2の部材22は厚み h_1 で形成され、第2の格子3の部材32は厚み h_2 で形成されるが、厚み h_1 と厚み h_2 とを厚くしすぎると、第1の格子2および第2の格子3に斜めに入射する放射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部材22、32の延伸方向に直交する方向（X方向）の有効視野が狭くなるといった問題がある。このため、視野確保の観点から、厚み h_1 、 h_2 の上限を規定する必要がある。放射線画像検出器4の検出面におけるX方向の有効視野の長さVを確保するためには、厚み h_1 、 h_2 は、次式（11）および次式（12）を満たすように設定することが好ましい。ここで、Lは、放射線源1の焦点から放射線画像検出器4の検出面までの距離である（図2参照）。

[数11]

$$h_1 \leq \frac{L}{V/2} d_1 \quad \dots (11)$$

[数12]

$$h_2 \leq \frac{L}{V/2} d_2 \quad \dots (12)$$

[0073] そして、さらに本実施形態の放射線位相画像撮影装置においては、図6に

示すように、第1の格子2と第2の格子3とを相対的に傾けて配置することにより、第1の格子2の自己像G1の延伸方向と第2の格子3の延伸方向とが相対的に傾くように配置されるものである。そして、本実施形態においては、このように配置された第1の格子2と第3の格子3に対して、放射線画像検出器4によって検出される画像信号の各画素の主走査方向（図5のX方向）の主画素サイズ D_x と副走査方向の副画素サイズ D_y とが、図6に示すような関係となるようにする。

[0074] 主画素サイズ D_x は、上述したように放射線画像検出器4の透明線状電極46aと遮光線状電極46bの配列ピッチによって決定されるものであって、本実施形態においては $50\mu\text{m}$ に設定されている。また、副画素サイズ D_y は、線状読取光源50によって放射線画像検出器4に照射される線状の読取光の幅によって決定されるものであって、本実施形態においては $10\mu\text{m}$ に設定されている。

[0075] ここで、本実施形態においては、複数の縞画像を取得し、その複数の縞画像に基づいて位相コントラスト画像を生成するが、その取得する縞画像の数を M とすると、 M 個の副画素サイズ D_y が位相コントラスト画像の副走査方向の1つの画像解像度 D となるように第1の格子2が第2の格子3に対して傾けられる。

[0076] 具体的には、図7に示すように、第2の格子3のピッチおよび第1の格子2によって第2の格子3の位置に形成される自己像G1のピッチを P_1' 、第2の格子3に対する第1の格子2の自己像G1のX-Y面内の相対的な回転角を θ 、位相コントラスト画像の副走査方向の画像解像度を D （ $=D_y \times M$ ）とすると、回転角 θ を下式（13）を満たすように設定することによって、副走査方向の画像解像度 D の長さに対して、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3の位相が n 周期分ずれることになる。なお、図7においては、 $M=5$ 、 $n=1$ の場合を示している。

[数13]

$$\theta = \arctan \left\{ n \times \frac{P_1'}{D} \right\} \quad \dots (13)$$

ただし、 n は0および M の倍数を除く整数

[0077] したがって、位相コントラスト画像の副走査方向の画像解像度 D を M 分割した $D_x \times D_y$ の各画素によって、第1の格子2の自己像 G_1 の n 周期分の強度変調を M 分割した画像信号が検出できることになる。図7に示す例では、 $n=1$ としているので、副走査方向の画像解像度 D の長さに対して、第1の格子2の自己像 G_1 と第2の格子3の位相が1周期分ずれることになる。もっとわかり易く言えば、第1の格子2の自己像 G_1 の1周期分のうち、第2の格子3を通過する領域が、副走査方向の画像解像度 D の長さにわたって変化することにより、第1の格子2の自己像 G_1 の強度が、副走査方向に変調される。

[0078] そして、 $M=5$ としているので、 $D_x \times D_y$ の各画素によって第1の格子2の自己像 G_1 の1周期の強度変調を5分割した画像信号が検出できることになり、すなわち、 $D_x \times D_y$ の各画素によって互いに異なる5つの縞画像の画像信号をそれぞれ検出することができることになる。なお、5つの縞画像の画像信号の取得方法については、後で詳述する。

[0079] なお、本実施形態においては、上述したとおり、 $D_x = 50 \mu\text{m}$ 、 $D_y = 10 \mu\text{m}$ 、 $M=5$ としているので、位相コントラスト画像の主走査方向の画像解像度 D_x と副走査方向の画像解像度 $D = D_y \times M$ が同じになるが、必ずしも主走査方向の画像解像度 D_x と副走査方向の画像解像度 D とを合わせる必要はなく、任意の主副比としてもよい。

[0080] さらに、本実施形態においては、 $M=5$ としているが、 M は3以上であればよく、5以外であってもよい。また、上記説明では $n=1$ としたが、 n は0以外の整数であれば1以外の整数でもよい。すなわち、 n が負の整数の場合には上述した例に対して反対周りの回転となり、また、 n を ± 1 以外の整数として n 周期分の強度変調としてもよい。ただし、 n が M の倍数の場合は

、1組のM個の副走査方向画素D_yの間で第1の格子2の自己像G₁と第2の格子3の位相が等しくなり、異なるM個の縞画像とならないため除外するものとする。

[0081] また、第2の格子3に対する第1の格子2の自己像G₁の回転角 θ については、たとえば、放射線画像検出器4と第2の格子3の相対回転角を固定した後、第1の格子2を回転させることによって行うことができる。

[0082] たとえば、上式(13)で $P_1' = 5\ \mu\text{m}$ 、 $D = 50\ \mu\text{m}$ 、 $n = 1$ とすると、回転角 θ は約 5.7° である。そして、第2の格子3に対する第1の格子2の自己像G₁の実際の回転角 θ' は、たとえば、第1の格子の自己像G₁と第2の格子3によるモアレのピッチによって検出することができる。

[0083] 具体的には、図8に示すように、実際の回転角を θ' 、回転によって生じたX方向への見た目の自己像G₁のピッチ P' とすると、観測されるモアレのピッチ P_m は、

$$1/P_m = |1/P' - 1/P_1'|$$

であるので、 $P' = P_1' / \cos \theta'$ を上式に代入することによって実際の回転角 θ' を求めることができる。なお、モアレのピッチ P_m については、放射線画像検出器4によって検出された画像信号に基づいて求めるようにすればよい。

[0084] そして、上式(13)で定めた回転角 θ と実際の回転角 θ' とを比較し、その差の分だけで自動または手動で第1の格子2の回転角を調整するようにすればよい。

[0085] 位相コントラスト画像生成部5は、放射線画像検出器4により検出された互いに異なるM種類の縞画像の画像信号に基づいて放射線位相コントラスト画像を生成するものである。放射線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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] 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 G 1 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 (5) または上式 (8) (180° の位相変調型格子の場合は上式 (6) または上式 (9)、強度変調型格子の場合は上式 (7) または上式 (10)) で与えられる距離 Z_2 において第 1 の格子 2 の自己像 G 1 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 G 1 はそれに従って変形している。

[0089] 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 の自己像 G 1 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。

[0090] 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。

[0091] まず、図 9 (A) に示すように高圧電源 400 によって放射線画像検出器 4 の第 1 の電極層 41 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 G 1 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 4 の第 1 の電極層 41 側から照射される。

[0092] そして、放射線画像検出器 4 に照射された放射線は、第 1 の電極層 41 を透過し、記録用光導電層 42 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 42 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 41 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記録用光導電層 42 と電荷輸送層 44 との界面に形成される蓄電部 43 に蓄積される (図 9 (B) 参照)。

- [0093] 次に、図10に示すように、第1の電極層41が接地された状態において、線状読取光源50から発せられた線状の読取光L1が第2の電極層46側から照射される。読取光L1は透明線状電極46aを透過して読取用光導電層45に照射され、その読取光L1の照射により読取用光導電層45において発生した正の電荷が電荷輸送層44を通過して蓄電部43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46aに接続されたチャージアンプ200を介して遮光線状電極46bに帯電した正の電荷と結合する。
- [0094] そして、読取用光導電層45において発生した負の電荷と遮光線状電極46b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。
- [0095] そして、線状読取光源50が、副走査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4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位相コントラスト画像生成部5に順次入力されて記憶される。
- [0096] そして、放射線画像検出器4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位相コントラスト画像生成部5に記憶された後、位相コントラスト画像生成部5は、その記憶された画像信号に基づいて、互いに異なる5つの縞画像の画像信号を取得する。
- [0097] 具体的には、本実施形態においては、図7に示すように、位相コントラスト画像の副走査方向の画像解像度Dを5分割し、第1の格子2の自己像G1の1周期の強度変調を5分割した画像信号が検出できるように第1の格子2の自己像G1を第2の格子3に対して傾けるようにしたので、図11に示すように、第1読取ラインから読み出された画像信号が第1の縞画像信号M1として取得され、第2読取ラインから読み出された画像信号が第2の縞画像信号M2として取得され、第3読取ラインから読み出された画像信号が第3の縞画像信号M3として取得され、第4読取ラインから読み出された画像信

号が第4の縞画像信号M4として取得され、第5読取ラインから読み出された画像信号が第5の縞画像信号M5として取得される。なお、図11に示す第1～第5読取ラインのそれぞれの副走査方向の幅は、図7に示す副画素サイズ D_y に相当する。

[0098] また、図11においては、 $D_x \times (D_y \times 5)$ の読取範囲しか示していないが、その他の読取範囲についても、上記と同様にして第1～第5の縞画像信号が取得される。すなわち、図12に示すように、副走査方向について4画素間隔毎の画素行（読取ライン）からなる画素行群の画像信号が取得されて1フレームの1つの縞画像信号が取得される。より具体的には、第1読取ラインの画素行群の画像信号が取得されて1フレームの第1の縞画像信号が取得され、第2読取ラインの画素行群の画像信号が取得されて1フレームの第2の縞画像信号が取得され、第3読取ラインの画素行群の画像信号が取得されて1フレームの第3の縞画像信号が取得され、第4読取ラインの画素行群の画像信号が取得されて1フレームの第4の縞画像信号が取得され、第5読取ラインの画素行群の画像信号が取得されて1フレームの第5の縞画像信号が取得される。

[0099] 上記のようにして互いに異なる第1～第5の縞画像信号が取得され、この第1～第5の縞画像信号に基づいて、位相コントラスト画像生成部5において位相コントラスト画像が生成される。

[0100] 次に、位相コントラスト画像生成部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。

[0101] 図13は、被検体10のX方向に関する位相シフト分布 $\Phi(x)$ 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。

[0102] 被検体10の位相シフト分布 $\Phi(x)$ 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(14)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14]

$$\Phi(x) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1-n(x, z)] dz \quad \dots (14)$$

[0103] 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 ϕ 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 ϕ が微小であることに基づいて、近似的に次式(15)で表される。

[数15]

$$\Delta x \approx Z_2 \phi \quad \dots (15)$$

[0104] ここで、屈折角 ϕ は、放射線の波長 λ と被検体10の位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、次式(16)で表される。

[数16]

$$\phi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots (16)$$

[0105] 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 $\Phi(x)$ 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の各画素の強度変調信号の位相ズレ量）に、次式(17)のように関連している。

[数17]

$$\psi = \frac{2\pi}{P_2} \Delta x = \frac{2\pi}{P_2} Z_2 \phi \quad \dots (17)$$

[0106] 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（１７）から屈折角 ϕ が求まり、上式（１６）を用いて位相シフト分布 $\Phi(x)$ 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 $\Phi(x)$ 、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。本実施形態では、上記位相ズレ量 Ψ を、上述した第１～第５の縞画像信号に基づいて縞走査法を用いて算出する。

[0107] 本実施形態においては、位相コントラスト画像の副走査方向の画像解像度 D を５分割するようにしたので、位相コントラスト画像の各画素について、それぞれ５種類の第１～第５の縞画像信号が取得されている。以下に、この５種類の第１～第５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５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。

[0108] まず、図１１に示すような第 k 読取ラインにおける放射線画像検出器４の主走査方向に並ぶ各画素の画素信号 $I_k(x)$ は、次式（１８）で表される。

[数18]

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp \left[2\pi i \frac{n}{P_2} \left\{ Z_2 \phi(x) + \frac{kP_2}{M} \right\} \right] \quad \dots (18)$$

[0109] ここで、 x は、画素の x 方向に関する座標であり、 A_0 は入射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、 $\phi(x)$ は、上記屈折角 ϕ を放射線画像検出器４の画素の座標 x の関数として表したものである。

[0110] 次に、次式（１９）の関係式を用いると、上記屈折角 $\phi(x)$ は、式（２０）のように表される。

[数19]

$$\sum_{k=1}^M \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) = 0 \quad \dots (19)$$

[数20]

$$\phi(x) = \frac{p_2}{2\pi Z_2} \arg \left[\sum_{k=1}^M I_k(x) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right] \quad \dots (20)$$

[0111] 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個の縞画像信号の画素信号から、式(20)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 $\phi(x)$ が求められる。

[0112] 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個の副画素 D_y についてそれぞれ取得されたM個の画素信号は、図14に示すように、読取ラインの位置(副画素 D_y の位置)に対して、 $M \times$ 副画素 D_y の周期で周期的に変化する。したがって、この副画素 D_y 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(16)、(17)により位相シフト分布 $\Phi(x)$ 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 $\Phi(x)$ 、すなわち被検体10の位相コントラスト画像を生成する。

[0113] 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。

[0114] 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 $\phi(x, y)$ 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 $\Phi(x, y)$ を得ることができる。

[0115] また、屈折角の2次元分布 $\phi(x, y)$ に代えて、位相ズレ量の2次元分布 $\Psi(x, y)$ 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。

- [0116] 屈折角の2次元分布 $\phi(x, y)$ や位相ズレ量 $\Psi(x, y)$ は、位相シフト分布 $\Phi(x, y)$ 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。
- [0117] また、上記第1の実施形態においては、図6に示すように、第2の格子3の延伸方向をY方向に平行とし、第1の格子2の自己像G1の延伸方向をこのY方向に対して θ だけ傾けるようにしたが、逆に、第1の格子2の自己像G1の延伸方向をY方向に平行とし、第2の格子3の延伸方向をこのY方向に対して θ だけ傾けるようにしてもよい。
- [0118] また、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とのX-Y面内の相対的な回転角 θ は、上式(13)で表されるだけでなく、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とによって発生するモアレの周期Tと副画素サイズ D_{sub} との関係から、下式(21)で表すこともできる。ただし、下式(21)における Z_1 は放射線源1の焦点から第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、Lは放射線源1の焦点から放射線画像検出器4までの距離、 P_1' は第2の格子3の位置に形成される第1の格子2の自己像G1の配列ピッチである。
- [0119] なお、上式(13)の説明においては、副画素サイズを D_y と呼ぶようにしたが、これは互いに異なる縞画像を構成する画像信号を取得するための5つの画素の配列方向がY方向だからである。後で詳述するが、上記5つの画素の配列方向は必ずしもY方向に限定されるものでなく、その他の方向でも良いため、式(21)における副画素サイズは D_{sub} と呼ぶことにしている。副画素サイズという意味では、 D_y と D_{sub} は同じものである。したがって、式(13)における画像解像度Dについても、縞画像の数 $M \times$ 副画素サイズ D_{sub} と表すことができ、この副画素サイズの方法もY方向に限定されるものではない。

[数21]

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{\text{sub}} \quad \dots (21)$$

[0120] また、このとき第1の格子2の自己像G1の配列ピッチ P_1 と第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 とが満たすべき関係は、第1の格子2が 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子の場合には下式(22)となり、第1の格子2が 180° の位相変調を与える位相変調型格子の場合には下式(23)となる。

[数22]

$$P_2 = P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} P_1 \quad \dots (22)$$

[数23]

$$P_2 = P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2} \quad \dots (23)$$

[0121] そして、図15に示すように第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とを配置した場合、図15の一番右に示すようなY方向に周期方向を有するモアレが発生するが、たとえば図15において点線四角で示すように、上記モアレの周期方向に対して平行に配列された画素の画像信号を取得するようにすれば、上記第1の実施形態と同様に、互いに異なる5つの縞画像を構成する画像信号をそれぞれ取得することができる。

[0122] 以上が、本発明の放射線位相画像撮影装置の第1の実施形態の説明である。

[0123] 次に、本発明の放射線位相画像撮影装置の第2の実施形態について説明する。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、第1の格子2の種類や放射線源1から放射される放射線の拡がり角に応じて、上式(5)～上式(10)のいずれかを満たすようにしたが、第2の実施形態の放射線位

相画像撮影装置においては、第1の格子2が入射放射線の大部分を回折させずに投影させる構成とすることで、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、タルボ干渉距離と無関係に設定することができるようにしたものである。

[0124] 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実効波長より十分大きな値とすることで、照射放射線の大部分はスリット部での回折を受けずに第1の格子2の後方に第1の格子2の自己像G1を形成するように構成することができる。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50 kVとした場合には、放射線の実効波長は約0.4 Å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、 $1\ \mu\text{m} \sim 10\ \mu\text{m}$ 程度とすればスリット部を通過した放射線が形成する放射線像は回折の効果を見捨てる程度になり、第1の格子2の後方に、第1の格子2の自己像G1が幾何学的に投影される。

[0125] 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 との関係については、上記第1の実施形態における式(1)および式(2)と同様である。また、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3との相対的な傾きの関係についても、上記第1の実施形態における式(13)と同様である。

[0126] 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(7)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(24)を満たす範囲の値に設定する。

[数24]

$$Z_2 < \frac{P_1 P_2}{\lambda} \quad \dots (24)$$

[0127] なお、第1の格子2の部材22と第2の格子3の部材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、部材22、32のそれぞれの厚み h_1 、 h_2 を、可能な限り厚くすることが好ましい。部材22、32は、照射放射線の90%以上を遮蔽できることが好ましく、部材22、32のそれぞれの材質と厚さ h_1 、 h_2 は、照射放射線のエネルギーによって設定される。たとえば、放射線源1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、厚み h_1 、 h_2 は、金（Au）換算で100 μ m以上であることが好ましい。

[0128] ただし、第2の実施形態においても、上記第1の実施形態と同様に、いわゆる放射線のケラレの問題があるため、第1の格子2の部材22と第2の格子3の部材32との厚さ h_1 、 h_2 を制限することが好ましい。

[0129] 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。

[0130] 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。

[0131] 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、1フレーム全体の画像信号が位相コントラスト画像生成部5に記憶された後、位相コントラスト画像生成部5は、その記憶された画像信号に基づいて、上記第1の実施形態と同様にして、互いに

異なる5つの縞画像の画像信号を取得する。

[0132] 位相コントラスト画像生成部5において位相コントラスト画像を生成する作用についても、上記第1の実施形態と同様である。

[0133] 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。

[0134] 以上が、本発明の放射線位相画像撮影装置の第2の実施形態の説明である。

[0135] また、上記第1の実施形態および第2の実施形態の放射線位相画像撮影装置において、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のタルボ干渉や第1の格子2の投影による自己像G1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。

[0136] 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。

[0137] そこで、上述したようなピンホールを設けるのではなく、第1および第2の実施形態の放射線位相画像撮影装置において、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。

[0138] ここで、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、所定の方に延伸した複数の放射線遮蔽部が、周期的に配置されているものである。マルチスリットに配置された放射線遮蔽部の配列方向は、第1の格子2の部材22あるいは第2の格子3の部材32の配列方向のいずれか一方と同一であることが好ましいが、位相コントラスト画像が得られるという観点では、必ずしも同一である必要はな

い。本実施形態では、このうちの最も好ましい形態の例として、マルチスリットに配置された放射線遮蔽部の配列方向は、第1の格子2の部材22の配列方向（X方向）と同一であるとして説明する。

[0139] すなわち、この場合において、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ものとすることができ、擬似的に、X方向に分割された多数の微小焦点光源を形成することができる。

[0140] 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（25）を満たすように設定する必要がある。なお、 P_1' は、第2の格子3の位置における第1の格子2の自己像G1の配列ピッチである。

[数25]

$$P_3 = \frac{Z_3}{Z_2} P_1' \quad \dots (25)$$

[0141] また、マルチスリットがある場合でも第1の格子2の自己像G1の拡大率は、放射線源1の焦点位置が基点となるため、第2の格子3の格子ピッチ P_2 および間隔 d_2 が満たすべき関係は、上述の第1および第2の実施形態と同じである。すなわち、第1の格子2が 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子の場合は、次式（26）および次式（27）の関係を満たすように決定される。

[数26]

$$P_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} P_1 \quad \dots (26)$$

[数27]

$$d_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} d_1 \quad \dots (27)$$

[0142] 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の場合

には、次式（２８）および次式（２９）の関係を満たすように決定される。

[数28]

$$P_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{2Z_1} P_1 \quad \dots (28)$$

[数29]

$$d_2 = \frac{Z_1 + Z_2}{2Z_1} d_1 \quad \dots (29)$$

[0143] さらに、放射線画像検出器４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、放射線源１の焦点から放射線画像検出器４までの距離をＬとすると、第１の格子２の部材２２の厚み h_1 と第２の格子３の部材の厚み h_2 とは、次式（３０）および次式（３１）を満たすように決定されることが好ましい。

[数30]

$$h_1 \leq \frac{L}{V/2} d_1 \quad \dots (30)$$

[数31]

$$h_2 \leq \frac{L}{V/2} d_2 \quad \dots (31)$$

[0144] なお、上式（２５）は、マルチスリットにより疑似的に分散形成された各微小焦点光源から射出された放射線が第１の格子２のタルボ干渉あるいは投影によって形成された複数の自己像 G_1 が、第２の格子３の位置で、ちょうど第１の格子２の自己像 G_1 のピッチ１周期分ずつずれて重なり合うための幾何学的な条件である。このように、マルチスリットによって形成される複数の微小焦点光源が形成する、上記タルボ干渉または上記投影像による、複数の第１の格子２の自己像 G_1 が規則的に重ね合わせられることにより、放射線の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。

[0145] また、上記のように第 1 および第 2 の実施形態の放射線位相画像撮影装置においてマルチスリットを用いる場合、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 と第 2 の格子 3 との相対的な回転角 θ と、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 と第 2 の格子 3 とによって発生するモアレの周期 T と、副画素サイズ D_{sub} との関係を示す式は、上式 (21) と同様に、下式 (32) のように表すことができる。下式 (32) における Z_1 は放射線源 1 の焦点から第 1 の格子 2 までの距離、 Z_2 は第 1 の格子 2 と第 2 の格子 3 との距離、 L は放射線源 1 の焦点から放射線画像検出器 4 までの距離である。

[数32]

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{sub} \quad \dots (32)$$

[0146] また、上記第 1 および第 2 の実施形態の説明においては、第 1 の格子 2 と第 2 の格子 3 とを相対的に傾けて配置することによって、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の延伸方向と第 2 の格子 3 の延伸方向とが相対的に傾くようにする構成とし、さらに、マルチスリットを用いた場合には、マルチスリットに配置された放射線遮蔽部の配列方向は、第 1 の格子 2 の部材 22 の配列方向に同一となるように構成するようにしたが、これに限らない。たとえば、第 1 の格子 2 と第 2 の格子 3 とを、第 1 の格子 2 の延伸方向と第 2 の格子 3 の延伸方向が平行になるように配置し、マルチスリットに配置された放射線遮蔽部の延伸方向が、第 1 の格子 2 および第 2 の格子 3 の延伸方向と相対的に傾くように配置する構成としてもよい。なぜならば、この構成によっても、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の延伸方向と第 2 の格子の延伸方向とが相対的に傾き、モアレを発生させることができるためである。

[0147] また、上記第 1 および第 2 実施形態の放射線位相画像撮影装置の説明においては、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 と第 2 の格子 3 とを相対的に傾けるようにしたが、必ずしもこのように相対的に傾ける必要はなく、たとえば第 1 の格子 2 の自己像 G 1 と第 2 の格子 3 とが平行となるようにするとともに、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第 2 の格子 3

を用いるようにしてもよい。

[0148] このような第1の格子2および第2の格子3を用いた場合、図16に示すようなY方向のモアレ、すなわちX方向に周期方向を有するモアレが発生することになる。したがって、たとえば図16において点線四角で示すように、上記モアレの周期方向に対して平行に配列された5つの画素の画像信号を取得するようにすれば、上記第1の実施形態と同様に、互いに異なる5つの縞画像を構成する画像信号をそれぞれ取得することができる。

[0149] 上記のように第1の格子2の自己像G1の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第2の格子3を用いる場合、第1の格子2の自己像G1の配列ピッチ P_1' と、第2の格子3の配列ピッチ P_2 と、モアレの周期 T と、副画素サイズ D_{sub} とが、下式(33)を満たすようにすればよい。

[数33]

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{sub} \quad \dots (33)$$

[0150] また、このとき第1の格子2の自己像G1の配列ピッチ P_1' 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または振幅変調型格子の場合には下式(34)を満たすようにし、第1の格子2が 180° の位相変調を与える位相変調型格子の場合には下式(35)を満たすようにすればよい。

[数34]

$$P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} P_1 \quad \dots (34)$$

[数35]

$$P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2} \quad \dots (35)$$

[0151] また、上記第1および第2の実施形態の放射線位相画像撮影装置に対して上述したマルチスリットを設けた実施形態においても、上記のように第1の

格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第 2 の格子 3 を用いた構成とすることができる。上記マルチスリットを用いる場合においても、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチ P_1' と、第 2 の格子 3 の配列ピッチ P_2 と、モアレの周期 T と、副画素サイズ D_{sub} とは、下式 (36) を満たすようにすればよい。下式 (36) における Z_1 は放射線源 1 の焦点から第 1 の格子 2 までの距離、 Z_2 は第 1 の格子 2 と第 2 の格子 3 との距離、 L は放射線源 1 の焦点から放射線画像検出器 4 までの距離である。

[数36]

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{sub} \quad \dots (36)$$

[0152] なお、このとき第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチ P_1' が満たすべき関係式は、上式 (34) および上式 (35) と同様であり、さらに上式 (25) を満たす必要がある。

[0153] また、上記説明では、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチと第 2 の格子 3 の配列ピッチとが異なる構成としたが、この構成に限らず、たとえば、放射線源 1 から出射される放射線がコーンビームである場合には、図 17 に示すように、 Z_2 の位置において第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチと同じ配列ピッチとなるような第 2 の格子 3 を用い、この第 2 の格子 3 を Z_2 をより大きくした位置（あるいは、図示していないが、 Z_2 をより小さくした位置）に移動させて配置することによって、拡大された第 1 の格子 3 の自己像 G 1 の配列ピッチと第 2 の格子 3 の配列ピッチとが異なるような構成としてもよい。この構成の場合でも、上式 (33)、上式 (34) または上式 (35) を満たし、さらにマルチスリットを用いる場合には、さらに上式 (33) に替えて上式 (36)、上式 (25) を満たす必要がある。ただし、これらの式において、 P_1' は上記移動後の第 2 の格子 3 の位置における第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチ P_1' 、 Z_2 は、第 1 の格子 2 と上記移動後の第 2 の格子 3 との距離、と読み替えるものとする。

[0154] また、上述したように第 1 の格子 2 の自己像 G 1 の配列ピッチとは異なる

配列ピッチの第2の格子3を用いるとともに、さらに上述したように第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とを相対的に傾けるようにしてもよい。

[0155] このような構成とすることにより、図18に示すような斜め方向に（X方向およびY方向に平行でない方向）周期を有するモアレを発生させることができる。したがって、たとえば図18において点線四角で示すように、Y方向に平行に配列された5つの画素の画像信号を取得するようにすれば、上記第1の実施形態と同様に、互いに異なる5つの縞画像を構成する画像信号をそれぞれ取得することができる。

[0156] なお、図18においては、Y方向に平行に配列された5つの画素の画像信号を取得するようにしたが、これに限らず、図19に示すように、X方向に平行に配列された5つの画素の画像信号を取得するようにしてもよい。要するに、上記モアレの周期方向に対して平行方向、あるいは直交方向以外の交差する方向について配列された画素の画像信号を取得するのであれば、如何なる方向に画素が配列されていてもよい。

[0157] また、上記説明においては、第1の格子2の自己像G1の周期方向または第2の格子3の周期方向が、放射線画像検出器4の画素が配列される直交する方向のうちのいずれか一方の方向と一致する場合について説明したが、これに限らず、図20に示すように、斜め方向（X方向およびY方向に平行でない方向）に配列された5つの画素の画像信号が取得できるように第1および第2の格子2、3の周期方向と放射線画像検出器4の画素の配列方向との相対角度がずれていてもよい。

[0158] 要するに、モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について配列された複数の画素の画像信号を互いに異なる縞画像を構成する画像信号として取得するのであれば、第1および第2の格子2、3の周期方向と放射線画像検出器4の画素の配列方向との関係を如何なる関係にしてもよい。このような関係により、上式（13）、上式（21）、上式（32）、上式（33）、上式（36）における副画素サイズは、Y方向に限定されるものではなく、上記所定方向の画素のサイズということにな

る。

[0159] また、上記説明においては、第1および第2の格子2, 3は、その部材2, 32の周期配列方向が直線状（すなわち、格子面が平面状）となるように構成されているが、上述した全ての実施形態において、これに代えて、図21に示すように、格子面を曲面状に凹面化した第1の格子450および第2の格子460を用いることがより好ましい。

[0160] 第1の格子450は、放射線透過性でかつ湾曲した基板450aの表面に、複数の部材450bが所定のピッチ P_1 で周期的に配列されている。各部材450bは、第1および第2の実施形態と同様に、Y方向に直線状に延伸しており、第1の格子450の格子面は、放射線源1の焦点を通り、部材450bの延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面上に沿った形状となっている。同様に、第2の格子460は、放射線透過性でかつ湾曲した基板460aの表面に、複数の部材460bが所定のピッチ P_2 で周期的に配列されている。各部材460bは、Y方向に直線状に延伸しており、第2の格子460の格子面は、放射線源1の焦点を通り、部材460bの延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面上に沿った形状となっている。

[0161] 放射線源1の焦点から第1の格子450までの距離を Z_1 、第1の格子450から第2の格子460までの距離を Z_2 とした場合に、格子ピッチ P_1 および格子ピッチ P_2 は、上式(1)または上式(3)の関係を満たすように決定される。第1の格子450のスリット部の開口幅 d_1 と第2の格子460のスリット部の開口幅 d_2 は、上式(2)または上式(4)の関係を満たすように決定される。

[0162] このように、第1および第2の格子450, 460の格子面を円筒面状にすることにより、放射線源1の焦点から照射される放射線は、被検体10が存在しない場合、全ての格子面に垂直に入射することになるため、部材450bの厚みと部材460bの厚みとの上限の制約がなく、上式(11), (12)を考慮する必要がない。

[0163] さらに、上述したマルチスリットを設ける実施形態の場合には、このマル

チスリットを第2の格子460と同様の構成にすることが好ましい。

[0164] なお、第1および第2の格子450、460は、それぞれ複数の平面状の小格子を接合することによって構成されたものであってもよい。また、第1および第2の格子450、132の基板450a、460aは可撓性を有するものであってもよい。

[0165] また、放射線画像検出器60を可撓性とし、放射線源1の焦点から放射線画像検出器60の検出面までの距離(SID)を変化させるSID変化機構、およびSIDに応じて曲率を変化させる曲率調整機構を設けるようにしてもよい。たとえば、所定の入力装置から入力されたSIDの値に基づいて、SID変更機構および曲率調整機構を制御し、放射線源1または放射線画像検出器60の位置を調整するとともに、検出面に対する放射線の入射角度がほぼ垂直となるように放射線画像検出器60の曲率を変化させるようにしてもよい。

[0166] さらに、上記SID変更機構におけるSIDの変更にともなって、距離 Z_1 、 Z_2 が変化する場合には、距離 Z_1 、 Z_2 に応じて第1および第2の格子450、460の曲率を変化させる機構を設けるようにしてもよい。ただし、距離 Z_1 、 Z_2 の変化が大きい場合には、第1および第2の格子450、460の曲率を変化させても格子ピッチ P_1 、 P_2 が対応しきれないため、第1および第2の格子450、460を適切な曲率および格子ピッチ P_1 、 P_2 を有するものと交換自在としてもよい。

[0167] また、上記説明では、基板450a、460aの湾曲方向に直交する方向に部材450b、460bを配設することにより第1および第2の格子450、460をそれぞれ構成し、これにより部材450b、460bの厚みの制約を排除するようにしたが、基板450a、460aの湾曲方法に沿って部材450b、460bを配設するようにしてもよい。

[0168] また、上記説明においては、放射線画像検出器4として、線状読取光源50から発せられた線状の読取光の走査によって画像信号が読み出される、いわゆる光読取方式の放射線画像検出器を用いるようにしたが、これに限らず

、上述した全ての実施形態において、たとえば、特開2002-26300号公報に記載されているような、TF Tスイッチが2次元状に多数配列され、そのTF Tスイッチをオンオフすることによって画像信号が読み出されるTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器や、CMOSセンサを用いた放射線画像検出器などを用いるようにしてもよい。

[0169] 具体的には、TF Tスイッチを用いた放射線画像検出器は、たとえば、図22に示すように、放射線の照射によって半導体膜において光電変換された電荷を収集する画素電極71と画素電極71によって収集された電荷を画像信号として読み出すためのTF Tスイッチ72とを備えた画素回路70が2次元状に多数配列されたものである。そして、TF Tスイッチを用いた放射線画像検出器は、画素回路行毎に設けられ、TF Tスイッチ72をオンオフするためのゲート走査信号が出力される多数のゲート電極73と、画素回路列毎に設けられ、各画素回路70から読み出された電荷信号が出力される多数のデータ電極74とを備えている。なお、各画素回路70の詳細な層構成については、特開2002-26300号公報に記載されている層構成と同様である。

[0170] そして、たとえば、第2の格子3と画素回路列（データ電極）とが平行になるように設置した場合、1つの画素回路列が、上記実施形態において説明した主画素サイズ D_x に相当し、1つの画素回路行が、上記実施形態において説明した副画素サイズ D_y に相当する。なお、主画素サイズ D_x および副画素サイズ D_y は、たとえば、 $50\mu\text{m}$ とすることができる。

[0171] そして、上記実施形態と同様に、位相コントラスト画像を生成するためにM枚の縞画像を使用する場合、M行の画素回路行が、位相コントラスト画像の副走査方向の1つの画像解像度 D となるように第1の格子2の自己像G1が第2の格子3に対して傾けられる。具体的な、第1の格子2の自己像G1の回転角については、上記実施形態と同様に、上式(13)、上式(21)または上式(32)によって算出される。

[0172] 上式(13)において、たとえば、 $M=5$ 、 $n=1$ として第1の格子2の

自己像G 1の回転角 θ を設定した場合、図22の1つの画素回路70によって第1の格子2の自己像G 1の1周期の強度変調を5分割した画像信号を検出できることになり、すなわち、図22に示す5本のゲート電極73に接続される5行の画素回路行によって、互いに異なる5つの縞画像の画像信号をそれぞれ検出することができることになる。なお、図22においては、1つの画素回路列に対して1本の第2の格子3と自己像G 1とが対応して示されているが、実際には、1つの画素回路列に対して多数の第2の格子3および自己像G 1が存在していてもよく、図22は図示省略しているものとする。

[0173] したがって、第1読取ライン用ゲート電極G 1 1に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第1の縞画像信号M 1として取得され、第2読取ライン用ゲート電極G 1 2に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第2の縞画像信号M 2として取得され、第3読取ライン用ゲート電極G 1 3に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第3の縞画像信号M 3として取得され、第4読取ライン用ゲート電極G 1 4に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第4の縞画像信号M 4として取得され、第5読取ライン用ゲート電極G 1 5に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第5の縞画像信号M 5として取得される。

[0174] 第1～第5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方法については、上記実施形態と同様である。なお、上述したように1つの画素回路70の主走査方向および副走査方向のサイズが $50\mu\text{m}$ である場合には、位相コントラスト画像の主走査方向の画像解像度は $50\mu\text{m}$ となり、副走査方向の画像解像度は $50\mu\text{m} \times 5 = 250\mu\text{m}$ となる。

[0175] また、放射線画像検出器のゲート電極およびデータ電極の延伸方向は図22に示す例に限らず、たとえば、ゲート電極が紙面縦方向とし、データ線が紙面横方向となるように放射線画像検出器を配置するようにしてもよい。

[0176] また、図22に示すような放射線画像検出器の配置に対して、第1の格子2の自己像G 1と第2の格子3とが 90° 回転させた構成としてもよい。この場合には、ゲート電極に平行な方向に配列された画素回路70から読み出

された画像信号を取得することによって、上記実施形態と同様に互いに異なる縞画像を構成する画像信号を取得することができる。

[0177] また、放射線画像検出器の各画素の形状や画素格子の形状は正方形に限らず、たとえば長方形や平行四辺形などでもよい。また、画素格子を45度回転したような画素配列でもよい。

[0178] また、上述したTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器を用いる場合においても、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とが平行となるようにするとともに、第1の格子2の自己像G1の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第2の格子3を用いてモアレを発生させるようにしたり、第1の格子2の自己像G1の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第2の格子3を用いるとともに、さらに第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とが相対的に傾くようにしてモアレを発生させるようにしてもよい。

[0179] また、上述したTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器を用いる場合においても、上記で説明したように、第1の格子2の自己像G1の周期方向または第2の格子3の周期方向と、放射線画像検出器の画素回路70が配列される直交する方向のうちのいずれか一方の方向とは必ずしも一致している必要はない。上記で説明したように、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とによって発生するモアレの周期方向に対して平行方向、あるいは直交方向以外の交差する方向について配列された画素の画像信号を取得可能な構成であれば、第1および第2の格子2, 3の周期方向と放射線画像検出器の画素回路70の配列方向との関係は如何なる関係にしてもよい。

[0180] また、CMOSセンサを用いた放射線画像検出器としては、たとえば、放射線の照射を受けて可視光を発生し、その可視光を光電変換することによって電荷信号を検出する画素回路80が、図23に示すように2次元状に多数配列されたものを用いることができる。そして、このCMOSセンサを用いた放射線画像検出器は、画素回路行毎に設けられ、画素回路80に含まれる信号読み出し回路を駆動するための駆動信号が出力される多数のゲート電極82およびリセット電極84と、画素回路列毎に設けられ、各画素回路80

の信号読み出し回路から読み出された電荷信号が出力される多数のデータ電極 8 3 とを備えている。なお、ゲート電極 8 2 およびリセット電極 8 4 には、信号読み出し回路に駆動信号を出力する行選択走査部 8 5 が接続され、データ電極 8 3 には、各画素回路から出力された電荷信号に所定の処理を施す信号処理部 8 6 が接続されている。

[0181] 各画素回路 8 0 は、図 2 4 に示すように、基板 8 0 0 の上方に絶縁膜 8 0 3 を介して形成された下部電極 8 0 6 と、下部電極 8 0 6 上に形成された光電変換膜 8 0 7 と、光電変換膜 8 0 7 上に形成された上部電極 8 0 8 と、上部電極 8 0 8 上に形成された保護膜 8 0 9 と、保護膜 8 0 9 上に形成された放射線変換膜 8 1 0 とを備えている。

[0182] 放射線変換膜 8 1 0 は、たとえば、放射線の照射を受けて 5 5 0 nm の波長の光を発する CsI : Tl から形成される。その厚さは 5 0 0 μ m 程度とすることが望ましい。

[0183] 上部電極 8 0 8 は、光電変換膜 8 0 7 に 5 5 0 nm の波長の光を入射させる必要があるため、その入射光に対して透明な導電性材料で構成される。また、下部電極 8 0 6 は、画素回路 8 0 毎に分割された薄膜であり、透明または不透明の導電性材料で形成される。

[0184] 光電変換膜 8 0 7 は、たとえば、5 5 0 nm の波長の光を吸収してこの光に応じた電荷を発生する光電変換材料から形成される。このような光電変換材料としては、たとえば、有機半導体、有機色素を含む有機材料、および直接遷移型のバンドギャップをもつ吸収係数の大きい無機半導体結晶等を単体または組み合わせた材料などがある。

[0185] そして、上部電極 8 0 8 と下部電極 8 0 6 との間に所定のバイアス電圧を印加することで、光電変換膜 8 0 7 で発生した電荷のうち一方が上部電極 8 0 8 に移動し、他方が下部電極 8 0 6 に移動する。

[0186] そして、下部電極 8 0 6 の下方の基板 8 0 0 内には、この下部電極 8 0 6 に対応させて、下部電極 8 0 6 に移動した電荷を蓄積するための電荷蓄積部 8 0 2 と、電荷蓄積部 8 0 2 に蓄積された電荷を電圧信号に変換して出力す

る信号読み出し回路 801 とが形成されている。

[0187] 電荷蓄積部 802 は、絶縁膜 803 を貫通して形成された導電性材料のプラグ 804 によって下部電極 806 に電氣的に接続されている。信号読み出し回路 801 は、公知の CMOS 回路によって構成されている。

[0188] そして、上述したような CMOS センサを用いた放射線画像検出器を、図 25 に示すように、第 2 の格子 3 と画素回路列（データ電極）とが平行になるように設置した場合、1 つの画素回路列が、上記実施形態において説明した主画素サイズ D_x に相当し、1 つの画素回路行が、上記実施形態において説明した副画素サイズ D_y に相当する。なお、主画素サイズ D_x および副画素サイズ D_y は、CMOS センサを用いた放射線画像検出器の場合には、たとえば、 $10\ \mu\text{m}$ とすることができる。

[0189] そして、上記実施形態と同様に、位相コントラスト画像を生成するために M 枚の縞画像を使用する場合、 M 行の画素回路行が、位相コントラスト画像の副走査方向の 1 つの画像解像度 D となるように第 1 の格子 2 の自己像 G_1 が第 2 の格子 3 に対して傾けられる。具体的な、第 1 の格子 2 の自己像 G_1 の回転角については、上記実施形態と同様に、上式 (13)、上式 (21) または上式 (32) によって算出される。

[0190] 上式 (13) において、たとえば、 $M=5$ 、 $n=1$ として第 1 の格子 2 の自己像 G_1 の回転角 θ を設定した場合、図 25 の 1 つの画素回路 80 によって第 1 の格子 2 の自己像 G_1 の 1 周期の強度変調を 5 分割した画像信号を検出できることになり、すなわち、図 25 に示す 5 本のゲート電極 82 に接続される 5 行の画素回路行によって、互いに異なる 5 つの縞画像の画像信号をそれぞれ検出することができることになる。なお、図 25 においては、1 つの画素回路列に対して 1 本の第 2 の格子 3 と自己像 G_1 とが対応して示されているが、実際には、1 つの画素回路列に対して多数の第 2 の格子 3 および自己像 G_1 が存在していてもよく、図 25 は図示省略しているものとする。

[0191] したがって、TF T スイッチを用いた放射線画像検出器の場合と同様に、第 1 読取ライン用ゲート電極 G_{11} に接続される画素回路行から読み出され

た画像信号が第1の縞画像信号M1として取得され、第2読取ライン用ゲート電極G12に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第2の縞画像信号M2として取得され、第3読取ライン用ゲート電極G13に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第3の縞画像信号M3として取得され、第4読取ライン用ゲート電極G14に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第4の縞画像信号M4として取得され、第5読取ライン用ゲート電極G15に接続される画素回路行から読み出された画像信号が第5の縞画像信号M5として取得される。

[0192] また、TF Tスイッチを用いた放射線画像検出器の場合と同様に、放射線画像検出器のゲート電極およびデータ電極の延伸方向は図25に示す例に限らず、たとえば、ゲート電極が紙面縦方向とし、データ線が紙面横方向となるように放射線画像検出器を配置するようにしてもよい。

[0193] また、図25に示すような放射線画像検出器の配置に対して、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とが90°回転させた構成としてもよい。この場合には、ゲート電極に平行な方向に配列された画素回路80から読み出された画像信号を取得することによって、上記実施形態と同様に互いに異なる縞画像を構成する画像信号を取得することができる。

[0194] また、放射線画像検出器の各画素の形状や画素格子の形状は正方形に限らず、たとえば長方形や平行四辺形などでもよい。また、画素格子を45度回転したような画素配列でもよい。

[0195] また、上述したTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器を用いる場合と同様に、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とが平行となるようにするとともに、第1の格子2の自己像G1の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第2の格子3を用いてモアレを発生させるようにしたり、第1の格子2の自己像G1の配列ピッチとは異なる配列ピッチの第2の格子3を用いるとともに、さらに第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とが相対的に傾くようにしてモアレを発生させるようにしてもよい。

[0196] また、上述したTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器を用いる場合と

同様に、第1の格子2の自己像G1の周期方向または第2の格子3の周期方向と、放射線画像検出器の画素回路70が配列される直交する方向のうちのいずれか一方の方向とは必ずしも一致している必要はない。上記で説明したように、第1の格子2の自己像G1と第2の格子3とによって発生するモアレの周期方向に対して平行方向、あるいは直交方向以外の交差する方向について配列された画素の画像信号を取得可能な構成であれば、第1および第2の格子2, 3の周期方向と放射線画像検出器の画素回路80の配列方向との関係は如何なる関係にしてもよい。

[0197] 第1～第5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方法については、上記実施形態と同様である。なお、上述したように1つの画素回路80の主走査方向および副走査方向のサイズが $10\mu\text{m}$ である場合には、位相コントラスト画像の主走査方向の画像解像度は $10\mu\text{m}$ となり、副走査方向の画像解像度は $10\mu\text{m} \times 5 = 50\mu\text{m}$ となる。

[0198] なお、上述したようにTF Tスイッチを用いた放射線画像検出器やCMOSセンサを用いた放射線画像検出器も用いることは可能であるが、これらの放射線画像検出器は、一般的に画素が正方形であるため、本発明を適用する場合には、副走査方向の解像度が主走査方向の解像度に対して悪くなる。これに対し、上記第1および第2の実施形態で説明した光読取方式の放射線画像検出器においては、主走査方向については線状電極の幅（延伸方向と垂直な方向）によって解像度 D_x が制限されるが、副走査方向については、線状読取光源50の読取光の副走査方向の幅および1ラインあたりのチャージアンプ200の蓄積時間と線状読取光源50の移動速度の積で解像度 D_y が決まることになる。主副解像度ともに典型的には数 $10\mu\text{m}$ であるが、主走査方向の解像度を維持したまま副走査方向の解像度を高くする設計が可能である。たとえば、線状読取光源50の幅を小さくしたり、移動速度を遅くすることにより実現可能であって、上記第1および第2の実施形態で説明した光読取方式の放射線画像検出器はより有利な構成である。

[0199] また、1回の撮影で複数の縞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ィ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ィ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に相当するものとする。

[0200] 以上、本発明の放射線位相画像撮影装置の基本的な構成を説明したが、次に、この基本構成を用いた具体的なシステムの構成について説明する。なお、以下に説明するシステムにおいては、上述した全ての実施形態を用いることができる。

[0201] 図26および図27に示すX線撮影システム100は、被検者Hを立位状態で撮影するX線診断装置に上記実施形態の放射線位相画像撮影装置を適用したものである。

[0202] X線撮影システム100は、具体的には、被検体HにX線を照射する放射線源1と、放射線源1に対向配置され、放射線源1から射出され被検者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放射線源1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信号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とを備えている。

[0203] 放射線源1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。

[0204] 放射線源1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から発生されたX線のうち、被検者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19aを備えたコリメータユニット19とから構成されている。X線管18は、陽極回転型であり、電子放出源（陰極）としてのフィラメント（図示せず）から電子線を放出して、所定の速度で回転する回転陽極18aに衝突させることによりX線を発生する。この回転陽極18aの電子線の衝突部分がX線焦点18bとなる。

- [0205] X線源保持装置14は、天井に設置された天井レール（図示せず）により水平方向（Z方向）に移動自在に構成された台車部14aと、上下方向に連結された複数の支柱部14bとからなる。台車部14aには、支柱部14bを伸縮させて、放射線源1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。
- [0206] 立位スタンド15は、床に設置された本体15aに、撮影部12を保持する保持部15bが上下方向に移動自在に取り付けられている。保持部15bは、上下方向に離間して配置された2つのプーリ15cの間に掛架された無端ベルト15dに接続され、プーリ15cを回転させるモータ（図示せず）により駆動される。このモータ駆動は、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。
- [0207] また、立位スタンド15には、プーリ15cまたは無端ベルト15dの移動量を計測することにより、撮影部12の上下方向に関する位置を検出するポテンショメータ等の位置センサ（図示せず）が設けられている。この位置センサの検出値は、ケーブル等によりX線源保持装置14に供給される。X線保持装置14は、供給された検出値に基づいて支柱部14bを伸縮させ、撮影部12の上下動に追従するように放射線源1を移動させる。
- [0208] コンソール13には、CPU、ROM、RAM等からなる制御装置200が設けられている。制御装置200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201と、撮影部12により取得された画像信号を演算処理して位相コントラスト画像を生成する演算処理部202と、位相コントラスト画像を記憶する画像記憶部203と、位相コントラスト画像等を表示するモニタ204と、X線撮影システム100の各部と接続されるインターフェース（I/F）205とがバス206を介して接続されている。なお、演算処理部202が、上記実施形態において説明した位相コントラスト画像生成部5に相当するものである。
- [0209] 入力装置201としては、たとえば、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201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204は、液晶ディスプレイ等からなり、制御装置200の制御により、X線撮影条件等の文字や位相コントラスト画像を表示する。

[0210] 撮影部12には、上記実施形態で説明した第1の格子2、第2の格子3および放射線画像検出器4が設けられている。放射線画像検出器4は、その検出面が放射線源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。また、第1の格子2と第2の格子3とは、上記実施形態で説明したように、その部材22、23の延伸方向が相対的に傾いて設置されている。

[0211] 次に、図28に示すX線撮影システム110は、被検者Hを臥位状態で撮影するX線診断装置に上記実施形態の放射線位相画像撮影装置を適用したものである。

[0212] X線システム110は、上記X線撮影システム100の放射線源1および撮影部12の他に、被検者Hを寝載するベッド61を備えている。放射線源1および撮影部12は、上記X線撮影システム100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100と同一の符号を付している。以下、上記X線撮影システム100との差異についてのみ説明する。その他の構成および作用については、上記X線撮影システム100と同様であるため説明は省略する。

[0213] X線撮影システム110は、撮影部12が、被検者Hを介して放射線源1に対向するように、天板62の下面側に取り付けられている。一方、放射線源1は、X線源保持装置14によって保持されており、放射線源1の角度変更機構（図示せず）によりX線照射方向が下方向とされている。放射線源1は、この状態でベッド16の天板62に寝載された被検者HにX線を照射する。X線源保持装置14は、支柱部14bの伸縮により放射線源1の上下動を可能とするため、この上下動により、X線焦点18bから放射線画像検出器3の検出面までの距離を調整することができる。

[0214] なお、たとえば、撮影部12の構成として、上記第2の実施形態の放射線位相画像撮影装置の構成を採用した場合には、格子2と放射線画像検出器3

との間の距離を短くすることができ、薄型化が可能であるため、ベッド 6 1 の天板 6 2 を支持する脚部 6 3 を短くし、天板 6 2 の位置を低くすることができる。たとえば、撮影部 1 2 を薄型化し、天板 6 2 の位置を被検者 H が容易に腰掛けられる程度の高さ（たとえば、床上 40 cm 程度）とすることが好ましい。また、天板 6 2 の位置を低くすることは、放射線源 1 から撮影部 1 2 までの十分な距離を確保するうえでも好ましい。

[0215] なお、上記放射線源 1 と撮影部 1 2 との位置関係とは逆に、放射線源 1 をベッド 6 1 に取り付け、撮影部 1 2 を天井側に設置することで、被検者 H の臥位撮影を行うことも可能である。

[0216] X線撮影システム 1 1 0 のように、位相コントラスト画像の臥位撮影が可能とすることにより、被検者 H の撮影肢位が難しい腰椎、股関節等の撮影が可能になる。また、ベッド 6 1 に被検者 H を固定するための適切な固定具を用いることにより、体動による位相コントラスト画像の劣化を低減することが可能になる。

[0217] 次に、図 29 および図 30 に示す X線撮影システム 1 2 0 は、被検者 H を立位状態および臥位状態で撮影する X線診断装置に上記実施形態の放射線位相画像撮影装置を適用したものである。

[0218] X線システム 1 1 0 においては、放射線源 1 および撮影部 1 2 が、旋回アーム 1 2 1 によって保持されている。この旋回アーム 1 2 1 は、基台 1 2 2 に旋回可能に連結されている。放射線源 1 および撮影部 1 2 は、上記 X線撮影システム 1 0 0 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 1 0 0 と同一の符号を付している。以下、上記 X線撮影システム 1 0 0 との差異についてのみ説明する。その他の構成および作用については、上記 X線撮影システム 1 0 0 と同様であるため説明は省略する。

[0219] 旋回アーム 1 2 1 は、ほぼ U 字状の形状をした U 字状部 1 2 1 a と、この U 字状部 1 2 1 a の一端に接続された直線状の直線状部 1 2 1 b とからなる。U 字状部 1 2 1 a の他端には、撮影部 1 2 が取り付けられている。直線状部 1 2 1 b には、その延伸方向に沿って第 1 の溝 1 2 3 が形成さえており、

この第1の溝123に、放射線源1が摺動自在に取り付けられている。放射線源1と撮影部12とは対向しており、放射線源1を第1の溝123に沿って移動させることにより、X線焦点18bから放射線画像検出器3の検出面までの距離を調整することができる。

[0220] また、基台172には、上下方向に延伸した第2の溝124が形成されている。旋回アーム121は、U字状部121aと直線状部121bとの接続部に設けられた連結機構175により、第2の溝124に沿って上下方向に移動自在となっている。また、旋回アーム121は、連結機構125により、y方向に沿う回転軸Cを中心として旋回可能となっている。図29に示す立位状態から旋回アーム121を、回転軸Cを中心として時計回りに90°回動させるとともに、被検者Hを寝載するベッド（図示せず）の下に撮影部12を配置することで、臥位撮影が可能となる。なお、旋回アーム121は、90°の回動に限られず、任意の角度の回動を行うことができ、立位撮影（水平方向）および臥位撮影（上下方向）以外の方向での撮影が可能である。

[0221] X線撮影システム120においては、U字状部121aに撮影部12を配設し、直線状部121bに放射線源1を配設しているが、いわゆるCアームを用いたX線診断装置のように、Cアームの一端に撮影部12を配設し、他端に放射線源1を配設するようにしてもよい。

[0222] 次に、図31および図32に示すマンモグラフィ装置130は、上記実施形態の放射線位相画像撮影装置をマンモグラフィ（X線乳房撮影）に適用したものである。

[0223] マンモグラフィ装置130は、被検体として乳房Bの位相コントラスト画像を撮影する装置である。マンモグラフィ装置130は、基台（図示せず）に対して旋回可能に連結された支持部131の一端に配設されたX線源収納部132と、支持部131の他端に配設された撮影台133と、撮影台133に対して上下方向に移動可能に構成された圧迫板134とを備えている。

[0224] X線源収納部132には放射線源1が収納されており、撮影台133には

撮影部 1 2 が収納されている。放射線源 1 と撮影部 1 2 とは互いに対向するように配置されている。圧迫板 1 3 4 は、圧迫板移動機構（図示せず）により移動し、撮影台 1 8 3 との間で乳房 B を挟み込んで圧迫する。この圧迫状態で、上述した X 線撮影が行われる。

[0225] なお、放射線源 1 および撮影部 1 2 は、上記 X 線撮影システム 1 0 0 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 1 0 0 と同一の符号を付している。その他の構成および作用については、上記 X 線撮影システム 1 0 0 と同様であるため説明は省略する。

[0226] 次に、マンモグラフィ装置の変形例を示す。図 3 3 に示すマンモグラフィ装置 1 4 0 は、第 1 の格子 2 が、放射線源 1 と圧迫板 1 3 4 との間に配設されている点のみが上記マンモグラフィ装置 1 3 0 と異なる。第 1 の格子 2 は、支持部 1 3 1 に接続された格子収納部 9 1 に収納されている。撮影部 9 2 は、第 1 の格子 2 を備えず、第 2 の格子 3 および放射線画像検出器 4 により構成されている。

[0227] このように被検体（乳房）B が第 1 の格子 2 と放射線画像検出器 4 との間に位置する場合であっても、第 1 の格子 2 の自己像 G 1 が被検体 B により変形する。したがって、この場合でも、被検体 B による放射線の波面の歪みを反映した縞画像を放射線画像検出器 3 により検出することができる。すなわち、本マンモグラフィ装置 1 4 0 の構成でも、上述した原理で被検体 B の位相コントラスト画像を得ることができる。

[0228] なお、第 1 の格子 2 と第 2 の格子 3 との間に被検体を配置する構成は、マンモグラフィ装置に限られず、他の X 線撮影システムに適用することが可能である。

[0229] 次に、図 3 4 において、被検体 B の拡大撮影を可能とするマンモグラフィ装置 1 5 0 を示す。マンモグラフィ装置 1 5 0 は、X 線源収納部 1 3 2 と撮影部 1 2 とを連動して移動させる連動機構 1 5 1 を備える。連動機構 1 5 1 は、上述した制御装置 2 0 0 により制御され、放射線源 1、格子 2 および放射線画像検出器 3 の相対的位置を同一に保ったまま、X 線源収納部 1 3 2 と

撮影部 1 2 とを Z 方向に移動させる。

[0230] 被検体 B の位置は、撮影台 1 3 3 と圧迫板 1 3 4 とにより固定されている。X 線源収納部 1 3 2 と撮影台 1 2 を下方方向に移動させることにより、被検体 B が放射線源 1 1 に近づき、被検体 B が拡大撮影される。この拡大率は、上述の入力装置 2 0 1 から入力可能である。入力装置 2 0 1 から拡大率が入力されると、制御装置 2 0 0 は、連動移動機構 1 5 1 を制御し、被検体 B から撮影台 1 3 3 までの距離が、拡大率に応じた距離となるように X 線源収納部 1 3 2 と撮影部 1 2 とを移動させる。

[0231] たとえば、乳がんの診断では、石灰化や腫瘍、乳腺構造との配置関係が重要であり、疑わしい病変をより精密に診断したい場合には、画像の分解能を高める必要があるため、本マンモグラフィ装置 1 5 0 を用いた拡大撮影が有効である。その他の構成および作用については、上記マンモグラフィ装置 1 3 0 と同様であるため説明は省略する。

[0232] 次に、図 3 5 において、被検体 B の拡大撮影を可能とする別実施形態のマンモグラフィ装置 1 6 0 を示す。マンモグラフィ装置 1 6 0 は、放射線画像検出器 4 を Z 方向に移動させる検出器移動機構 1 6 1 を備えている。放射線画像検出器 4 を放射線源 1 から遠ざけるほど放射線画像検出器 4 に入射する像が広がり、被検体 B が拡大撮影される。検出器移動機構 1 6 1 は、上述した制御装置 2 0 0 により制御され、上述した入力装置 2 0 1 から入力される拡大率に応じた位置に放射線画像検出器 4 を移動させる。その他の構成および作用については、上記マンモグラフィ装置 1 3 0 と同様であるため説明は省略する。

[0233] 次に、図 3 6 に示す X 線撮影システム 1 7 0 は、放射線源 1 2 1 のコリメータユニット 1 7 2 に、マルチスリット 1 7 3 を配設した点が、上記 X 線撮影システム 1 0 0 と異なる。その他の構成については、上記 X 線撮影システム 1 0 0 と同様であるので説明を省略する。なお、このマルチスリット 1 7 3 の効果およびその構成の条件などについては、上述したとおりである。

[0234] また、上記各システムにおいては、放射線源と撮影部とを位置決めして撮

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

[0235] たとえば、上述した立位撮影のX線撮影システム100では、図37に示すように、X線源保持装置14と立位スタンド15とを制御し、放射線源1と撮影部12とを連動させて上下動させることにより、X線の光軸Aに直交するX方向への平行移動が可能である。

[0236] また、上述した立位撮影および臥位撮影の可能なX線撮影システム120においては、基台122の溝124に沿って旋回アーム121を上下動させることにより上記平行移動が可能である。その他、X線撮影システム110の場合には、放射線源1と撮影部12とを平行移動させる機構がないため、上述したように光軸Aに直交する方向について平行移動させる機構を設ければよい。

[0237] さらに、放射線源と撮影部とをX方向およびY方向の2方向に2次元移動させて撮影を行うことにより、位相コントラスト画像が2次元方向に繋ぎ合わされた長尺画像を生成することも好ましい。

[0238] また、上記実施形態では、2次元の位相コントラスト画像を取得する例を示している。位相コントラスト画像は、従来のX線撮影では描出が難しかった筋腱、血管等の軟部組織の描出を可能とするが、2次元画像では、これらが描出されることによって障害陰影が生じることが考えられる。

[0239] そこで、障害陰影を分離し正確な診断や読影を可能とするように、本発明を、3次元画像を取得する放射線位相CT装置に適用することもできる。具体的には、図38に示すように、放射線源1と、第1および第2の格子2，3と放射線画像検出器4を備えた撮像部12との間に配置された被検体10に対して、放射線源1および撮像部12を同図の矢印方向に回転させる回転

移動機構 170 を設け、この回転移動機構 170 による複数の回転角度で撮像部 12 により得られた被検体 10 の複数の位相コントラスト画像に基づいて、3次元画像構成部 171 により被検体 10 の3次元画像を構成するようにしてもよい。なお、複数の画像に基づいて3次元画像を構成する方法については、従来のX線CT装置と同様である。また、放射線位相CT装置に適用する場合においても、被検体 10 を第1の格子2と第2の格子3との間に配置してもよい。また、放射線源 1 に代えて、上述したマルチスリットを有する放射線源を用いるようにしてもよい。

[0240] また、上記障害陰影を分離し、正確な診断や読影を可能とするように、本発明を立体視が可能なステレオ画像を取得するステレオ撮影に適用することも好ましい。具体的には、図39に示すように、被検体Hおよび撮影部12に対する放射線源1の位置を同図の矢印方向（Y方向）に変更する位置変更機構190を設け、この位置変更機構190により変更された第1および第2の位置で撮影部12により得られた被検体Hの2枚の位相コントラスト画像に基づいて、ステレオ画像構成部191により被検体Hのステレオ画像を構成する。

[0241] 第1および第2の位置において、放射線源1のX線照射領域が撮影部12の受像部に一致するようにコリメータ19aを調整することが好ましい。また、第1の位置と第2の位置とで、放射線源1の角度を変化させる（いわゆる首振りを行う）ことで、X線照射領域を受像部に合わせることも好ましい。

[0242] 2枚の画像に基づいてステレオ画像を構成する方法については、従来のステレオ撮影装置と同様である。なお、この構成においても、被検体Hを第1の格子2と第2の格子3との間に配置してもよい。

[0243] なお、この構成によれば、放射線源1の位置をY方向（第1および第2の格子2, 3の部材22, 32の延伸方向）に沿って変更しているため、放射線源1の位置変更にもともなう放射線のケラレが生じないといった利点がある。

[0244] 上述したようなシステムによれば、これらの実施例によれば、従来の格子を並進移動させて複数回の撮影を行って1つの位相コントラスト画像を生成する方法に対して、1回の撮影で1つの位相コントラスト画像が生成できるので、体動や装置振動による位相コントラスト画像の画質低下を防ぐことができ、さらに、高精度な格子移動機構が不要なため、装置の簡略化ならびにコストダウンが可能である。

[0245] 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で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。

[0246] 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。

[0247] そこで、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から、吸収画像を生成する吸収画像生成部や小角散乱画像を生成する小角散乱画像生成部を演算処理部202にさらに設けるようにしてもよい。なお、演算処理部202は、位相コントラスト画像、小角散乱画像および吸収画像のうちの少なくとも1つを生成するものとする。

[0248] 吸収画像生成部は、画素毎に得られる画素信号 $I_k(x, y)$ を、図40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ものである。なお、平均値の算出は、画素信号 $I_k(x$

、 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 $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の平均値を求めるようにしてもよい。また、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。

[0249] 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 $I_k(x, y)$ を k について加算した加算値等を用いることが可能である。

[0250] 小角散乱画像生成部は、画素毎に得られる画素信号 $I_k(x, y)$ 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。なお、振幅値の算出は、画素信号 $I_k(x, y)$ 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 $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の振幅値を求めるようにしてもよい。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。

[0251] 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、部材22、23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 H 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（腱や靱帯など）については描出が不十分になると考えられる。被検体 H を

動かすことにより、描出が不十分な部位を再度撮影することは可能ではあるが、被検体H及び術者の負担が増えることに加え、再度撮影した画像との位置再現性を担保することが難しいといった問題がある。

[0252] そこで、他の例として、図41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41(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41(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。

[0253] 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41(a)には、第2の格子3の部材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41(b)には、図41(a)の状態から90度回転させ、第2の格子3の部材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。

[0254] なお、この回転機構180は、放射線画像検出器4とは別に第1および第2の格子2, 3のみを一体的に回転させるものであってもよいし、第1および第2の格子2, 3とともに放射線画像検出器4を一体的に回転させるものであってもよい。さらに、回転機構180を用いた第1および第2の向きにおける位相コントラスト画像の生成は、上記いずれの例においても適用可能である。上述したマルチスリットを具備する場合には、第1の格子2と同様の向きに、マルチスリットも回転させるように構成すればよい。

[0255] また、図41においては、第1の格子2と第2の格子3とが相対的に傾いている例について示したが、これに限らず、上述した第2の格子3の位置に

おける第1の格子2の自己像G1のピッチと第2の格子3のピッチとを異なるピッチとする形態も適用可能であり、このような関係の第1の格子2および第2の格子3を、上記と同様に90度回転させるようにしてもよい。

[0256] また、上述したように、1次元格子である第1および第2の格子2, 3を回転させるのではなく、第1および第2の格子の2, 3を、それぞれの部材22, 32を2次元方向に延設した2次元格子の構成としてもよい。図42は、2次元格子として構成された第1の格子2の自己像G1と2次元格子として構成された第2の格子3とを示している。第2の格子3に対する第1の格子2の回転角 θ については、上記実施形態と同様に、上式(13)、(21)、(32)に基づいて設定される。

[0257] なお、この場合、上式(13)、(21)、(32)は、副画素サイズについて規定したものであるが、副画素サイズだけでなく、副画素サイズに直交する方向の画素サイズに対しても上式(13)、(21)、(32)を満たすように θ が設定される。たとえば、位相コントラスト画像を取得するための縞画像の数をMとすると、Y方向と同様にX方向についても、M個の画素サイズ $D \times$ が位相コントラスト画像の主走査方向の1つの画像解像度Dとなるように第1の格子2が第2の格子3に対して傾けられ、X方向についても、各画素 $D \times$ について互いに異なる縞画像が取得されることになる。

[0258] このように構成することにより、1次元格子を回転させる構成と比較すると、1度の撮影で第1の方向、第2の方向に対する位相コントラスト画像が得られるため、撮影間の被検体の体動や装置振動の影響がなく、第1および第2の方向の位相コントラスト画像間の位置再現性においてより良好である。また、回転機構を排除することで、装置の簡略化、コストダウンが可能である。

[0259] また、図42においては、2次元格子で構成された第1の格子2と第2の格子3とを相対的に傾ける例を示したが、これに限らず、上述した第2の格子3の位置における第1の格子2の自己像G1のピッチと第2の格子3のピッチとを異なるピッチとする形態も適用可能である。この場合、たとえば、

第2の格子3の位置における第1の格子2の自己像G1のX方向のピッチと第2の格子3のX方向のピッチとを異なるものとするとともに、上記自己像G1のY方向のピッチと第2の格子3のY方向のピッチとを異なるものとすることになる。

請求の範囲

[請求項1]

放射線源と、

格子構造が周期的に配置され、前記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た第2の格子と、

該第2の格子を通過した放射線を検出する画素が2次元状に配列された放射線画像検出器とを備えた放射線位相画像撮影装置であって、

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記第1の格子によって形成される周期パターン像と前記第2の格子の重ね合せによってモアレを発生するものであり、

前記放射線画像検出器によって検出された前記モアレの画像信号に基づいて、前記モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について、所定の前記画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、前記所定方向について互いに異なる位置に配置された前記画素群の画像信号を取得することによって該各画素群に対応する縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、該取得した複数の縞画像の画像信号に基づいて位相コントラスト画像を生成する位相画像生成部を備えたことを特徴とする放射線位相画像撮影装置。

[請求項2]

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と前記第2の格子の延伸方向とが相対的に傾くように配置されたものであることを特徴とする請求項1記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項3]

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記モアレの周期 T が下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項2記載の放射線位相画像撮影装置。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は前記放射線源の焦点と前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子と前記第2の格子との距離、 L は前記放射線源の焦点と前記放射線画像検出器との距離、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は前記画素の前記所定方向のサイズ、 θ は前記第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と前記第2の格子の延伸方向とによってなされる角

[請求項4]

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第1の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、

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記モアレの周期 T が下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項2記載の放射線位相画像撮影装置。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \frac{P_1'}{\tan \theta} \geq 3D_{\text{sub}}$$

ただし、 Z_1 は前記放射線源の焦点と前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子と前記第2の格子との距離、 L は前記放射線源の焦点と前記放射線画像検出器との距離、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は前記画素の前記所定方向のサイズ、 θ は前記第1の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と前記第2の格子の延伸方向とによってなされる角

[請求項5]

前記マルチスリットのピッチ P_3 が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項4記載の放射線位相画像撮影装置。

$$P_3 = \frac{Z_3}{Z_2} P_1'$$

ただし、 Z_3 は前記マルチスリットと前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子から前記第2の格子までの距離、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ

[請求項6]

前記第1の格子によって形成される周期パターン像と前記第2の格子との相対的な傾き角 θ が、下式を満たす値に設定されるものであることを特徴とする請求項2記載の放射線位相画像撮影装置。

$$\theta = \arctan \left\{ n \times \frac{P_1'}{D} \right\}$$

ただし、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D は前記縞画像の数 $M \times$ 前記画素の前記所定方向のサイズ、 n は0および M の倍数を除く整数

[請求項7]

前記第1の格子が、 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子であり、

前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1' および前記第2の格子のピッチ P_2 が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項2から6いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

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

ただし、 P_1 は前記第1の格子の格子ピッチ、 Z_1 は前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離、 Z_2 は前記第1の格子から前記第2の格子までの距離

[請求項8]

前記第1の格子が、 180° の位相変調を与える位相変調型格子であり、

前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1'

および前記第 2 の格子のピッチ P_2 が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項 2 から 6 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。

$$P_2 = P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2}$$

ただし、 P_1 は前記第 1 の格子の格子ピッチ、 Z_1 は前記放射線源の焦点から前記第 1 の格子までの距離、 Z_2 は前記第 1 の格子から前記第 2 の格子までの距離

[請求項 9] 前記放射線画像検出器が、互いに直交する第 1 および第 2 の方向について前記画素が 2 次元状に配列されたものであり、

前記第 1 の格子によって形成される周期パターン像または前記第 2 の格子の延伸方向と前記第 1 の方向が平行であることを特徴とする請求項 2 から 8 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項 10] 前記位相画像生成部が、前記第 1 の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と前記第 2 の格子の延伸方向との相対的な傾きに応じて、前記第 1 の方向に所定数の画素を読み出した画像信号に基づいて、前記複数の縞画像の画像信号を取得するものであることを特徴とする請求項 9 記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項 11] 前記第 1 の格子と前記第 2 の格子とが、前記第 2 の格子の位置における前記周期パターン像のピッチが前記第 2 の格子のピッチと異なるように構成されたものであることを特徴とする請求項 1 記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項 12] 前記第 1 の格子によって形成される周期パターン像の延伸方向と前記第 2 の格子の延伸方向とが平行であることを特徴とする請求項 1 1 記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項 13] 前記第 1 の格子と前記第 2 の格子とが、前記モアレの周期 T が下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 記載の放射線位相画像撮影装置。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{sub}$$

ただし、 Z_1 は前記放射線源の焦点と前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子と前記第2の格子との距離、 L は前記放射線源の焦点と前記放射線画像検出器との距離、 P_2 は前記第2の格子のピッチ、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は前記画素の前記所定方向のサイズ

[請求項14]

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第1の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、

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記モアレの周期 T が下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項11または12記載の放射線位相画像撮影装置。

$$T = \frac{L}{Z_1 + Z_2} \times \left| \frac{P_1' P_2}{P_1' - P_2} \right| \geq 3D_{sub}$$

ただし、 Z_1 は前記放射線源の焦点と前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子と前記第2の格子との距離、 L は前記放射線源の焦点と前記放射線画像検出器との距離、 P_2 は前記第2の格子のピッチ、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ、 D_{sub} は前記画素の前記所定方向のサイズ

[請求項15]

前記マルチスリットのピッチ P_3 が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項14記載の放射線位相画像撮影装置。

$$P_3 = \frac{Z_3}{Z_2} P_1'$$

ただし、 Z_3 は前記マルチスリットと前記第1の格子との距離、 Z_2 は前記第1の格子から前記第2の格子までの距離、 P_1' は前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ

[請求項16] 前記第1の格子が、 90° の位相変調を与える位相変調型格子または振幅変調型格子であり、

前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1' が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項11から15いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

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

ただし、 P_1 は前記第1の格子の格子ピッチ、 Z_1 は前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離、 Z_2 は前記第1の格子から前記第2の格子までの距離

[請求項17] 前記第1の格子が、 180° の位相変調を与える位相変調型格子であり、

前記第2の格子の位置における前記周期パターン像のピッチ P_1' が、下式を満たす値となるように構成されたものであることを特徴とする請求項11から15いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

$$P_1' = \frac{Z_1 + Z_2}{Z_1} \frac{P_1}{2}$$

ただし、 P_1 は前記格子の格子ピッチ、 Z_1 は前記放射線源の焦点から前記第1の格子までの距離、 Z_2 は前記第1の格子から前記第2の格子までの距離

[請求項18] 前記放射線画像検出器が、前記画像信号を読み出すためのスイッチ素子を備えた前記画素が2次元状に配列されたものであることを特徴とする請求項1から17いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置

。

- [請求項19] 線状の読取光を出射する線状読取光源を備え、
前記放射線画像検出器が、前記線状読取光源が走査されることによって前記画像信号が読み出されるものであることを特徴とする請求項1から17いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項20] 前記位相画像生成部が、前記所定方向について互いに隣接する前記画素から読み出された画像信号を互いに異なる縞画像の画像信号として取得するものであることを特徴とする請求項1から19記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項21] 前記位相画像生成部が、前記所定方向について少なくとも2つの前記画素の間隔で配列された画素の群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、互いに異なる前記画素の群から読み出された画像信号を互いに異なる縞画像の画像信号として取得するものであることを特徴とする請求項1から20いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項22] 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21いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項23] 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7、9から16および18から21いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項24] 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23記載の放射線

位相画像撮影装置。

- [請求項25] 前記所定方向に直交する方向の前記画素のサイズよりも前記所定方向の前記画素のサイズの方が小さいことを特徴とする請求項 1 から 24 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項26] 前記放射線源と前記放射線画像検出器とが水平方向に対向配置され、被検体の立位撮影を可能に構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から 25 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項27] 前記放射線源と前記放射線画像検出器とが上下方向に対向配置され、被検体の臥位撮影を可能に構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から 25 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項28] 前記放射線源と前記放射線画像検出器とが旋回アームによって保持され、被検体の立位撮影および臥位撮影を可能に構成されたものであることを特徴とする請求項 1 から 25 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項29] 被検体として乳房を撮影可能に構成されたマンモグラフィ装置であることを特徴とする請求項 1 から 25 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項30] 前記放射線画像検出器に対して前記放射線が第 1 の方向から照射される第 1 の位置と前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向から照射される第 2 の位置とに前記放射線源を移動させる移動機構を備え、
前記位相画像生成部が、前記第 1 および第 2 の位置についてそれぞれ前記放射線画像検出器により検出された画像信号に基づいて、それぞれ位相コントラスト画像を生成するものであり、
前記第 1 の位置に対応する位相コントラスト画像と前記第 2 の位置に対応する位相コントラスト画像とに基づいてステレオ画像を構成するステレオ画像構成部を備えたものであることを特徴とする請求項 1 から 25 いずれか 1 項記載の放射線位相画像撮影装置。
- [請求項31] 前記放射線源と前記放射線画像検出器とを被検体の周りを周回させ

る周回機構を備え、

前記位相画像生成部が、該周回機構による各回転角度において前記放射線画像検出器によって検出された画像信号に基づいて、該回転角度毎の位相コントラスト画像を生成するものであり、

該回転角度毎の位相コントラスト画像に基づいて3次元画像を構成する3次元画像構成部を備えたことを特徴とする請求項1から25いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項32] 前記第1および第2の格子の格子面の中心に直交する回転軸を中心として、前記第1および第2の格子を、該格子の延伸方向から90°回転させる回転機構を備えたものであることを特徴とする請求項1から31いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項33] 前記第1および第2の格子が2次元格子の構造であることを特徴とする請求項1から31いずれか1項記載の放射線位相画像撮影装置。

[請求項34] 放射線源と、
格子構造が周期的に配置され、前記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た第2の格子と、

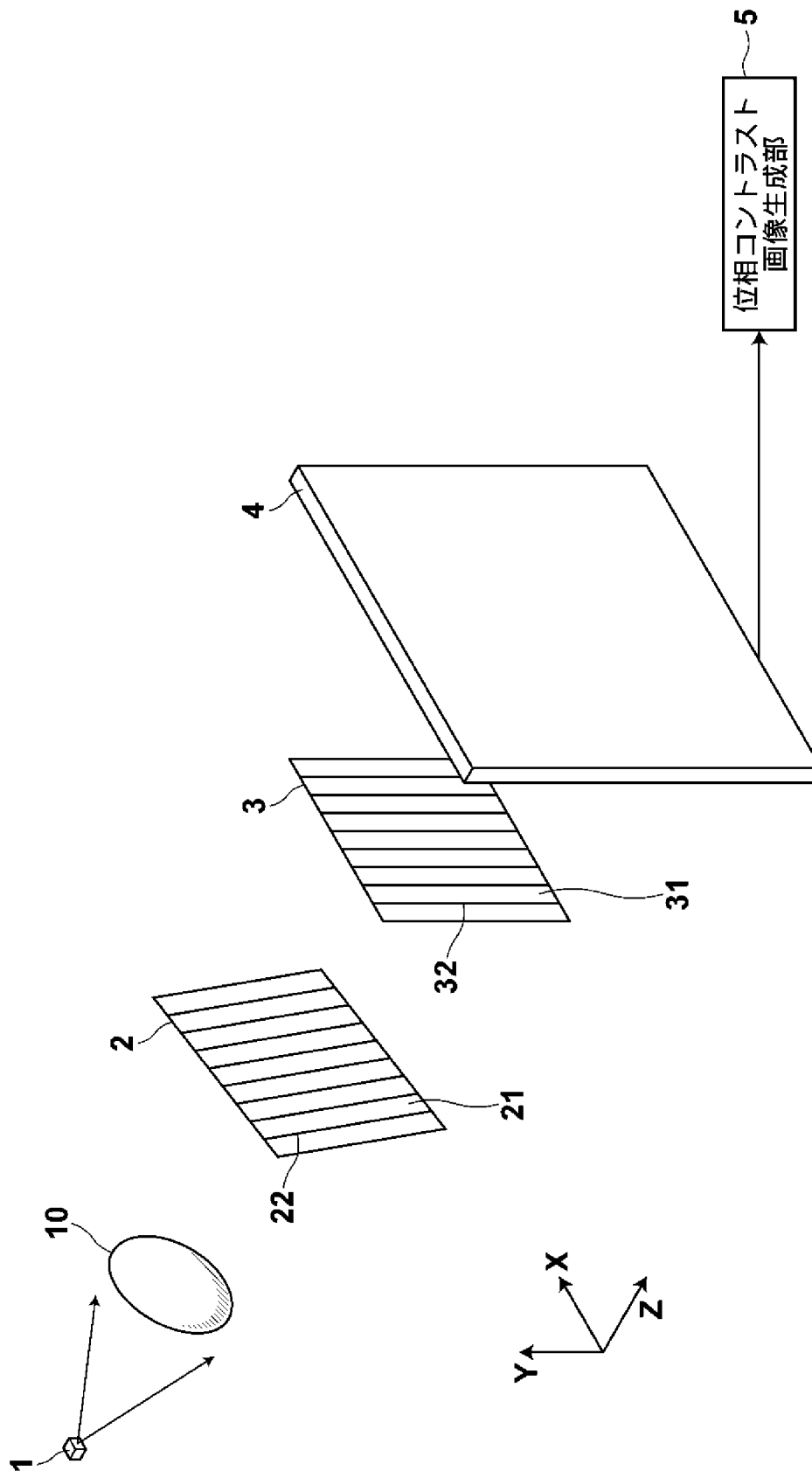
該第2の格子を通過した放射線を検出する画素が2次元状に配列された放射線画像検出器とを備えた放射線位相画像撮影装置であって、

前記第1の格子と前記第2の格子とが、前記第1の格子によって形成される周期パターン像と前記第2の格子の重ね合せによってモアレを発生するものであり、

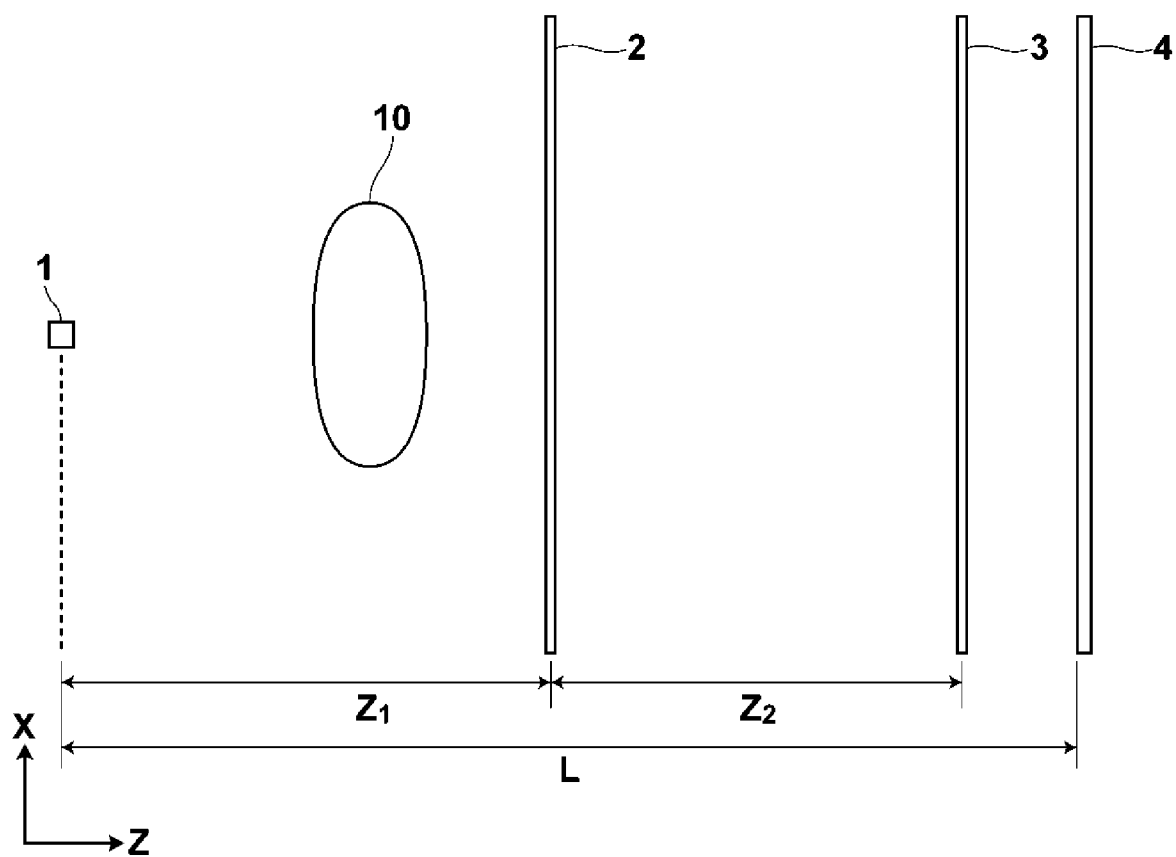
前記放射線画像検出器によって検出された前記モアレの画像信号に基づいて、前記モアレの周期方向に対して平行または直交方向以外の交差方向となる所定方向について、所定の前記画素数の間隔を空けて配置された画素群から読み出された画像信号を1つの縞画像の画像信号として取得するとともに、前記所定方向について互いに異なる位置

に配置された前記画素群の画像信号を取得することによって該各画素群に対応する縞画像の画像信号をそれぞれ取得し、該取得した複数の縞画像の画像信号に基づいて、位相コントラスト画像、小角散乱画像および吸収画像のうちの少なくとも1つを生成する画像生成部を備えたことを特徴とする放射線位相画像撮影装置。

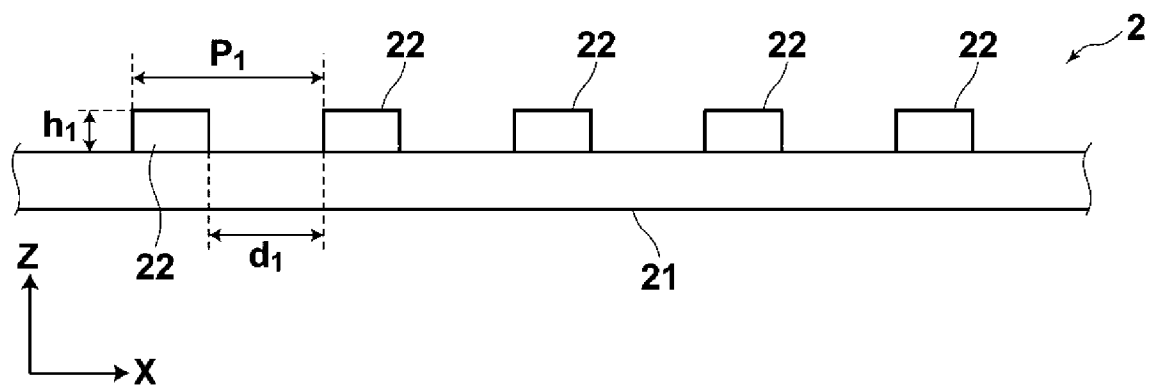
[図1]



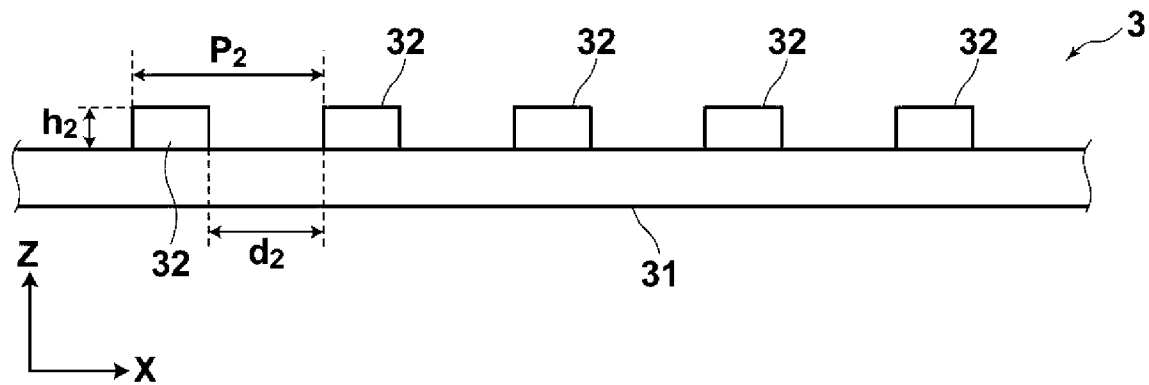
[図2]



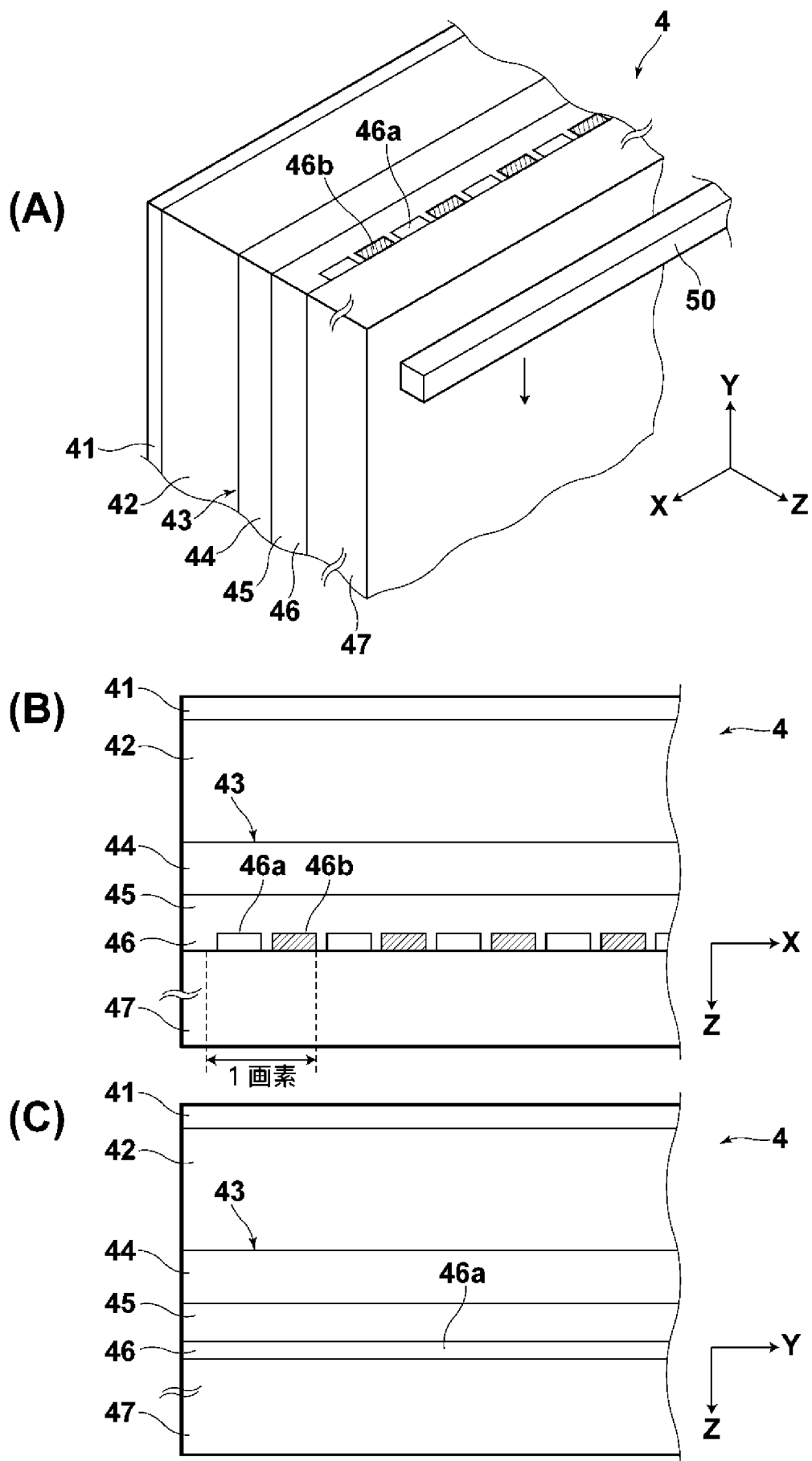
[図3]



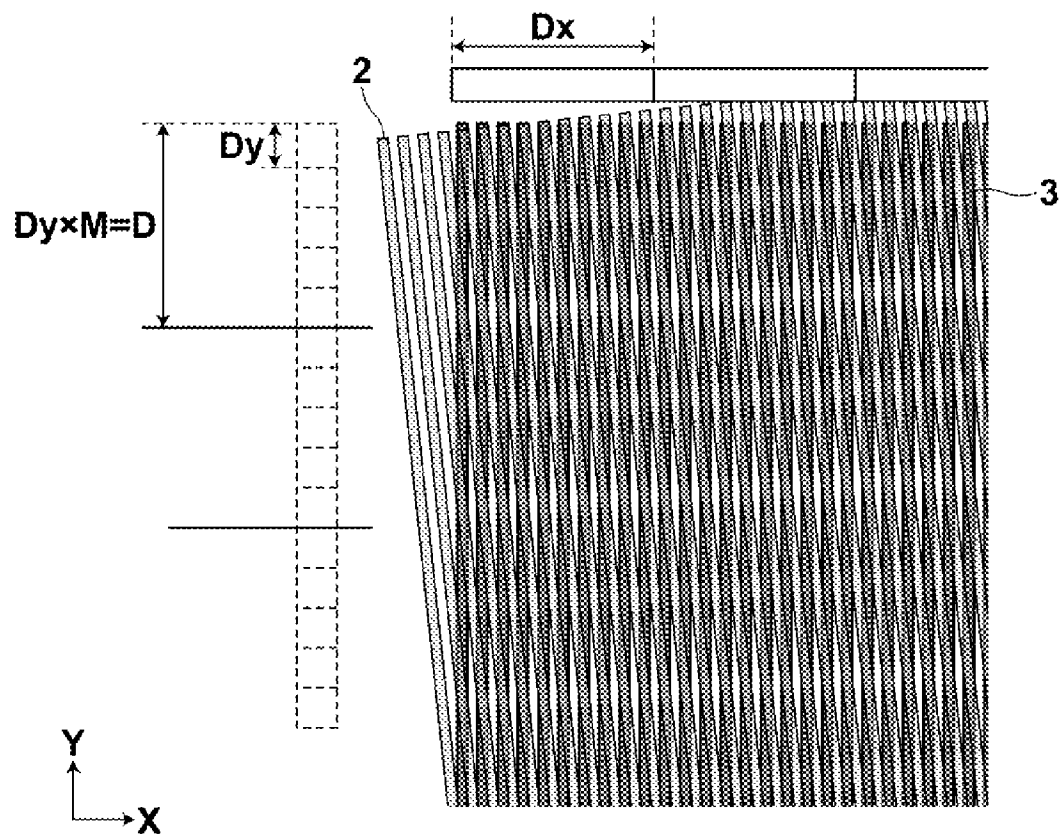
[図4]



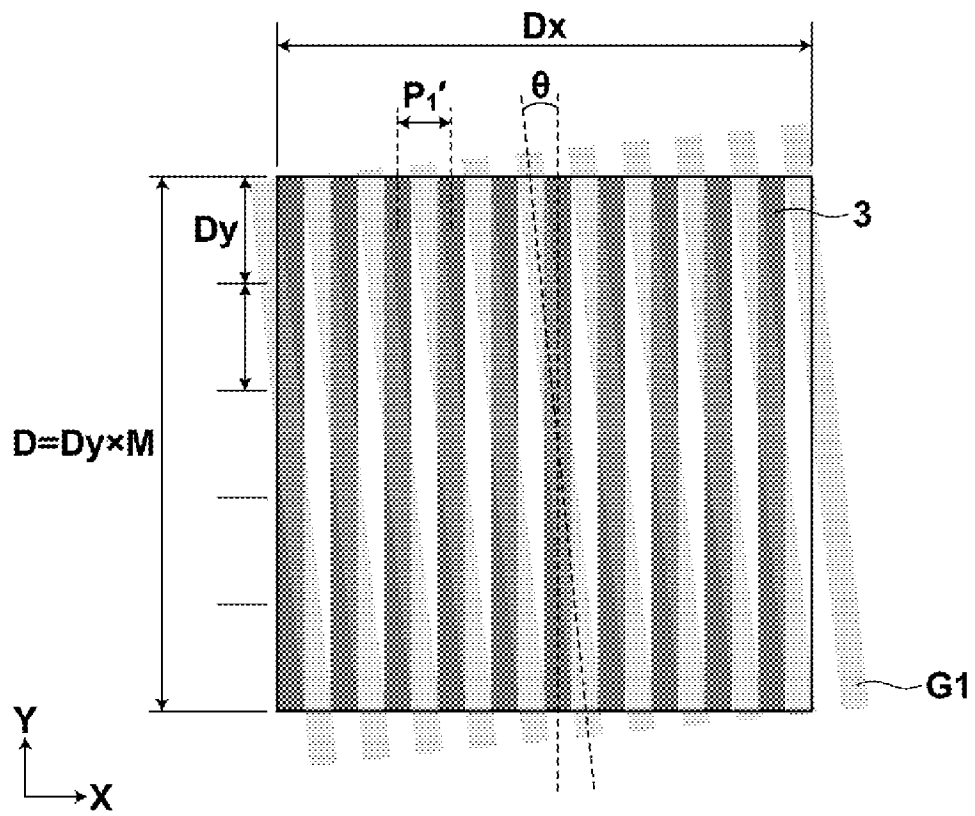
[図5]



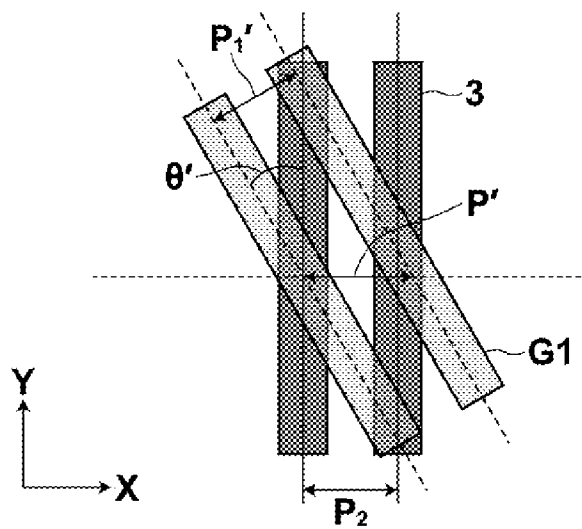
[図6]



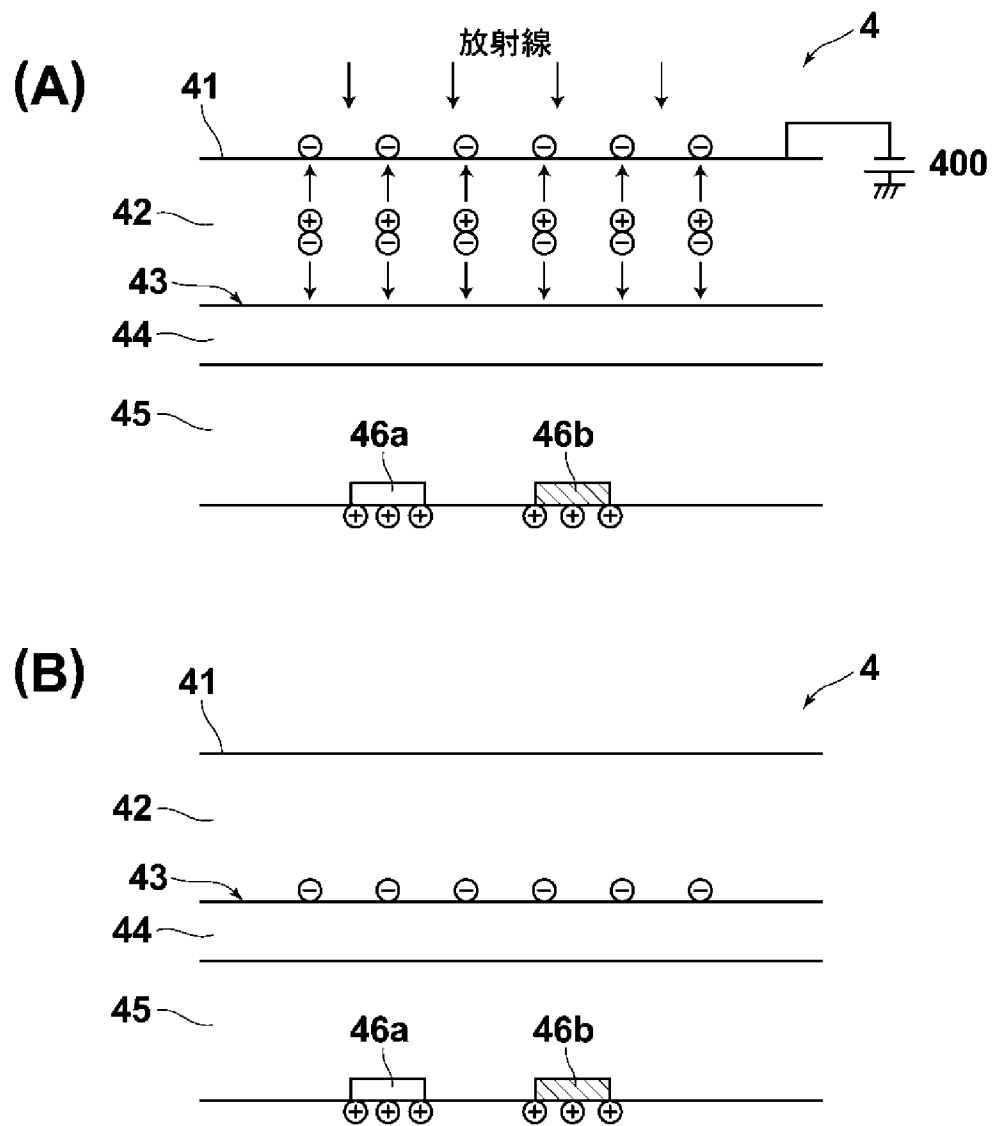
[図7]



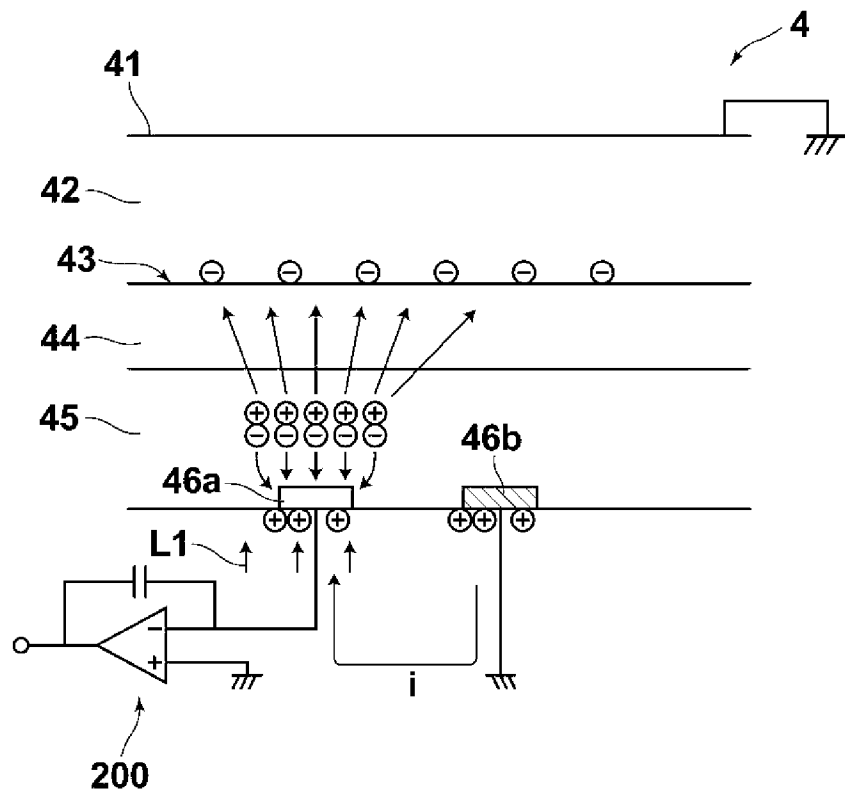
[図8]



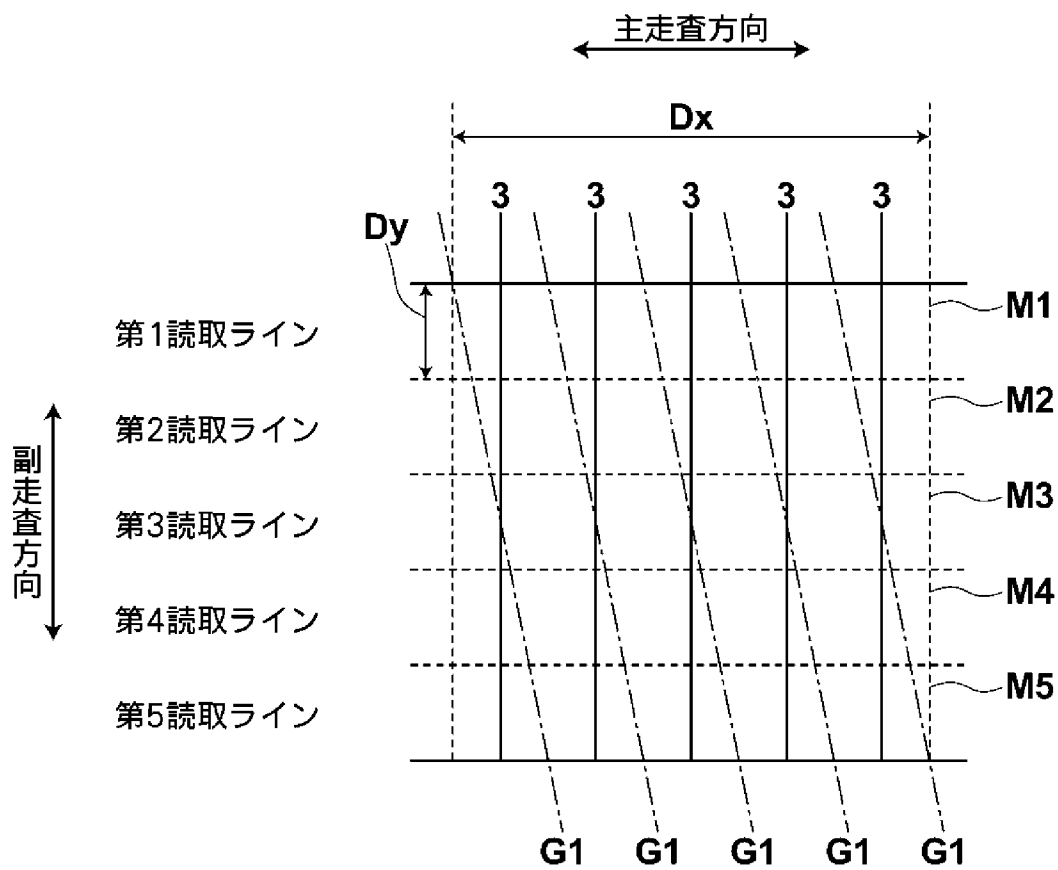
[図9]



[図10]



[図11]



主走査方向

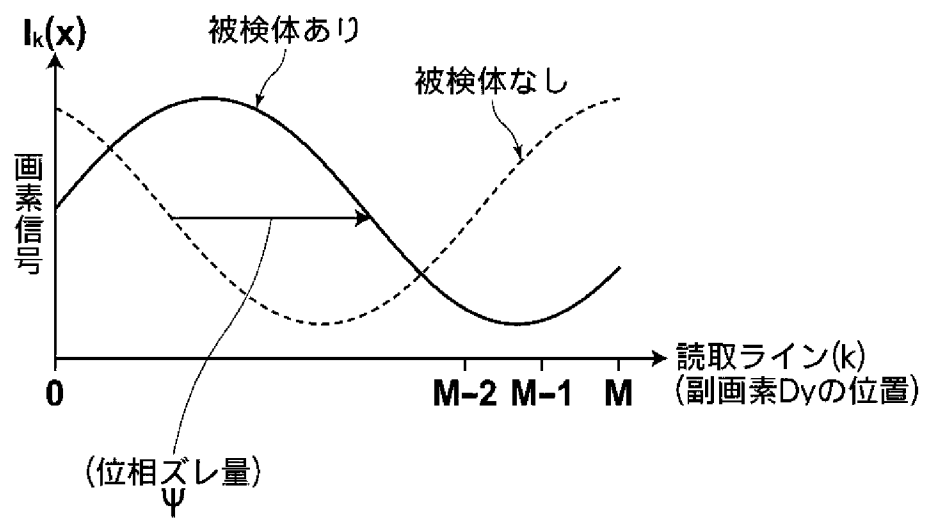
副走査方向

第1読取ライン
第2読取ライン
第3読取ライン
第4読取ライン
第5読取ライン
第1読取ライン
第2読取ライン
第3読取ライン
第4読取ライン
第5読取ライン
第1読取ライン
第2読取ライン
第3読取ライン
第4読取ライン
第5読取ライン

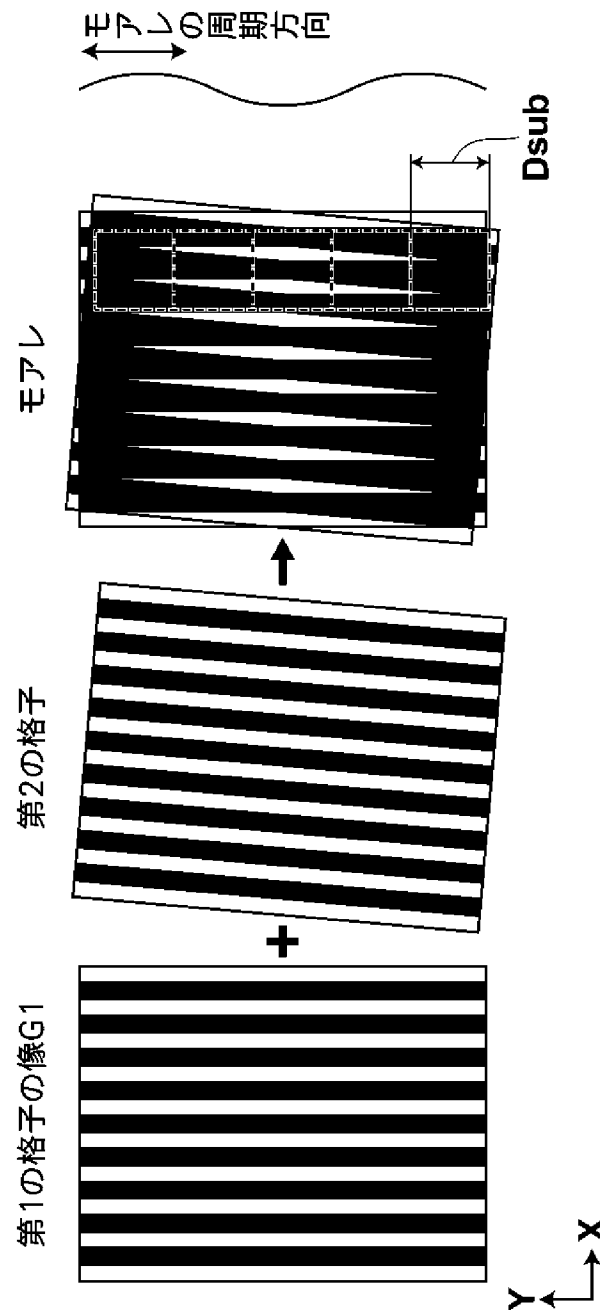
Dy

Dx

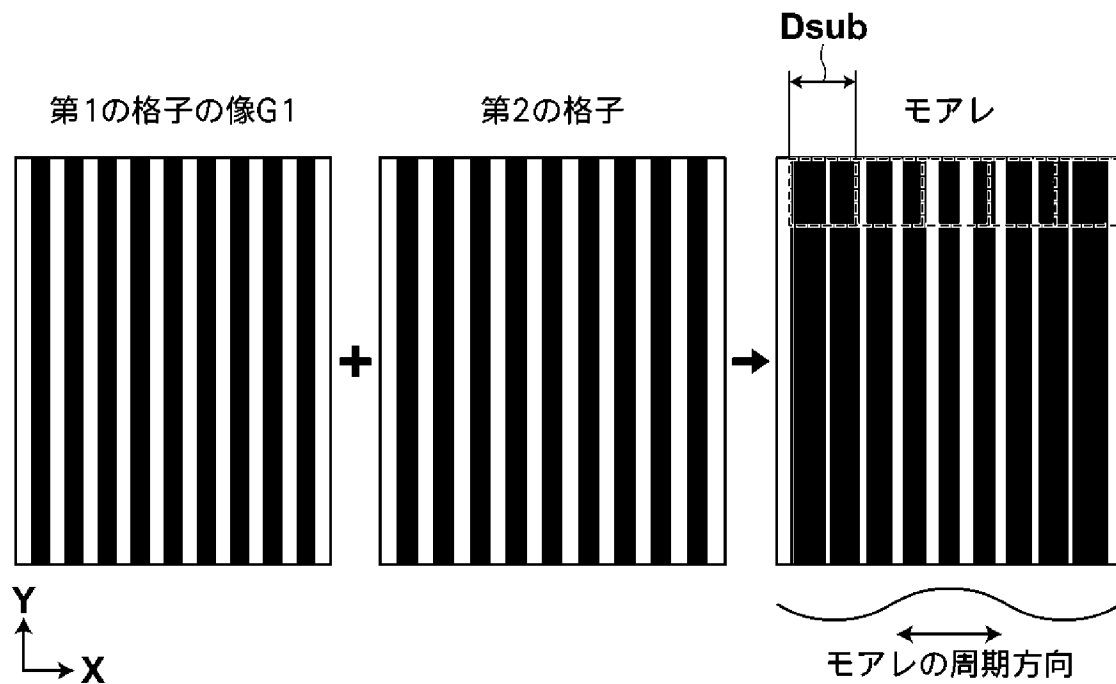
[図14]



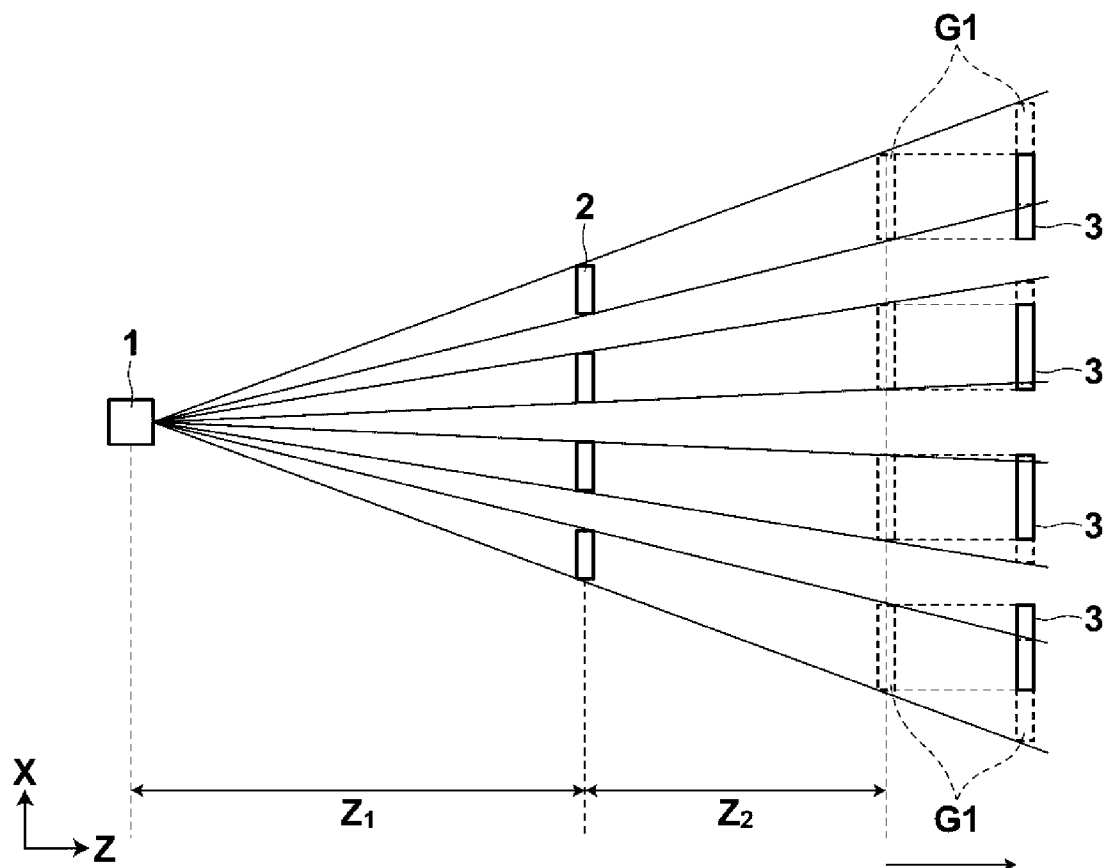
[図15]



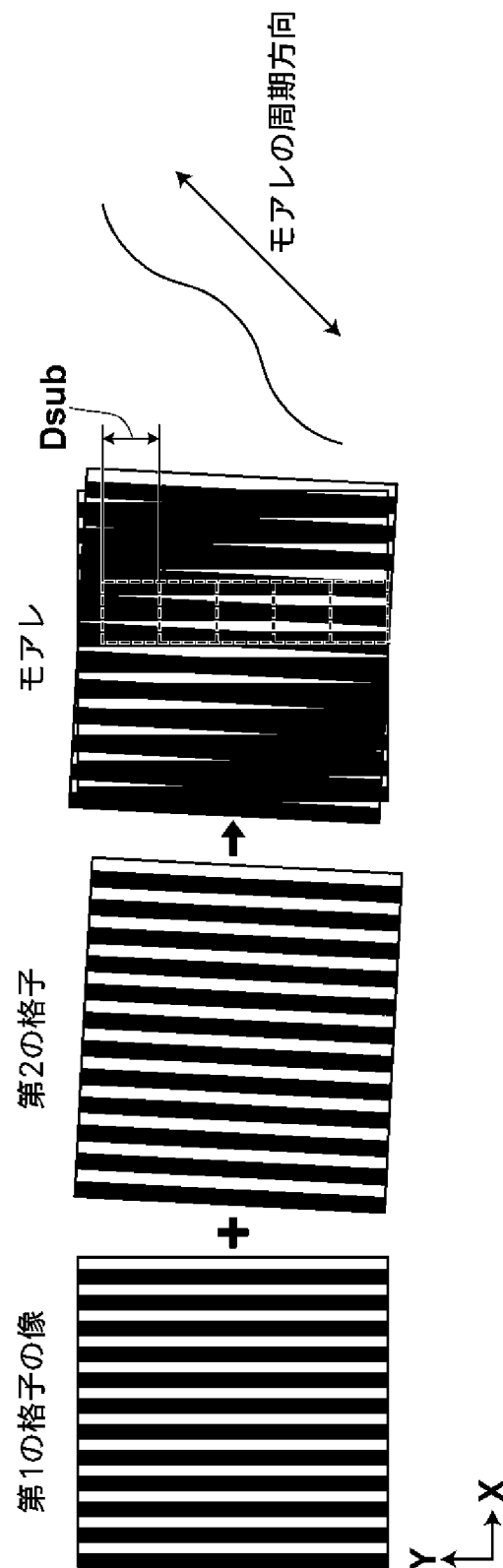
[図16]



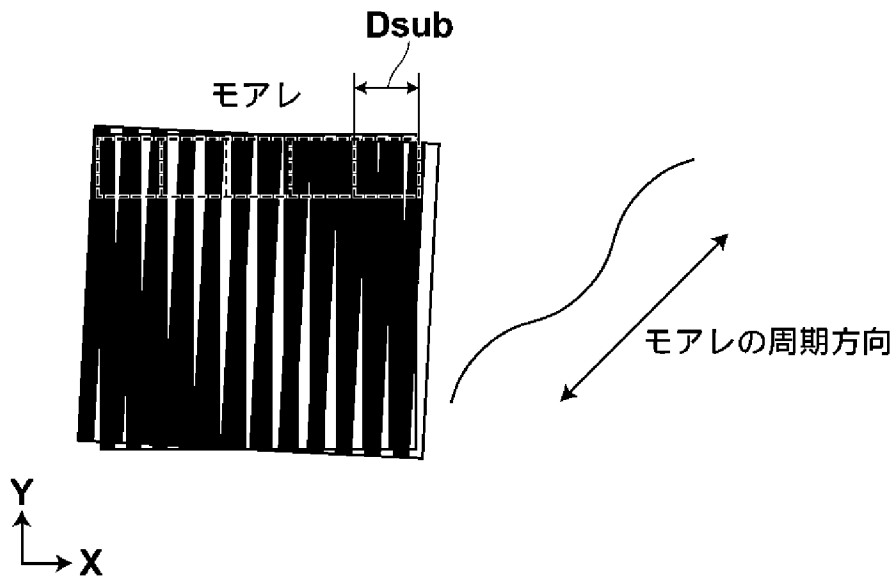
[図17]



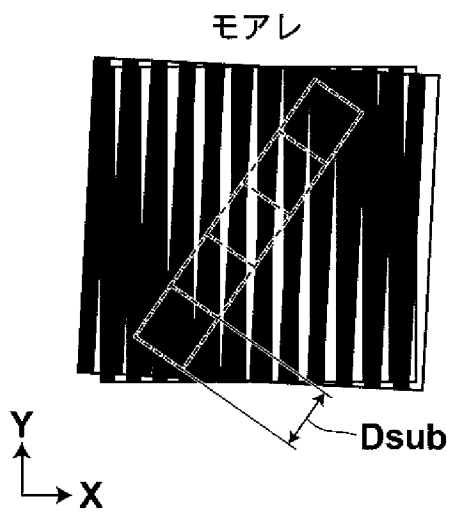
[図18]



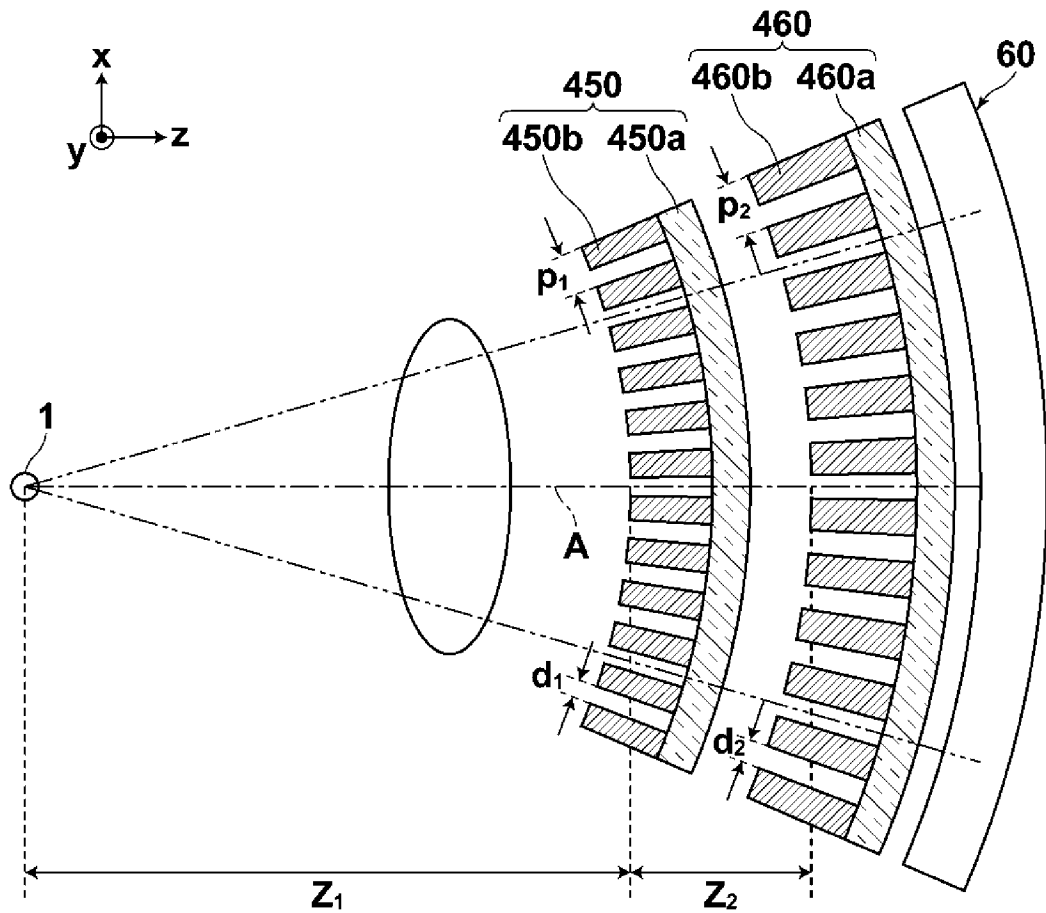
[図19]



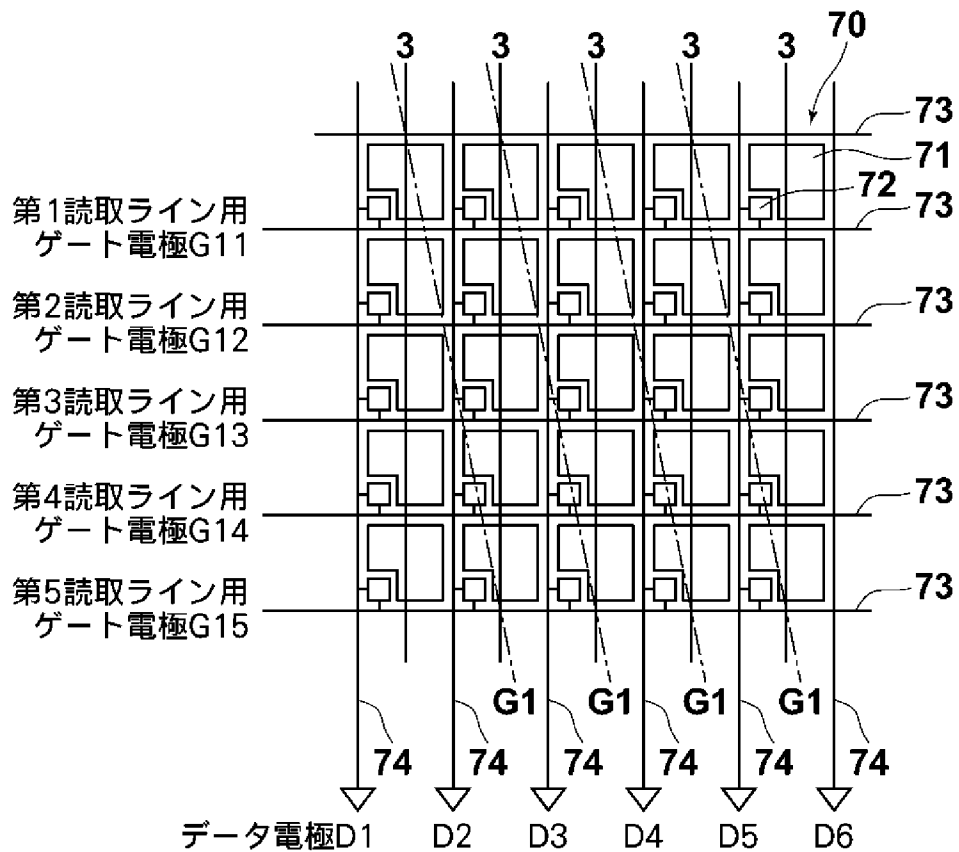
[図20]



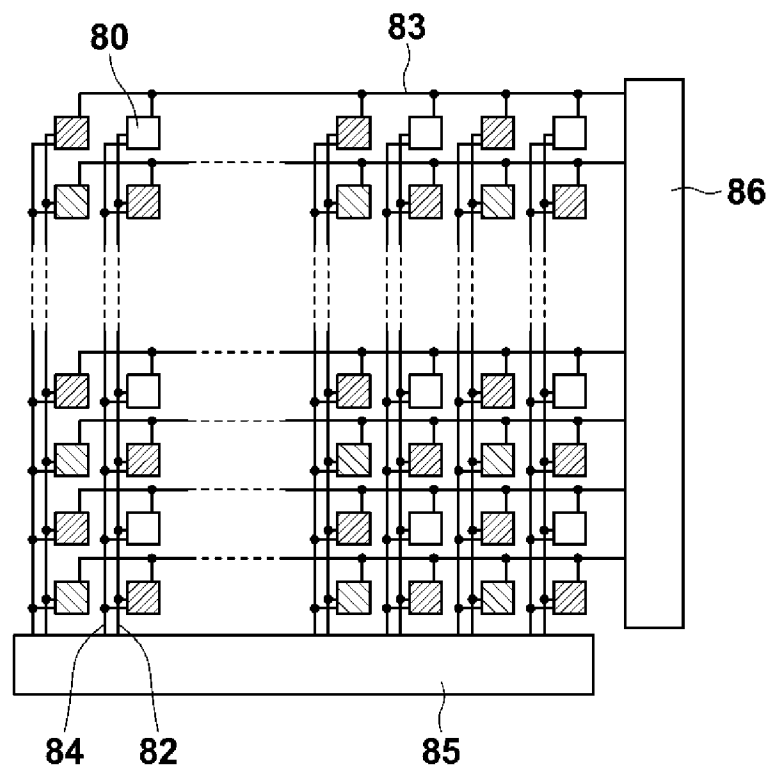
[図21]



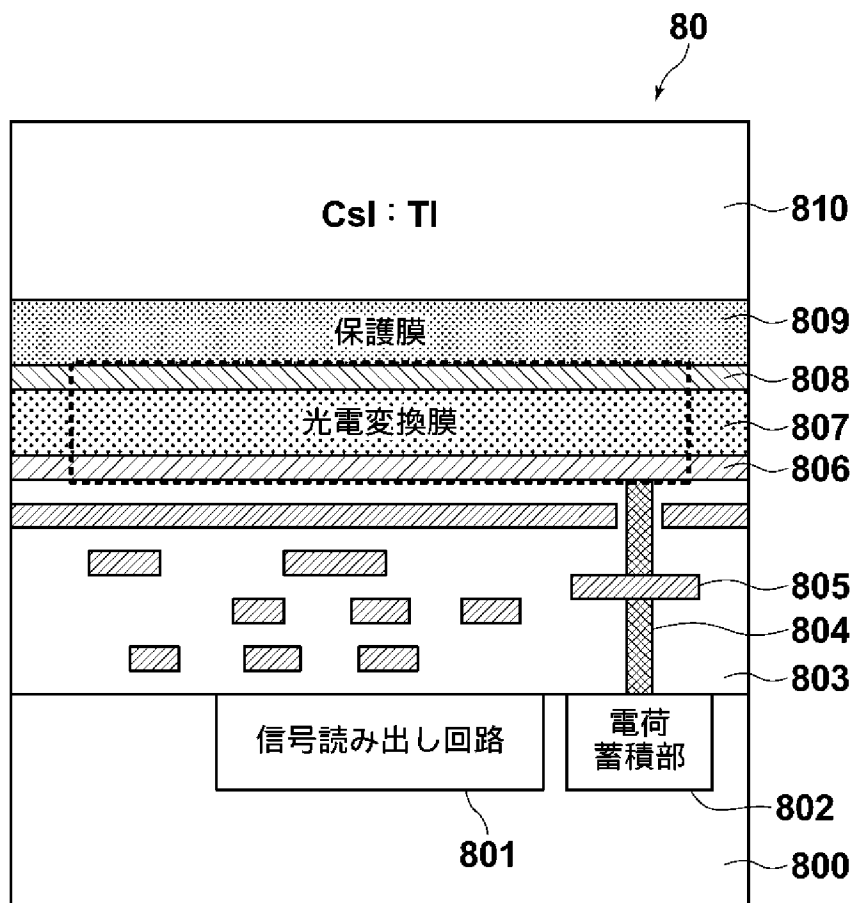
[図22]



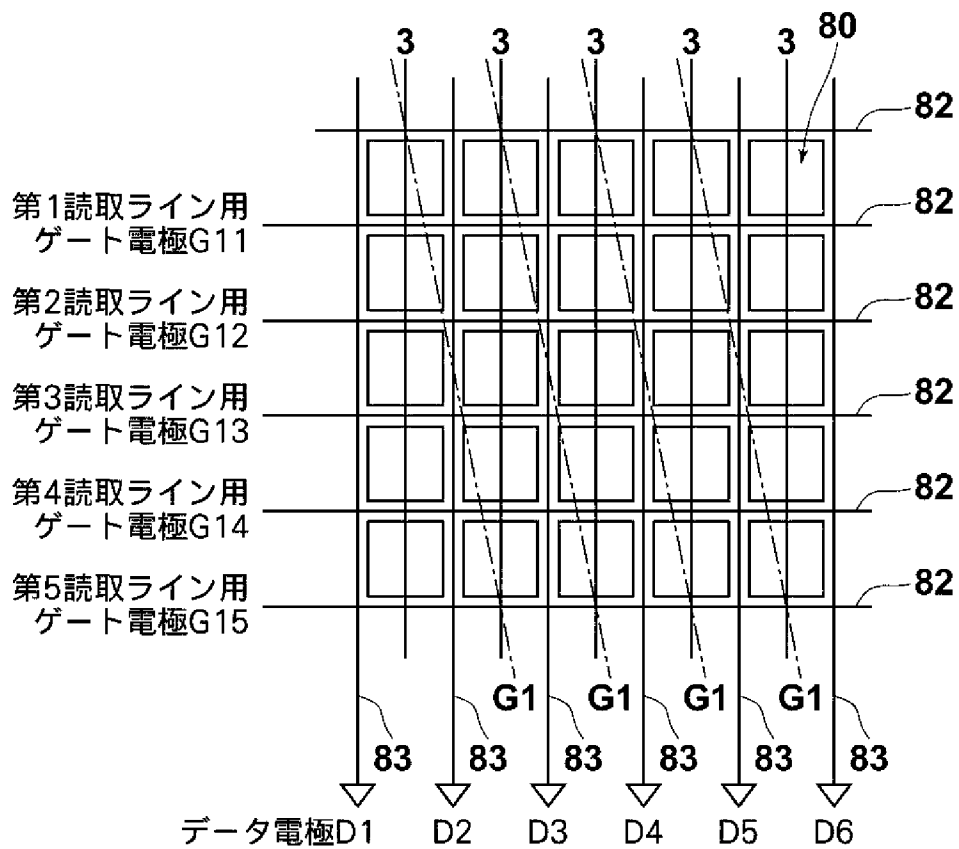
[図23]



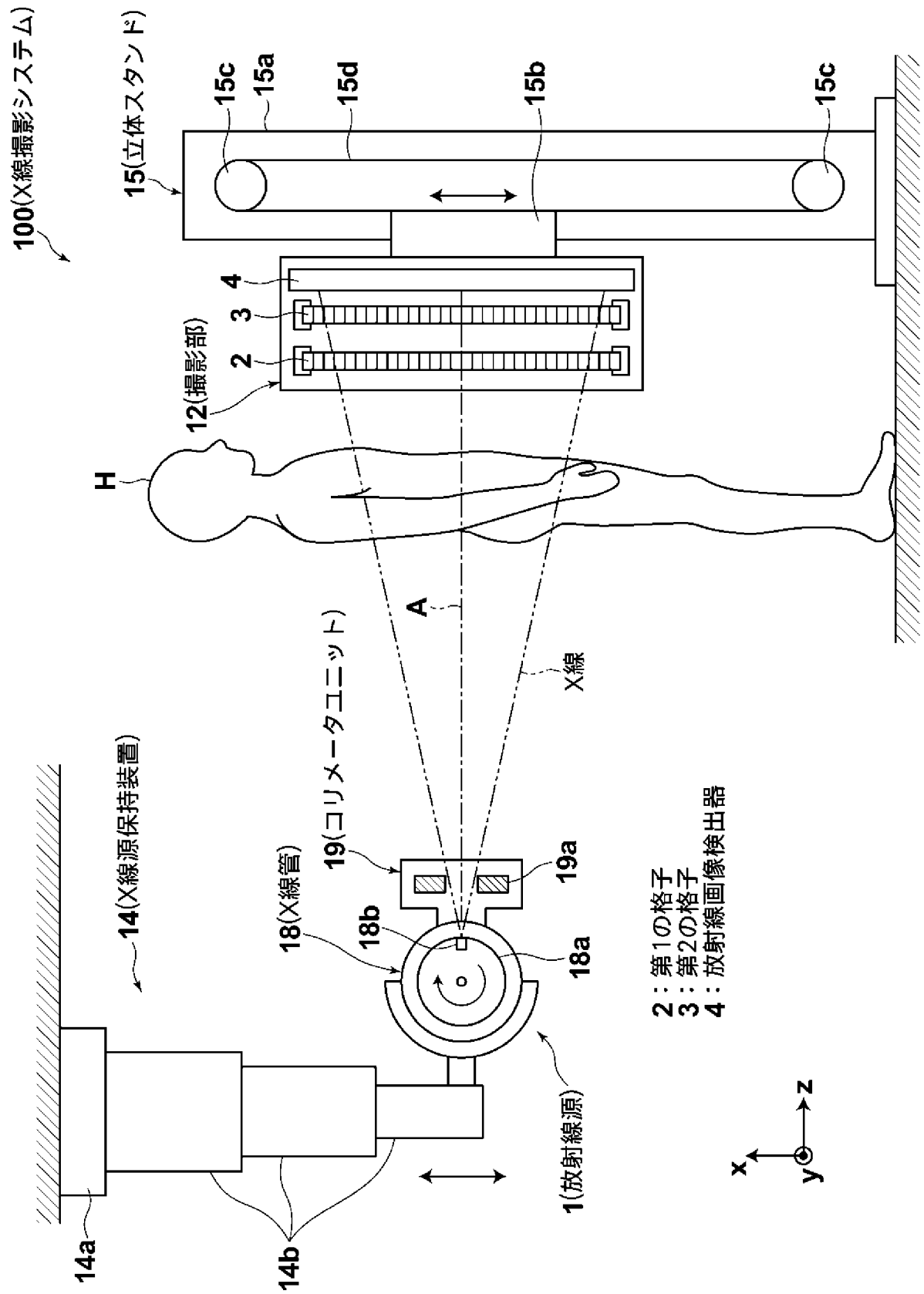
[図24]



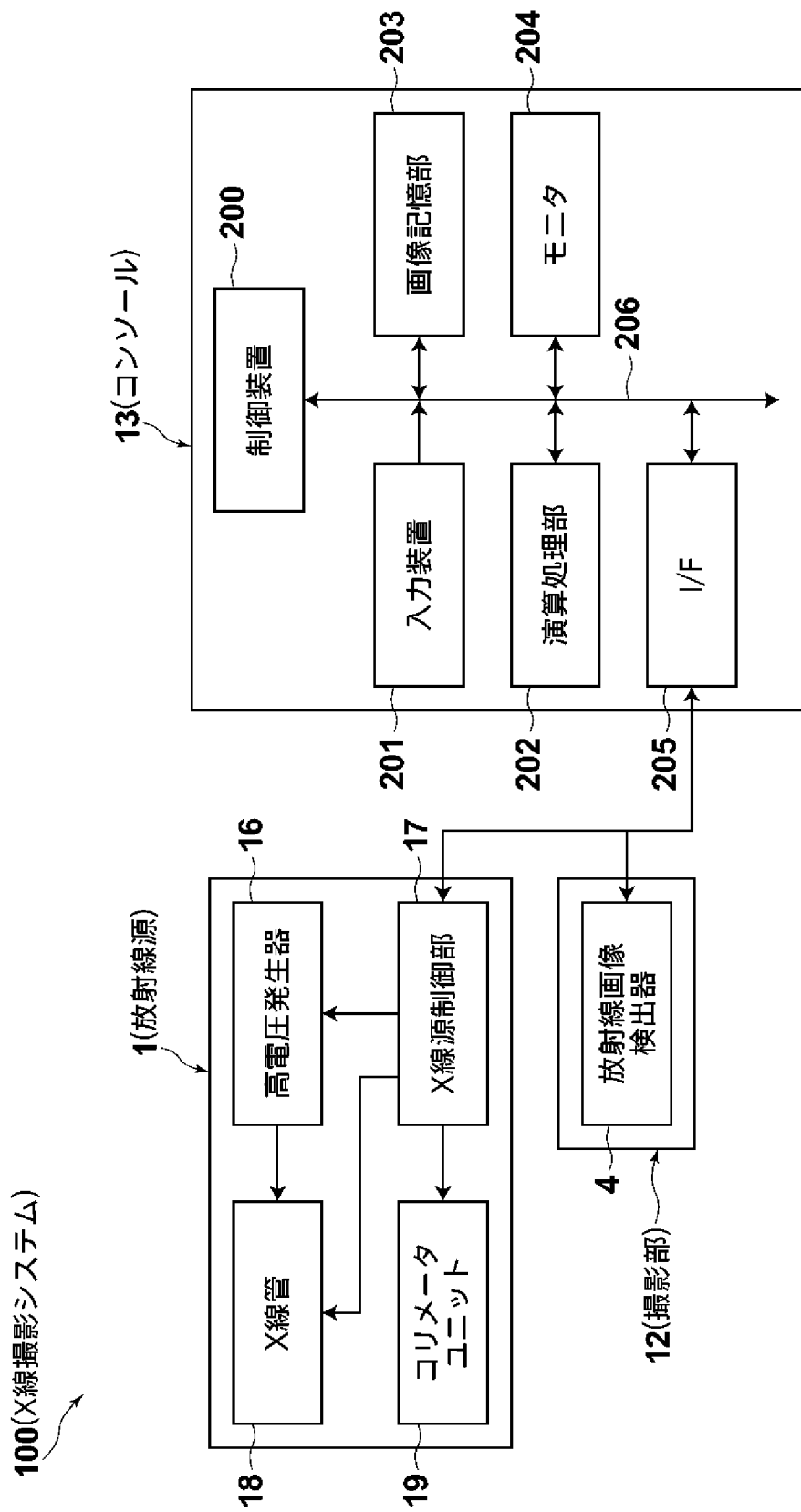
[図25]



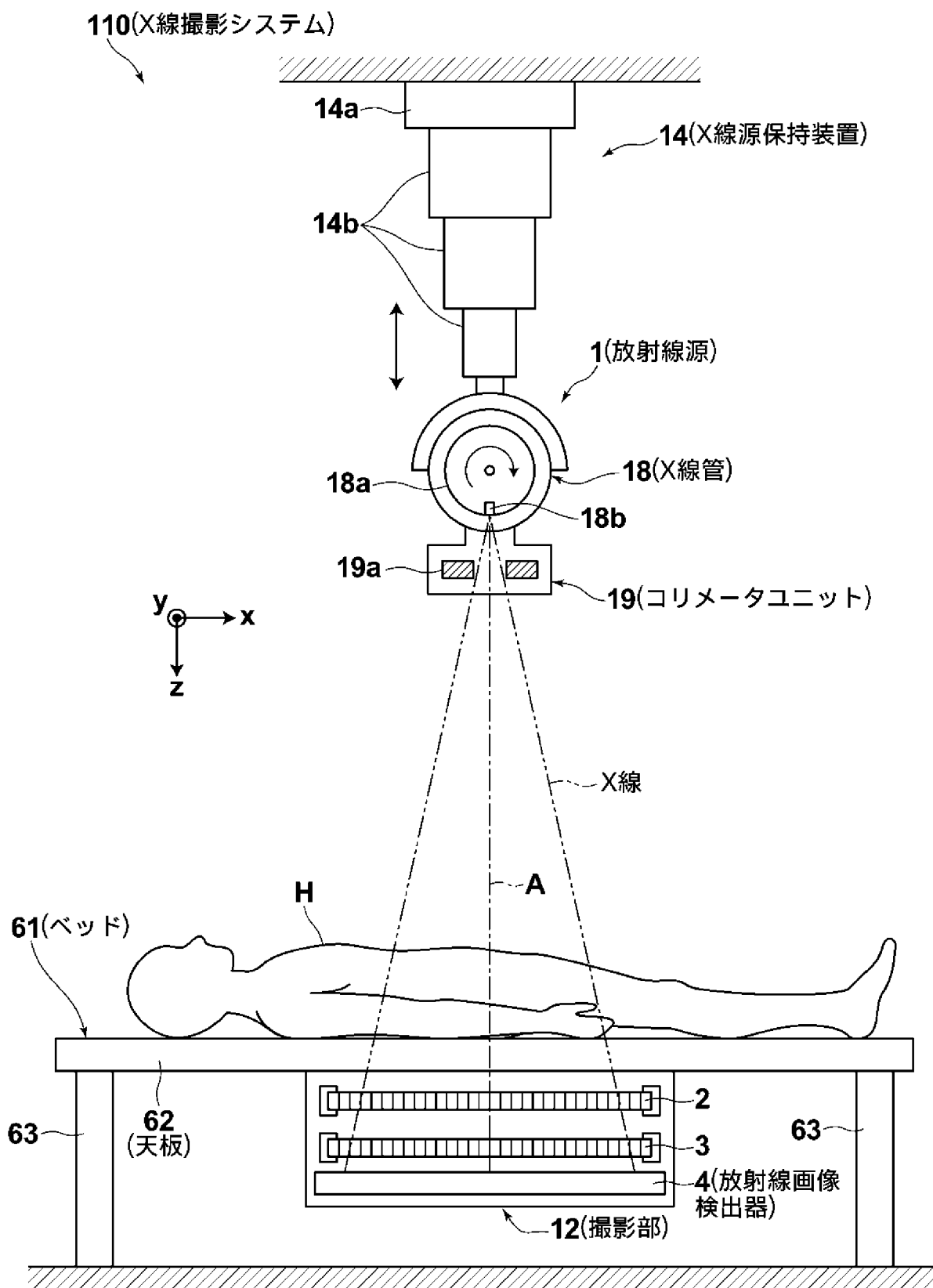
[図26]



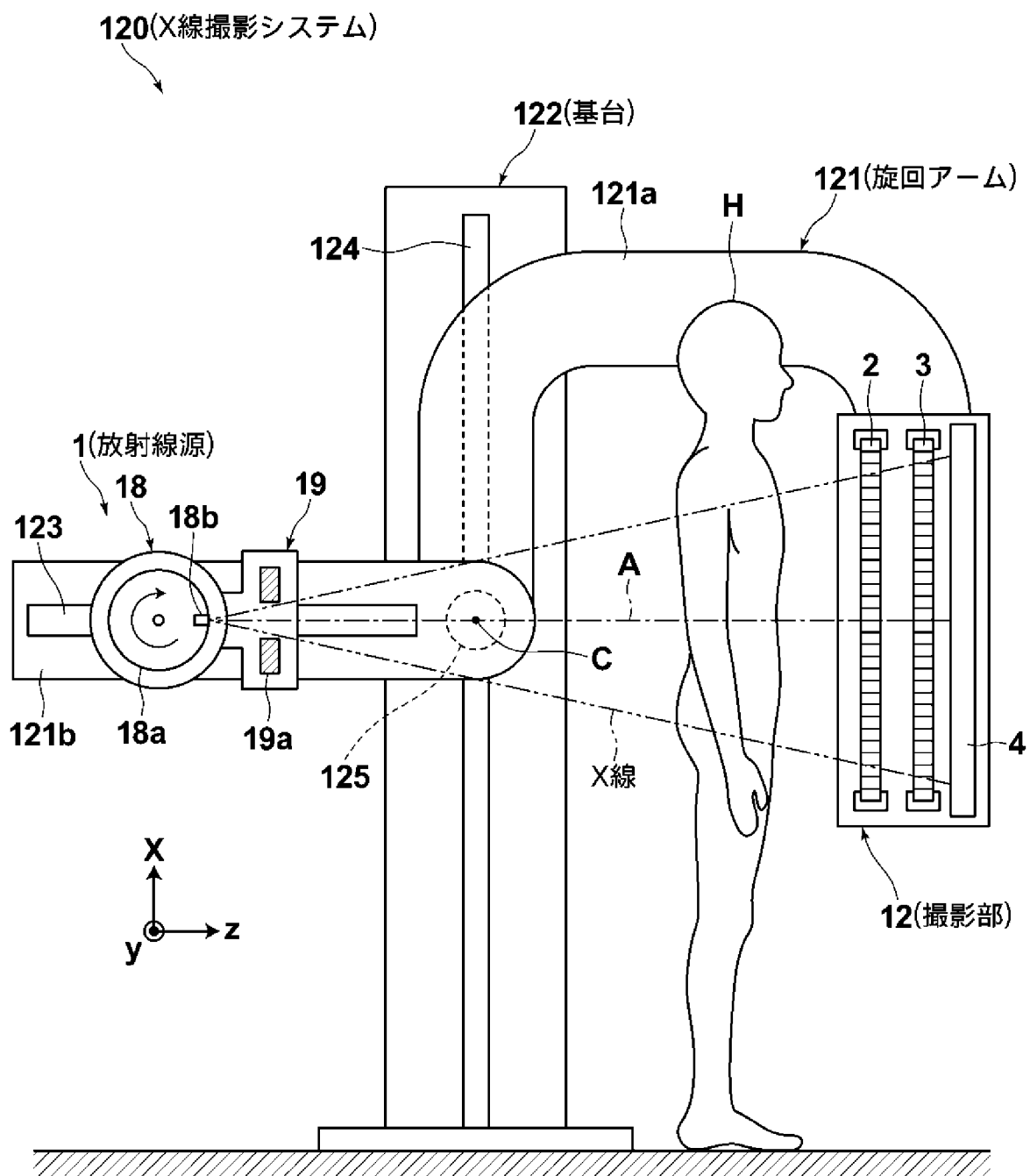
[図27]



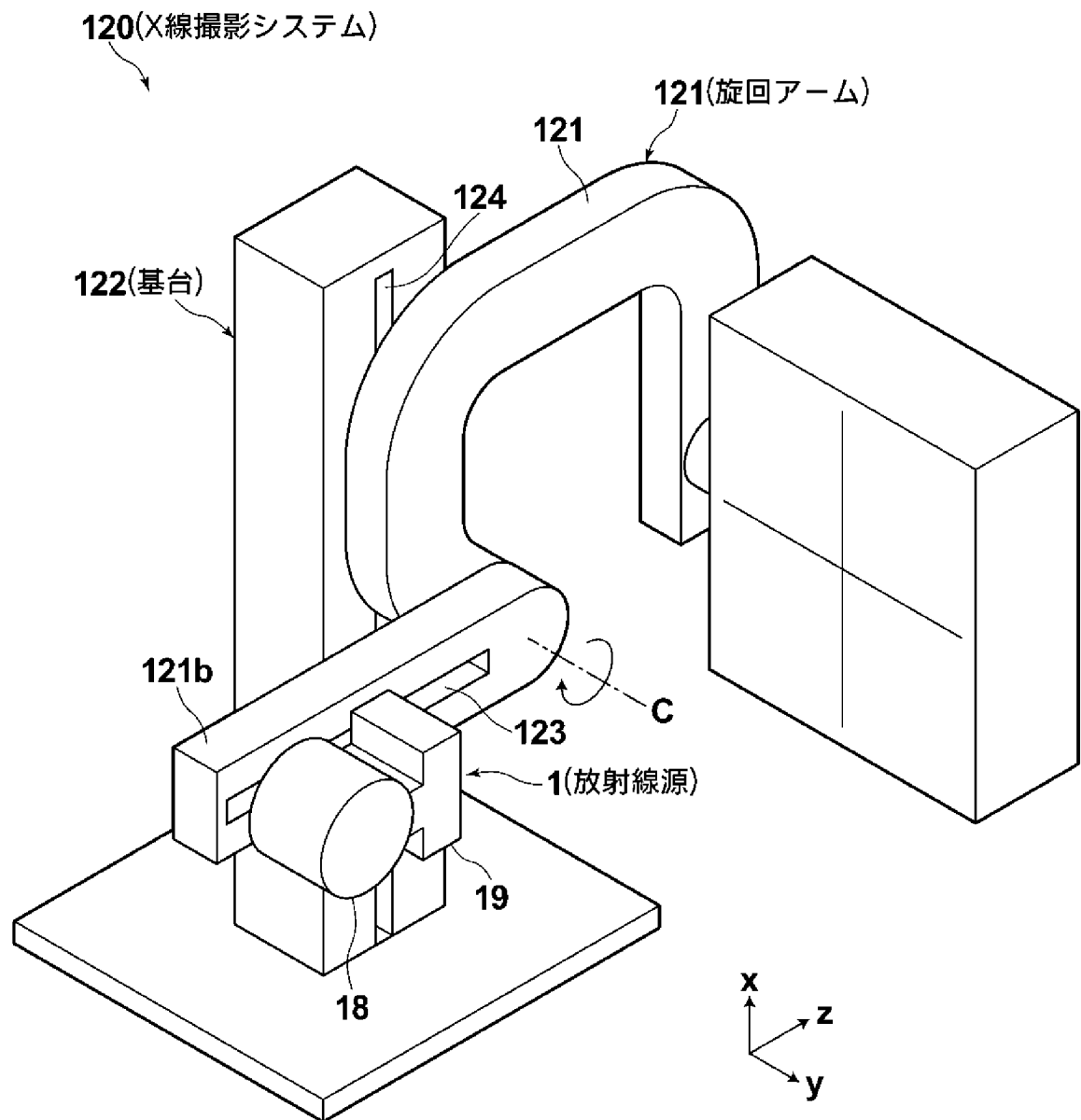
[図28]



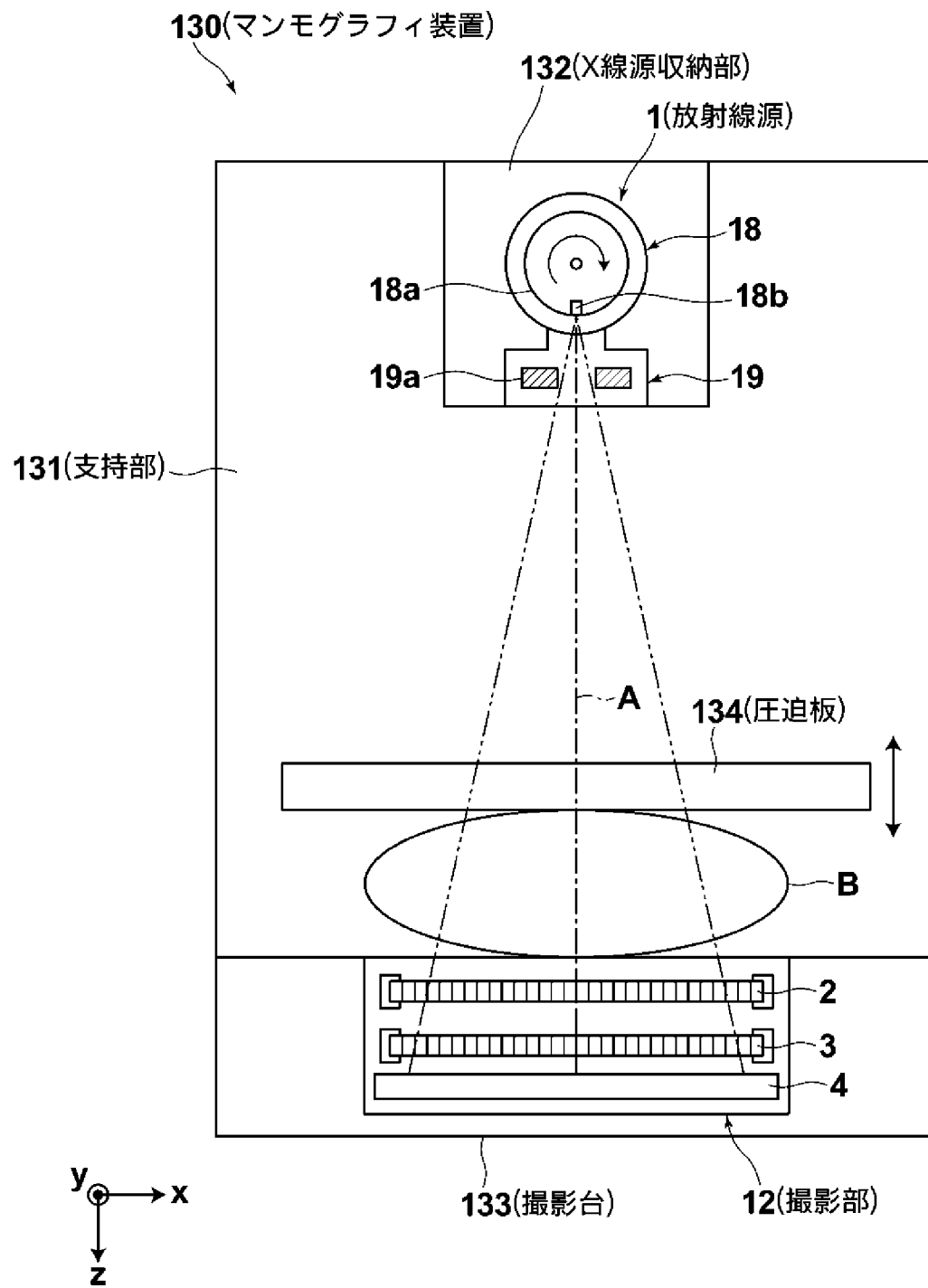
[図29]



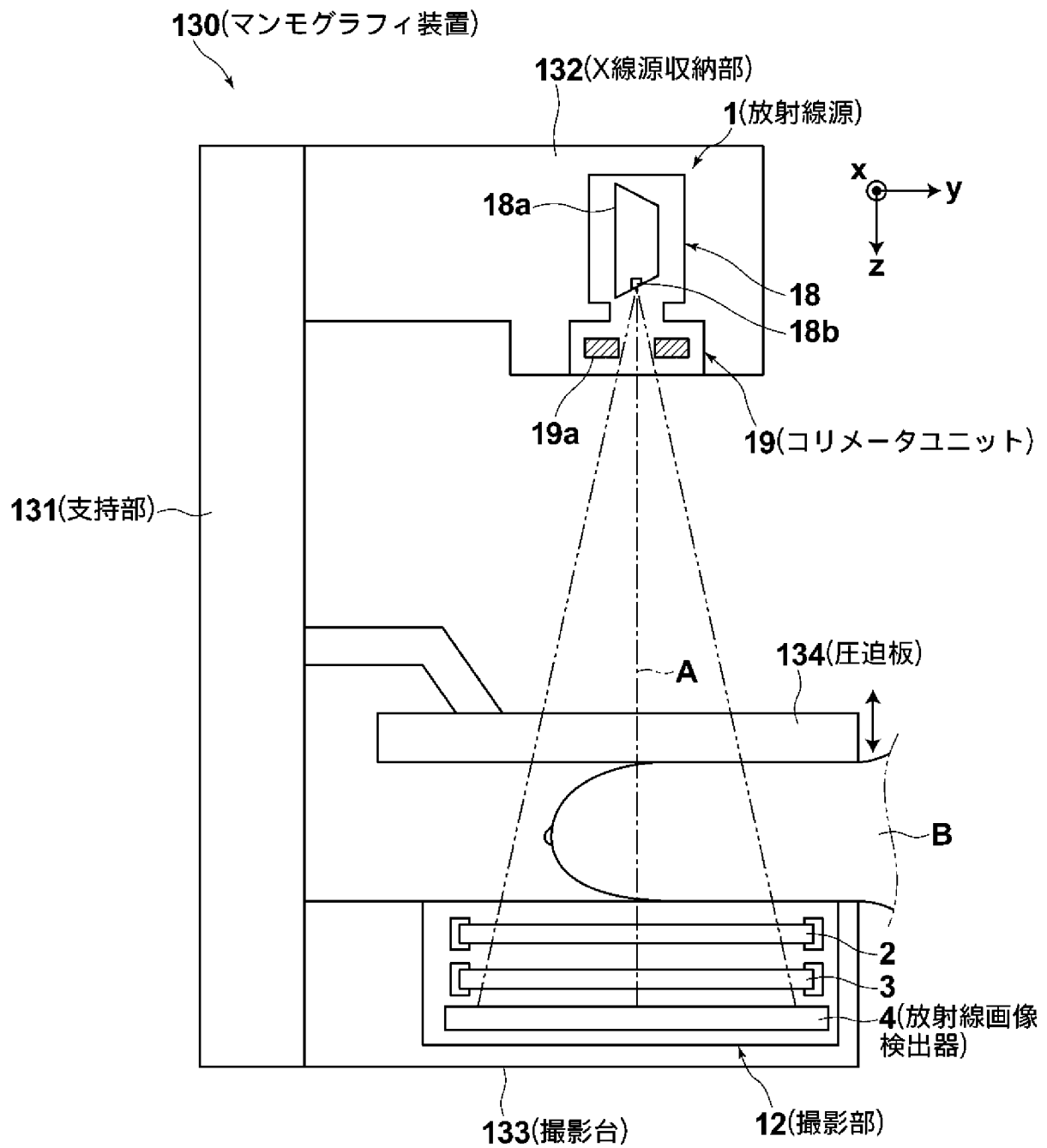
[図30]



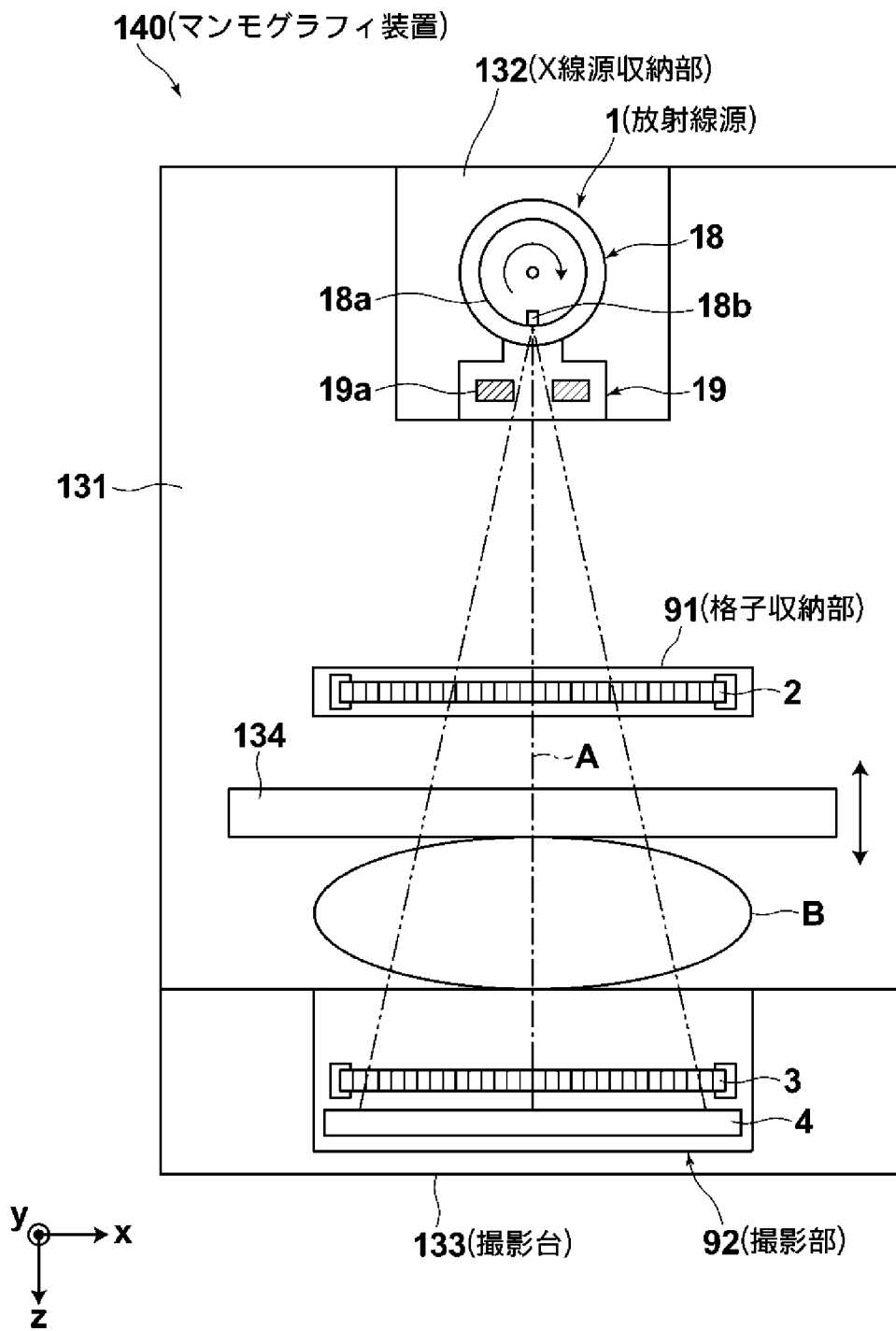
[図31]



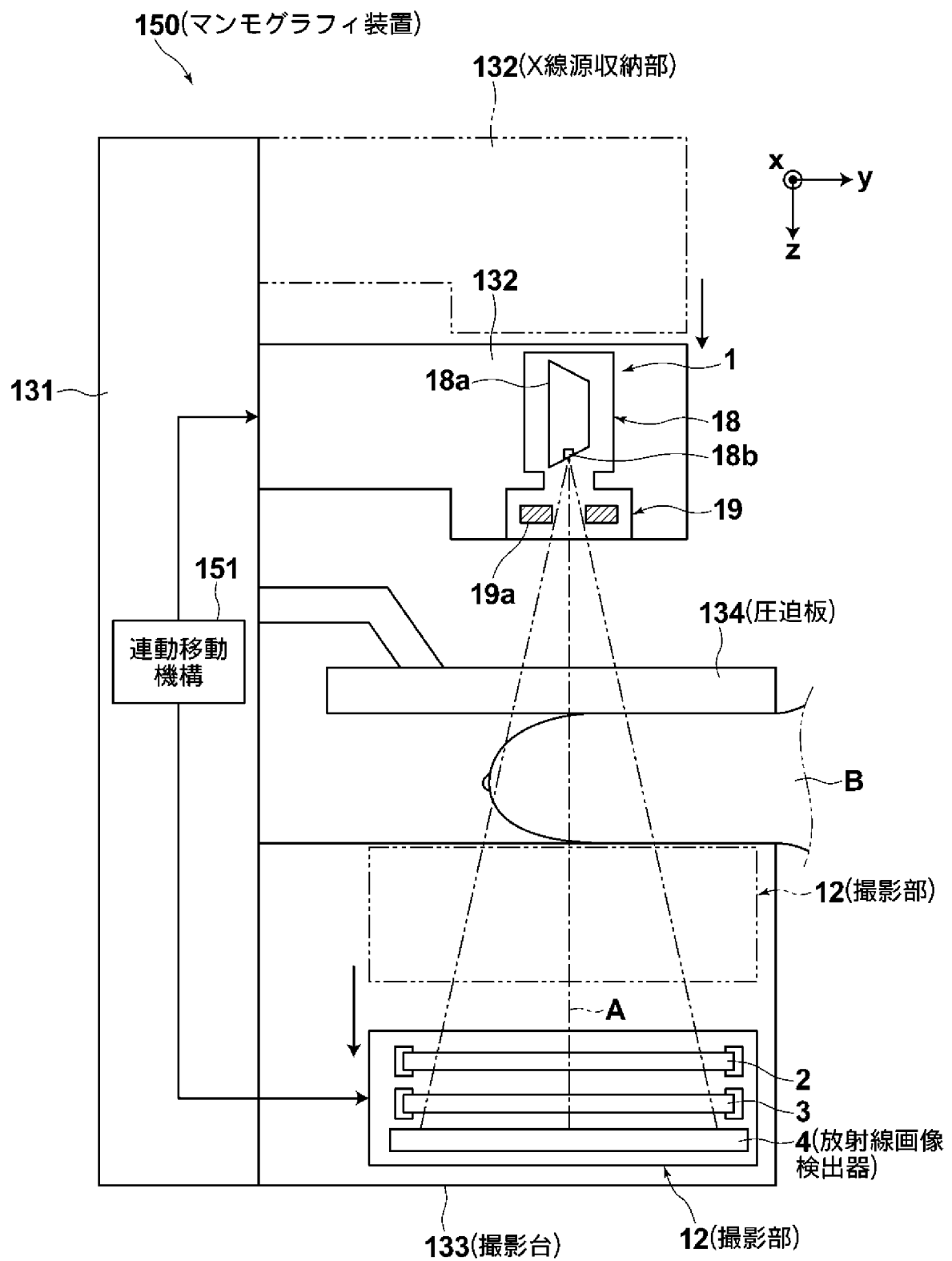
[図32]



[図33]

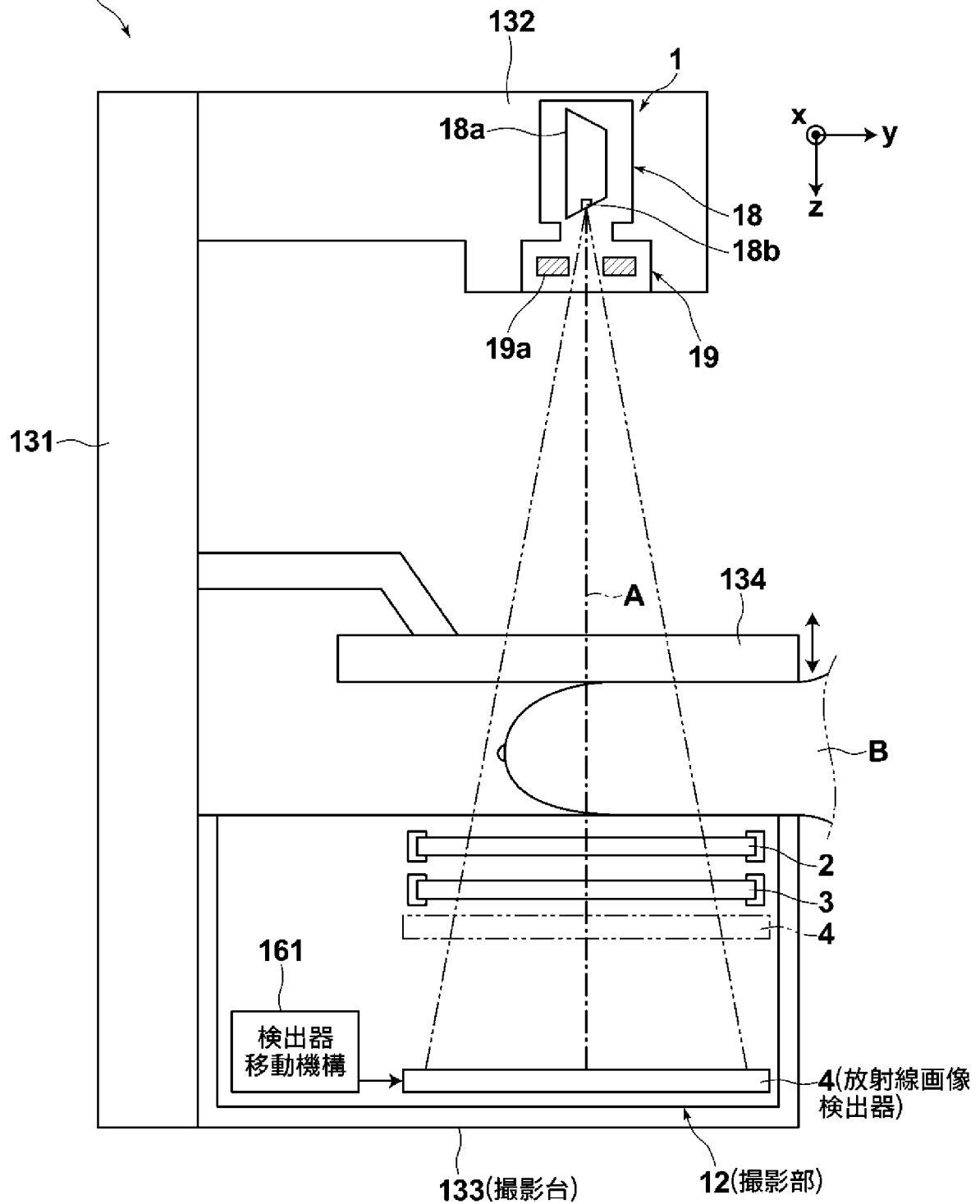


[図34]

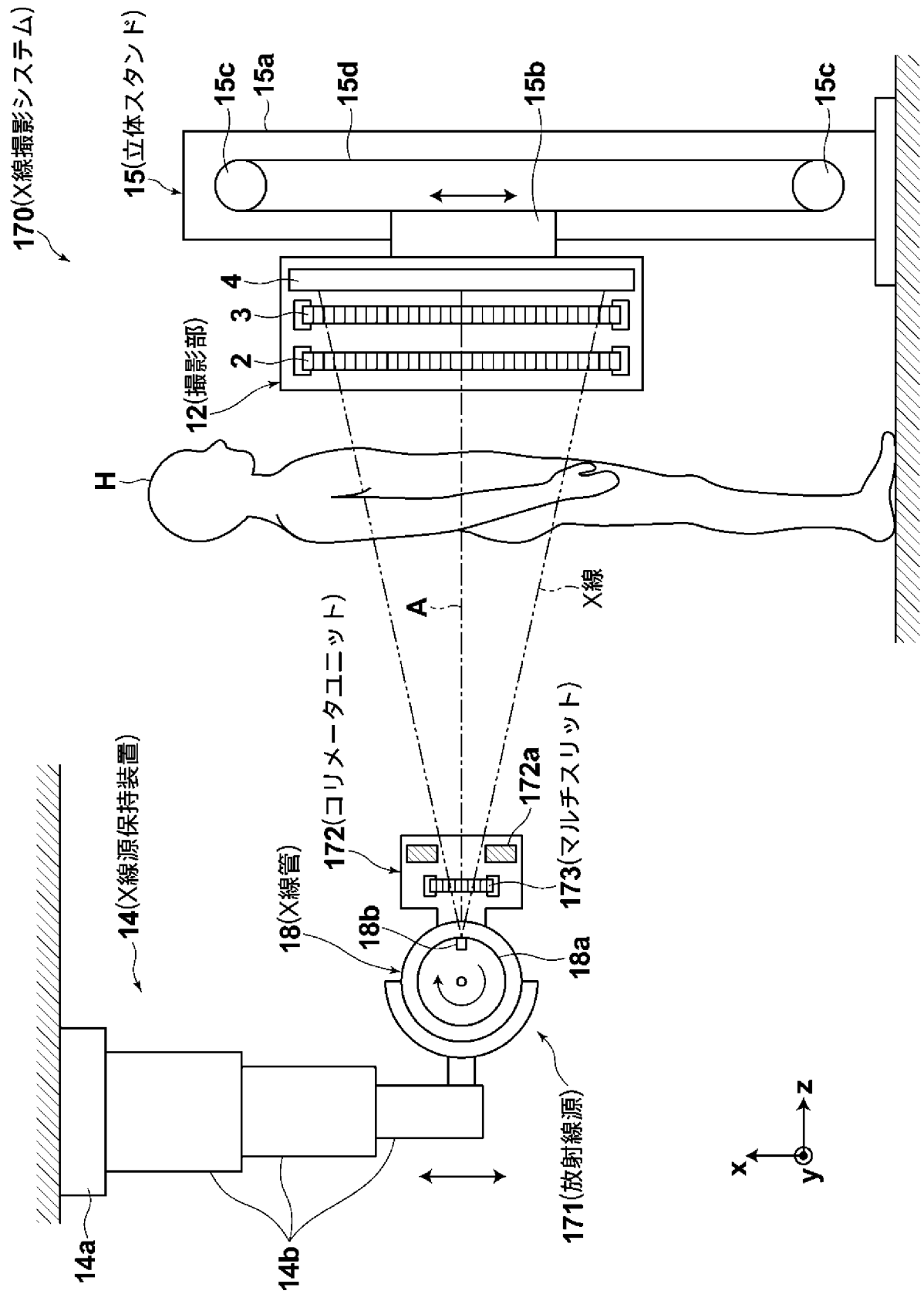


[図35]

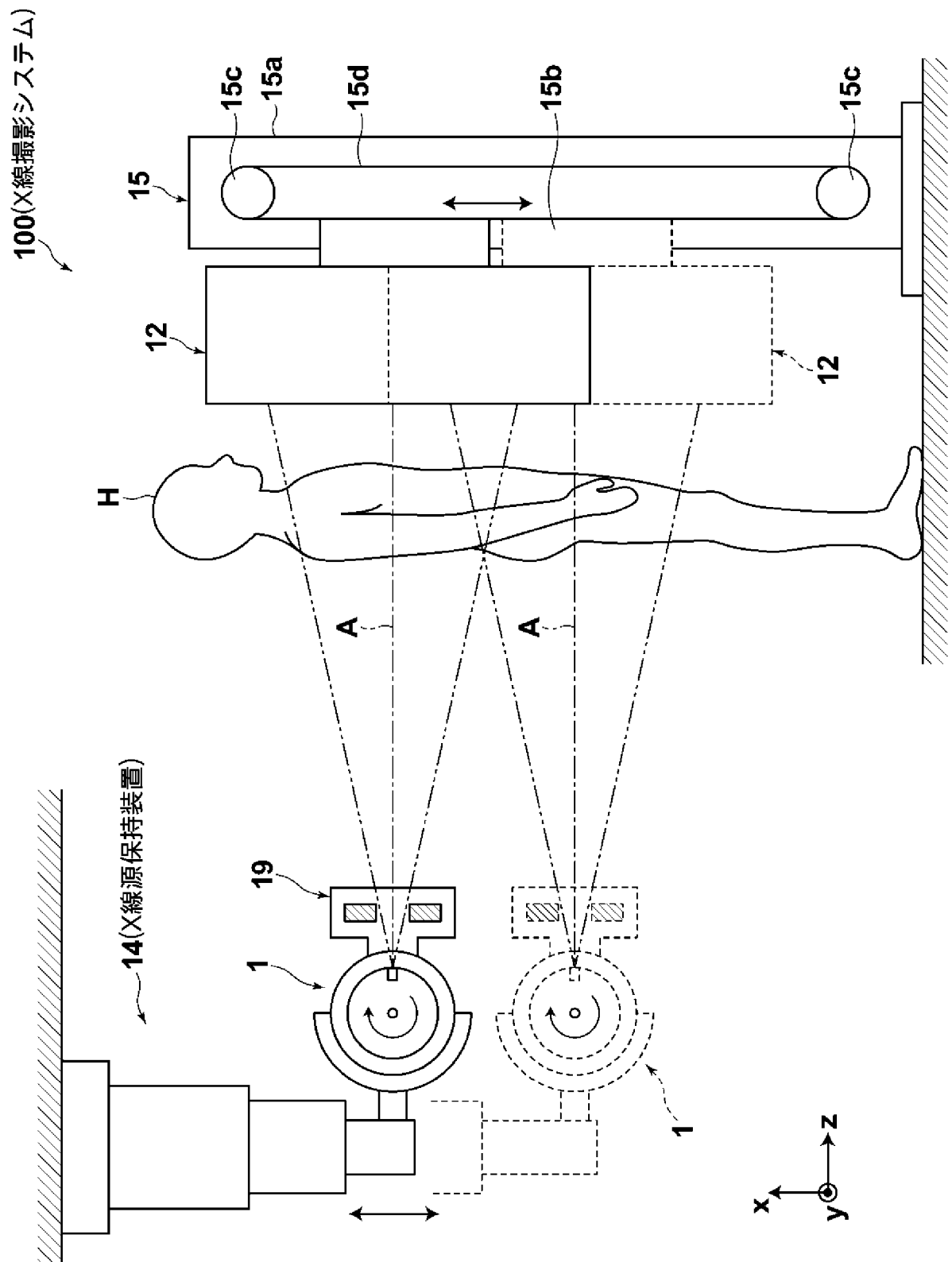
160(マンモグラフィ装置)



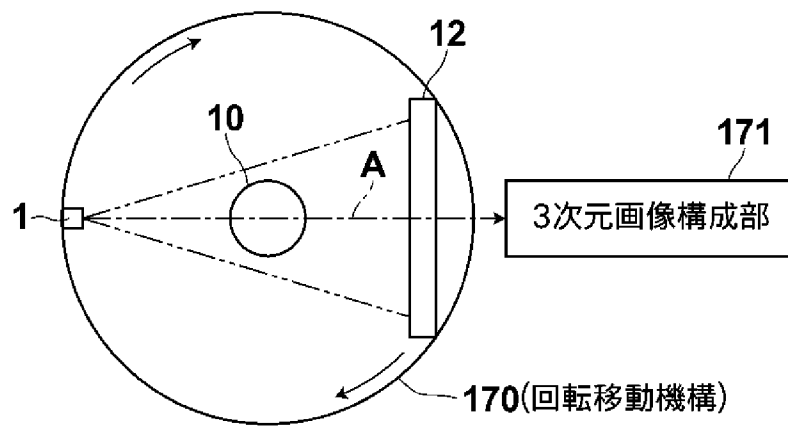
[図36]



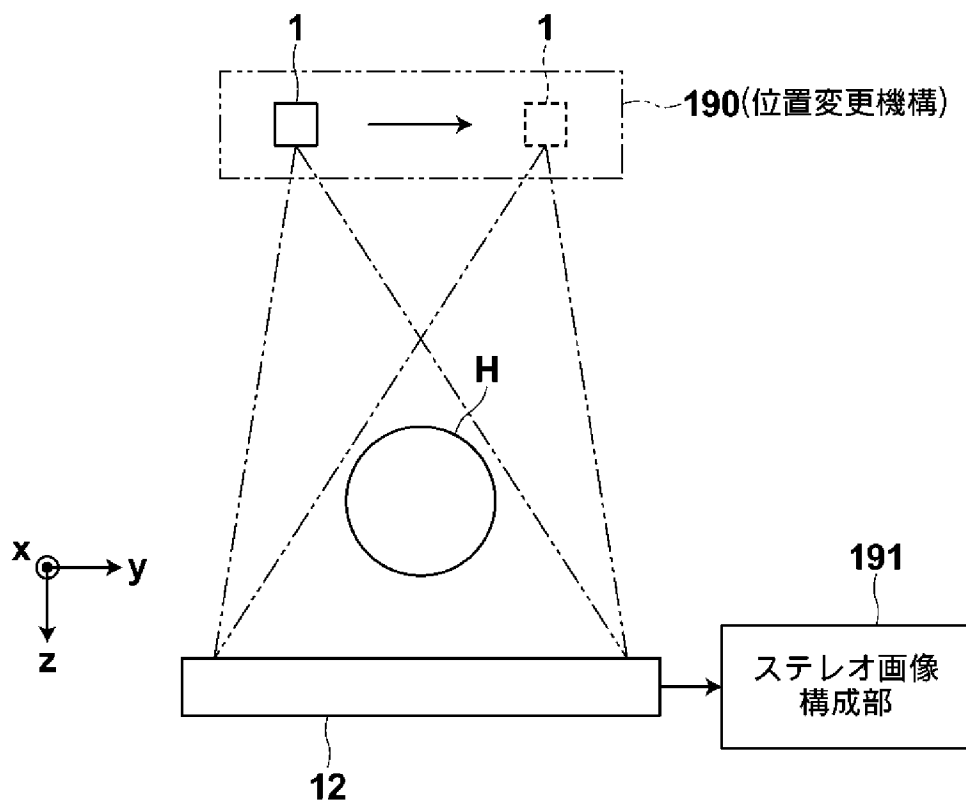
[図37]



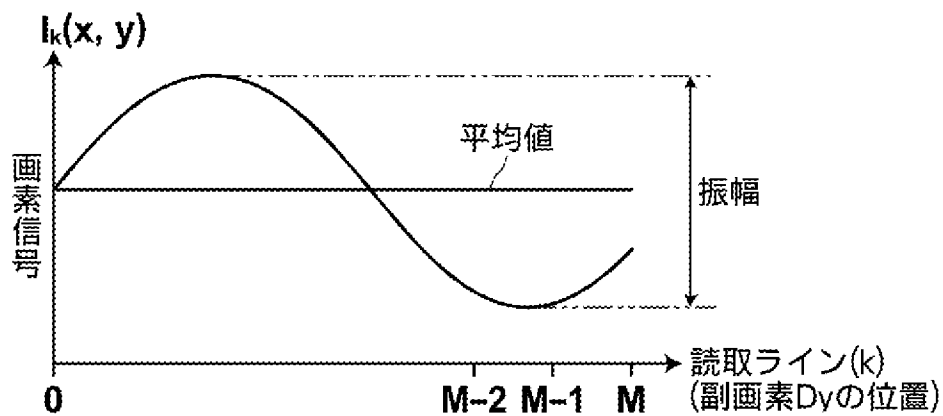
[図38]



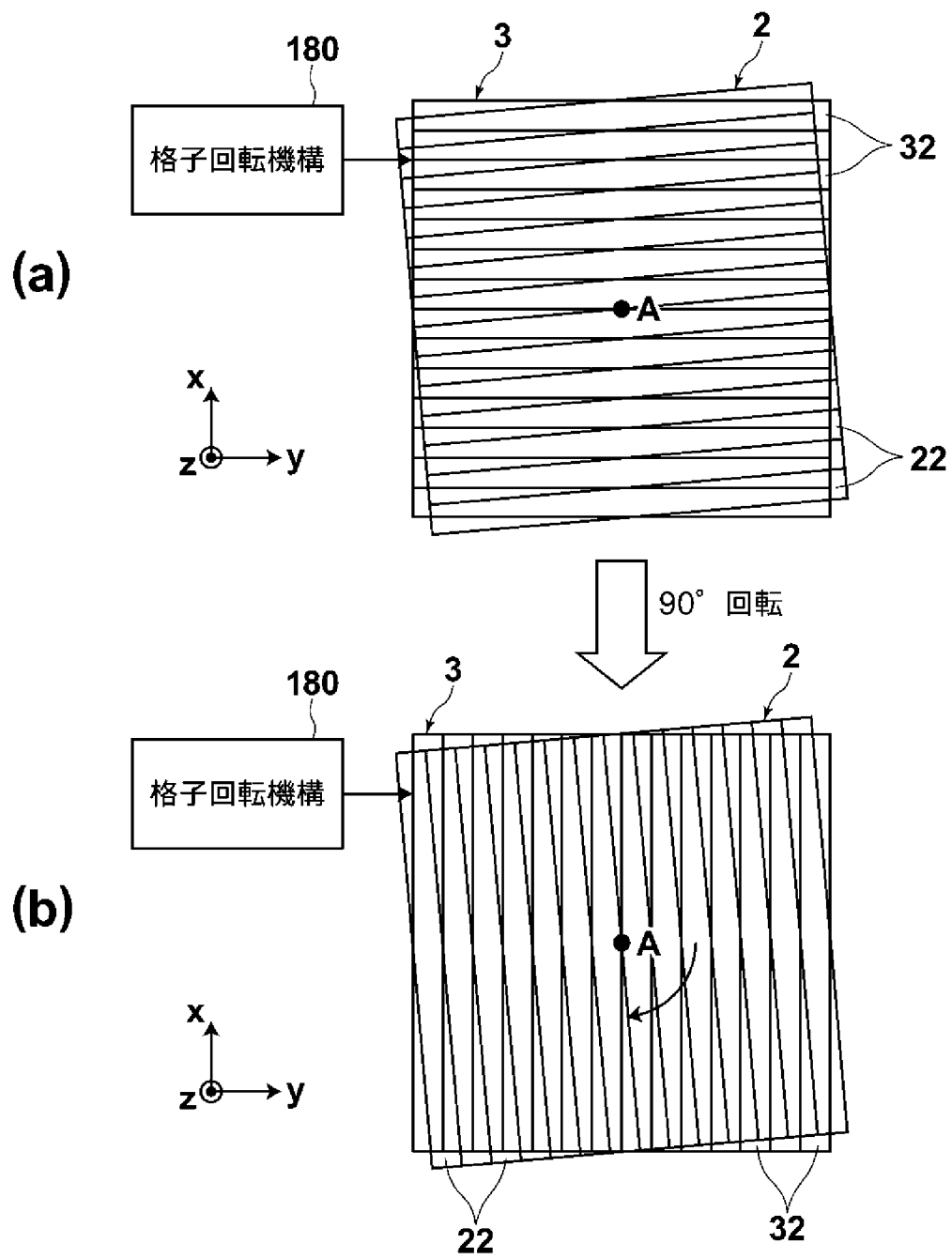
[図39]



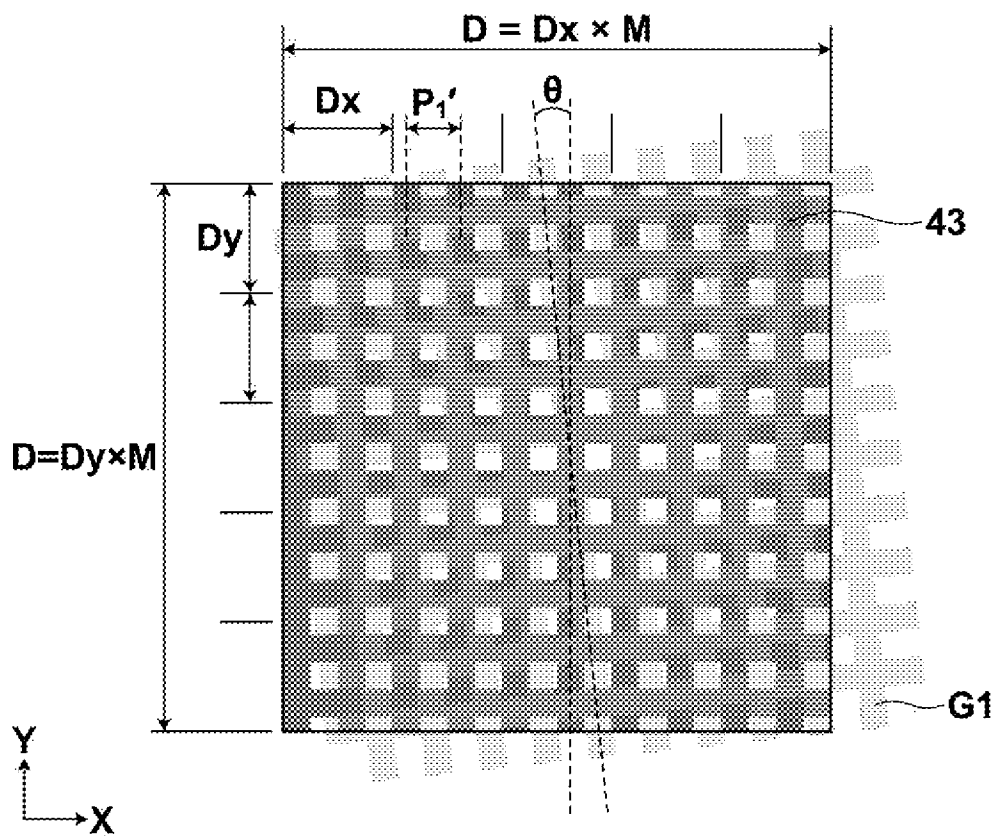
[図40]



[図41]



[図42]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/006073

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, G01N23/04(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, G01N23/04, G01T7/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

Science Direct, IEEE Xplore, JSTPlus(JDreamII), JMEDPlus(JDreamII),
JST7580(JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-203063 A (Siemens AG.), 16 August 2007 (16.08.2007), entire text; all drawings & JP 2007-203062 A & US 2007/0183558 A1 & US 2010/0220834 A1 & EP 1803398 A1 & WO 2007/074029 A1 & WO 2007/087789 A1 & DE 102006017290 A & DE 102006037254 A & DE 102006037255 A	1-34
A	WO 2009/101569 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.), 20 August 2009 (20.08.2009), entire text; all drawings & JP 2011-512187 A & US 2010/0322380 A1 & EP 2245636 A & CN 101952900 A	1-34



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 November, 2011 (16.11.11)

Date of mailing of the international search report

29 November, 2011 (29.11.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/006073

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-236986 A (Fujifilm Corp.), 21 October 2010 (21.10.2010), entire text; all drawings & US 2010/0246765 A1	1-34
A	JP 05-306916 A (The Institute of Physical and Chemical Research), 19 November 1993 (19.11.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-34
A	JP 2009-543080 A (Paul Scherrer Institute), 03 December 2009 (03.12.2009), entire text; all drawings & US 2009/0316857 A1 & EP 1879020 A1 & EP 2038641 A & WO 2008/006470 A1 & CA 2657600 A & CN 101495853 A	1-34
A	WO 2010/050483 A1 (Canon Inc.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; all drawings & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1 & EP 2342551 A & WO 2010/050611 A1	1-34
A	US 5085502 A (Kenneth H. Womack Rochester), 04 February 1992 (04.02.1992), entire text; all drawings & GB 2204397 A & GB 8809852 A0 & DE 3813692 A & FR 2614691 A	1-34
A	Zhentian Wang, Zhifeng Huang, Li Zhang, Kejun Kang, Peiping Zhu, Fast X-Ray Phase-Contrast Imaging Using High Resolution Detector, IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009.06, Vol.56, No.3, p.1383-1388	1-34
A	Zhi-Feng Huang, Ke-Jun Kang, Li Zhang, Zhi- Qiang Chen, Fei Ding, Zhen-Tian Wang, Qiao- Guang Fang, Differential Phase-Contrast Imaging Experimental System Under the Incoherent Condition With Conventional X-Ray Tubes, IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009.06, Vol.56, No.3, p.1438-1443	1-34
A	H.H. Wen, E.E. Bennett, R. Kopace, A.F. Stein, V. Pai, Single-shot x-ray differential phase- contrast and diffraction imaging using two- dimensional transmission gratings, Optics Letters, 2010.06, Vol.35, No.12, p.1932-1934	1-34

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, G01N23/04(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00, G01N23/04, G01T7/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

Science Direct, IEEE Xplore, JSTPlus(JDreamII), JMEDPlus(JDreamII), JST7580(JDreamII)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2007-203063 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2007.08.16, 全文、全図 & JP 2007-203062 A & US 2007/0183558 A1 & US 2010/0220834 A1 & EP 1803398 A1 & WO 2007/074029 A1 & WO 2007/087789 A1 & DE 102006017290 A & DE 102006037254 A & DE 102006037255 A	1-34
A	WO 2009/101569 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2009.08.20, 全文、全図 & JP 2011-512187 A & US 2010/0322380 A1 & EP 2245636 A & CN 101952900 A	1-34

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 6 . 1 1 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

2 9 . 1 1 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

松谷 洋平

2 Q

4 8 4 3

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2010-236986 A (富士フイルム株式会社) 2010. 10. 21, 全文、全図 & US 2010/0246765 A1	1-34
A	JP 05-306916 A (理化学研究所) 1993. 11. 19, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-34
A	JP 2009-543080 A (パウル・シェラー・インスティトゥート) 2009. 12. 03, 全文、全図 & US 2009/0316857 A1 & EP 1879020 A1 & EP 2038641 A & WO 2008/006470 A1 & CA 2657600 A & CN 101495853 A	1-34
A	WO 2010/050483 A1 (キヤノン株式会社) 2010. 05. 06, 全文、全図 & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1 & EP 2342551 A & WO 2010/050611 A1	1-34
A	US 5085502 A (Kenneth H. Womack Rochester) 1992. 02. 04, 全文、全図 & GB 2204397 A & GB 8809852 A0 & DE 3813692 A & FR 2614691 A	1-34
A	Zhentian Wang, Zhifeng Huang, Li Zhang, Kejun Kang, Peiping Zhu, Fast X-Ray Phase-Contrast Imaging Using High Resolution Detector, IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009. 06, Vol. 56, No. 3, p. 1383-1388	1-34
A	Zhi-Feng Huang, Ke-Jun Kang, Li Zhang, Zhi-Qiang Chen, Fei Ding, Zhen-Tian Wang, Qiao-Guang Fang, Differential Phase-Contrast Imaging Experimental System Under the Incoherent Condition With Conventional X-Ray Tubes, IEEE Transactions on Nuclear Science, 2009. 06, Vol. 56, No. 3, p. 1438-1443	1-34
A	H.H. Wen, E.E. Bennett, R. Kopace, A.F. Stein, V. Pai, Single-shot x-ray differential phase-contrast and diffraction imaging using two-dimensional transmission gratings, Optics Letters, 2010. 06, Vol. 35, No. 12, p. 1932-1934	1-34