

(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 2012/057046 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/074365
- (22) 国際出願日: 2011年10月21日(21.10.2011)
- (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 2010-242779 2010年10月28日(28.10.2010) 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]; 〒1060031 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): 多田 拓司 (TADA Takuji), 岩切 直人 (IWAKIRI Naoto).
- (74) 代理人: 高松 猛, 外 (TAKAMATSU Takeshi et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目7番13号虎ノ門イーストビルディング9階 航栄特許事務所 Tokyo (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.
- (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), ユーロピア (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:

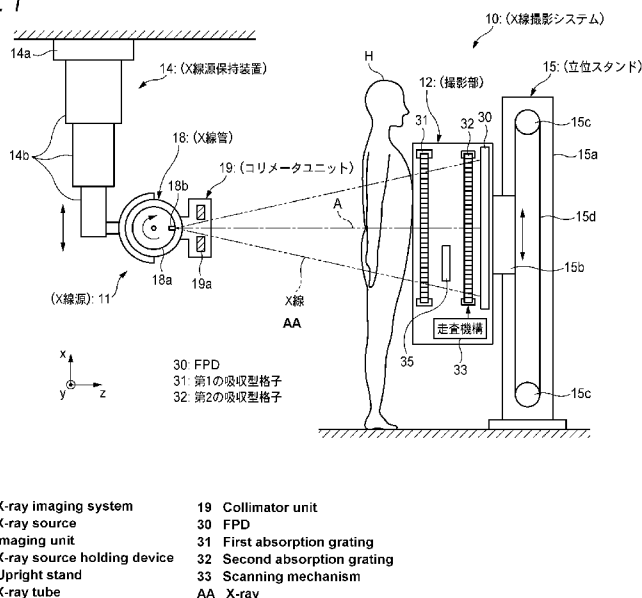
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: RADIOGRAPHY DEVICE AND RADIOGRAPHY SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置及び放射線撮影システム

[図1]

FIG. 1



(57) Abstract: The present invention generates a high-precision radiation phase contrast image by appropriate exposure control. An X-ray imaging system (10) comprises: a first grid (31); a second grating (32) having a period that substantially matches the pattern period of a radiation picture formed by radiation that passes through the first grating; a radiation image detector (30) for detecting the radiation picture masked by the second grating; a dose detector (35) for detecting the incident radiation dose, the dose detector being positioned upstream from the second grating; and a controller (22) for controlling exposure on the basis of the dose detected by the dose detector.

(57) 要約: 適切な露光制御により、高精度な放射線位相コントラスト画像を生成する。X線撮影システム10は、第1の格子31と、前記第1の格子を通過した放射線によって形成される放射線像のパターン周期に実質的に一致する周期を有する第2の格子32と、前記第2の格子によってマスキングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器30

と、前記第2の格子より上流に位置し、入射する放射線量を検出する線量検出器35と、前記線量検出器で検出される線量に基づいて露光制御する制御部22と、を備えている。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影装置及び放射線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影装置及び放射線撮影システムに関する。

背景技術

[0002] X線は、物質を構成する元素の原子番号と、物質の密度及び厚さとに依存して減衰するといった特性を有することから、被写体の内部を透視するためのプローブとして用いられている。X線を用いた撮影は、医療診断や非破壊検査等の分野において広く普及している。

[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。また、被写体によって異なる必要露光量に対して、X線画像検出器により得られる画像の濃度を安定させるため、あるいは必要以上に露光されることによる被写体の過度の被爆を防止するために、自動露光制御が行われている。自動露光制御では、一般に、被写体を透過したX線の線量が線量検出器で検出され、線量検出器で検出される線量が予め設定された閾値線量に達したところでX線の照射が停止される。

[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] このような問題を背景に、近年、被写体によるX線の強度変化に代えて、被写体によるX線の位相変化（角度変化）に基づいた画像（以下、位相コントラスト画像と称する）を得るX線位相イメージングの研究が盛んに行われている。一般に、X線が物体に入射したとき、X線の強度よりも位相のほうが高い相互作用を示すことが知られている。このため、位相差を利用したX線位相イメージングでは、X線吸収能が低い弱吸収物体であっても高コントラストの画像を得ることができる。このようなX線位相イメージングの一種として、近年、2枚の透過回折格子（位相型格子及び吸収型格子）とX線画像検出器とからなるX線タルボ干渉計を用いたX線撮影システムが考案されている（例えば、特許文献1参照）。

[0006] X線タルボ干渉計は、被写体の背後に第1の回折格子（位相型格子あるいは吸収型格子）を配置し、第1の回折格子の格子ピッチとX線波長で決まる特定距離（タルボ干渉距離）だけ下流に第2の回折格子（吸収型格子）を配置し、その背後にX線画像検出器を配置することにより構成される。上記タルボ干渉距離とは、第1の回折格子を通過したX線が、タルボ干渉効果によって自己像を形成する距離であり、この自己像は、X線源と第1の回折格子との間に配置された被写体とX線との相互作用（位相変化）により変調を受ける。

[0007] X線タルボ干渉計では、第1の回折格子の自己像と第2の回折格子との重ね合わせにより生じるモアレ縞を検出し、被写体によるモアレ縞の変化を解析することによって被写体の位相情報を取得する。モアレ縞の解析方法としては、たとえば、縞走査法が知られている。この縞走査法によると、第1の回折格子に対して第2の回折格子を、第1の回折格子の面にほぼ平行で、かつ第1の回折格子の格子方向（条帯方向）にほぼ垂直な方向に、格子ピッチを等分割した走査ピッチで並進移動させながら複数回の撮影を行い、X線画

像検出器で得られる各画素の信号値の変化から、被写体で屈折したX線の角度分布（位相シフトの微分像）を取得し、この角度分布に基づいて被写体の位相コントラスト画像を得ることができる。

[0008] そして、特許文献1には、第1及び第2の回折格子を用いた縞走査法によるX線位相イメージングにおいて、上記の自動露光制御を行うことが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：国際公開第08／102598号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 第1及び第2の回折格子を用いた縞走査法によるX線位相イメージングにおいて、第1の回折格子を通過したX線が形成する放射線像は、上記の通り、第2の回折格子が重ね合わされることによって、第2の回折格子の下流のX線画像検出器の受像面上でモアレ縞を形成する。よって、X線画像検出器で検出される画像にはモアレ縞が含まれるが、医療診断や非破壊検査において、最終的にはモアレ縞の影響が除去されたX線位相コントラスト画像が提示されることが好ましい。しかし、第1及び第2の回折格子の格子ピッチの誤差、第2の回折格子の走査誤差、等の程度によっては、モアレ縞の周期が短くなるのに伴ってX線位相コントラスト画像からモアレ縞の影響を除去することが困難となり、画質が低下する場合がある。そのため、モアレ縞の周期は長いほうが好ましい。

[0011] 特許文献1には、線量検出器の位置について特に記載されていないが、一般に、線量検出器はX線画像検出器の裏に配置される。その場合、第1及び第2の回折格子を用いた縞走査法によるX線位相イメージングにおいては、線量検出器は第2の回折格子の下流に位置することになり、線量検出器の受光部上においてもモアレ縞が形成される。図18に示すように、このモアレ

縞は第2の回折格子の走査に伴って移動し（F I G. 18 A）、モアレ縞の周期が周期方向に関する線量検出器の受光部の寸法よりも長くなると、モアレ縞の暗部が受光部に重なるときと、暗部が受光部に重ならないときとで、線量検出器に単位時間当たりに入射するX線の線量が大きく変動する。

[0012] 上記の自動露光制御は、線量検出器の受光部に単位時間当たりに入射するX線の線量の変動をキャンセルするように、X線の照射時間を延長あるいは短縮する。結果、撮影間の照射線量にバラツキが発生し、撮影間の照射線量のバラツキは第2の回折格子の走査とは別に各画素の信号値に変化をもたらす。例えば、照射線量が一定の場合に第2の回折格子の走査によって本来得られるはずの信号値の変化に対して、線量検出器の受光部と同位相でモアレ縞の暗部が重なるX線画像検出器の画素Aでは、その信号値の変化が減弱され（F I G. 18 B）、また、線量検出器の受光部と逆位相でモアレ縞の暗部が重なるX線画像検出器の画素Bでは、その信号値の変化が強調される（F I G. 18 C）。

[0013] 第1及び第2の回折格子を用いた縞走査法によるX線位相イメージングは、上記の通り、第2の回折格子の走査に伴う各画素の信号値の変化から被写体の位相情報を検出するものであり、第2の回折格子の走査とは別の要因による各画素の信号値の変化は、被写体の位相情報の検出精度を低下させる。

[0014] 本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、適切な露光制御により、高精度な放射線位相コントラスト画像を生成することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0015] 第1の格子と、前記第1の格子を通過した放射線によって形成される放射線像のパターン周期に実質的に一致する周期を有する格子パターンと、前記格子パターンによってマスキングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、前記格子パターンを通過する放射線の進行方向に前記格子パターンより上流に位置し、入射する放射線量を検出する線量検出器と、を備える放射線撮影装置。

発明の効果

[0016] 本発明によれば、線量検出器を格子パターンの上流に配置することによって、放射線像と格子パターンとの重ね合わせによって形成されるモアレ縞の影響を受けることなく、線量検出器において線量を検出することができる。それにより、適切な露光制御を可能とし、高精度な放射線位相コントラスト画像を生成することができる。

図面の簡単な説明

[0017] [図1]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの一例の構成を示す模式図である。

[図2]図1の放射線撮影システムの制御ブロック図である。

[図3]図1の放射線撮影システムの放射線画像検出器の構成を示す模式図である。

[図4]図1の放射線撮影システムの撮影部の斜視図である。

[図5]図1の放射線撮影システムの撮影部の側面図である。

[図6]第1及び第2の格子の重ね合わせによるモアレ縞の周期を変更するための機構を示す模式図である。

[図7]被写体による放射線の屈折を説明するための模式図である。

[図8]縞走査法を説明するための模式図である。

[図9]縞走査に伴う放射線画像検出器の画素の信号を示すグラフである。

[図10]図1の放射線撮影システムの線量検出エリアの一例を示す模式図である。

[図11]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

[図12]図1の放射線撮影システムの変形例の構成を示す模式図である。

[図13]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

[図14]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例に関し、その放射線画像検出器の構成を示す模式図である。

[図15]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例に関

し、第１の格子及び格子パターンを放射線照射野の軸を中心に回転させる回転機構を示す模式図である。

[図16]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例に関し、その演算部の構成を示すブロック図である。

[図17]図１６の放射線撮影システムの演算部における処理を説明するための放射線画像検出器の画素の信号を示すグラフである。

[図18]従来の自動露光制御を説明するための模式図である。

発明を実施するための形態

[0018] 図１は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの一例の構成を示し、図２は、図１の放射線撮影システムの制御ブロックを示す。

[0019] X線撮影システム１０は、被写体（患者）Hを立位状態で撮影するX線診断装置であって、被写体HにX線を放射するX線源１１と、X線源１１に対向配置され、X線源１１から被写体Hを透過したX線を検出して画像データを生成する撮影部１２と、操作者の操作に基づいてX線源１１の曝射動作や撮影部１２の撮影動作を制御するとともに、撮影部１２により取得された画像データを演算処理して位相コントラスト画像を生成するコンソール１３とに大別される。

[0020] X線源１１は、天井から吊り下げられたX線源保持装置１４により上下方向（x方向）に移動自在に保持されている。撮影部１２は、床上に設置された立位スタンド１５により上下方向に移動自在に保持されている。

[0021] X線源１１は、X線源制御部１７の制御に基づき、高電圧発生器１６から印加される高電圧に応じてX線を発生するX線管１８と、X線管１８から発生されたX線のうち、被写体Hの検査領域に寄与しない部分を遮蔽するように照射野を制限する可動式のコリメータ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。

- [0022] X線源保持装置 14 は、天井に設置された天井レール（図示せず）により水平方向（z 方向）に移動自在に構成された台車部 14 a と、上下方向に連結された複数の支柱部 14 b とからなる。台車部 14 a には、支柱部 14 b を伸縮させて、X線源 11 の上下方向に関する位置を変更するモータ（図示せず）が設けられている。
- [0023] 立位スタンド 15 は、床に設置された本体 15 a に、撮影部 12 を保持する保持部 15 b が上下方向に移動自在に取り付けられている。保持部 15 b は、上下方向に離間して配置された 2 つのプーリ 15 c の間に掛架された無端ベルト 15 d に接続され、プーリ 15 c を回転させるモータ（図示せず）により駆動される。このモータの駆動は、操作者の設定操作に基づき、後述するコンソール 13 の制御装置 20 により制御される。
- [0024] また、立位スタンド 15 には、プーリ 15 c 又は無端ベルト 15 d の移動量を計測することにより、撮影部 12 の上下方向に関する位置を検出するポテンショメータ等の位置センサ（図示せず）が設けられている。この位置センサの検出値は、ケーブル等により X線源保持装置 14 に供給される。X線源保持装置 14 は、供給された検出値に基づいて支柱部 14 b を伸縮させ、撮影部 12 の上下動に追従するように X線源 11 を移動させる。
- [0025] コンソール 13 には、CPU、ROM、RAM 等からなる制御装置 20 が設けられている。制御装置 20 には、操作者が撮影指示やその指示内容を入力する入力装置 21 と、撮影部 12 により取得された画像データを演算処理して X線画像を生成する演算処理部 22 と、X線画像を記憶する記憶部 23 と、X線画像等を表示するモニタ 24 と、X線撮影システム 10 の各部と接続されるインターフェース（I/F）25 とがバス 26 を介して接続されている。
- [0026] 入力装置 21 としては、例えば、スイッチ、タッチパネル、マウス、キーボード等を用いることが可能であり、入力装置 21 の操作により、X線管電圧や後述する線量検出器で検出される X線の線量に対する閾値線量等の X線撮影条件、撮影タイミング等が入力される。モニタ 24 は、液晶ディスプレ

イ等からなり、制御装置 20 の制御により、X 線撮影条件等の文字や X 線画像を表示する。

[0027] 撮影部 12 には、半導体回路からなるフラットパネル検出器 (FPD) 30、被写体 H による X 線の位相変化 (角度変化) を検出し位相イメージングを行うための第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32、そして線量検出器 35 が設けられている。

[0028] FPD 30 は、検出面が X 線源 11 から照射される X 線の光軸 A に直交するように配置されている。詳しくは後述するが、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31、32 は、FPD 30 と X 線源 11 との間に配置されている。

[0029] 線量検出器 35 は、詳しくは後述するが、第 1 の吸収型格子 31 と第 2 の吸収型格子 32 との間に配置され、被写体 H の下流に位地している。線量検出器 35 は、被写体 H を透過した X 線の線量を検出し、検出した線量が上記の閾値線量に達したところで、閾値線量に達したことを表す信号を制御装置 20 に送出する。この信号を受信した制御装置 20 は、X 線の照射停止を指示する制御信号を X 線源制御部 17 に送出し、この制御信号を受信した X 線制御部 17 は、X 線管 18 への電力の供給を停止するように高電圧発生器 16 を制御する。それにより、被写体 H の X 線の照射が停止される。線量検出器 35 の X 線受光素子としては、例えば、蛍光体と光電子倍增管との組み合わせや、イオンチェンバーや、半導体回路を用いた X 線検出器などが用いられる。なお、X 線管 18 への電力の供給は継続しつつ、コリメータ 19 の開閉によって X 線の照射と停止を切り替えてもよいし、開口部と遮蔽部とを交互に形成した円盤状 (又はスリット状) のシャッター板を X 線源 11 の出口口に設け、これを X 線の照射タイミングに同期するように回転 (又は並進) させることにより、X 線の照射と停止を切り替えてもよい。それによれば、X 線管 18 を安定した状態に保ち、照射線量のバラツキをより確実に防止することができる。

[0030] また、撮影部 12 には、第 2 の吸収型格子 32 を上下方向 (x 方向) に並進移動させることにより、第 1 の吸収型格子 31 に対する第 2 の吸収型格子

32の相対位置関係を変化させる走査機構33が設けられている。この走査機構33は、例えば、圧電素子等のアクチュエータにより構成される。

[0031] 図3は、図1の放射線撮影システムに含まれる放射線画像検出器の構成を示す。

[0032] 放射線画像検出器としてのFPD30は、X線を電荷に変換して蓄積する複数の画素40がアクティブマトリクス基板上にx-y方向に2次元配列されてなる受像部41と、受像部41からの電荷の読み出しタイミングを制御する走査回路42と、各画素40に蓄積された電荷を読み出し、電荷を画像データに変換して記憶する読み出し回路43と、画像データをコンソール13のI/F25を介して演算処理部22に送信するデータ送信回路44とから構成されている。なお、走査回路42と各画素40とは、行毎に走査線45によって接続されており、読み出し回路43と各画素40とは、列毎に信号線46によって接続されている。

[0033] 各画素40は、アモルファスセレン等の変換層（図示せず）でX線を電荷に直接変換し、変換された電荷を変換層の下部の電極に接続されたキャパシタ（図示せず）に蓄積する直接変換型の素子として構成することができる。各画素40には、薄膜トランジスタ（TFT:Thin Film Transistor）スイッチ（図示せず）が接続され、TFTスイッチのゲート電極が走査線45、ソース電極がキャパシタ、ドレイン電極が信号線46に接続される。TFTスイッチが走査回路42からの駆動パルスによってON状態になると、キャパシタに蓄積された電荷が信号線46に読み出される。

[0034] なお、各画素40は、テルビウム賦活酸化ガドリニウム（ $Gd_2O_3:S:Tb$ ）、タリウム賦活ヨウ化セシウム（ $CsI:Tl$ ）等からなるシンチレータ（図示せず）でX線を一旦可視光に変換し、変換された可視光をフォトダイオード（図示せず）で電荷に変換して蓄積する間接変換型のX線検出素子として構成することも可能である。また、X線画像検出器としては、TFTパネルをベースとしたFPDに限られず、CCDセンサやCMOSセンサ等の

固体撮像素子をベースとした各種のX線画像検出器を用いることも可能である。

[0035] 読み出し回路43は、積分アンプ回路、A/D変換器、補正回路、及び画像メモリ（いずれも図示せず）により構成されている。積分アンプ回路は、各画素40から信号線46を介して出力された電荷を積分して電圧信号（画像信号）に変換して、A/D変換器に入力する。A/D変換器は、入力された画像信号をデジタルの画像データに変換して補正回路に入力する。補正回路は、画像データに対して、オフセット補正、ゲイン補正、及びリニアリティ補正を行い、補正後の画像データを画像メモリに記憶させる。なお、補正回路による補正処理として、X線の露光量や露光分布（いわゆるシェーディング）の補正や、FPD30の制御条件（駆動周波数や読み出し期間）に依存するパターンノイズ（例えば、TFTスイッチのリーク信号）の補正等を含めてもよい。

[0036] 図4及び図5は、図1の放射線撮影システムの撮影部を示す。

[0037] 第1の吸収型格子31は、基板31aと、この基板31aに配置された複数のX線遮蔽部31bとから構成されている。同様に、第2の吸収型格子32は、基板32aと、この基板32aに配置された複数のX線遮蔽部32bとから構成されている。基板31a、32aは、いずれもX線を透過させるガラス等のX線透過性部材により形成されている。

[0038] X線遮蔽部31b、32bは、いずれもX線源11から照射されるX線の光軸Aに直交する面内の一方向（図示の例では、x方向及びz方向に直交するy方向）に延伸した線状の部材で構成される。各X線遮蔽部31b、32bの材料としては、X線吸収性に優れるものが好ましく、例えば、金、白金等の重金属であることが好ましい。これらのX線遮蔽部31b、32bは、金属メッキ法や蒸着法によって形成することが可能である。

[0039] X線遮蔽部31bは、X線の光軸Aに直交する面内において、上記一方向と直交する方向（x方向）に一定の周期（格子ピッチ） p_1 で、互いに所定の間隔 d_1 を空けて配列されている。同様に、X線遮蔽部32bは、X線の光軸

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

[0040] 第1及び第2の吸収型格子31、32は、タルボ干渉効果の有無に係らず、スリット部を通過したX線を幾何学的に投影するように構成されている。具体的には、間隔 d_1 、 d_2 を、X線源11から照射されるX線のピーク波長より十分大きな値とすることで、照射X線に含まれる大部分のX線をスリット部で回折させずに、直進性を保ったまま通過するように構成する。例えば、前述の回転陽極18aとしてタングステンをを用い、管電圧を50kVとした場合には、X線のピーク波長は、約0.4Åである。この場合には、間隔 d_1 、 d_2 を、1～10μm程度とすれば、スリット部で大部分のX線が回折されずに幾何学的に投影される。

[0041] X線源11から放射されるX線は、平行ビームではなく、X線焦点18bを発光点としたコーンビームであるため、第1の吸収型格子31を通過して射影される投影像（以下、この投影像をG1像と称する）は、X線焦点18bからの距離に比例して拡大される。第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 は、そのスリット部が、第2の吸収型格子32の位置におけるG1像の明部の周期パターンとほぼ一致するように決定されている。すなわち、X線焦点18bから第1の吸収型格子31までの距離を L_1 、第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32までの距離を L_2 とした場合に、格子ピッチ p_2 は、次式（1）の関係を満たすように決定される。

[0042] [数1]

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

[0043] 第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32までの距離 L_2 は、タルボ

干渉計では、第1の回折格子の格子ピッチとX線波長とで決まるタルボ干渉距離に制約されるが、本X線撮影システム10の撮影部12では、第1の吸収型格子31が入射X線を回折させずに投影させる構成であって、第1の吸収型格子31のG1像が、第1の吸収型格子31の後方のすべての位置で相似的に得られるため、該距離 L_2 を、タルボ干渉距離と無関係に設定することができる。

[0044] 上記のように撮影部12は、タルボ干渉計を構成するものではないが、第1の吸収型格子31でX線を回折したと仮定した場合のタルボ干渉距離 Z は、第1の吸収型格子31の格子ピッチ p_1 、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 、X線波長（ピーク波長） λ 、及び正の整数 m を用いて、次式（2）で表される。

[0045] [数2]

$$Z = m \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots(2)$$

[0046] 式（2）は、X線源11から照射されるX線がコーンビームである場合のタルボ干渉距離を表す式であり、「Atsushi Momose, et al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 47, No. 10, 2008年10月, 8077頁」により知られている。

[0047] 本X線撮影システム10では、上記距離 L_2 を、 $m=1$ の場合の最小のタルボ干渉距離 Z より短い値に設定することで、撮影部12の薄型化を図っている。すなわち、上記距離 L_2 は、次式（3）を満たす範囲の値に設定される。

[0048] [数3]

$$L_2 < \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots(3)$$

[0049] なお、X線源11から照射されるX線が実質的に平行ビームとみなせる場合のタルボ干渉距離 Z は次式（4）となり、上記距離 L_2 を、次式（5）を満たす範囲の値に設定する。

[0050]

[数4]

$$Z = m \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots(4)$$

[0051] [数5]

$$L_2 < \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots(5)$$

[0052] X線遮蔽部31b, 32bは、コントラストの高い周期パターン像を生成するためには、X線を完全に遮蔽（吸収）することが好ましいが、上記したX線吸収性に優れる材料（金、白金等）を用いたとしても、吸収されずに透過するX線が少なからず存在する。このため、X線の遮蔽性を高めるためには、X線遮蔽部31b, 32bのそれぞれの厚み h_1 , h_2 を、可能な限り厚くすることが好ましい。例えば、X線管18の管電圧が50kVの場合に、照射X線の90%以上を遮蔽することが好ましく、この場合には、厚み h_1 , h_2 は、金（Au）換算で30 μ m以上であることが好ましい。

[0053] しかし、X線源11から照射されるX線がコーンビームである場合に、X線遮蔽部31b, 32bの厚み h_1 , h_2 を厚くし過ぎると、斜めに入射するX線がスリット部を通過しにくくなり、いわゆるケラレが生じて、X線遮蔽部31b, 32bの延伸方向（条帯方向）に直交する方向（x方向）の有効視野が狭くなるといった問題がある。このため、視野確保の観点から、厚み h_1 , h_2 の上限を規定する。FPD30の検出面におけるx方向の有効視野の長さVを確保するには、X線焦点18bからFPD30の検出面までの距離をLとすると、厚み h_1 , h_2 は、図5に示す幾何学的関係から、次式（6）及び（7）を満たすように設定する必要がある。

[0054] [数6]

$$h_1 \leq \frac{L}{V/2} d_1 \quad \dots(6)$$

[0055] [数7]

$$h_2 \leq \frac{L}{V/2} d_2 \quad \dots(7)$$

[0056] 例えば、 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ 、 $d_2 = 3.0 \mu\text{m}$ であり、通常の病院での撮影を想定して、 $L = 2 \text{ m}$ とした場合には、 x 方向の有効視野の長さ V として 10 cm の長さを確保するには、厚み h_1 は $100 \mu\text{m}$ 以下、厚み h_2 は $120 \mu\text{m}$ 以下とすればよい。

[0057] 以上のように構成された撮影部12では、第1の吸収型格子31のG1像と第2の吸収型格子32との重ね合わせにより、強度変調された像が形成され、FPD30によって撮像される。第2の吸収型格子32の位置におけるG1像のパターン周期 p_1' と、第2の吸収型格子32の実質的な格子ピッチ p_2' （製造後の実質的なピッチ）とは、製造誤差や配置誤差により若干の差異が生じる。このうち、配置誤差とは、第1及び第2の吸収型格子31、32が、相対的に傾斜や回転、両者の間隔が変化することにより x 方向への実質的なピッチが変化することを意味している。

[0058] G1像のパターン周期 p_1' と格子ピッチ p_2' との微小な差異により、画像コントラストはモアレ縞となる。このモアレ縞の周期 T は、次式(8)で表される。

[0059] [数8]

$$T = \frac{p_1' \times p_2'}{|p_1' - p_2'|} \quad \dots(8)$$

[0060] このモアレ縞をFPD30で検出するため、画素40の x 方向に関する配列ピッチ P は、少なくともモアレ周期 T の整数倍でないことが必要であり、次式(9)を満たす必要がある（ここで、 n は正の整数である）。

[0061] [数9]

$$P \neq nT \quad \dots(9)$$

[0062] また、(9)式を満たす範囲において、配列ピッチ P がモアレ周期 T より大きくてもモアレ縞を検出することは可能であるが、配列ピッチ P はモアレ周期 T より小さいことが好ましく、次式(10)を満たすことが好ましい。これは、良質な位相コントラスト画像を得るためには、後述する位相コント

ラスト画像の生成過程において、モアレ縞が高いコントラストで検出されていることが好ましいためである。

[0063] [数10]

$$P < T \quad \dots(10)$$

[0064] FPD30の画素40の配列ピッチPは、設計的に定められた値（一般的に100μm程度）であり変更することが困難であるため、配列ピッチPとモアレ周期Tとの大小関係を調整するには、第1及び第2の吸収型格子31、32の位置調整を行い、G1像のパターン周期 p_1' と格子ピッチ p_2' との少なくともいずれか一方を変更することによりモアレ周期Tを変更することが好ましい。

[0065] 図6に、モアレ周期Tを変更する方法を示す。

[0066] モアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子31、32のいずれか一方を、光軸Aを中心として相対的に回転させることにより行うことができる。例えば、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aを中心として相対的に回転させる相対回転機構50を設ける。この相対回転機構50により、第2の吸収型格子32を角度 θ だけ回転させると、x方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」→「 $p_2' / \cos \theta$ 」と変化し、この結果、モアレ周期Tが変化する（FIG. 6A）。

[0067] 別の例として、モアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子31、32のいずれか一方を、光軸Aに直交し、かつy方向に沿う方向の軸を中心として相対的に傾斜させることにより行うことができる。例えば、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aに直交し、かつy方向に沿う方向の軸を中心として相対的に傾斜させる相対傾斜機構51を設ける。この相対傾斜機構51により、第2の吸収型格子32を角度 α だけ傾斜させると、x方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」→「 $p_2' \times \cos \alpha$ 」と変化し、この結果、モアレ周期Tが変化する（FIG. 6B）。

[0068] 更に別の例として、モアレ周期Tの変更は、第1及び第2の吸収型格子3

1, 32のいずれか一方を光軸Aの方向に沿って相対的に移動させることにより行うことができる。例えば、第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間の距離 L_2 を変更するように、第1の吸収型格子31に対して、第2の吸収型格子32を、光軸Aの方向に沿って相対的に移動させる相対移動機構52を設ける。この相対移動機構52により、第2の吸収型格子32を光軸Aに移動量 δ だけ移動させると、第2の吸収型格子32の位置に投影される第1の吸収型格子31のG1像のパターン周期は、「 p_1' 」 $\rightarrow$ 「 p_1' $\times (L_1 + L_2 + \delta) / (L_1 + L_2)$ 」と変化し、この結果、モアレ周期Tが変化する(F1G. 6C)。

[0069] 本X線撮影システム10において、撮影部12は、上述のようにタルボ干渉計ではなく、距離 L_2 を自由に設定することができるため、相対移動機構52のように距離 L_2 の変更によりモアレ周期Tを変更する機構を、好適に採用することができる。モアレ周期Tを変更するための第1及び第2の吸収型格子31, 32の上記変更機構(相対回転機構50、相対傾斜機構51、及び相対移動機構52)は、圧電素子等のアクチュエータにより構成することが可能である。

[0070] X線源11と第1の吸収型格子31との間に被写体Hを配置した場合には、FPD30により検出されるモアレ縞は、被写体Hにより変調を受ける。この変調量は、被写体Hによる屈折効果によって偏向したX線の角度に比例する。したがって、FPD30で検出されたモアレ縞を解析することによって、被写体Hの位相コントラスト画像を生成することができる。

[0071] 次に、モアレ縞の解析方法について説明する。

[0072] 図7は、被写体H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X線を示す。なお、線量検出器35の図示は省略している。

[0073] 符号55は、被写体Hが存在しない場合に直進するX線の経路を示しており、この経路55を進むX線は、第1及び第2の吸収型格子31, 32を通過してFPD30に入射する。符号56は、被写体Hが存在する場合に、被写体Hにより屈折されて偏向したX線の経路を示している。この経路56を

進むX線は、第1の吸収型格子31を通過した後、第2の吸収型格子32より遮蔽される。

[0074] 被写体Hの位相シフト分布 $\Phi(x)$ は、被写体Hの屈折率分布を $n(x, z)$ 、 z をX線の進む方向として、次式(11)で表される。

[0075] [数11]

$$\Phi(x) = \frac{2\pi}{\lambda} \int [1 - n(x, z)] dz \quad \dots(11)$$

[0076] 第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32の位置に投射されたG1像は、被写体HでのX線の屈折により、その屈折角 ϕ に応じた量だけ x 方向に変位することになる。この変位量 Δx は、X線の屈折角 ϕ が微小であることに基づいて、近似的に次式(12)で表される。

[0077] [数12]

$$\Delta x \approx L_2 \phi \quad \dots(12)$$

[0078] ここで、屈折角 ϕ は、X線波長 λ と被写体Hの位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、式(13)で表される。

[0079] [数13]

$$\phi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots(13)$$

[0080] このように、被写体HでのX線の屈折によるG1像の変位量 Δx は、被写体Hの位相シフト分布 $\Phi(x)$ に関連している。そして、この変位量 Δx は、FPD30の各画素40から出力される信号の位相ズレ量 ϕ （被写体Hがある場合とない場合とでの各画素40の信号の位相のズレ量）に、次式(14)のように関連している。

[0081] [数14]

$$\phi = \frac{2\pi}{p_2} \Delta x = \frac{2\pi}{p_2} L_2 \phi \quad \dots(14)$$

[0082] したがって、各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を求めることにより、式(14)から屈折角 ϕ が求まり、式(13)を用いて位相シフト分布 $\Phi(x)$

の微分量が求まるから、これを x について積分することにより、被写体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ 、すなわち被写体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。本X線撮影システム10では、上記位相ズレ量 ϕ を、下記に示す縞走査法を用いて算出する。

[0083] 縞走査法では、第1及び第2の吸収型格子31、32の一方を他方に対して相対的に x 方向にステップ的に並進移動させながら撮影を行う（すなわち、両者の格子周期の位相を変化させながら撮影を行う）。本X線撮影システム10では、前述の走査機構33により第2の吸収型格子32を移動させているが、第1の吸収型格子31を移動させてもよい。第2の吸収型格子32の移動に伴って、モアレ縞が移動し、並進距離（ x 方向への移動量）が、第2の吸収型格子32の格子周期の1周期（格子ピッチ p_2 ）に達すると（すなわち、位相変化が 2π に達すると）、モアレ縞は元の位置に戻る。このようなモアレ縞の変化を、格子ピッチ p_2 を整数分の1ずつ第2の吸収型格子32を移動させながら、FPD30で縞画像を撮影し、撮影した複数の縞画像から各画素40の信号を取得し、演算処理部22で演算処理することにより、各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を得る。

[0084] 図8は、格子ピッチ p_2 を M （2以上の整数）個に分割した走査ピッチ（ p_2/M ）ずつ第2の吸収型格子32を移動させる様子を模式的に示す。

[0085] 走査機構33は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ の M 個の各走査位置に、第2の吸収型格子32を順に並進移動させる。なお、同図では、第2の吸収型格子32の初期位置を、被写体 H が存在しない場合における第2の吸収型格子32の位置でのG1像の暗部が、X線遮蔽部32bにほぼ一致する位置（ $k=0$ ）としているが、この初期位置は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ のうちいずれの位置としてもよい。

[0086] まず、 $k=0$ の位置では、主として、被写体 H により屈折されなかったX線が第2の吸収型格子32を通過する。次に、 $k=1, 2, \dots$ と順に第2の吸収型格子32を移動させていくと、第2の吸収型格子32を通過するX線は、被写体 H により屈折されなかったX線の成分が減少する一方で、被

写体Hにより屈折されたX線の成分が増加する。特に、 $k = M/2$ では、主として、被写体Hにより屈折されたX線のみが第2の吸収型格子32を通過する。 $k = M/2$ を超えると、逆に、第2の吸収型格子32を通過するX線は、被写体Hにより屈折されたX線の成分が減少する一方で、被写体Hにより屈折されなかったX線の成分が増加する。

[0087] $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ の各位置で、FPD30により撮影を行うと、各画素40について、M個の信号値（画素データ）が得られる。以下に、このM個の信号値から各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を算出する方法を説明する。第2の吸収型格子32の位置kにおける各画素40の信号値を $I_k(x)$ と標記すると、 $I_k(x)$ は、次式(15)で表される。

[0088] [数15]

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp \left[2\pi i \frac{n}{p_2} \left\{ L_2 \phi(x) + \frac{kp_2}{M} \right\} \right] \quad \dots(15)$$

[0089] ここで、 x は、画素40の x 方向に関する座標であり、 A_0 は入射X線の強度であり、 A_n は画素40の信号値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 を画素40の座標 x の関数として表したものである。

[0090] 次に、次式(16)の関係式を用いると、上記屈折角 $\phi(x)$ は、次式(17)のように表される。

[0091] [数16]

$$\sum_{k=0}^{M-1} \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) = 0 \quad \dots(16)$$

[0092] [数17]

$$\phi(x) = \frac{p_2}{2\pi L_2} \arg \left[\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right] \quad \dots(17)$$

[0093] ここで、 $\arg []$ は、偏角の抽出を意味しており、各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ に対応する。したがって、各画素40で得られたM個の信号値から、式(17)に基づいて各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を算出する

ことにより、屈折角 $\phi(x)$ が求められる。

[0094] 図9は、縞走査に伴って変化する放射線画像検出器の一つの画素の信号を示す。

[0095] 各画素40で得られたM個の信号値は、第2の吸収型格子32の位置kに対して、格子ピッチ p_2 の周期で周期的に変化する。図9中の破線は、被写体Hが存在しない場合の信号値の変化を示しており、図9中の実線は、被写体Hが存在する場合の信号値の変化を示している。この両者の波形の位相差が各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ に対応する。

[0096] そして、屈折角 $\phi(x)$ は、上記式(13)で示したように微分位相値に対応する値であるため、屈折角 $\phi(x)$ をx軸に沿って積分することにより、位相シフト分布 $\Phi(x)$ が得られる。なお、上記の説明では、画素40のy方向に関するy座標を考慮していないが、各y座標について同様の演算を行うことにより、x方向及びy方向における2次元的な位相シフト分布 $\Phi(x, y)$ が得られる。以上の演算は、演算処理部22により行われ、演算処理部22は、位相コントラスト画像を記憶部23に記憶させる。

[0097] 以上の演算において、位相ズレ量 ϕ を算出するための各画素40のM個の信号値の変化は、第2の吸収型格子32の走査によってもたらされる必要がある。そのためには、X線源11から撮影部12に照射されるX線の照射線量が撮影間でほぼ一定していることが求められる。

[0098] 本X線撮影システム10においては、撮影毎に、線量検出器35で検出されるX線の線量が予め設定された閾値線量に達したところでX線の照射を停止する自動露光制御により、撮影間の照射線量がほぼ一定に保たれる。線量検出器35は、第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間に配置され、第2の吸収型格子32の上流に位置している。そのため、線量検出器35の受光部上におけるG1像は、第2の吸収型格子32の走査によっても移動せず、線量検出器35に単位時間当たりに入射するX線の線量は一定する。そこで、線量検出器35によって検出される線量が上記の閾値線量に達するまでの時間が撮影間で一定し、撮影間の照射線量のバラツキが防止され

る。

[0099] また、上記の通り、第1の吸収型格子31を通過したX線によって形成されるG1像は、第2の吸収型格子32が重ね合わされることによって、第2の吸収型格子32の下流のFPD30の受像面上においてはモアレ縞を形成する。一方、線量検出器35は第2の吸収型格子32の上流に位置しており、線量検出器35の受光部上におけるG1像はモアレ縞とはならず、そのパターン周期は、第1の吸収型格子31の格子ピッチ p_1 に対応して μm オーダーとなる。線量検出器35の受光部のサイズは、一般的には cm オーダーであり、よって、線量検出器35の受光部にはG1像における無数の明部及び暗部が重なり、それらが平均化されて検出される。従って、第2の吸収型格子32に替えて第1の吸収型格子31が走査され、第1の吸収型格子31の走査に伴ってG1像が移動する場合にも、線量検出器35に単位時間当たりに入射するX線の線量はほぼ一定する。そこで、線量検出器35によって検出される線量が上記の閾値線量に達するまでのX線の照射時間は撮影間ではほぼ一定し、撮影間の照射線量のバラツキが防止される。

[0100] また、第2の吸収型格子32の下流に形成されるモアレ縞は、第2の吸収型格子32の上流に配置された線量検出器35における線量の検出に対して何ら影響を及ぼさない。よって、上記の相対回転機構50や相対傾斜機構51や相対移動機構52によって、モアレ縞の周期 T を、例えば線量検出器35の受光部の寸法より長くすることができる。それにより、X線位相コントラスト画像からモアレ縞の影響を十分に除去することが可能となり、X線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。

[0101] 図10は、線量検出器35の受光部の配置の一例を示す。

[0102] 線量検出器35の受光部は、X線の光軸Aに直交する面内において分布していることが好ましく、光軸Aに関して略対称であることが特に好ましい。例えば、複数の受光部35aを設け、これらの受光部35aをX線の光軸Aに直交する面内において分散して配置すればよく、光軸Aに関して略対称となる位置に配置することが好ましい（FIG. 10A～D）。また、線量検

出器として面積線量計を用いる場合には、一つの受光部 35 a であっても、X 線の光軸 A に直交する面内において分布させることができ、光軸 A に関して略対称となるように、例えば受光部 35 a を、光軸 A を囲む枠状とすることが好ましい (F I G. 10 E)。なお、面積線量計を用いる場合にも、複数の受光部 35 a を設けることができ、これらの受光部 35 a を X 線の光軸 A に直交する面内において分散して配置すればよく、光軸 A に関して略対称となる位置に配置することが好ましい (F I G. 10 F)。このように、線量検出器 35 の受光部を X 線の光軸 A に直交する面内において分布させることにより、撮影毎に安定した線量検出が可能となる。

[0103] なお、上記の第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 を用いた縞走査法による X 線位相イメージングでは、第 2 の吸収型格子 32 より上流にある物体での X 線の屈折が検出され、第 2 の吸収型格子 32 より上流に配置される線量検出器 35 での X 線の屈折は、被写体 H での X 線の屈折と区別なく検出される。そして、線量検出器 35 と第 2 の吸収型格子 32 との距離が大きくなる程、線量検出器 35 での X 線の屈折による G1 像の変位量は大きくなり、この G1 像の変位量は、上記式 (14) で示した通り、各画素 40 の信号の位相ズレ量 ϕ に関連する。そこで、線量検出器 35 は、好ましくは、第 1 の吸収型格子 31 と第 2 の吸収型格子 32 との間に配置され、更に好ましくは、第 2 の吸収型格子 32 に隣接して配置される。

[0104] 上記の縞走査、及び位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置 21 から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置 20 の制御に基づいて各部が連係動作し、自動的に行われ、最終的に被写体 H の位相コントラスト画像がモニタ 24 に表示される。

[0105] 以上、説明したように、本 X 線撮影システム 10 によれば、線量検出器 35 を第 2 の格子 32 の上流に配置することによって、G1 像と第 2 の格子 32 との重ね合わせによって形成されるモアレ縞の影響を受けることなく、線量検出器 35 において線量を検出することができる。それにより、適切な露光制御を可能とし、高精度な放射線位相コントラスト画像を生成することが

できる。

[0106] また、第1の吸収型格子31で殆どのX線を回折させずに、第2の吸収型格子32に幾何学的に投影するため、照射X線には、高い空間的可干渉性は要求されず、X線源11として医療分野で用いられている一般的なX線源を用いることができる。そして、第1の吸収型格子31から第2の吸収型格子32までの距離 L_2 を任意の値とすることができ、該距離 L_2 を、タルボ干渉計での最小のタルボ干渉距離より小さく設定することができるため、撮影部12を小型化（薄型化）することができる。更に、本X線撮影システムでは、第1の吸収型格子31からの投影像（G1像）には、照射X線のほぼすべての波長成分が寄与し、モアレ縞のコントラストが向上するため、位相コントラスト画像の検出感度を向上させることができる。

[0107] なお、上述したX線撮影システム10は、第1の格子の投影像に対して縞走査を行って屈折角 ϕ を演算するものであって、そのため、第1及び第2の格子がいずれも吸収型格子であるものとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。上述のとおり、タルボ干渉像に対して縞走査を行って屈折角 ϕ を演算する場合にも、本発明は有用である。よって、第1の格子は、吸収型格子に限らず位相型格子であってもよい。また、第1の格子のX線像と第2の格子との重ね合わせによって形成されるモアレ縞の解析方法は、前述した縞走査法に限られず、例えば「J. Opt. Soc. Am. Vol. 72, No. 1 (1982) p. 156」により知られているフーリエ変換／フーリエ逆変換を用いた方法など、モアレ縞を利用した種々の方法も適用可能である。

[0108] また、本X線撮影システム10は、位相シフト分布 Φ を画像としたものを位相コントラスト画像として記憶ないし表示するものとして説明したが、上記のとおり、位相シフト分布 Φ は、屈折角 ϕ より求まる位相シフト分布 Φ の微分量を積分したものであって、屈折角 ϕ 及び位相シフト分布 Φ の微分量もまた被写体によるX線の位相変化に関連している。よって、屈折角 ϕ を画像としたもの、また、位相シフト Φ の微分量を画像としたものも位相コントラスト画像に含まれる。

[0109] また、被写体がない状態で撮影（プレ撮影）して取得される画像群から位相微分像（位相シフト分布中の微分量）を作成するようにしてもよい。この位相微分像は、検出系の位相ムラを反映している（モアレによる位相ズレ、グリッドの不均一性、線量検出器の屈折等が含まれている）。そして、被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得される画像群から位相微分像を作成し、これからプレ撮影で得られた位相微分像を引くことで、測定系の位相ムラを補正した位相微分像を得ることが出来る。

[0110] 図 1 1 は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

[0111] 図 1 1 に示すマンモグラフィ装置 8 0 は、被検体として乳房 B の X 線画像（位相コントラスト画像）を撮影する装置である。マンモグラフィ装置 8 0 は、基台（図示せず）に対して旋回可能に連結されたアーム部材 8 1 の一端に配設された X 線源収納部 8 2 と、アーム部材 8 1 の他端に配設された撮影台 8 3 と、撮影台 8 3 に対して上下方向に移動可能に構成された圧迫板 8 4 とを備える。

[0112] X 線源収納部 8 2 には X 線源 1 1 が収納されており、撮影台 8 3 には撮影部 1 2 が収納されている。X 線源 1 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 8 4 は、移動機構（図示せず）により移動し、撮影台 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、上記した X 線撮影が行われる。

[0113] なお、X 線源 1 1 及び撮影部 1 2 は、上記第 1 実施形態のものと同様の構成であるため、各構成要素には、第 1 実施形態と同一の符号を付している。その他の構成及び作用については、上記第 1 実施形態と同様であるため説明は省略する。

[0114] 図 1 2 は、図 1 1 の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0115] 図 1 2 に示すマンモグラフィ装置 9 0 は、第 1 の吸収型格子 3 1 が X 線源 1 1 と圧迫板 8 4 との間に配設されている点が前述したマンモグラフィ装置 8 0 と異なる。第 1 の吸収型格子 3 1 は、アーム部材 8 1 に接続された格子

収納部 91 に収納されている。撮影部 92 は、F P D 30、第 2 の吸収型格子 32、走査機構 33、及び線量検出器 35 により構成されている。図示の例において、線量検出器 35 は、被検体 B と第 2 の吸収型格子 32 との間に配置されている。

[0116] このように、被検体（乳房）B が第 1 の吸収型格子 31 と第 2 の吸収型格子 32 との間に位置する場合であっても、第 2 の吸収型格子 32 の位置に形成される第 1 の吸収型格子 31 の投影像（G1 像）が被検体 B により変形する。したがって、この場合でも、被検体 B に起因して変調されたモアレ縞を F P D 30 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 90 でも前述した原理で被検体 B の位相コントラスト画像を得ることができる。

[0117] そして、本マンモグラフィ装置 90 では、第 1 の吸収型格子 31 による遮蔽により、線量がほぼ半減した X 線が被検体 B に照射されることになるため、被検体 B の被曝量を、前述したマンモグラフィ装置 80 の場合の約半分に低減することができる。なお、本マンモグラフィ装置 90 のように、第 1 の吸収型格子 31 と第 2 の吸収型格子 32 との間に被検体を配置することは、前述した X 線撮影システム 10 にも適用することが可能である。

[0118] 図 13 は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

[0119] X 線撮影システム 100 は、X 線源 101 のコリメータユニット 102 に、マルチスリット 103 を配設した点が、上記第 1 実施形態の X 線撮影システム 10 と異なる。その他の構成については、前述した X 線撮影システム 10 と同一であるので説明は省略する。

[0120] 前述した X 線撮影システム 10 では、X 線源 11 から F P D 30 までの距離を、一般的な病院の撮影室で設定されるような距離（1 m ～ 2 m）とした場合に、X 線焦点 18 b の焦点サイズ（一般的に 0.1 mm ～ 1 mm 程度）による G1 像のボケが影響し、位相コントラスト画像の画質の低下をもたらす恐れがある。そこで、X 線焦点 18 b の直後にピンホールを設置して実効

的に焦点サイズを小さくすることが考えられるが、実効的な焦点サイズを縮小するためにピンホールの開口面積を小さくすると、X線強度が低下してしまう。本X線撮影システム100においては、この課題を解決するために、X線焦点18bの直後にマルチスリット103を配置する。

[0121] マルチスリット103は、撮影部12に設けられた第1及び第2の吸収型格子31、32と同様な構成の吸収型格子（第3の吸収型格子）であり、一方向（y方向）に延伸した複数のX線遮蔽部が、第1及び第2の吸収型格子31、32のX線遮蔽部31b、32bと同一方向（x方向）に周期的に配列されている。このマルチスリット103は、X線焦点18bから放射される放射線を部分的に遮蔽することにより、x方向に所定のピッチで配列した多数の小焦点光源（分散光源）を形成することを目的としている。

[0122] このマルチスリット103の格子ピッチ p_3 は、マルチスリット103から第1の吸収型格子31までの距離を L_3 として、次式（18）を満たすように設定する必要がある。

[0123] [数18]

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} p_2 \quad \dots(18)$$

[0124] 上記式（18）は、マルチスリット103により分散形成された各点光源から射出されたX線の第1の吸収型格子31による投影像（G1像）が、第2の吸収型格子32の位置で一致する（重なり合う）ための幾何学的な条件である。

[0125] また、実質的にマルチスリット103の位置がX線焦点位置となるため、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 は、次式（19）の関係を満たすように決定される。

[0126] [数19]

$$p_2 = \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \dots(19)$$

[0127] このように、本X線撮影システムでは、マルチスリット103により形成

される複数の点光源に基づくG1像が重ね合わせられることにより、X線強度を低下させずに、位相コントラスト画像の画質を向上させることができる。以上説明したマルチスリット103は、前述したいずれのX線撮影システムにおいても適用可能である。

[0128] 図14は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例に関し、その放射線画像検出器の構成を示す。

[0129] 前述したX線撮影システム10では、第2の吸収型格子32がFPD30とは独立して設けられているが、第2の吸収型格子32あるいはそれと同等の構成をX線画像検出器自体が有していてもよい。具体的な実施態様としては、特開2009-133823号公報に開示された構成のX線画像検出器を用いることにより、第2の吸収型格子を排することができる。このX線画像検出器は、X線を電荷に変換する変換層と、変換層において変換された電荷を収集する電荷収集電極とを備えた直接変換型のX線画像検出器であって、各画素120の電荷収集電極121が、一定の周期で配列された線状電極を互いに電氣的に接続してなる複数の線状電極群122～127を、互いに位相が異なるように配置することにより構成されている。

[0130] 画素120は、x方向及びy方向に沿って一定のピッチで2次元配列されており、各画素120には、X線を電荷に変換する変換層によって変換された電荷を収集するための電荷収集電極121が形成されている。電荷収集電極121は、第1～第6の線状電極群122～127から構成されており、各線状電極群の線状電極の配列周期の位相が $\pi/3$ ずつずれている。具体的には、第1の線状電極群122の位相を0とすると、第2の線状電極群123の位相は $\pi/3$ 、第3の線状電極群124の位相は $2\pi/3$ 、第4の線状電極群125の位相は π 、第5の線状電極群126の位相は $4\pi/3$ 、第6の線状電極群127の位相は $5\pi/3$ である。

[0131] 第1～第6の線状電極群122～127はそれぞれ、y方向に延伸した線状電極をx方向に所定のピッチ p_2 で周期的に配列したものである。この線状電極の配列ピッチ p_2 の実質的なピッチ p_2' （製造後の実質的なピッチ）と

、電荷収集電極 121 の位置（X線画像検出器の位置）における G1 像のパターン周期 p_1' と、x 方向に関する画素 120 の配列ピッチ P との関係は、前述した X線撮影システム 10 の第 2 の吸収型格子 32 と同様に、式（8）で表されるモアレ縞の周期 T に基づき、式（9）を満たす必要があり、更には、式（10）を満たすことが好ましい。

[0132] 更に、各画素 120 には、電荷収集電極 121 により収集された電荷を読み出すためのスイッチ群 128 が設けられている。スイッチ群 128 は、第 1 ～第 6 の線状電極群 121 ～126 のそれぞれに設けられた TFT スイッチからなる。第 1 ～第 6 の線状電極群 121 ～126 により収集された電荷を、スイッチ群 128 を制御してそれぞれ個別に読み出すことによって、一度の撮影により、互いに位相の異なる 6 種類の縞画像を取得することができ、この 6 種類の縞画像に基づいて位相コントラスト画像を生成することができる。

[0133] このように構成された X線画像検出器を、例えば前述した X線撮影システム 10 に適用した場合に、撮影部 12 から第 2 の吸収型格子 32 が不要となり、更に、一度の撮影で複数の位相成分の縞画像を取得することができるため、縞走査のための物理的な走査が不要となり、走査機構 33 も排することができる。それにより、コスト削減とともに、撮影部のさらなる薄型化を図ることができる。この場合に、線量検出器 35 は、被写体 H と第 1 の吸収型格子 31 との間、あるいは第 1 の吸収型格子 31 と上記の X線画像検出器との間に配置され得るが、線量検出器 35 での X線の屈折の影響を考慮して、好ましくは、第 1 の吸収型格子 31 と上記の X線画像検出器との間に配置され、更に好ましくは上記の X線画像検出器に隣接して配置される。なお、電荷収集電極の構成には、上記構成に代えて、特開 2009-133823 号公報に記載のその他の構成を用いることも可能である。

[0134] 図 15 は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

[0135] 前述した X線撮影システム 10 において、縞走査により得られる位相コン

トラスト画像は、第1及び第2の吸収型格子31, 32のX線遮蔽部の周期配列方向(x方向)のX線の屈折成分に基づくものであり、X線遮蔽部の延伸方向(y方向)の屈折成分は含まれていない。このため、被検体Hの形状と向きによっては描出できない部位が存在する。例えば、関節軟骨の荷重面の方向をy方向に合わせると、荷重面に垂直な形状を有する軟骨周辺組織(腱や靱帯など)は描出が不十分になると考えられる。被写体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。

[0136] そこで、第1及び第2の吸収型格子31, 32の格子面の中心に直交する仮想線(X線の光軸A)を中心として、第1及び第2の吸収型格子31, 32を、第1の向きから一体的に回転させて、第2の向きとする格子回転機構105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。

[0137] なお、図示の例では、第1及び第2の吸収型格子31, 32を90°回転させ、第1の向きと第2の向きとが直交しているが、第1の向きと第2の向きとが交差する限りにおいて第1及び第2の吸収型格子31, 32の回転角度は90°に限られるものではない。また、この格子回転機構105は、FPD30とは別に第1及び第2の吸収型格子31, 32のみを一体的に回転させるものであってもよいし、第1及び第2の吸収型格子31, 32とともにFPD30を一体的に回転させるものであってもよい。更に、マルチスリット103を備える場合は、第1及び第2の吸収型格子31, 32と回転が一致するように、マルチスリット103及びコリメータ109、若しくはこれらが一体で形成された放射線源を回転させる。更に、格子回転機構105を用いた第1及び第2の向きにおける位相コントラスト画像の生成は、前述したいずれのX線撮影システムにおいても適用可能である。

[0138] 図16は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例に関し、その演算部の構成を示す。

[0139] 前述した各X線撮影システムによれば、これまで描出が難しかったX線弱吸収物体の高コントラストな画像（位相コントラスト画像）が得られるが、更に、位相コントラスト画像と対応して吸収画像が参照できることは読影の助けになる。例えば、吸収画像と位相コントラスト画像を重み付けや階調、周波数処理などの適当な処理によって重ね合わせることにより吸収画像で表現できなかった部分を位相コントラスト画像の情報で補うことは有効である。しかし、位相コントラスト画像とは別に吸収画像を撮影することは、位相コントラスト画像の撮影と吸収画像の撮影の間の撮影肢位のズレによって良好な重ね合わせを困難にするのに加え、撮影回数が増えることにより被検者の負担となる。また、近年、位相コントラスト画像や吸収画像の他に、小角散乱画像が注目されている。小角散乱画像は、被検体組織内部の微細構造に起因する組織性状を表現可能であり、例えば、ガンや循環器疾患といった分野での新しい画像診断のための表現方法として期待されている。

[0140] そこで、本X線撮影システムは、位相コントラスト画像のために取得した複数枚の画像から、吸収画像や小角散乱画像を生成することも可能とする演算処理部190を用いる。演算処理部190は、位相コントラスト画像生成部191、吸収画像生成部192、小角散乱画像生成部193が構成されている。これらは、いずれも $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ のM個の各走査位置で得られる画像データに基づいて演算処理を行う。このうち、位相コントラスト画像生成部191は、前述の手順に従って位相コントラスト画像を生成する。

[0141] 吸収画像生成部192は、画素ごとに得られる画素データ $I_k(x, y)$ を、図17に示すように、 k について平均化して平均値を算出して画像化することにより吸収画像を生成する。なお、平均値の算出は、画素データ $I_k(x, y)$ を k について単純に平均化することにより行なっても良いが、 M が小さい場合には誤差が大きくなるため、画素データ $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の平均値を求めるようにしてもよい。また、吸収画像の生成には、平均値に限られず、平均値に対応す

る量であれば、画素データ $I_k(x, y)$ を k について加算した加算値等を用いることが可能である。

[0142] なお、被写体がない状態で撮影（プレ撮影）して取得される画像群から、吸収像を作成するようにしてもよい。この吸収像は、検出系の透過率ムラを反映している（グリッドの透過率ムラ、線量検出器の吸収の影響等の情報が含まれている）。そこで、この画像から、検出系の透過率ムラを補正するための補正係数マップを作成することが出来る。被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得される画像群から、吸収像を作成し、前述の補正係数を各画素にかけることで、検出系の透過率ムラを補正した、被写体の吸収像を得ることが出来る。

[0143] 小角散乱画像生成部 193 は、画素ごとに得られる画素データ $I_k(x, y)$ の振幅値を算出して画像化することにより小角散乱画像を生成する。なお、振幅値の算出は、画素データ $I_k(x, y)$ の最大値と最小値との差を求めることによって行なっても良いが、 M が小さい場合には誤差が大きくなるため、画素データ $I_k(x, y)$ を正弦波でフィッティングした後、フィッティングした正弦波の振幅値を求めるようにしても良い。また、小角散乱画像の生成には、振幅値に限られず、平均値を中心としたばらつきに対応する量として、分散値や標準偏差等を用いることが可能である。

[0144] なお、被写体がない状態で撮影（プレ撮影）して取得される画像群から、小角散乱画像を作成するようにしてもよい。この小角散乱画像は、検出系の振幅値ムラを反映している（グリッドのピッチ不均一性、開口率不均一性、グリッド間の相対位置ズレによる不均一性等の情報が含まれている）。そこで、この画像から、検出系の振幅値ムラを補正するための補正係数マップを作成することが出来る。被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得される画像群から、小角散乱画像を作成し、前述の補正係数を各画素にかけることで、検出系の振幅値ムラを補正した、被写体の小角散乱画像を得ることが出来る。

[0145] 本 X 線撮影システムによれば、被写体の位相コントラスト画像のために取

得した複数枚の画像から吸収画像や小角散乱画像を生成するので、吸収画像や小角散乱画像の撮影の間の撮影肢位のズレが生じず、位相コントラスト画像と吸収画像や小角散乱画像との良好な重ね合わせが可能となる。

[0146] 前述の各X線撮影システムでは、放射線として一般的なX線を用いる場合について説明したが、本発明に用いられる放射線はX線に限られるものではなく、 α 線、 γ 線等のX線以外の放射線を用いることも可能である。

[0147] 以上、説明したように、本明細書には、第1の格子と、前記第1の格子を通過した放射線によって形成される放射線像のパターン周期に実質的に一致する周期を有する格子パターンと、前記格子パターンによってマスキングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、前記格子パターンを通過する放射線の進行方向に前記格子パターンより上流に位置し、入射する放射線量を検出する線量検出器と、を備える放射線撮影装置。

[0148] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記線量検出器が、前記第1の格子と前記格子パターンとの間に配置されている。

[0149] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記格子パターンによってマスキングされた前記放射線像のパターン周期が、その周期方向に関する前記線量検出器の受光部の寸法より長い。

[0150] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記第1の格子に対する前記格子パターンの相対姿勢及び相対位置の少なくともいずれか一方を変化させ、前記第2の格子によってマスキングされた前記放射線像のパターン周期を変化させる変更機構を更に備える。

[0151] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記変更機構が、前記第1の格子に照射される放射線の光軸まわりに、前記第1の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方を回転させる。

[0152] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記変更機構が、前記第1の格子に照射される放射線の光軸に対して、前記第1の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方を傾斜させる。

[0153] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記変更機構が、前記第

１の格子に照射される放射線の光軸に沿って前記第１の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方を移動させる。

[0154] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記線量検出器の受光部が、前記第１の格子に照射される放射線の光軸に直交する面内において分布して設けられている。

[0155] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記格子パターンが、前記放射線像に対して互いに位相の異なる複数の相対位置に置かれる。

[0156] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記格子パターンが、第２の格子であって、前記第１の格子及び前記第２の格子のいずれか一方を移動させ、前記第２の格子を前記放射線像に対して前記複数の相対位置に置く走査機構を更に備える。

[0157] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記線量検出器が、前記第２の格子に隣接して配置される。

[0158] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記格子パターンが、前記放射線画像検出器に設けられている。

[0159] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記放射線画像検出器が、放射線を電荷に変換する変換層と、前記変換層において変換された電荷を収集する電荷収集電極と、を画素毎に備え、前記電荷収集電極は、前記放射線像のパターン周期に実質的に一致する周期を有する線状電極群を複数含み、前記複数の線状電極群は、互いに位相が異なるように配列されており、前記格子パターンは、前記複数の線状電極群の各々により構成されている。

[0160] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記線量検出器が、前記放射線画像検出器に隣接して設けられている。

[0161] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記第１の格子が、吸収型格子である。

[0162] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記第１の格子が、位相型格子である。

[0163] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記第１の格子に向けて

放射線を照射する放射線源を更に備える。

[0164] また、本明細書には、上記いずれかの放射線撮影装置と、前記線量検出器で検出される線量に基づいて露光制御する制御部と、を備える放射線撮影システムが開示されている。

[0165] また、本明細書に開示された放射線撮影システムは、前記格子パターンが、前記放射線像に対して互いに位相の異なる複数の相対位置に置かれ、前記放射線画像検出器が、前記格子パターンが互いに異なる前記相対位置に置かれる各撮影ステップにおいて、前記格子パターンによってマスキングされる前記放射線像を検出し、前記制御部が、前記各撮影ステップの間で、前記線量検出器で検出される線量が一定となるように露光制御する。

[0166] また、本明細書に開示された放射線撮影システムは、前記放射線検出器の前記放射線画像検出器で取得される放射線画像から、前記放射線画像検出器に入射する放射線の屈折角の分布を演算し、この屈折角の分布に基づいて、被写体の位相コントラスト画像を生成する演算部を更に備える。

産業上の利用可能性

[0167] 本発明によれば、線量検出器を格子パターンの上流に配置することによって、放射線像と格子パターンとの重ね合わせによって形成されるモアレ縞の影響を受けることなく、線量検出器において線量を検出することができる。それにより、適切な露光制御を可能とし、高精度な放射線位相コントラスト画像を生成することができる。

[0168] 本発明を詳細にまた特定の実施態様を参照して説明したが、本発明の精神と範囲を逸脱することなく様々な変更や修正を加えることができることは当業者にとって明らかである。

本出願は、2010年10月28日出願の日本特許出願（特願2010-242779）に基づくものであり、その内容はここに参照として取り込まれる。

符号の説明

[0169] 10 X線撮影システム

1 1	X線源
1 2	撮影部
1 3	コンソール
3 0	F P D
3 1	第 1 の吸収型格子
3 2	第 2 の吸収型格子
3 3	走査機構
3 5	線量検出器
4 0	画素

請求の範囲

- [請求項1] 第1の格子と、
前記第1の格子を通過した放射線によって形成される放射線像のパターン周期に実質的に一致する周期を有する格子パターンと、
前記格子パターンによってマスクングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、
前記格子パターンを通過する放射線の進行方向に前記格子パターンより上流に位置し、入射する放射線量を検出する線量検出器と、
を備える放射線撮影装置。
- [請求項2] 請求項1に記載された放射線撮影装置であって、
前記線量検出器は、前記第1の格子と前記格子パターンとの間に配置されている放射線撮影装置。
- [請求項3] 請求項1又は請求項2に記載された放射線撮影装置であって、
前記格子パターンによってマスクングされた前記放射線像のパターン周期が、その周期方向に関する前記線量検出器の受光部の寸法より長い放射線撮影装置。
- [請求項4] 請求項1から3のいずれか一項に記載の放射線撮影装置であって、
前記第1の格子に対する前記格子パターンの相対姿勢及び相対位置の少なくともいずれか一方を変化させ、前記第2の格子によってマスクングされた前記放射線像のパターン周期を変更する変更機構をさらに備える放射線撮影装置。
- [請求項5] 請求項4に記載の放射線撮影装置であって、
前記変更機構は、前記第1の格子に照射される放射線の光軸まわりに、前記第1の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方を回転させる放射線撮影装置。
- [請求項6] 請求項4に記載の放射線撮影装置であって、
前記変更機構は、前記第1の格子に照射される放射線の光軸に対して、前記第1の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方

を傾斜させる放射線撮影装置。

- [請求項7] 請求項4に記載の放射線撮影装置であって、
前記変更機構は、前記第1の格子に照射される放射線の光軸に沿って前記第1の格子及び前記格子パターンの少なくともいずれか一方を移動させる放射線撮影装置。
- [請求項8] 請求項1から7のいずれか一項に記載の放射線撮影装置であって、
前記線量検出器の受光部は、前記第1の格子に照射される放射線の光軸に直交する面内において分布して設けられている放射線撮影装置。
。
- [請求項9] 請求項1から8のいずれか一項に記載の放射線撮影装置であって、
前記格子パターンは、前記放射線像に対して互いに位相の異なる複数の相対位置に置かれる放射線撮影装置。
- [請求項10] 請求項9に記載された放射線撮影装置であって、
前記格子パターンは、第2の格子であって、
前記第1の格子及び前記第2の格子のいずれか一方を移動させ、前記第2の格子を前記放射線像に対して前記複数の相対位置に置く走査機構をさらに備える放射線撮影装置。
- [請求項11] 請求項10に記載された放射線撮影装置であって、
前記線量検出器は、前記第2の格子に隣接して配置される放射線撮影装置。
- [請求項12] 請求項9に記載された放射線撮影装置であって、
前記格子パターンは、前記放射線画像検出器に設けられている放射線撮影装置。
- [請求項13] 請求項12に記載された放射線撮影装置であって、
前記放射線画像検出器は、放射線を電荷に変換する変換層と、前記変換層において変換された電荷を収集する電荷収集電極と、を画素毎に備え、
前記電荷収集電極は、前記放射線像のパターン周期に実質的に一致

する周期を有する線状電極群を複数含み、

前記複数の線状電極群は、互いに位相が異なるように配列されており、

前記格子パターンは、前記複数の線状電極群の各々により構成されている放射線撮影装置。

[請求項14] 請求項12又は請求項13に記載された放射線撮影装置であって、
前記線量検出器は、前記放射線画像検出器に隣接して設けられている放射線撮影装置。

[請求項15] 請求項1から14のいずれか一項に記載された放射線撮影装置であって、
前記第1の格子は、吸収型格子である放射線撮影装置。

[請求項16] 請求項1から14のいずれか一項に記載された放射線撮影装置であって、
前記第1の格子は、位相型格子である放射線撮影装置。

[請求項17] 請求項1から16のいずれか一項に記載された放射線撮影装置であって、
前記第1の格子に向けて放射線を照射する放射線源をさらに備える放射線撮影装置。

[請求項18] 請求項1から17のいずれか一項に記載の放射線撮影装置と、
前記線量検出器で検出される線量に基づいて露光制御する制御部と、
を備える放射線撮影システム。

[請求項19] 請求項18に記載の放射線撮影システムであって、
前記格子パターンは、前記放射線像に対して互いに位相の異なる複数の相対位置に置かれ、
前記放射線画像検出器は、前記格子パターンが互いに異なる前記相対位置に置かれる各撮影ステップにおいて、前記格子パターンによってマスキングされる前記放射線像を検出し、

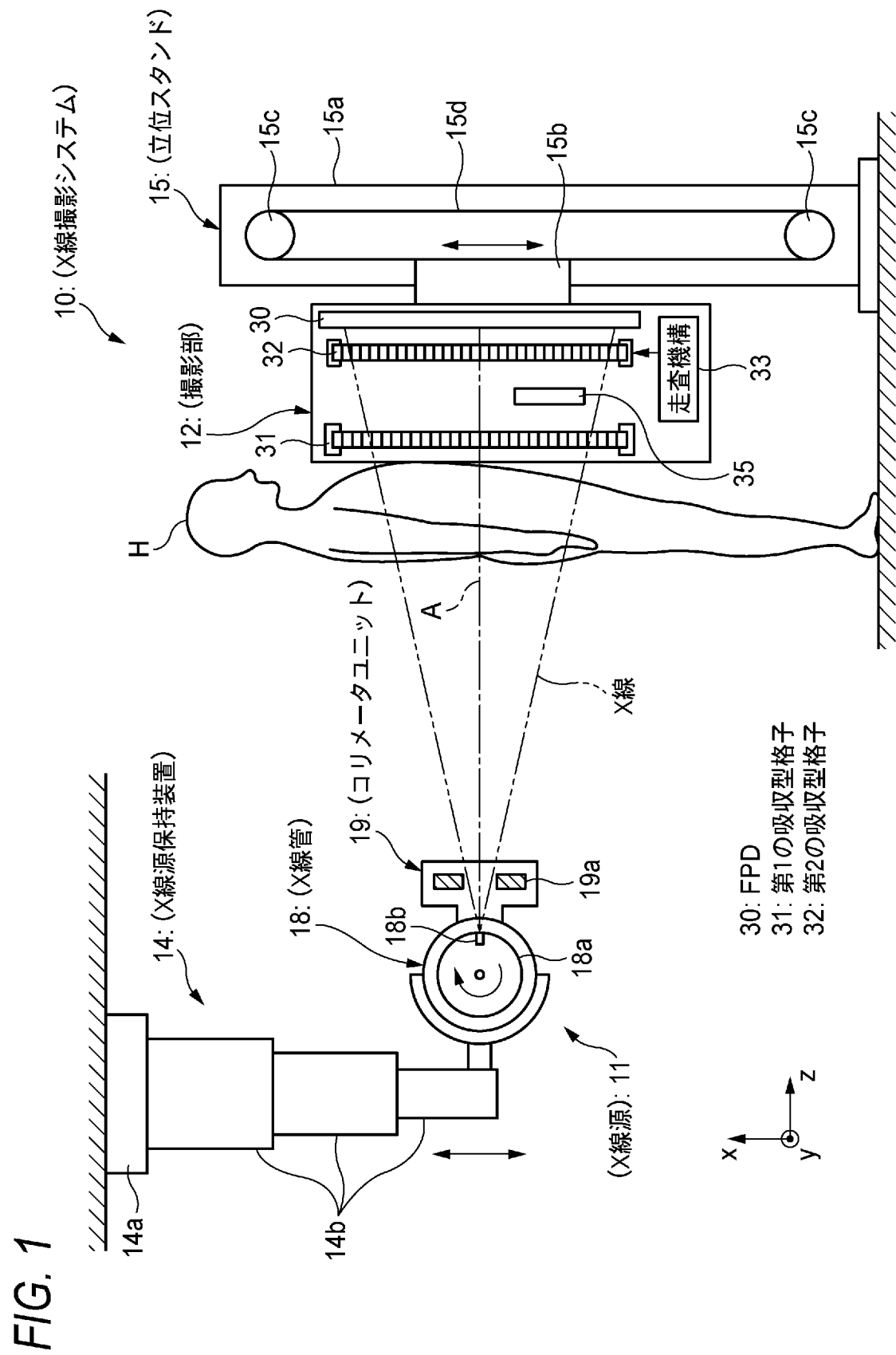
前記制御部は、前記各撮影ステップの間で、前記線量検出器で検出される線量が一定となるように露光制御する放射線撮影システム。

[請求項20]

請求項19に記載の放射線撮影システムであって、

前記放射線検出器の前記放射線画像検出器で取得される放射線画像から、前記放射線画像検出器に入射する放射線の屈折角の分布を演算し、この屈折角の分布に基づいて、被写体の位相コントラスト画像を生成する演算部をさらに備える放射線撮影システム。

[図1]



[図2]

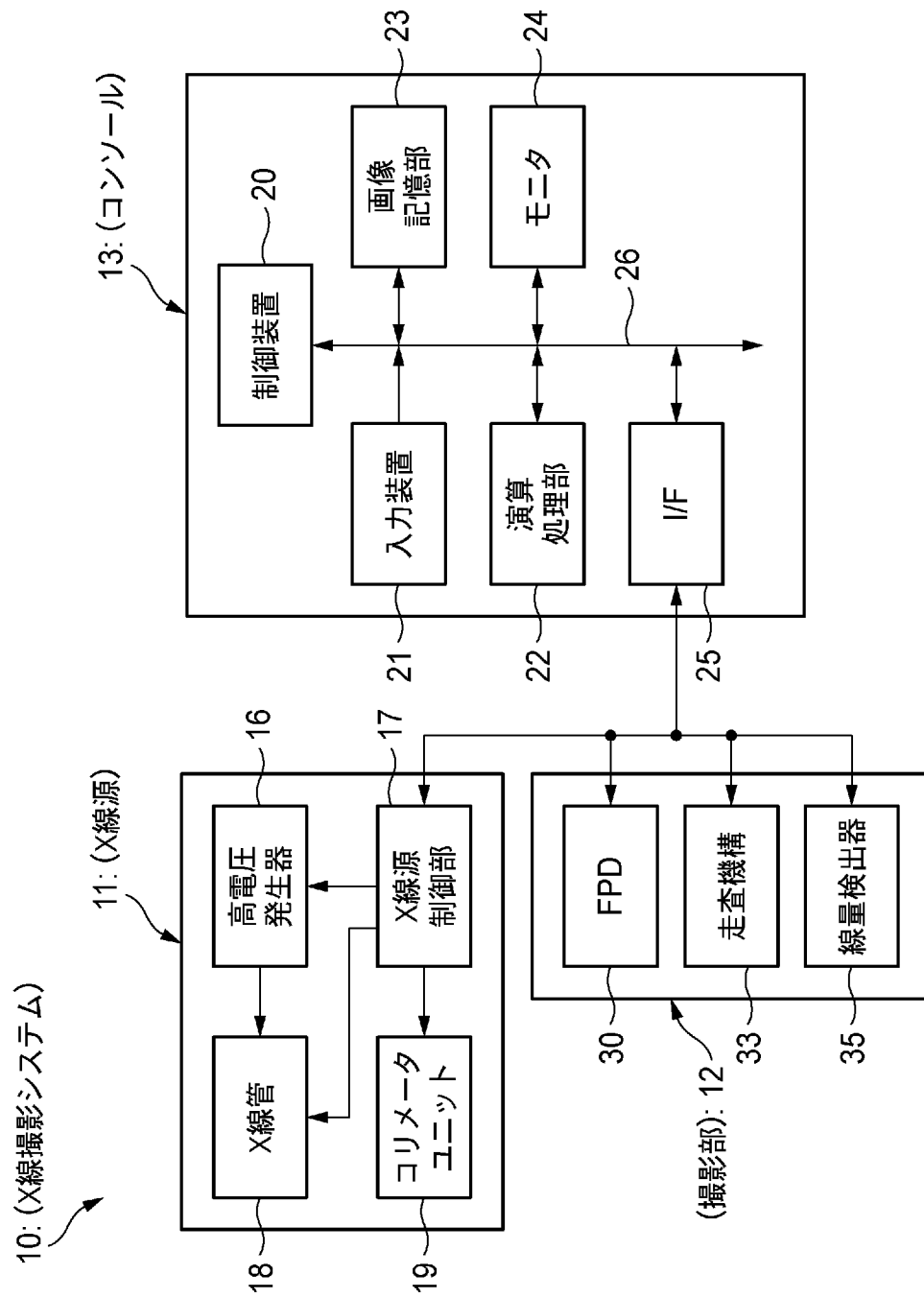
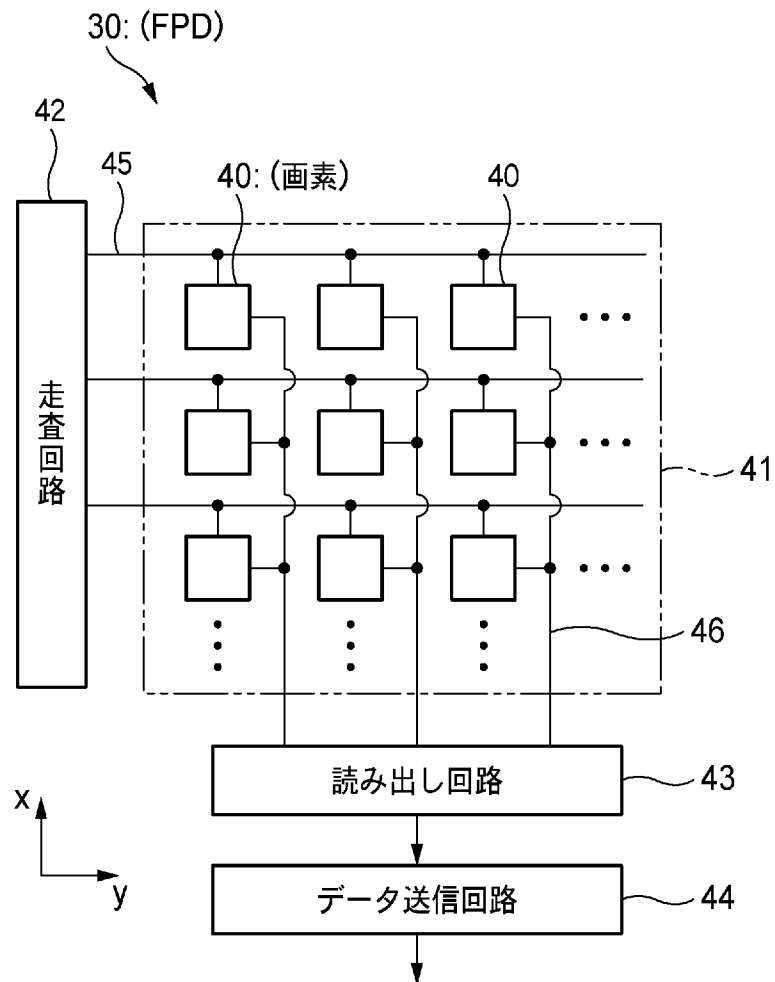


FIG. 2

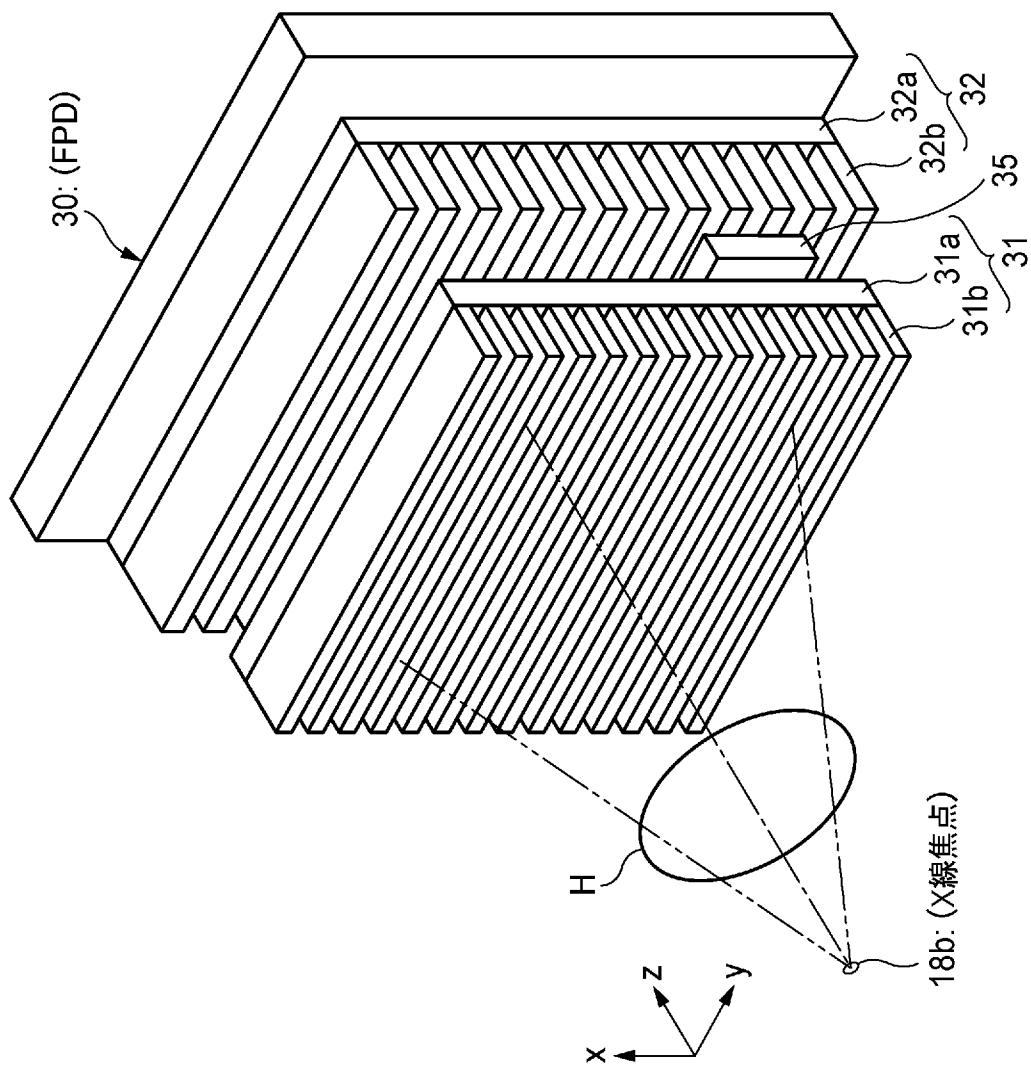
[図3]

FIG. 3



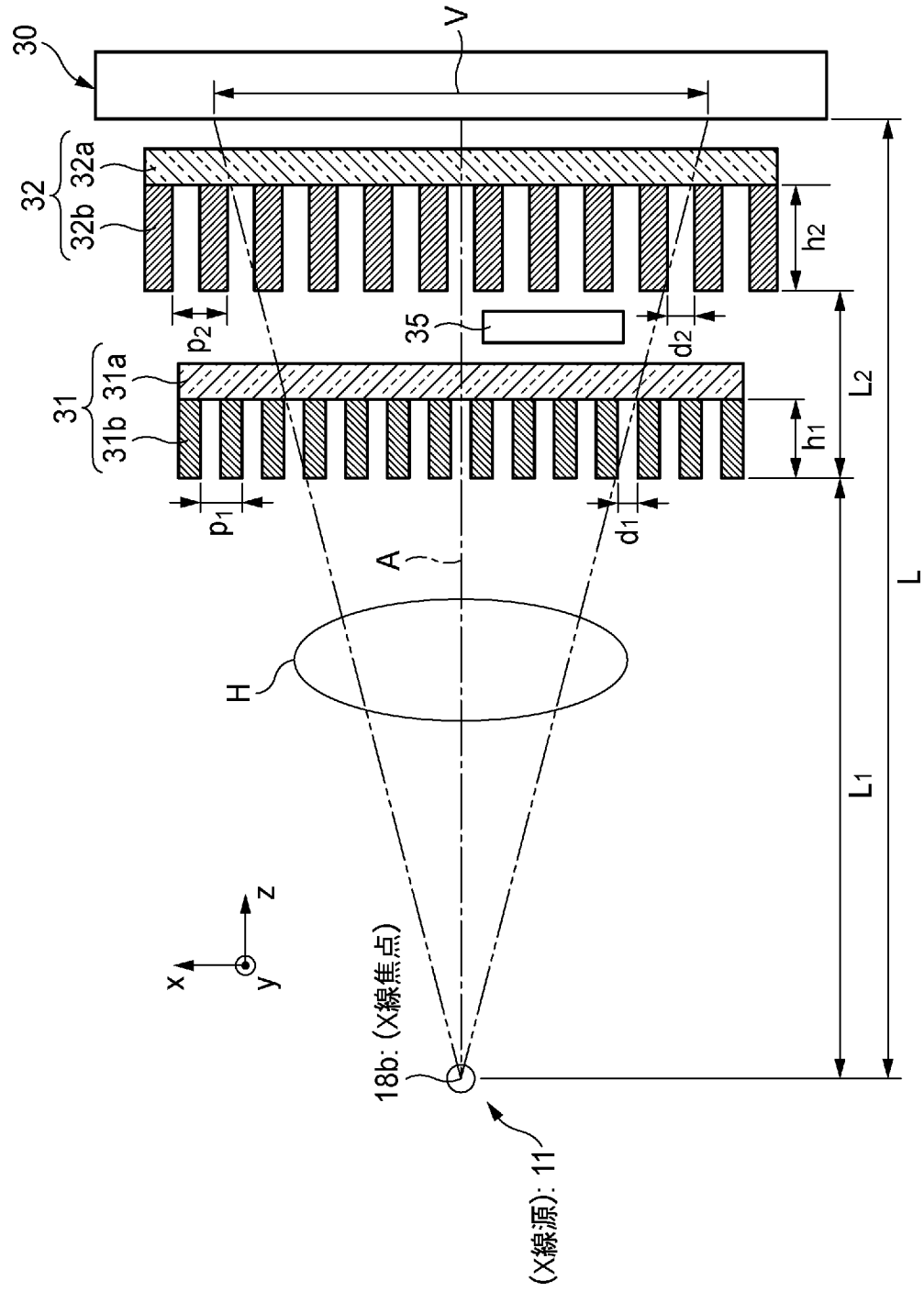
[図4]

FIG. 4



[図5]

FIG. 5



[図6]

FIG. 6A

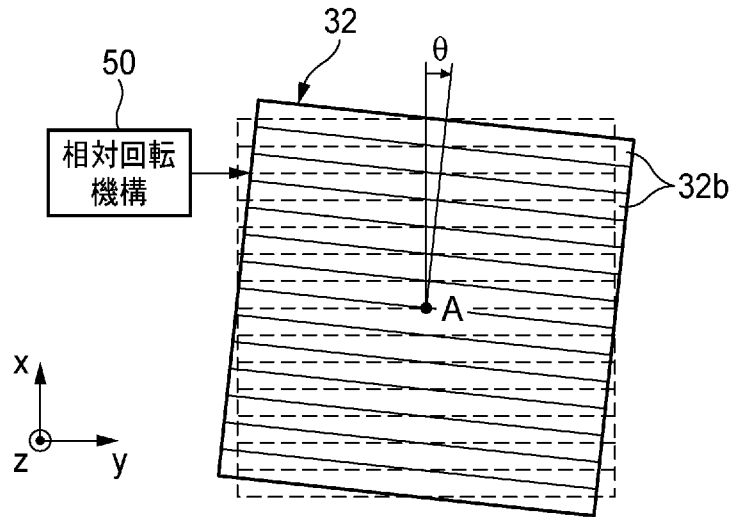


FIG. 6B

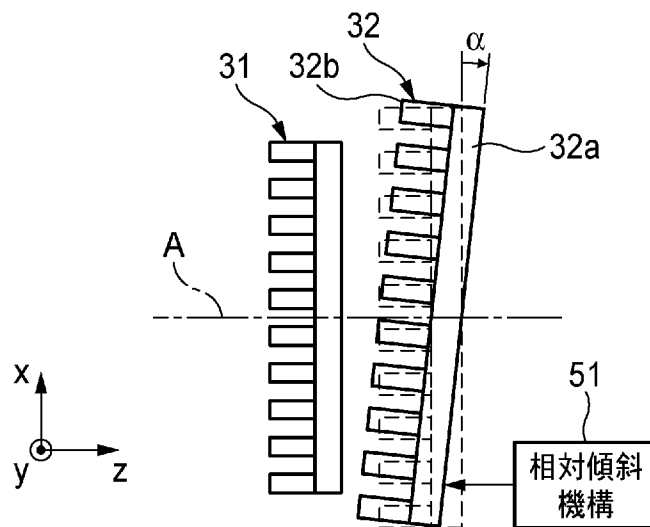


FIG. 6C

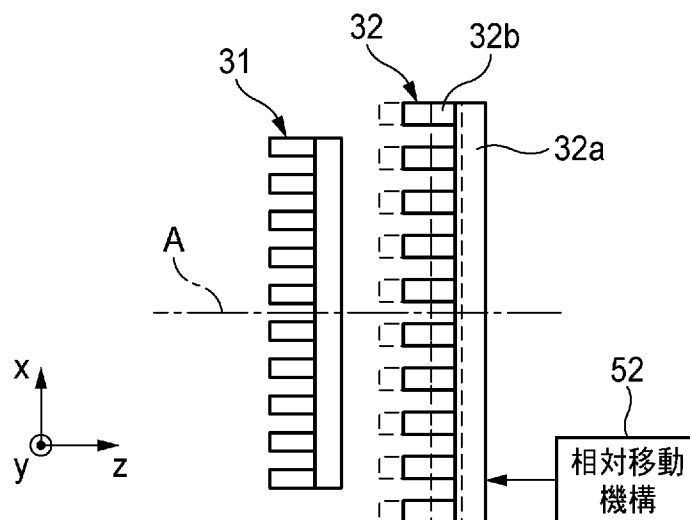
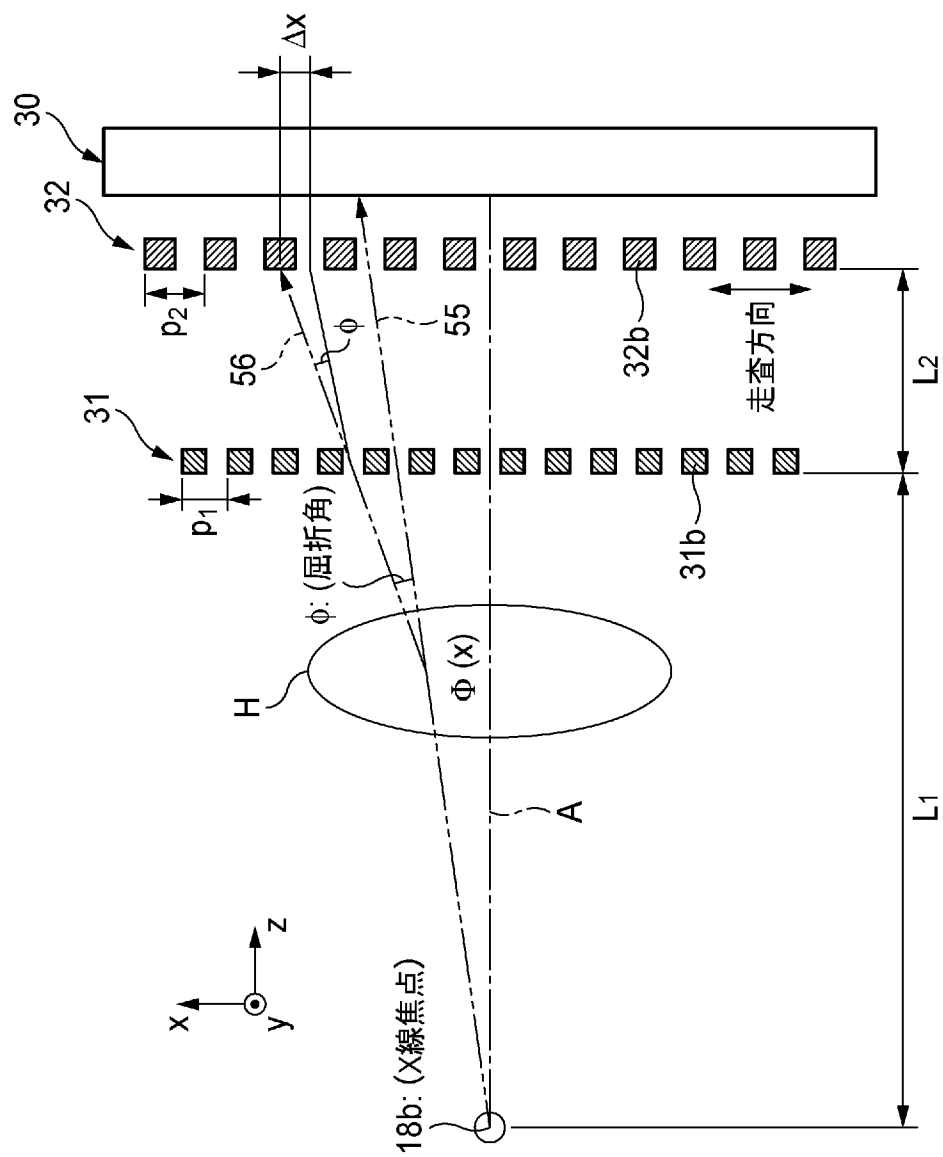
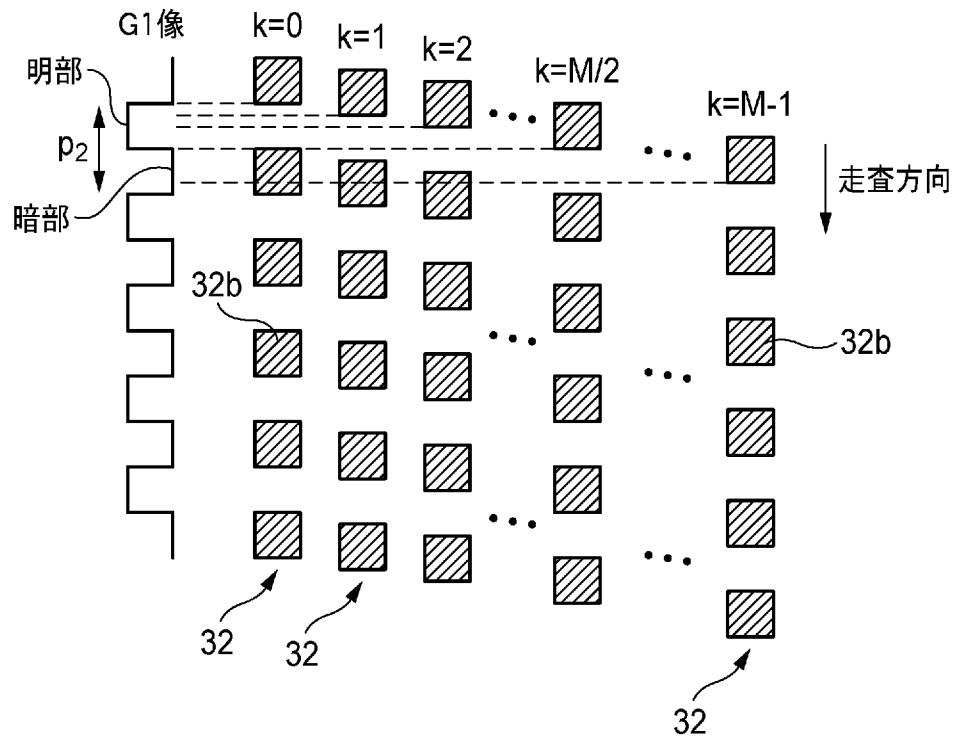


FIG. 7



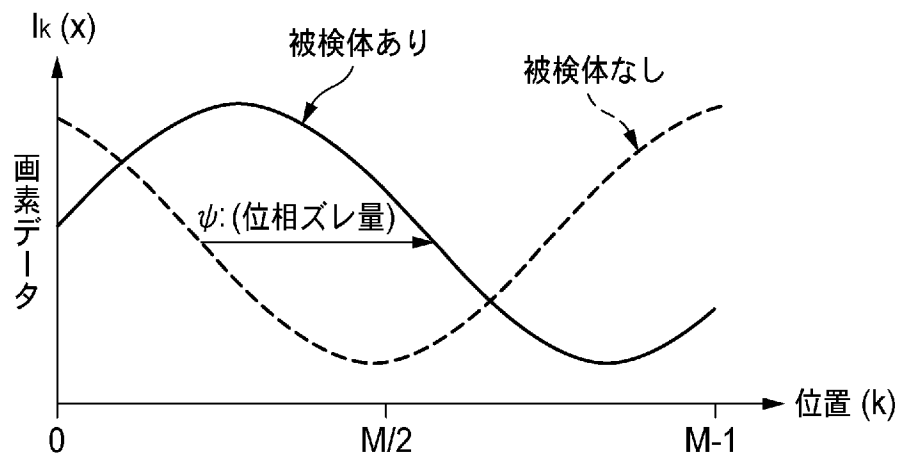
[図8]

FIG. 8



[図9]

FIG. 9



[図10]

FIG. 10A

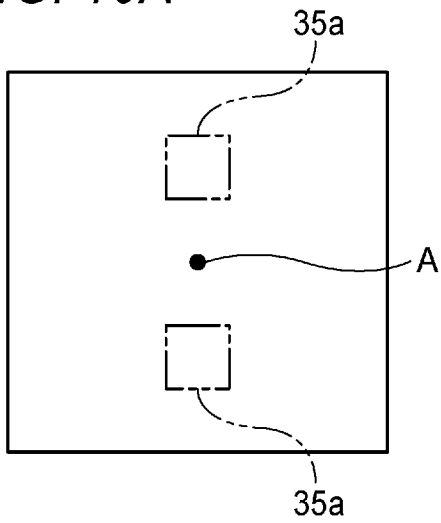


FIG. 10B

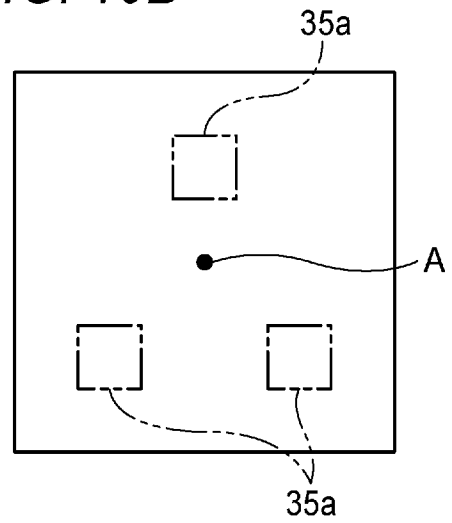


FIG. 10C

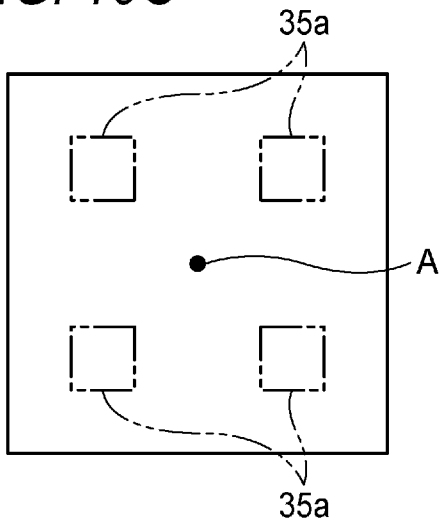


FIG. 10D

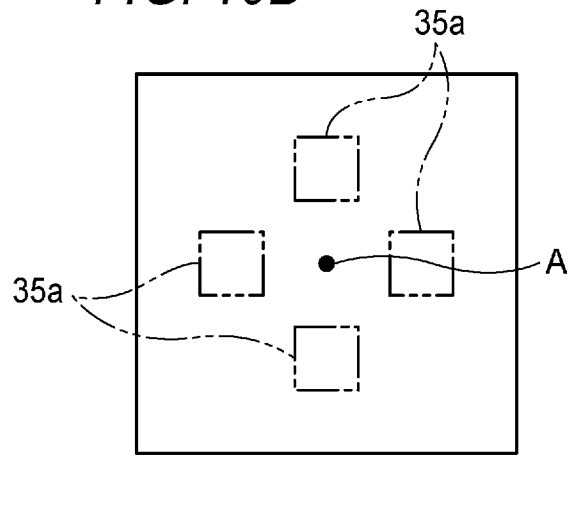


FIG. 10E

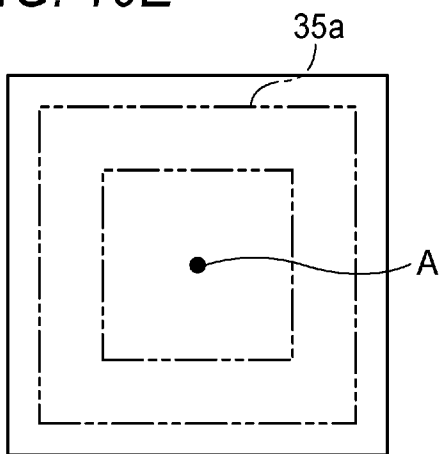
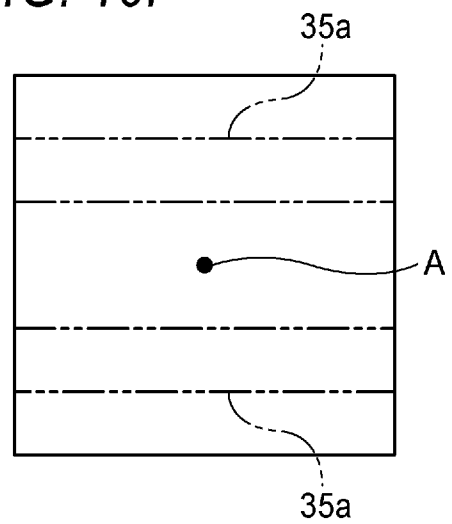


FIG. 10F



[図11]

FIG. 11

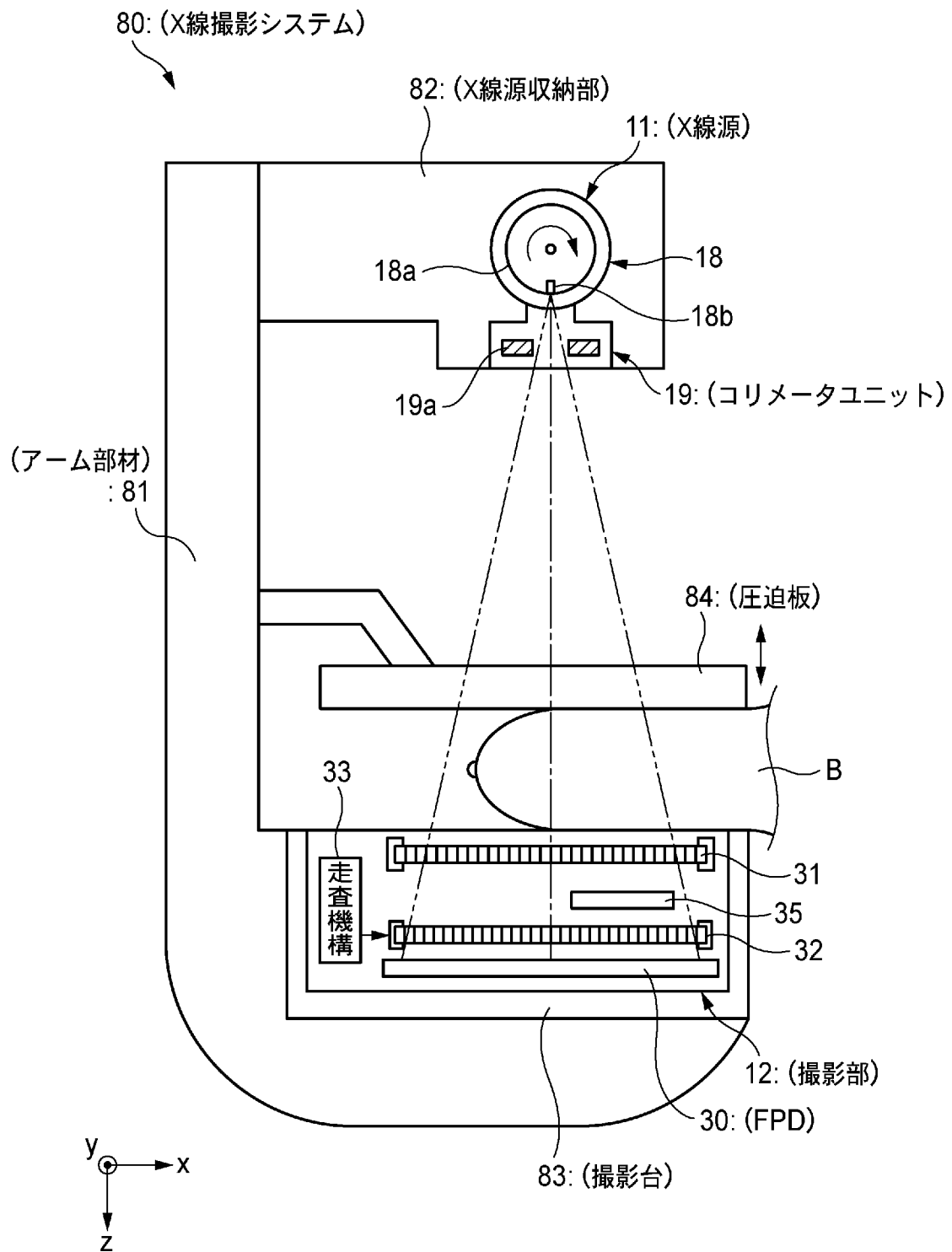
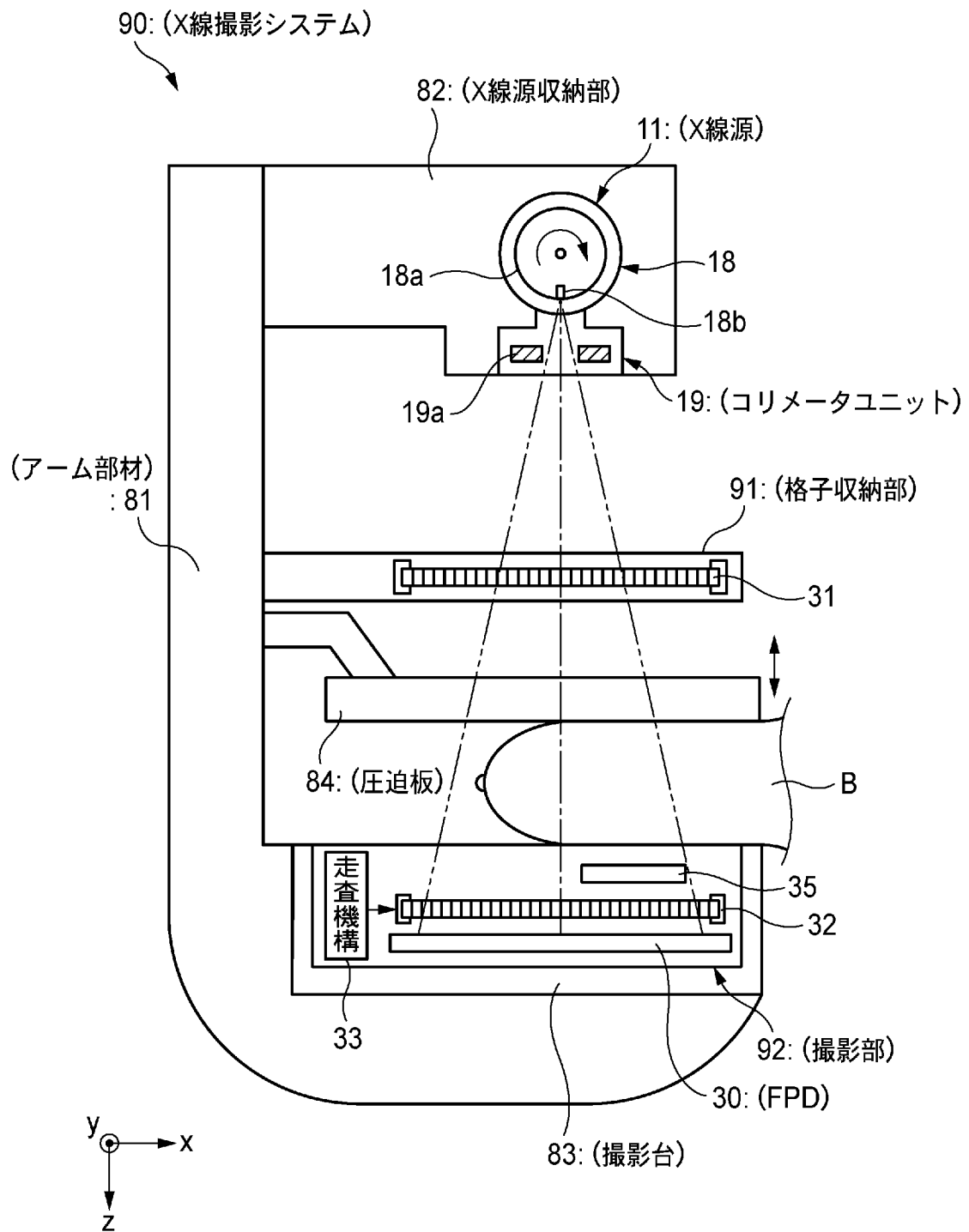
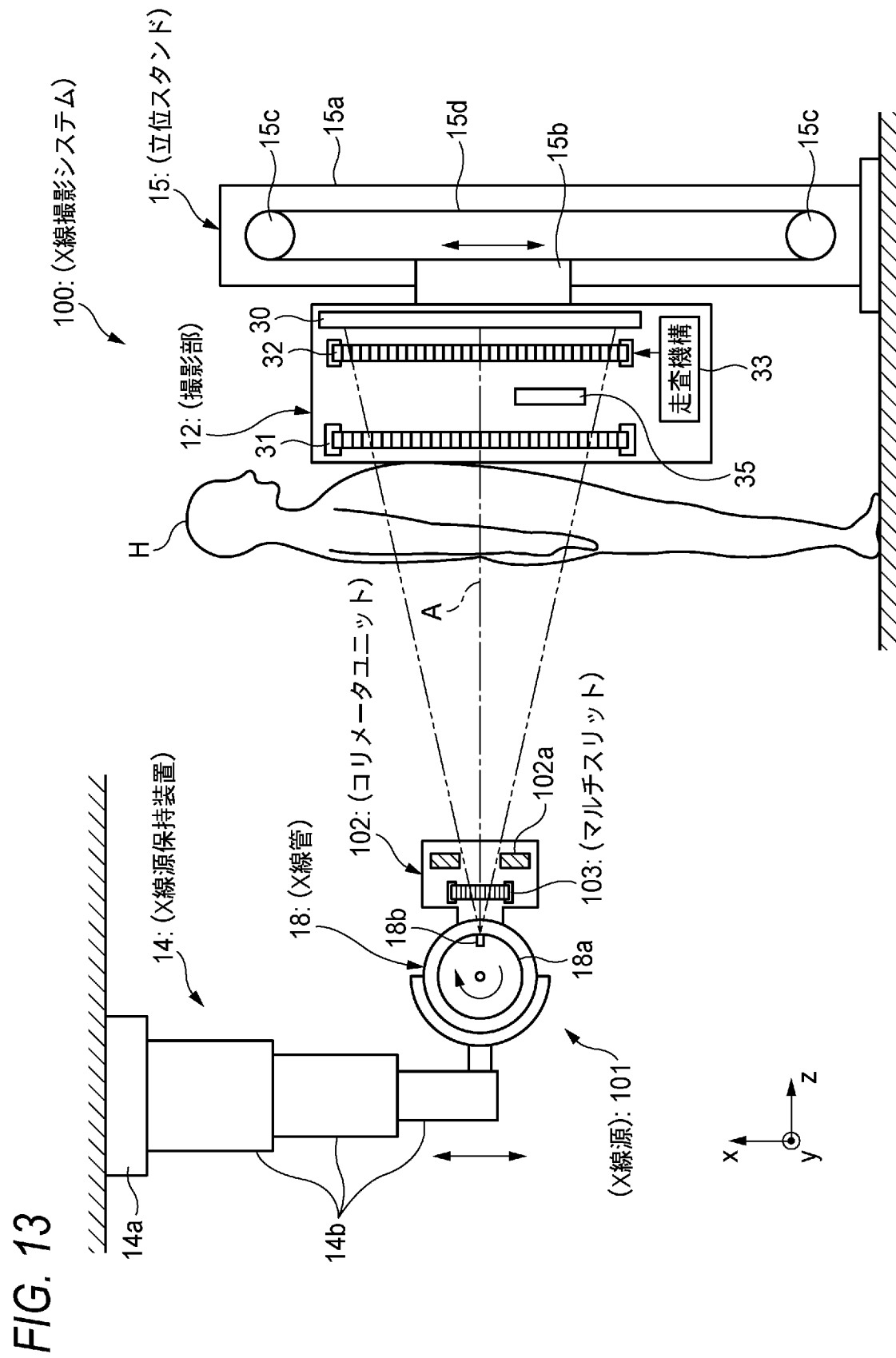


FIG. 12

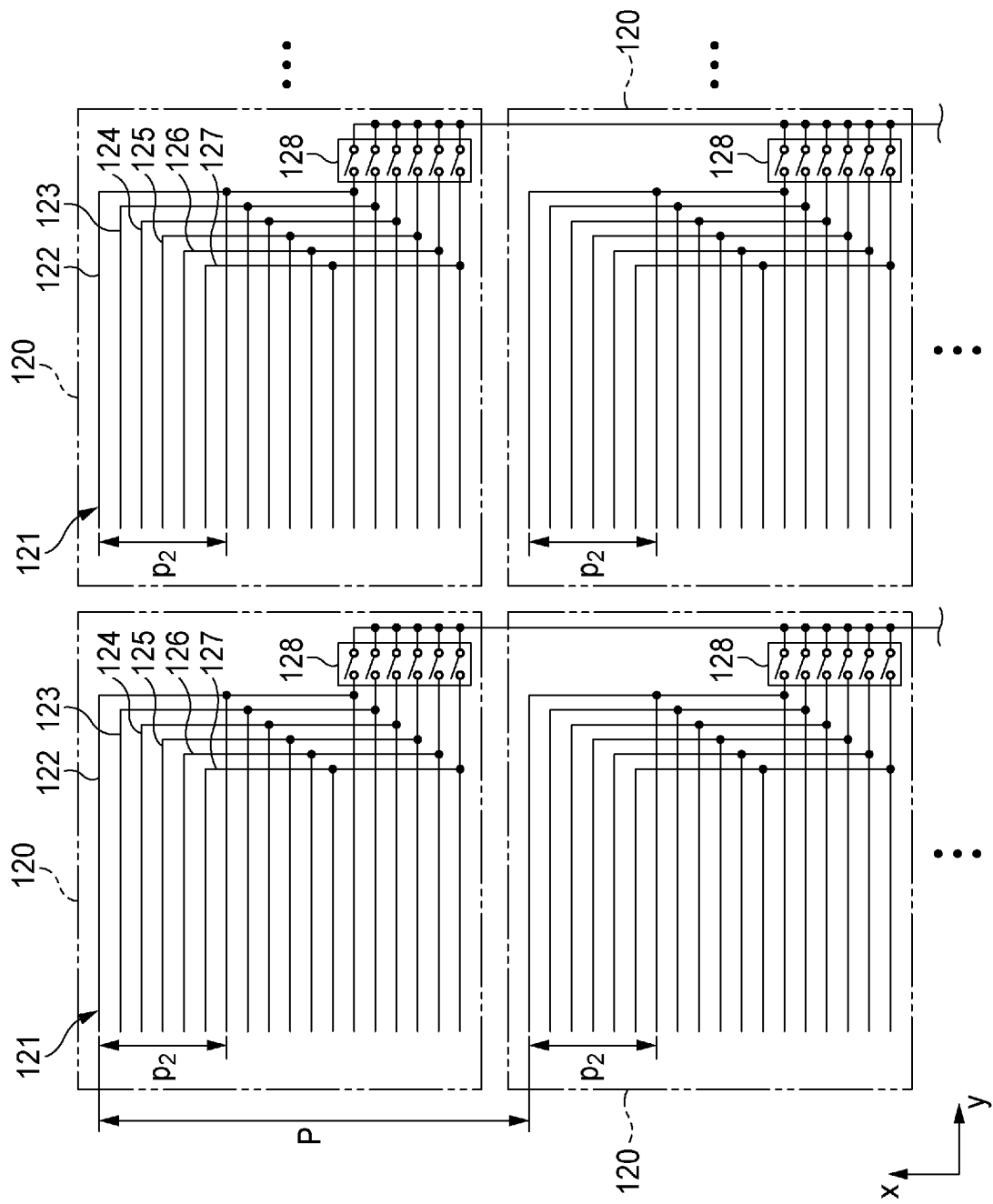


[図13]



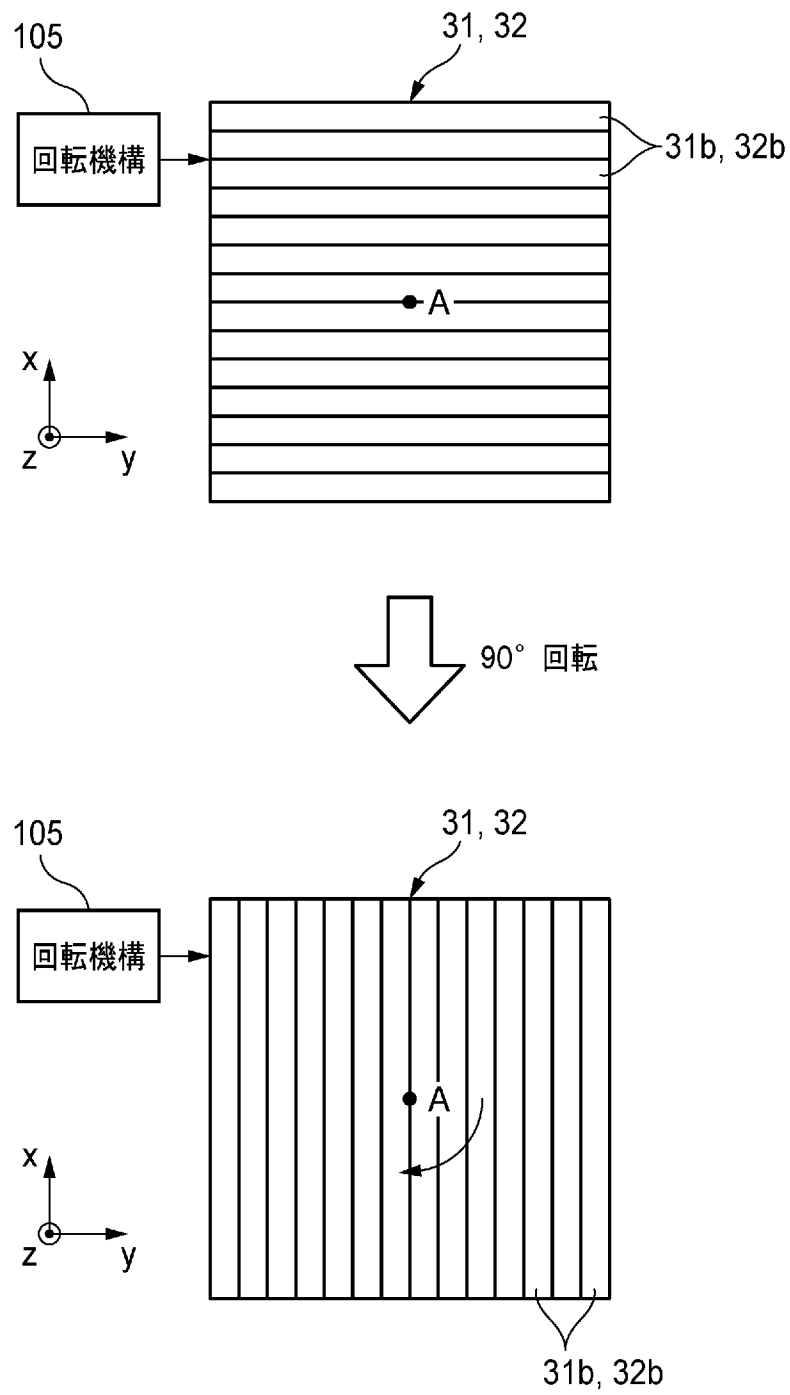
[図14]

FIG. 14



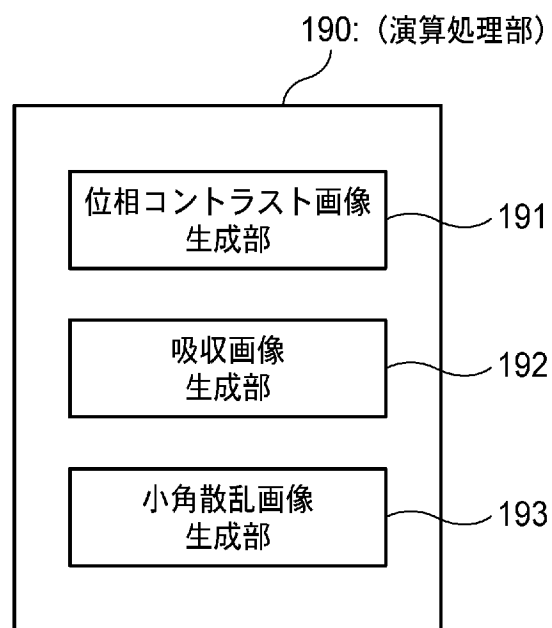
[図15]

FIG. 15



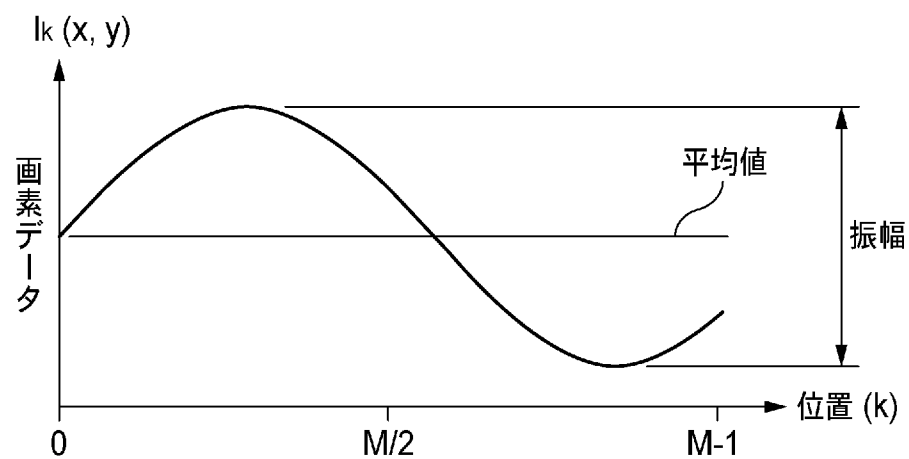
[図16]

FIG. 16



[図17]

FIG. 17



[図18]

FIG. 18A

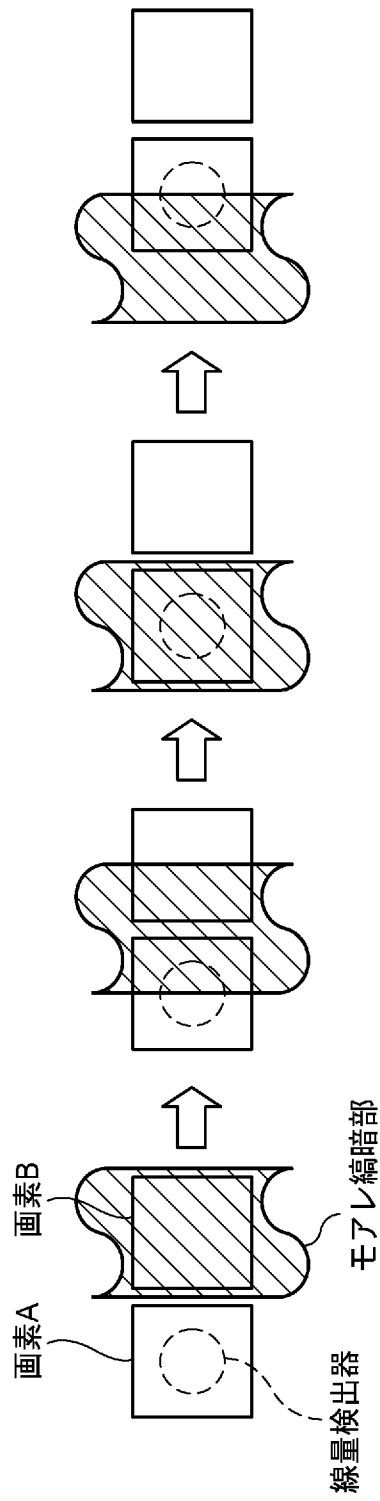


FIG. 18B

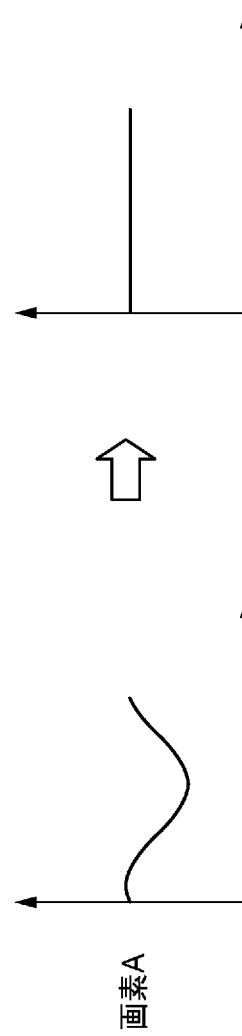
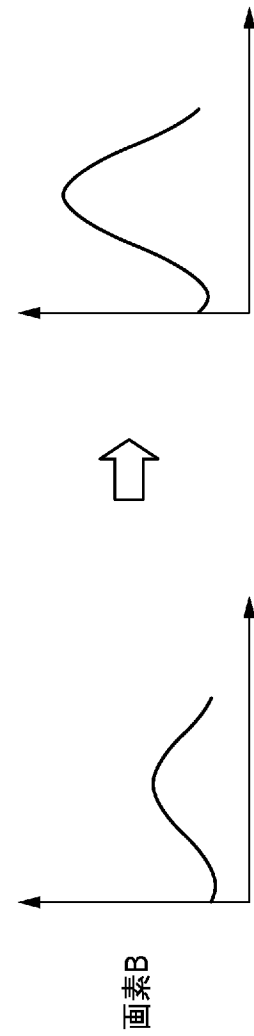


FIG. 18C



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/074365

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00 (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)

A61B6/00-6/14

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2004/058070 A1 (Atsushi MOMOSE), 15 July 2004 (15.07.2004), entire text; fig. 1 to 10 & JP 4445397 B & US 2005/0286680 A1 & EP 1623671 A1	1-20
A	JP 2008-545981 A (Paul Scherrer Institute), 18 December 2008 (18.12.2008), entire text; fig. 1 to 12 & US 2009/0092227 A1 & EP 1731099 A1 & WO 2006/131235 A1	1-20

☐ 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 January, 2012 (16.01.12)

Date of mailing of the international search report
24 January, 2012 (24.01.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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

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. A61B6/00-6/14

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

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	WO 2004/058070 A1（百生敦）2004.07.15, 全文, 第 1-10 図 & JP 4445397 B & US 2005/0286680 A1 & EP 1623671 A1	1 - 2 0
A	JP 2008-545981 A（パウル・シェラー・インスティトゥート） 2008.12.18, 全文, 第 1-12 図 & US 2009/0092227 A1 & EP 1731099 A1 & WO 2006/131235 A1	1 - 2 0

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 . 0 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

2 4 . 0 1 . 2 0 1 2

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）

安田 明央

2 Q

9 3 0 9

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