

(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

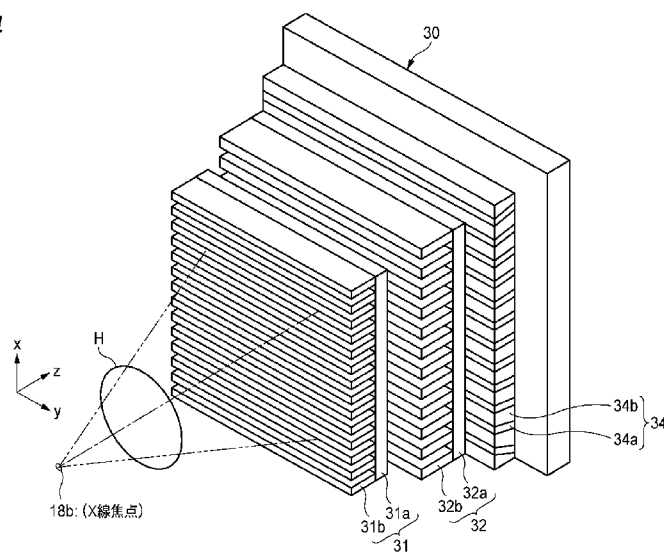
(10) 国際公開番号
WO 2012/057045 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) G01T 7/00 (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/074364
- (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 2010-239108 2010年10月25日(25.10.2010) 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2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).
- (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: X-RAY IMAGING DEVICE, X-RAY IMAGING SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置、放射線撮影システム

FIG. 4



18b X-ray focal point

(57) Abstract: In phase imaging using radiation such as X-rays, a scattering elimination grid is used to eliminate or reduce scattered rays, and the scattering elimination grid prevents observed X-rays from affecting phase changes, and increases the quality of the phase contrast radiological images that are obtained. A radiation imaging system (10) is provided with an imaging unit (12), a radiation source (11), and an operation unit (13) that generates a phase contrast image of an object from a plurality of radiological images acquired by the imaging unit. The imaging unit (12) is provided with a first grid (31), a second grid (32) that forms a second periodic pattern image by partially masking a first periodic pattern image formed by radiation that has passed through the first grid, a radiation image detector (30) that detects the second periodic pattern image, and a scattering elimination grid (34) that eliminates scattered rays. The scattering elimination grid (34) is positioned between the second grid and the radiation image detector.

(57) 要約:

[続葉有]

X線等の放射線による位相イメージングにおいて、散乱除去格子を用いて散乱線を除去あるいは低減するとともに、散乱除去格子が、観測されるX線の位相変化に影響を及ぼすことを防止し、得られる放射線位相コントラスト画像の画質を高める。放射線撮影システム10は、撮影部12と、放射線源11と、撮影部で取得される複数の放射線画像から被写体の位相コントラスト画像を生成する演算部13と、を備えている。撮影部12は、第1の格子31と、第1の格子を通過した放射線によって形成される第1の周期パターン像を部分的に遮蔽することにより第2の周期パターン像を形成する第2の格子32と、第2の周期パターン像を検出する放射線画像検出器30と、散乱線を除去する散乱除去格子34と、を備えており、散乱除去格子34は、第2の格子と放射線画像検出器との間に配置されている。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影装置、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物質の特性（原子番号、密度、厚さ）の差異に応じた量の減衰（吸収）を受けた後、X線画像検出器の各画素に入射する。この結果、被写体のX線吸収像がX線画像検出器により検出され画像化される。X線画像検出器としては、X線増感紙とフィルムとの組み合わせや輝尽性蛍光体のほか、半導体回路を用いたフラットパネル検出器（F P D : F l a t P a n e l D e t e c t o r）が広く用いられている。また、X線の一部は被写体によって散乱され、散乱されたX線（散乱線）は画像の濃淡（コントラスト）を低下させる。このため、散乱線を除去あるいは低減する目的で、散乱除去格子が用いられている。散乱除去格子は、典型的には、X線を吸収する鉛や銅などの金属箔と、X線を透過する紙などの適宜な隙間材とを交互に積層した積層体をスライスして形成されている（例えば、特許文献1参照）。

[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るため、生体軟部組織やソフトマテリアルなどでは、X線吸収像としての十分な画像のコントラストが得られないといった問題がある。例えば、人体の関

節を構成する軟骨部とその周辺の関節液は、いずれも殆どの成分が水であり、両者のX線の吸収量の差が少ないため、濃淡差が得られにくい。

[0005] このような問題を背景に、近年、被写体による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2参照）。

[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、例えば、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] 上記の通り、X線位相イメージングは、被写体によって起こるX線の位相変化を観測するものであり、位相変化を観測することとは、被写体によって起こるX線の光路の変化、つまりはX線の屈折を観測することに相当する。しかし、X線と被写体との相互作用の中で、屈折以外にもX線の光路を変える物理現象が存在し、その一つとして被写体による散乱が例示される。そして、これらの現象は、X線の屈折に基づく位相変化によってもたらされる各画素の信号を劣化させる要因となる。被写体での散乱に対して、特許文献2に記載されたX線撮影システムにおいては、高アスペクト比に形成された第2の回折格子を用いて散乱線を除去する試みがなされている。

先行技術文献

特許文献

- [0009] 特許文献1：日本国特表2003-529087号公報
特許文献2：日本国特表2008-545981号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0010] 通常の散乱除去格子のX線遮蔽部には、一般に厚さ方向数mm程度の金属箔が用いられるところ、第2の回折格子のX線遮蔽部には、一般に厚さ方向100 μ m程度の金などが用いられており、散乱除去性能が不足する虞がある。一方で、第2の回折格子は、典型的には μ mオーダーのピッチで構成する必要があるため、散乱線を除去あるいは低減できる程に十分にX線遮蔽部が厚い、高アスペクト比の格子を製造することは非常に困難である。
- [0011] そこで、第2の回折格子とは別の散乱除去格子を用いることが考えられる。しかし、X線位相イメージングは、被写体を通過する際に生じるX線の位相変化に基づいて画像を形成するものであり、被写体を通過したX線の強度に基づいて画像を形成する従来のX線吸収イメージングに比べて、非常に高

感度である。このため、X線吸収イメージングでは画像上の陰影とはならなかった散乱除去格子表面の加工痕などの僅かな凹凸も、X線位相イメージングにおいては陰影となり得る。そして、この陰影は、被写体との区別、分離が困難であり、画像診断上の障害となる可能性がある。

[0012] 本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、X線等の放射線による位相イメージングにおいて、散乱除去格子を用いて散乱線を除去あるいは低減するとともに、散乱除去格子が、観測されるX線の位相変化に影響を及ぼすことを防止し、得られる放射線位相コントラスト画像の画質を高めることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0013] 放射線源と、前記放射線源から放射された放射線を通させて第1の周期パターン像を形成する第1の格子と、前記第1の格子に対して前記放射線源と反対側に配置され、前記第1の周期パターン像を部分的に遮蔽することによって生じる第2の周期パターン像を形成する第2の格子と、前記第2の周期パターン像を検出する放射線画像検出器と、前記第2の格子と前記放射線画像検出器との間に配置され、散乱線を除去する散乱除去格子と、を備える放射線撮影装置。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、散乱除去格子を用いることによって、散乱線を十分に除去あるいは低減することができる。そこにおいて、散乱除去格子を、第2の格子と放射線画像検出器との間に配置しており、散乱除去格子が、観測されるX線の位相変化に影響を及ぼすことを防止することができる。それにより、得られる放射線位相コントラスト画像の画質を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0015] [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における位相コントラスト画像の生成方法の他の例を説明するための模式図である。

[図11]図1の放射線撮影システムにおける位相コントラスト画像の生成方法の他の例を説明するための模式図である。

[図12]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13]図12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、放射線画像を生成する演算部の構成を示すブロック図である。

[図16]図15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。

発明を実施するための形態

[0016] 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。

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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 19 a を備えたコリメータユニット 19 とから構成されている。X線管 18 は、陽極回転型であり、電子放出源（陰極）としてのフィラメント（図示せず）から電子線を放出して、所定の速度で回転する回転陽極 18 a に衝突させることによりX線を発生する。この回転陽極 18 a の電子線の衝突部分がX線焦点 18 b となる。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] また、立位スタンド 15 には、プーリ 15 c 又は無端ベルト 15 d の移動量を計測することにより、撮影部 12 の上下方向に関する位置を検出するポテンシオメータ等の位置センサ（図示せず）が設けられている。この位置セ

ンサの検出値は、ケーブル等によりX線源保持装置14に供給される。X線源保持装置14は、供給された検出値に基づいて支柱部14b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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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、そして散乱線を除去する散乱除去格子34が設けられている。

[0026] FPD30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、並びに散乱除去格子34は、FPD30とX線源11との間に配置されている。

[0027] 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。

[0028] 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。

[0029] 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。

[0030] 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、TFT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。

[0031] なお、各画素40は、テルビウム賦活酸化ガドリニウム（ $Gd_2O_2S:Tb$ ）、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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 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 1 1 から照射される X 線のピーク波長より十分大きな値とすることで、照射 X 線に含まれる大部分の X 線をスリット部で回折させずに、直進性を保ったまま通過するように構成する。例えば、前述の回転陽極 1 8 a としてタングステンを用い、管電圧を 50 kV とした場合には、X 線のピーク波長は、約 0.4 Å である。この場合には、間隔 d_1 , d_2 を、1 ~ 10 μm 程度とすれば、スリット部で大部分の X 線が回折されずに幾何学的に投影される。

[0038] X 線源 1 1 から放射される X 線は、平行ビームではなく、X 線焦点 1 8 b を発光点としたコーンビームであるため、第 1 の吸収型格子 3 1 を通過して射影される投影像（以下、この投影像を G 1 像と称する）は、X 線焦点 1 8 b からの距離に比例して拡大される。第 2 の吸収型格子 3 2 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 3 2 の位置における G 1 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 1 8 b から第 1 の吸収型格子 3 1 までの距離を L_1 、第 1 の吸収型格子 3 1 から第 2 の吸収型格子 3 2 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。

[0039] [数 1]

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

[0040] 第 1 の吸収型格子 3 1 から第 2 の吸収型格子 3 2 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 1 0 の撮影部 1 2 では、第 1 の吸収型格子 3 1 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 3 1 の G 1 像が、第 1 の吸収型格子 3 1 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。

[0041] 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。

[0042] [数2]

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

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] [数3]

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

[0046] 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。

[0047] [数4]

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

[0048]

[数5]

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

[0049] 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、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。

[0050] 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。

[0051] [数6]

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

[0052] [数7]

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

[0053] 例えば、 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ 、 $d_2 = 3.0 \mu\text{m}$ であり、通常の病院での検査を想定して、 $L = 2 \text{ m}$ とした場合には、x方向の有効視野の長さVとして1

0 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。

[0054] 散乱除去格子34は、複数のX線遮蔽部34a及び複数のX線透過部34bで構成されている。

[0055] X線遮蔽部34aは、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、y方向）に延伸した帯状の部材で構成される。X線遮蔽部34a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、鉛や銅、タングステン等の金属箔が用いられる。X線遮蔽部34a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）に互いに間隔を空けて配列されている。X線透過部34bは、隣り合うX線遮蔽部34aの間を充填するように設けられている。X線透過部34bの材料としては、X線低吸収材が好ましく、例えば、高分子や軽金属等が用いられる。

[0056] 散乱除去格子34は、被写体Hの下流にあたる第2の吸収型格子32とFPD30との間に配置されており、被写体Hによって散乱されたX線（以下、散乱線という）のうち、進行方向にX線遮蔽部34aの配列方向（x方向）の成分を有する散乱線を除去あるいは低減する。更に、第2の吸収型格子32とFPD30との間（第2の吸収型格子32の下流）に配置された散乱除去格子34は、第1の吸収型格子31や第2の吸収型格子32において発生する散乱線についても除去あるいは低減することができる。

[0057] 散乱除去格子34は、X線遮蔽部34aが配列される方向（x方向）に沿った断面において、X線遮蔽部34a各々がX線源11から照射されるX線の光軸Aに平行となる、いわゆる平行グリッドであってもよいが、図示の例のように、X線遮蔽部34a各々の延長が放射線焦点に集束する、所謂、集束グリッドであることが好ましい。それによれば、被写体Hで散乱されることなくX線源11からの放射方向に略沿って進行するX線に対して、いわゆるケラレを生じにくくすることができる。なお、被写体Hによって屈折されたX線の位相変化（角度変化）は典型的には数 μrad であって、屈折され

たX線は、X線源 11 からの放射方向に略沿って進行する。

[0058] 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。ここで、散乱除去格子 34 によって被写体等による散乱線が除去あるいは低減されることにより、撮像される強度変調像のコントラストの低下が防止されている。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。

[0059] 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。

[0060] [数8]

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

[0061] 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）。

[0062] [数9]

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

[0063] 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。

[0064] [数10]

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

[0065] 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100 μ m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。

[0066] 図6に、モアレ周期Tを変更する方法を示す。

[0067] 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' 」 $\rightarrow$ 「 $p_2' / \cos \theta$ 」と変化し、この結果、モアレ周期Tが変化する（FIG. 6A）。

[0068] 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' 」 $\rightarrow$ 「 $p_2' \times \cos \alpha$ 」と変化し、この結果、モアレ周期Tが変化する（FIG. 6B）。

[0069] 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31, 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)。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] 次に、モアレ縞の解析方法について説明する。

[0073] [解析方法1]

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、散乱除去格子の図示は省略する。

[0074] 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。

[0075] 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。

[0076] [数11]

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

[0077] 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いて、近似的に次式(12)で表される。

[0078] [数12]

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

[0079] 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。

[0080] [数13]

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

[0081] 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。

[0082] [数14]

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

[0083] 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。

[0084] 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。

[0085] 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。

[0086] 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。

[0087] 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。

[0088] $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ 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。

[0089] [数15]

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

[0090] 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。

[0091] 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。

[0092] [数16]

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

[0093] [数17]

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

[0094] 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。

[0095] 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。

[0096] 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。

[0097] 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。

[0098] [解析方法2]

図10は、X線撮影装置1における位相コントラスト画像の生成方法の他の例を示す。

[0099] 以下に説明する方法においては、上述した縞走査法によって取得される複数の画像と等価な複数の画像を、一度の撮影によって取得する。

[0100] 第1の及び第2の吸収型格子31、32を、光軸Cを中心として角度 θ だけ相対的に回転して配置することにより、G1像及び第2の吸収型格子32を角度 θ だけ相対的に回転させる。FPD30の受像面の位置におけるG1像の周期的強度分布と第2の吸収型格子32の射影(X線遮蔽部32bの周期的配列の射影)との重なり合いは、第1の吸収型格子31の格子ピッチ方向(x方向)と直交する方向(y方向)に周期的に変化する。

[0101] 回転角 θ は、y方向の画素40の配列ピッチを P_y 、取得する画像データの数をMとして、上記変化のn周期(ただし、nは0及びMの倍数を除く整数)分に相当する距離Dが $D = P_y \times M$ となるように設定される。それによ

り、 y 方向に隣り合う M 個の画素 40 を一単位として、単位毎の M 個の画素間で、 $G1$ 像の周期的強度分布と第 2 の吸収型格子 32 の X 線遮蔽部 32b の周期的配列との位相が互いに異なる状態が形成される。図示の例は、 $M=5$ 、 $n=1$ の場合を示している。

[0102] そして、 M 行おきの複数の画素行を一組として、組毎に、その組の画素行群の各画素 40 から読み出される電荷に基づいて画像を形成することにより、 M 個の画像が取得される。図示の例のように $M=5$ 、 $n=1$ として回転角 θ を設定した場合には、 $(5 \times k - 4)$ 行 ($k=1, 2, \dots$) の画素行群から第 1 の画像が取得され、 $(5 \times k - 3)$ 行の画素行群から第 2 の画像が取得され、 $(5 \times k - 2)$ 行の画素行群から第 3 の画像が取得され、 $(5 \times k - 1)$ 行の画素行群から第 4 の画像が取得され、 $(5 \times k)$ 行の画素行群から第 5 の画像が取得される。

[0103] 以上により取得される M 個の画像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、上述した縞走査法と同様である。

[0104] 上述した位相コントラスト画像の生成方法によれば、モアレ縞の解析に要する複数の画像を一度の撮影で取得することができ、複数回の撮影の間の第 1 の吸収型格子 31 又は第 2 の吸収型格子 32 の移動、及び高精度が要求されるその走査機構 33 が不要となる。そのため、撮影ワークフローの向上と装置の簡易化が可能になる。また、各撮影間の被写体の移動に起因する画質低下を解消することができる。

[0105] [解析方法 3]

図 11 は、X 線撮影装置 1 における位相コントラスト画像の生成方法の他の例を示す。

[0106] 以下に説明する方法においては、上述した縞走査法に替えて、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いてモアレ縞の解析を行い、位相コントラスト画像を生成する。

[0107] $G1$ 像と第 2 の吸収型格子 32 との重ね合わせによって形成されるモアレ縞は次式 (18) で表すことができ、式 (18) は次式 (19) に書き換え

ることができる。

[0108] [数18]

$$f(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos(2\pi(f_{0x}x + f_{0y}y) + \phi(x, y)) \quad \cdots(18)$$

[0109] [数19]

$$f(x, y) = a(x, y) + c(x, y) \exp(2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) + c^*(x, y) \exp(-2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) \quad \cdots(19)$$

[0110] 式(18)において、 $a(x, y)$ はバックグラウンドを表し、 $b(x, y)$ はモアレ縞の基本周期に対応した空間周波数成分の振幅を表し、 (f_{0x}, f_{0y}) はモアレ縞の基本周期を表す。また式(19)において、 $c(x, y)$ は次式(20)で表される。

[0111] [数20]

$$c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y) \exp[i\phi(x, y)] \quad \cdots(20)$$

[0112] 従って、 $c(x, y)$ 又は $c^*(x, y)$ の成分を取り出すことによって屈折角 $\phi(x, y)$ の情報を得ることができる。ここで、式(17)はフーリエ変換によって次式(21)となる。

[0113] [数21]

$$F(f_x, f_y) = A(f_x, f_y) + C(f_x - f_{0x}, f_y - f_{0y}) + C^*(f_x + f_{0x}, f_y + f_{0y}) \quad \cdots(21)$$

[0114] 式(21)において、 $F(f_x, f_y)$ 、 $A(f_x, f_y)$ 、 $C(f_x, f_y)$ は、それぞれ $f(x, y)$ 、 $a(x, y)$ 、 $c(x, y)$ に対する2次元のフーリエ変換である。

[0115] 第1及び第2の吸収型格子31、32のような1次元格子を使用した場合に、画像の空間周波数スペクトルには、図11に示すように、少なくとも、 $A(f_x, f_y)$ に由来するピークと、これを挟んで $C(f_x, f_y)$ 及び $C^*(f_x, f_y)$ に由来する周期パターンの基本周期に対応した空間周波数成分のピークとの3つのピークが生じる。 $A(f_x, f_y)$ に由来するピークは原点に、また、 $C(f_x, f_y)$ 及び $C^*(f_x, f_y)$ に由来するピークは $(\pm f_{0x}, \pm f_{0y})$ (複合同順) の位置に生じる。

- [0116] 画像の空間周波数スペクトルから屈折角 $\phi(x, y)$ を得るには、モアレ縞の基本周期に対応する空間周波数成分のピーク周波数を含む領域を切り出し、ピーク周波数が周波数空間の原点に重なるように切り出した領域を移動させ、逆フーリエ変換を行う。そして、逆フーリエ変換によって得られる複素数情報から屈折角 $\phi(x, y)$ を得ることができる。屈折角 $\phi(x, y)$ から位相コントラスト画像を生成する方法については、上述した縞走査法と同様である。
- [0117] 上述した位相コントラスト画像の生成方法によれば、一つの画像から位相コントラスト画像を生成することができ、よって一度の撮影で済むため、複数回の撮影の間の第1の吸収型格子31又は第2の吸収型格子32の移動、及び高精度が要求されるその走査機構33が不要となる。そのため、撮影ワークフローの向上と装置の簡易化が可能になる。また、各撮影間の被写体の移動に起因する画質低下を解消することができる。
- [0118] 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。
- [0119] 上記の第1及び第2の吸収型格子31、32を用いたX線位相イメージングでは、第2の吸収型格子32より上流にある被写体Hを含む物体でのX線の屈折が観測される。そのため、第2の吸収型格子32より上流（例えば被写体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と第2の吸収型格子32との間）に散乱除去格子が存在すると、散乱除去格子でのX線の屈折が被写体HでのX線の屈折と区別なく観測される。そして、X線の屈折は、物体中におけるX線が透過する光学的距離が異なる領域、特に透過する物体のエッジ部で顕著に発生するため、散乱除去格子の表面の僅かな凹凸であっても検出されてしまう。
- [0120] 本X線撮影システム10においては、散乱除去格子34が第2の吸収型格子32とFPD30との間、即ち、第2の吸収型格子32の下流に配置されている。そのため、散乱除去格子34での屈折は観測されず、散乱除去格子34の表面の凹凸が陰影となってX線位相コントラスト画像上に現れること

を防止することができる。

[0121] また、位相シフト分布 $\Phi(x)$ を得るにあたって、屈折角 $\phi(x)$ が x 方向に沿って積分される。位相シフト分布 $\Phi(x)$ は、第1及び第2の吸収型格子31、32におけるX線遮蔽部31b、32bの配列方向である x 方向のX線の屈折成分に基づくものとなる。よって、 x 方向の成分を進行方向に含む散乱線、特に x 方向に進行する散乱線は、位相シフト分布 $\Phi(x)$ に及ぼす影響が相対的に大きい。

[0122] 散乱線を除去するという観点では、X線遮蔽部34aの配列方向が x 方向となるように散乱除去格子34を配置する(図4参照)、即ち、X線遮蔽部34aの配列方向が第2の吸収型格子32におけるX線遮蔽部32bの配列方向と平行(0°)となるように散乱除去格子34を配置することが好ましい。それにより、散乱除去格子34によって、 x 方向の成分を進行方向に含む散乱線、特に x 方向に進行する散乱線を効果的に除去あるいは低減することができ、位相シフト分布 $\Phi(x)$ を得るための x 方向のX線の屈折成分を抽出して、高精度に位相シフト分布 $\Phi(x)$ を得ることができる。

[0123] なお、第2の吸収型格子32もまた、散乱線を除去する機能を少なからず有することから、散乱除去格子34は、そのX線遮蔽部34aの配列方向が第2の吸収型格子32におけるX線遮蔽部32bの配列方向と交差するように配置されてもよい。ただし、X線遮蔽部34aの配列方向が第2の吸収型格子32におけるX線遮蔽部32bの配列方向と直交するように散乱除去格子34が配置されると、位相シフト分布 $\Phi(x)$ に及ぼす影響が最も大きい x 方向に進行する散乱線の除去を、散乱除去格子34よりも散乱除去能に劣る第2の吸収型格子32のみに依存することになる。よって、散乱除去格子34における複数のX線遮蔽部34aの配列方向と第2の吸収型格子32におけるX線遮蔽部32bの配列方向(x 方向)とのなす角度は、 0° 以上で 90° 未満であり、好ましくは 0° である。

[0124] X線遮蔽部34aの配列方向と第2の吸収型格子32におけるX線遮蔽部32bの配列方向(x 方向)とのなす角度が 0° 以上で 90° 未満となるよ

うに散乱除去格子 34 が配置される場合に、散乱除去格子 34 の X 線遮蔽部 34 a の配列ピッチによっては、空間周波数応答における画素 40 の x 方向に関する配列ピッチ P との関係で、x 方向に周期性を有するモアレが発生する場合がある。その場合、G1 像もまた x 方向に周期性を有するモアレ縞であることから、散乱除去格子 34 及び FPD 30 に起因する上記のモアレは、周波数フィルタを適用するなどの適宜な画像処理によって画像から除去される必要がある。そこで、散乱除去格子 34 の X 線遮蔽部 34 a の配列ピッチは、空間周波数応答における画素 40 の x 方向に関する配列ピッチ P との関係で、画像上問題となる周波数のモアレを発生させることのないピッチに設定されることが好ましい。

[0125] なお、散乱除去格子 34 及び FPD 30 に起因する、x 方向に周期性を有するモアレの発生を防止するという観点では、X 線遮蔽部 34 a の配列方向が y 方向となるように散乱除去格子 34 を配置する、即ち、X 線遮蔽部 34 a の配列方向が第 2 の吸収型格子 32 における X 線遮蔽部 32 b の配列方向（x 方向）と直交（90°）するように散乱除去格子 34 を配置するようにしてもよい。

[0126] また、X 線の吸収に基づいた画像（X 線吸収コントラスト画像）を得る従来の X 線撮影システムにおいては、散乱除去格子の X 線遮蔽部が画像に写り込むことを防止するために、散乱除去格子が X 線照射中に移動される。X 線位相コントラスト画像を得る本 X 線撮影システム 10 において、同様に X 線照射中に散乱除去格子 34 を移動させてもよいが、好ましくは、散乱除去格子 34 は、少なくとも X 線照射中は静止される。なぜなら、散乱除去格子 34 を移動させることで振動が発生し、その振動によって第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の相対位置ズレが生じ得る。被写体 H を透過することで生じる X 線の屈折角度は数 μrad と僅かであり、それに伴って発生する G1 像の変位量、及びこの変位量に関連する各画素 40 の信号の位相ズレ量も僅かである。そのため、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の相対位置ズレは、位相検出能に影響する。よって、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の相

対位置ズレを防止するために、散乱除去格子 34 は、X線照射中は静止されるのが好ましい。

[0127] 上記の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。

[0128] 以上、説明したように、本 X線撮影システム 10 によれば、散乱除去格子 34 を用いることによって、散乱線を十分に除去あるいは低減することができる。そこにおいて、散乱除去格子 34 を、第 2 の格子 32 と FPD 30 との間に配置しており、散乱除去格子 34 が、観測される X線の位相変化に影響を及ぼすことを防止することができる。それにより、得られる X線位相コントラスト画像の画質を高めることができる。

[0129] 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。

[0130] なお、本 X線撮影システム 10 は、第 1 の格子の投影像に基づいて屈折角 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、タルボ干渉像に基づいて屈折角 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。

[0131] 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。

[0132] 図12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。

[0133] 図12に示すマンモグラフィ装置80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80は、基台（図示せず）に対して旋回可能に連結されたアーム部材81の一端に配設されたX線源収納部82と、アーム部材81の他端に配設された撮影台83と、撮影台83に対して上下方向に移動可能に構成された圧迫板84とを備える。

[0134] X線源収納部82にはX線源11が収納されており、撮影台83には撮影部12が収納されている。X線源11と撮影部12とは、互いに対向するように配置されている。圧迫板84は、移動機構（図示せず）により移動し、撮影台83との間で乳房Bを挟み込んで圧迫する。この圧迫状態で、上記したX線撮影が行われる。

[0135] なお、X線源11及び撮影部12は、前述したX線撮影システム10のものと同様の構成であるため、各構成要素には、X線撮影システム10と同一の符号を付している。その他の構成及び作用については、前述したX線撮影システム10と同様であるため説明は省略する。

[0136] 図13は、図12の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0137] 図13に示すマンモグラフィ装置90は、第1の吸収型格子31がX線源11と圧迫板84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80と異なる。第1の吸収型格子31は、アーム部材81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、及び散乱除去格子 34 により構成されている。図示の例において、散乱除去格子 34 は、第 2 の吸収型格子 32 と F P D 30 との間に配置されている。

[0138] 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。

[0139] 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。

[0140] 好ましくは、散乱線の影響が強い撮影手技の場合に散乱除去格子 34 を用いて撮影され、散乱線の影響が弱い場合には、被曝低減の観点から、散乱線除去グリッドを用いずに撮影される。散乱線の影響が強い撮影手技としては、例えば腰などの厚い部位（図 1）や体の側面方向に撮影するもの、あるいは肺や乳房などの淡いコントラストを描出するもの（図 12）が例示される。一方、散乱線の影響が弱い場合としては、例えば手指や足指など薄い部位を撮影する場合が例示される。そこで、散乱除去格子 34 が X 線照射野から退避可能であることが好ましい。例えば、散乱除去格子 34 を収納する撮影部 12 のハウジング内で、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（例えば y 方向）に移動可能に散乱除去格子 34 を支持し、適宜な駆動機構を用いて上記の一方向に散乱除去格子 34 を進退させ、散乱線

の影響が弱い撮影手技の場合に、上記の駆動機構によって散乱除去格子 3 4 を X 線照射野から退避させる。あるいは、撮影部 1 2 のハウジングの外に抜去して散乱除去格子 3 4 を X 線照射野から退避させるようにしてもよい。

[0141] 図 1 4 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。

[0142] X 線撮影システム 1 0 0 は、X 線源 1 0 1 のコリメータユニット 1 0 2 に、マルチスリット 1 0 3 を配設した点が、前述した X 線撮影システム 1 0 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 1 0 と同一であるので説明は省略する。

[0143] 前述した X 線撮影システム 1 0 では、X 線源 1 1 から F P D 3 0 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 1 8 b の焦点サイズ（一般的に 0.1 mm ～ 1 mm 程度）による G 1 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 1 8 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 1 0 0 においては、この課題を解決するために、X 線焦点 1 8 b の直後にマルチスリット 1 0 3 を配置する。

[0144] マルチスリット 1 0 3 は、撮影部 1 2 に設けられた第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 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 3 1, 3 2 の X 線遮蔽部 3 1 b, 3 2 b 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 1 0 3 は、X 線焦点 1 8 b 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。

[0145] このマルチスリット 1 0 3 の格子ピッチ p_3 は、マルチスリット 1 0 3 から第 1 の吸収型格子 3 1 までの距離を L_3 として、次式（2 2）を満たすように設定する必要がある。

[0146] [数22]

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} p_2 \quad \dots(22)$$

[0147] 上記式(22)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。

[0148] 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(23)の関係を満たすように決定される。

[0149] [数23]

$$p_2 = \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \dots(23)$$

[0150] このように、本X線撮影システム100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。

[0151] また、以上の説明においては、第1及び第2の吸収型格子31、32、並びにマルチスリット103が一次元格子であるものとして説明したが、これら第1及び第2の吸収型格子31、32、並びにマルチスリット103を二次元格子とすることもでき、その場合にも本発明は有用である。

[0152] 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。

[0153] 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で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。

[0154] 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。なお、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。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。

[0155] 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16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。

[0156] 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。

[0157] 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とともに、吸収画像や小角散乱画像のために別途撮影を行う場合に比べて被写体の負担を軽減することができる。

[0158] 以上、説明したように、本明細書には、放射線源と、前記放射線源から放射された放射線を通過させて第 1 の周期パターン像を形成する第 1 の格子と、前記第 1 の格子に対して前記放射線源と反対側に配置され、前記第 1 の周期パターン像を部分的に遮蔽することによって生じる第 2 の周期パターン像を形成する第 2 の格子と、前記第 2 の周期パターン像を検出する放射線画像検出器と、前記第 2 の格子と前記放射線画像検出器との間に配置され、散乱線を除去する散乱除去格子と、を備える放射線撮影装置が開示されている。

[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。

[0160] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記散乱除去格子が、少なくとも前記放射線画像検出器によって前記放射線像が検出されている間は静止される。

[0161] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記散乱除去格子が、放射線照射野から退避可能である。

- [0162] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、前記散乱除去格子が、互いに間隔を置いて平行に配列される複数の放射線遮蔽部を有しており、前記複数の放射線遮蔽部の配列方向と前記第 1 の格子のピッチ方向とは直交する。
- [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 の格子が、位相型格子である。
- [0164] 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。
- [0165] また、本明細書に開示された放射線撮影装置は、照射される放射線を領域選択的に通過させて前記第 1 の格子に照射する第 3 の格子を更に備える。
- [0166] また、本明細書には、上記の放射線撮影装置と、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と、を備える放射線画像撮影システムが開示されている。

産業上の利用可能性

- [0167] 本発明によれば、散乱除去格子を用いることによって、散乱線を十分に除去あるいは低減することができる。そこにおいて、散乱除去格子を、第 2 の格子と放射線画像検出器との間に配置しており、散乱除去格子が、観測される X 線の位相変化に影響を及ぼすことを防止することができる。それにより、得られる放射線位相コントラスト画像の画質を高めることができる。
- [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25日出願の日本特許出願（特願2010-239108）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]	1 0	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 4	散乱除去格子
	4 0	画素

請求の範囲

- [請求項1] 放射線源と、
前記放射線源から放射された放射線を通過させて第1の周期パターン像を形成する第1の格子と、
前記第1の格子に対して前記放射線源と反対側に配置され、前記第1の周期パターン像を部分的に遮蔽することによって生じる第2の周期パターン像を形成する第2の格子と、
前記第2の周期パターン像を検出する放射線画像検出器と、
前記第2の格子と前記放射線画像検出器との間に配置され、散乱線を除去する散乱除去格子と、
を備える放射線撮影装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の放射線撮影装置であって、
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放射線撮影装置。
- [請求項3] 請求項1又は請求項2に記載の放射線撮影装置であって、
前記散乱除去格子は、少なくとも前記放射線画像検出器によって前記第2の周期パターン像が検出されている間は静止される放射線撮影装置。
- [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、
前記散乱除去格子は、放射線照射野から退避可能である放射線撮影装置。
- [請求項5] 請求項1から4のいずれか一項に記載の放射線撮影装置であって、
前記散乱除去格子は、互いに間隔を置いて平行に配列される複数の放射線遮蔽部を有しており、
前記複数の放射線遮蔽部の配列方向と前記第1の格子のピッチ方向とは直交する放射線撮影装置。
- [請求項6] 請求項1から5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 の格子は、位相型格子である放射線撮影装置。

[請求項7] 請求項 1 から 5 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 の格子は、吸収型格子である放射線撮影装置。

[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、
照射される放射線を領域選択的に通過させて前記第 1 の格子に照射
する第 3 の格子を更に備える放射線撮影装置。

[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と、
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と、
を備える放射線撮影システム。

[図2]

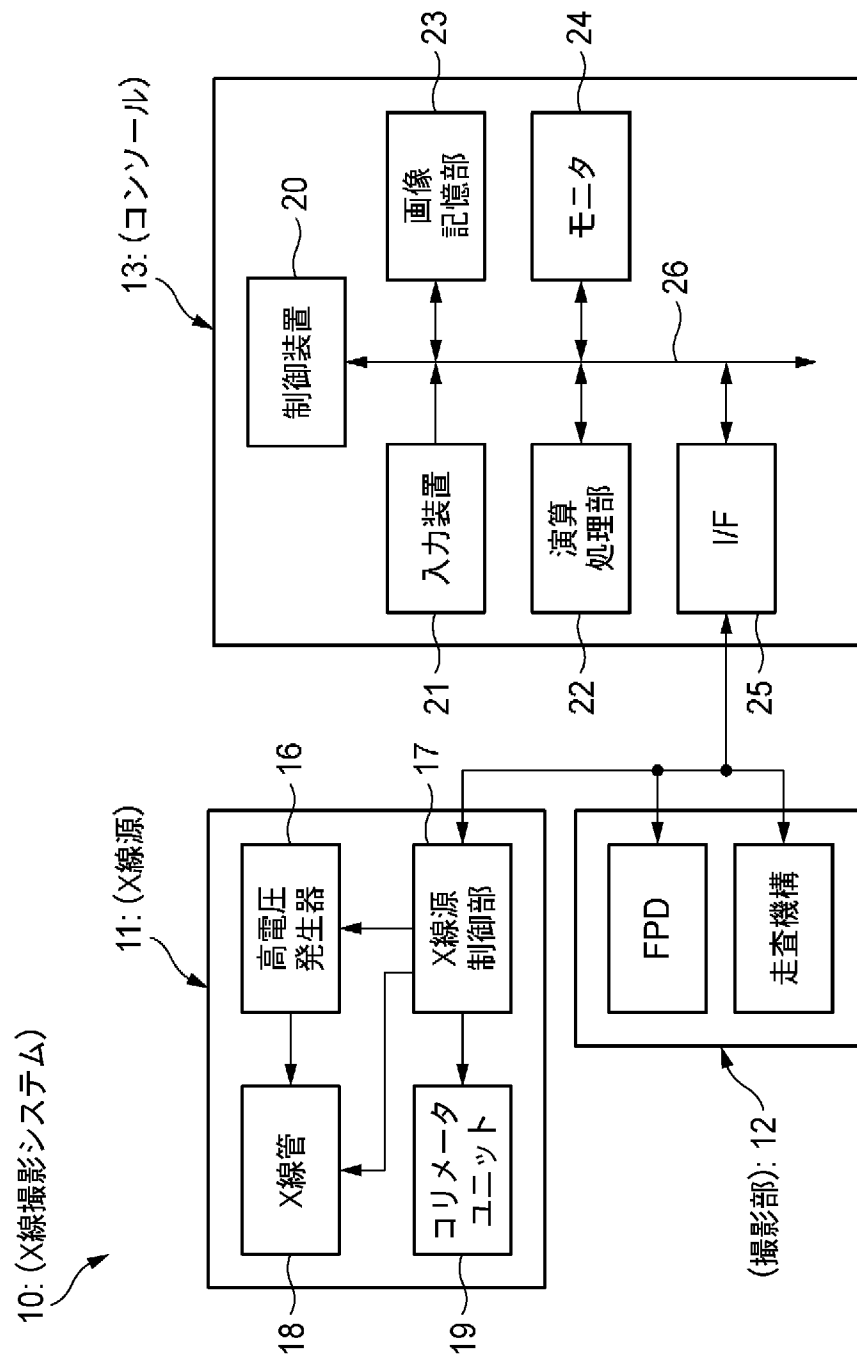
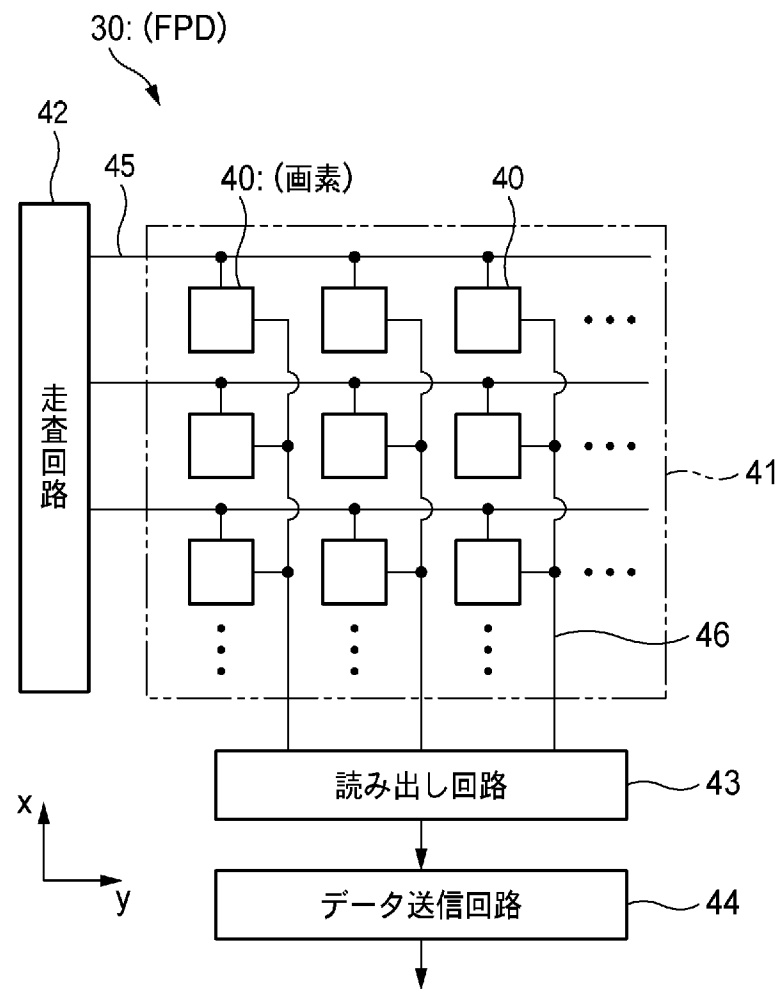


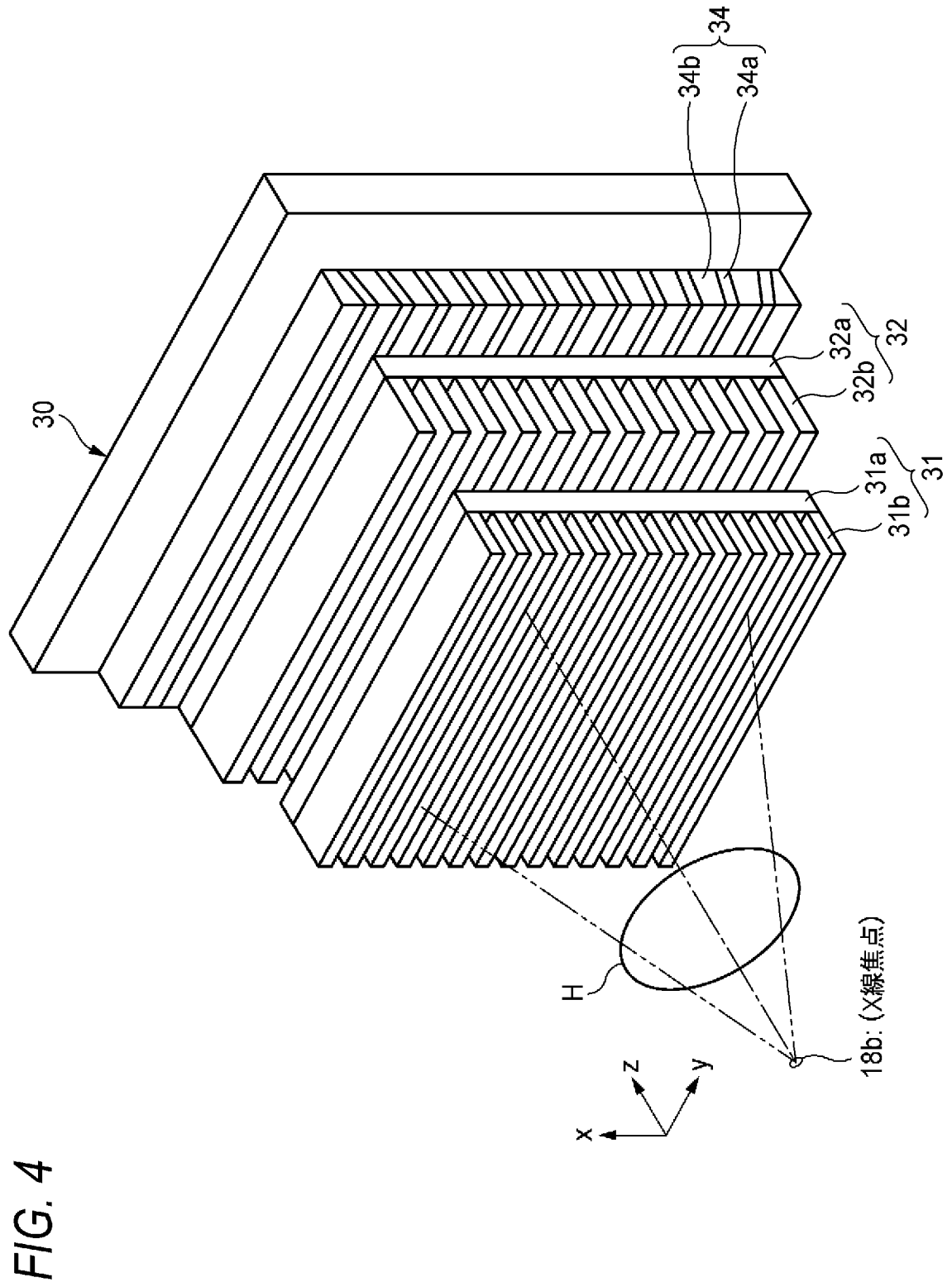
FIG. 2

[図3]

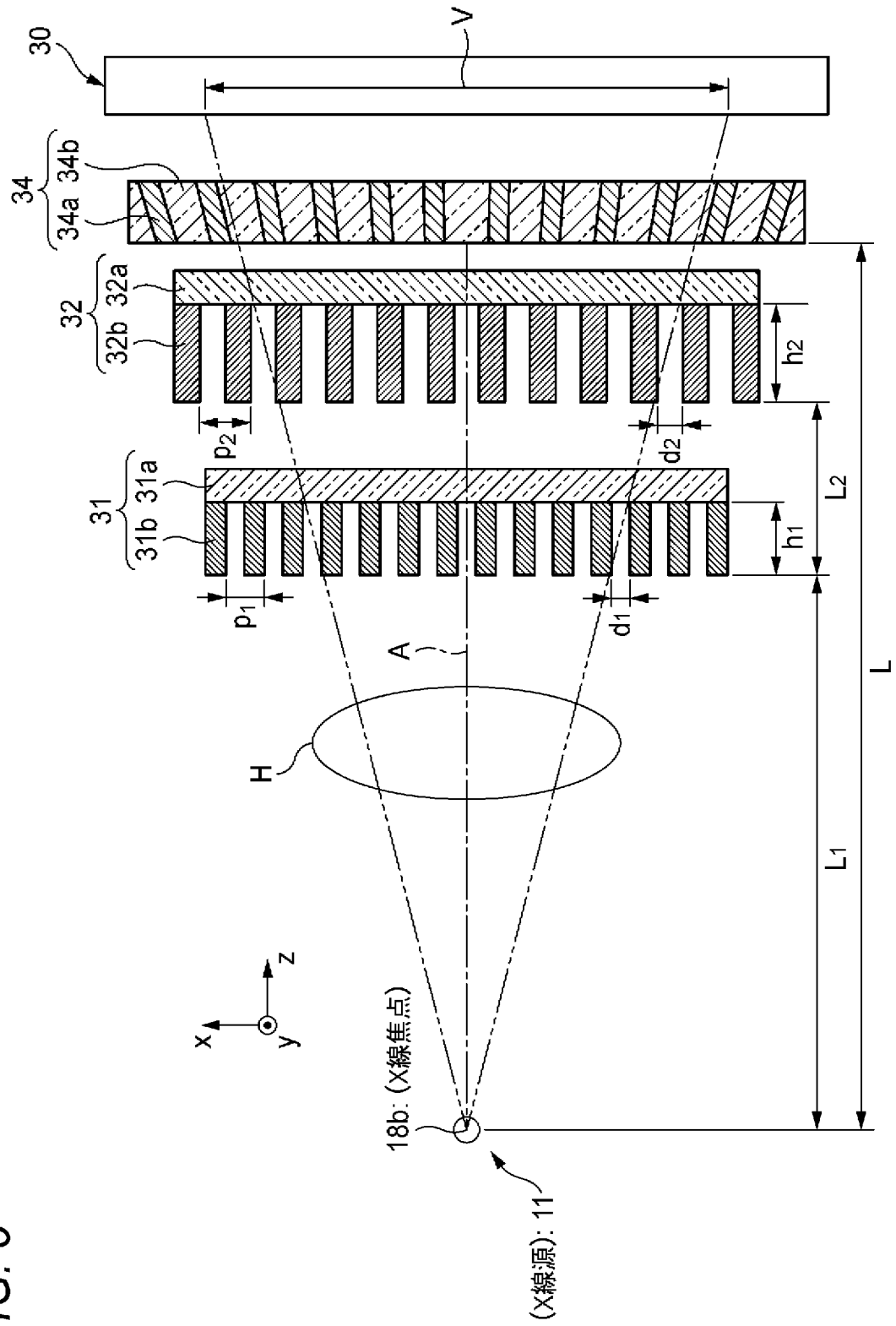
FIG. 3



[図4]



[図5]



[図6]

FIG. 6A

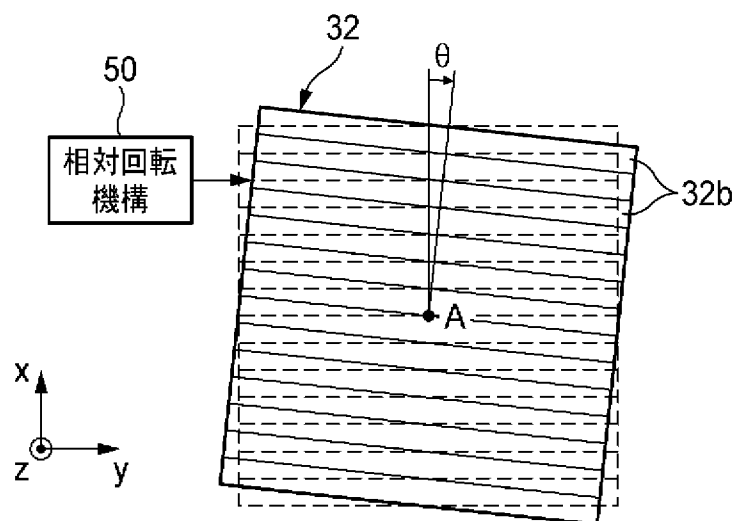


FIG. 6B

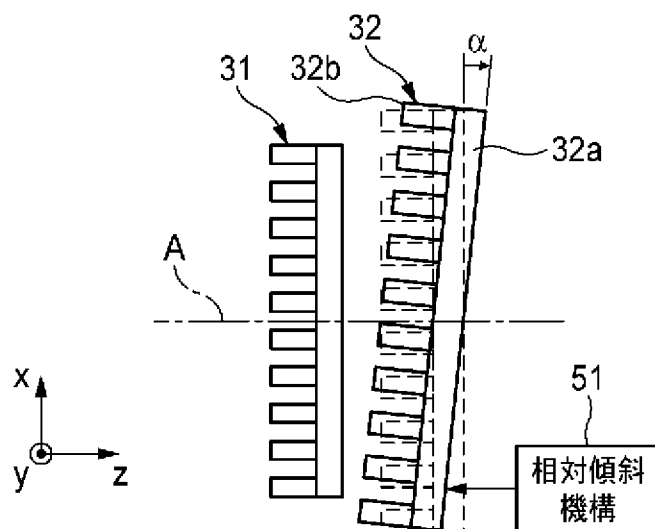
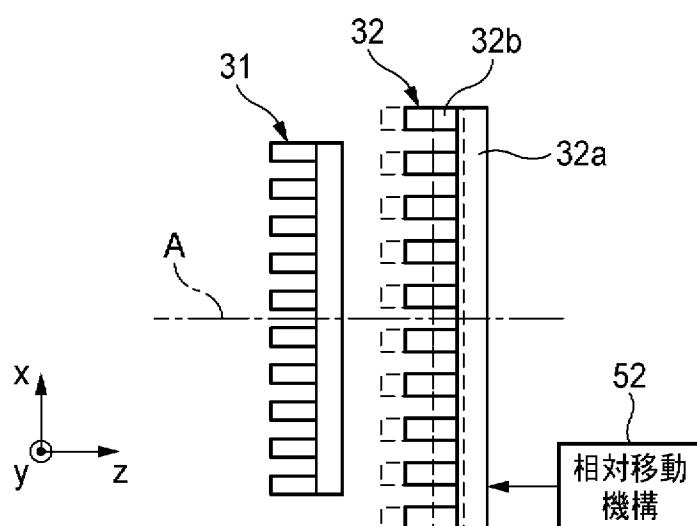
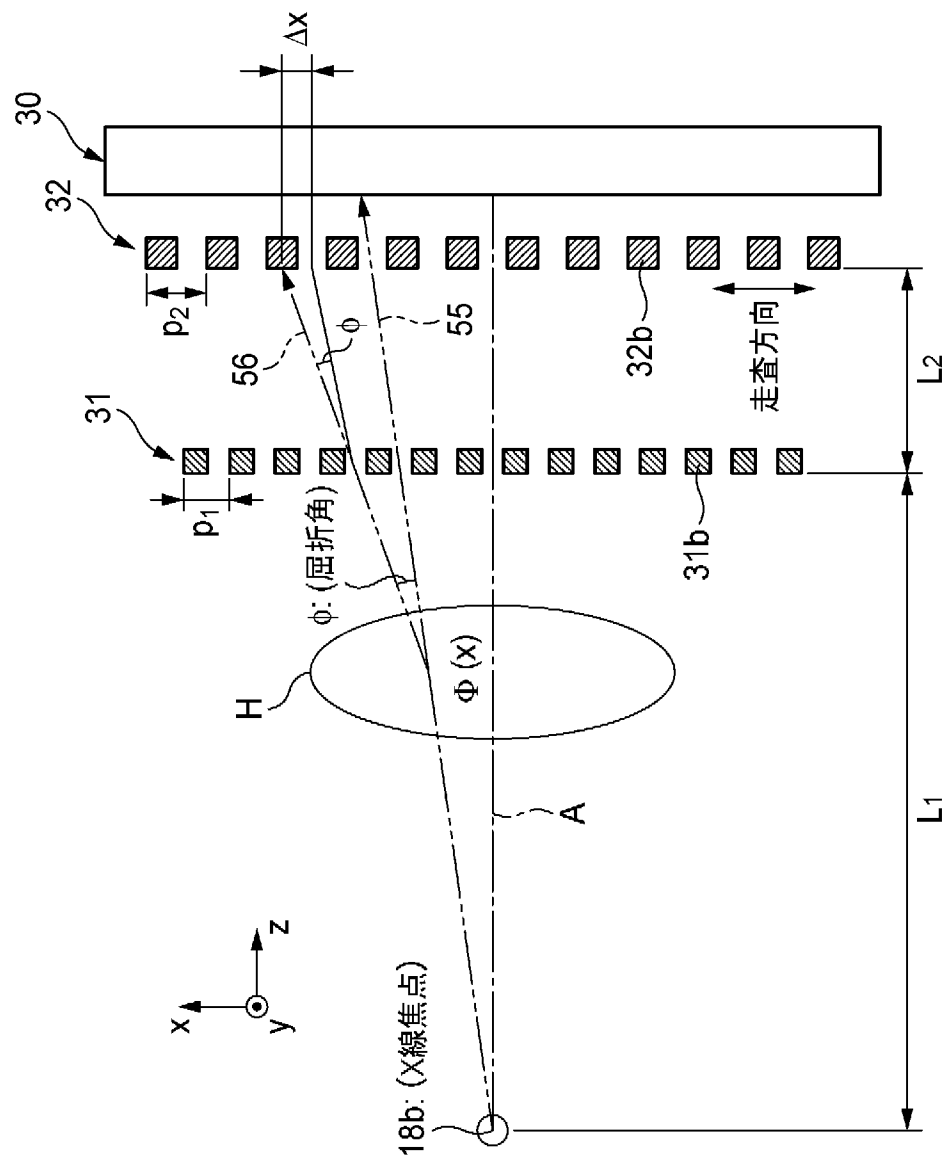


FIG. 6C

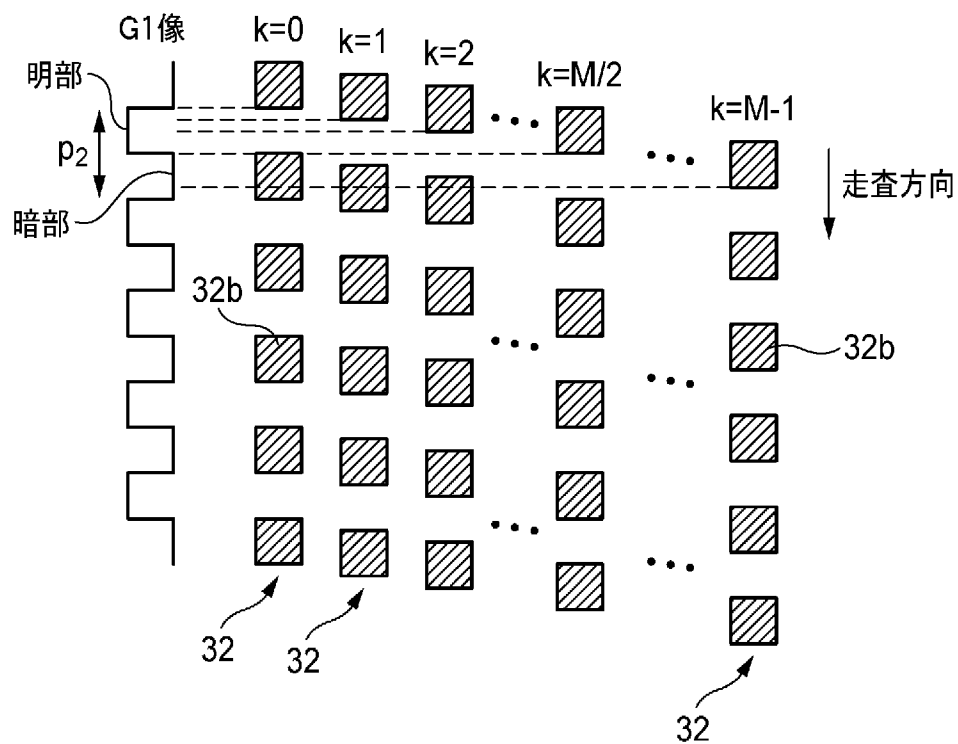


[図7]



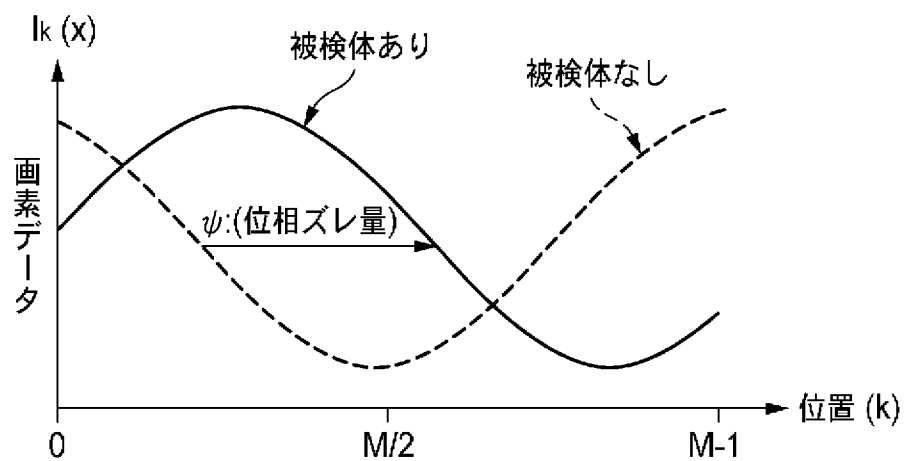
[図8]

FIG. 8



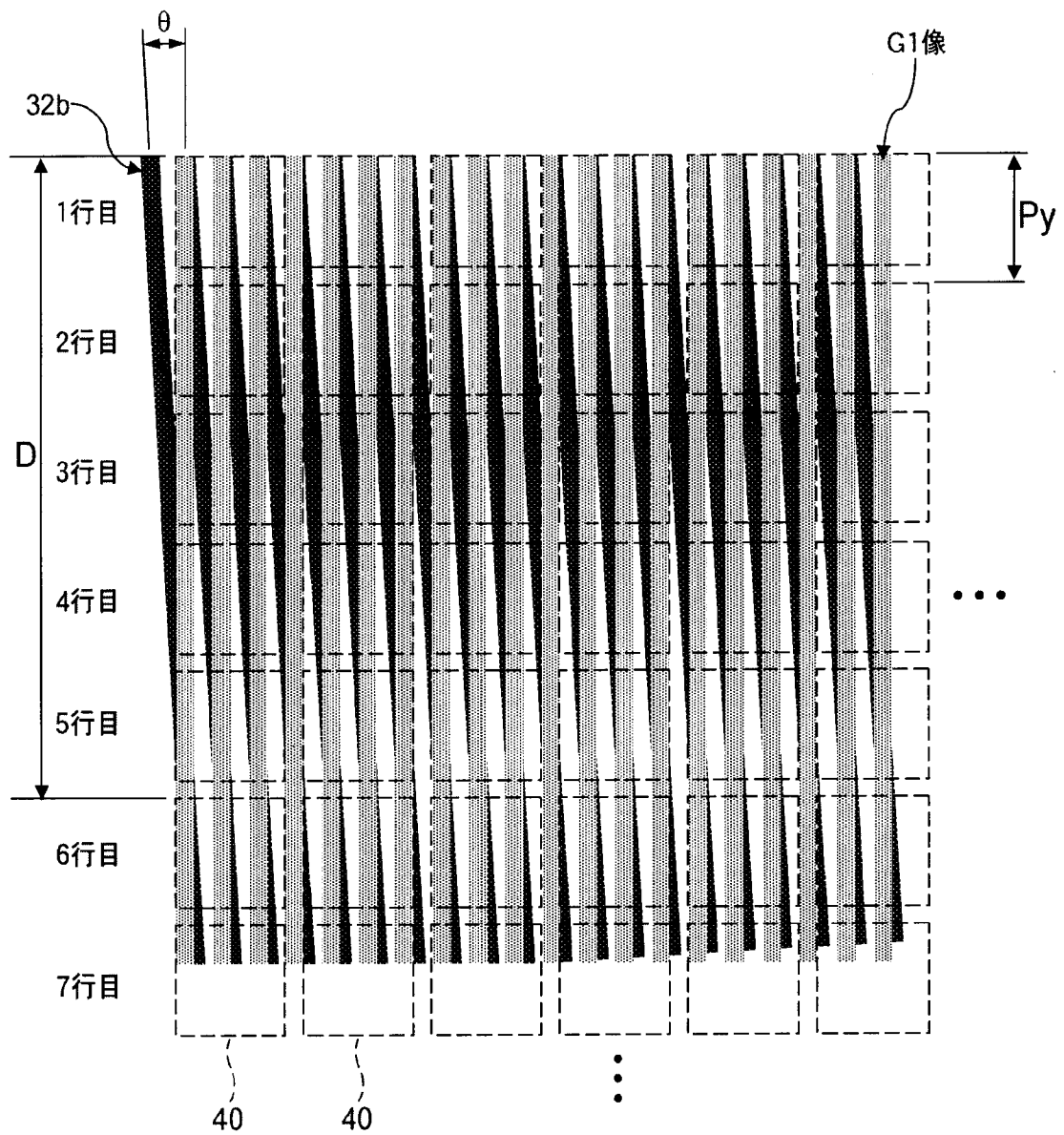
[図9]

FIG. 9



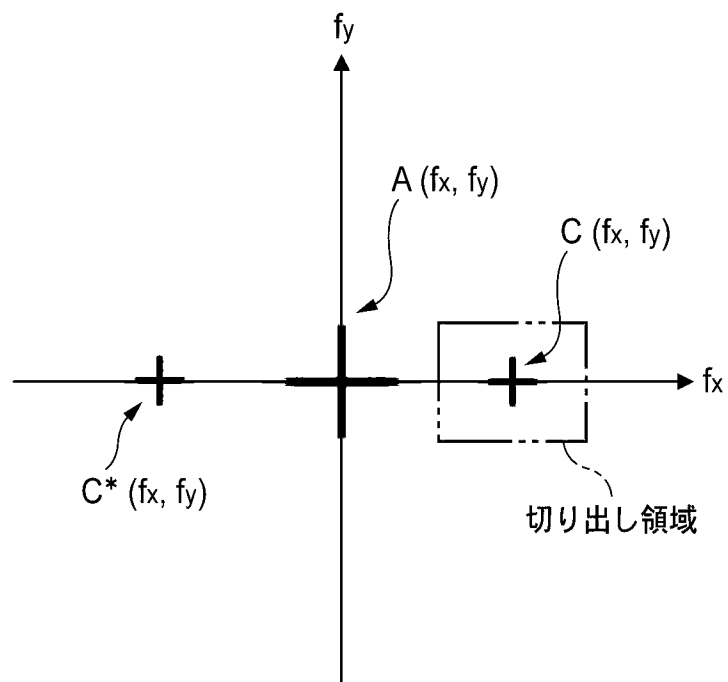
[図10]

FIG. 10



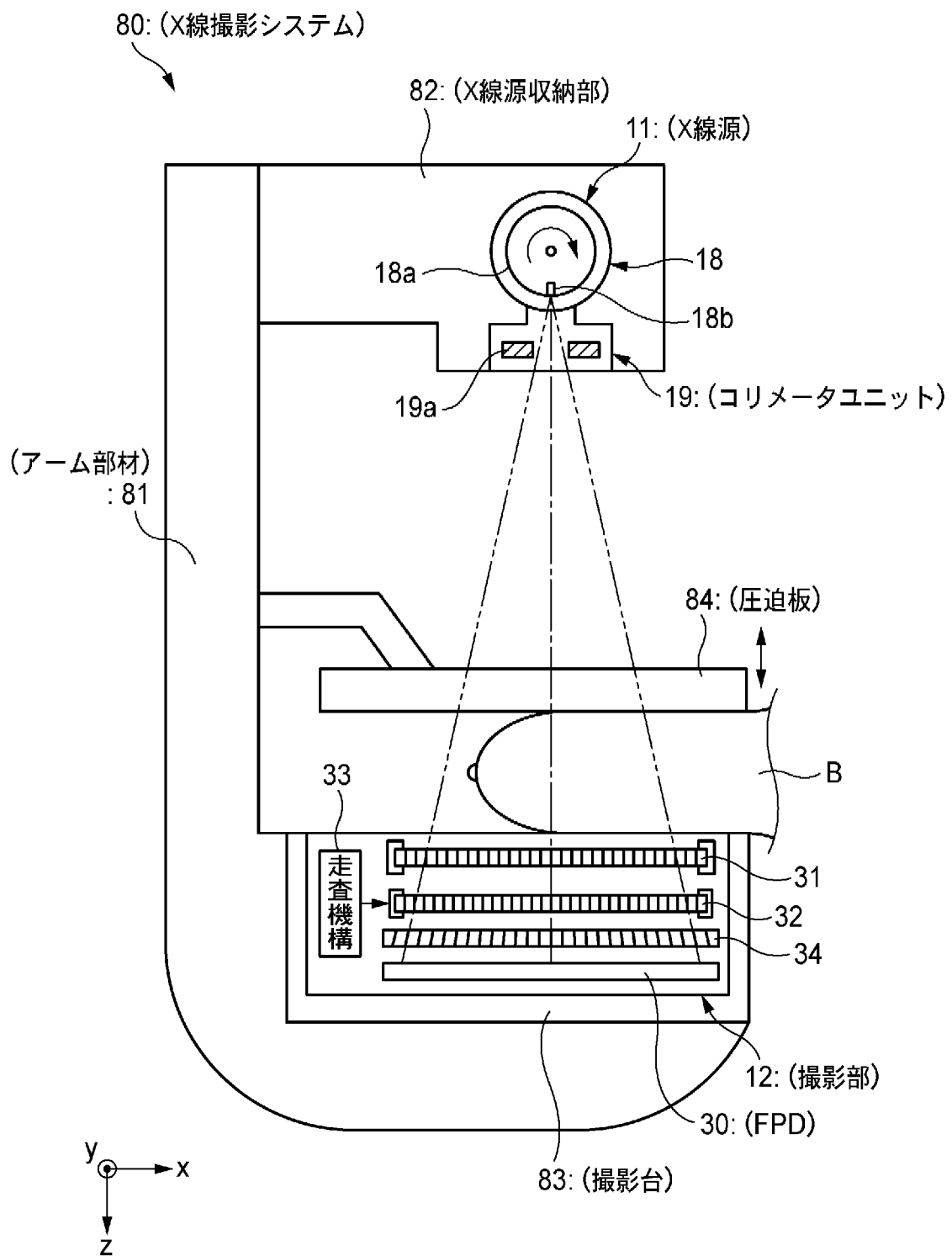
[図11]

FIG. 11



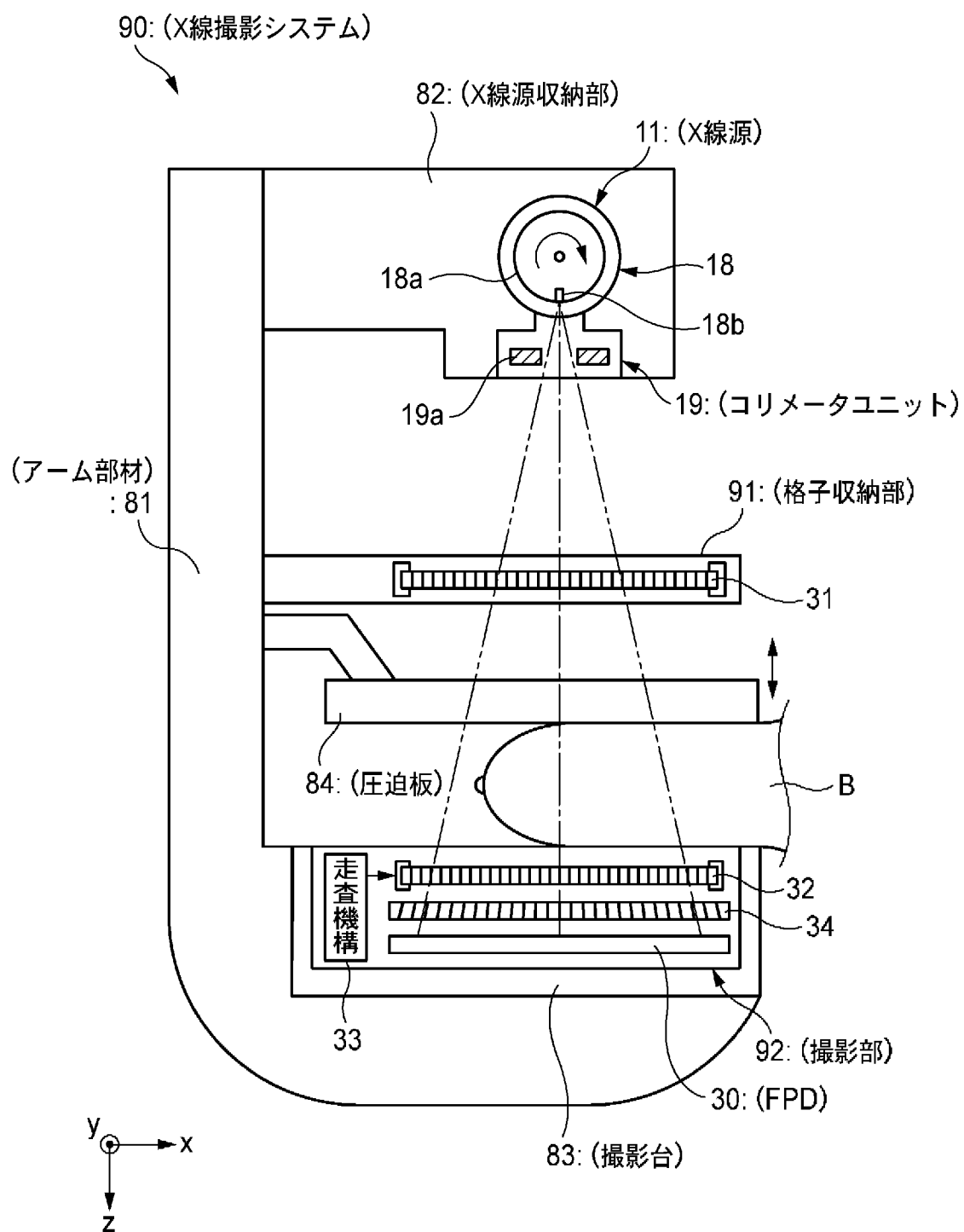
[図12]

FIG. 12

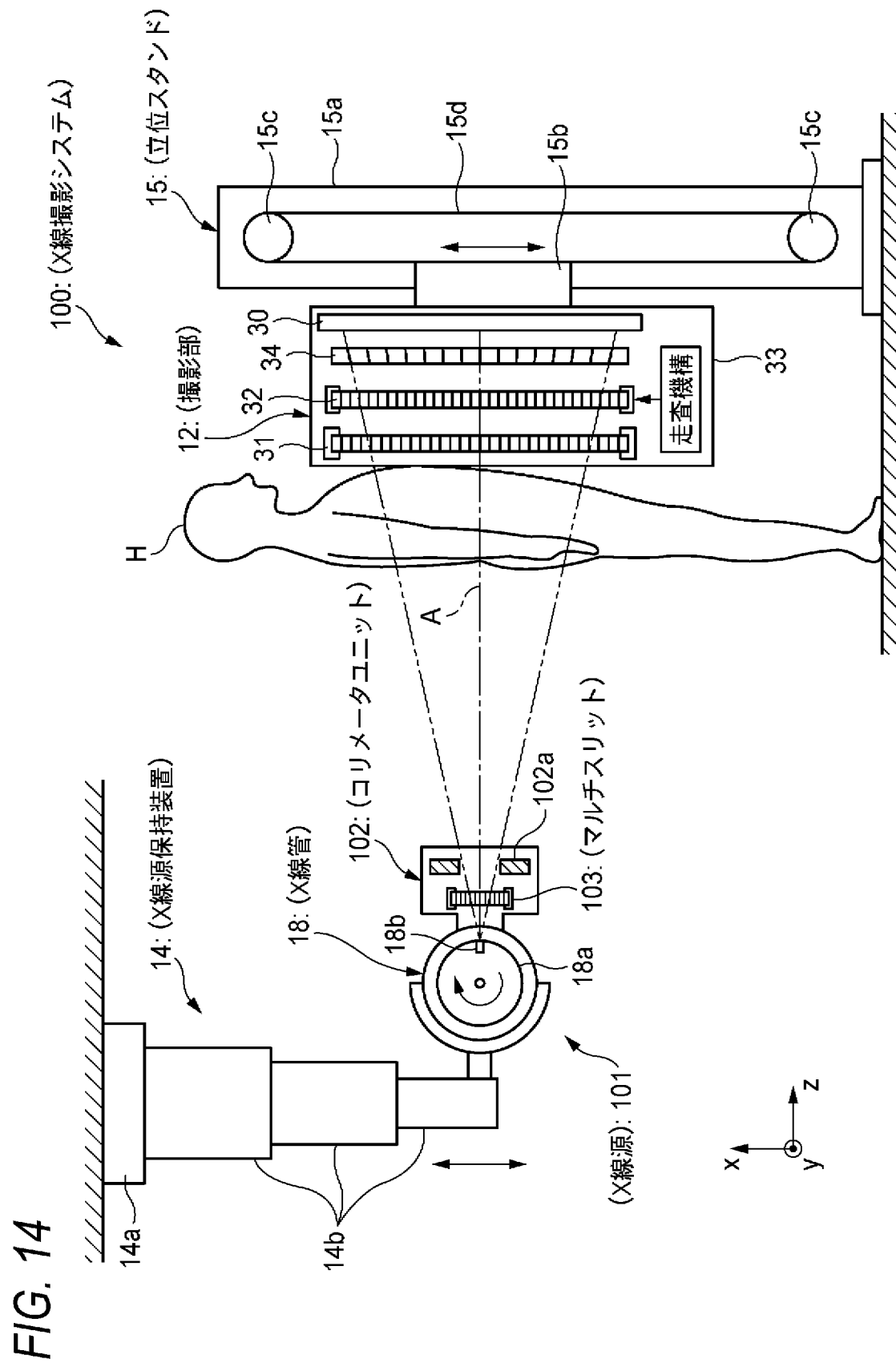


[図13]

FIG. 13

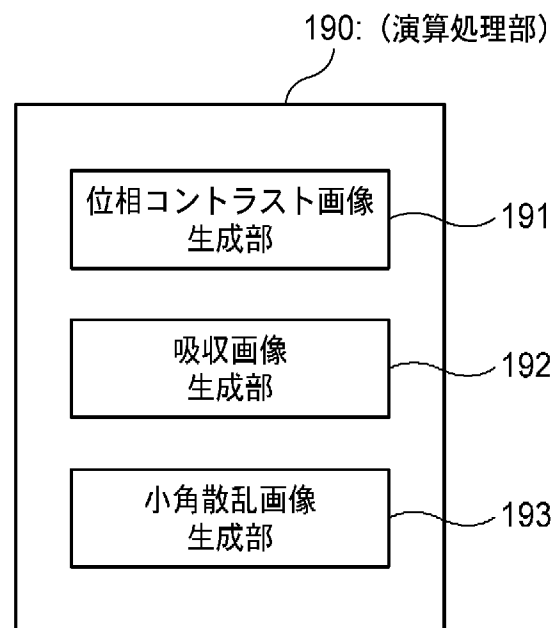


[図14]



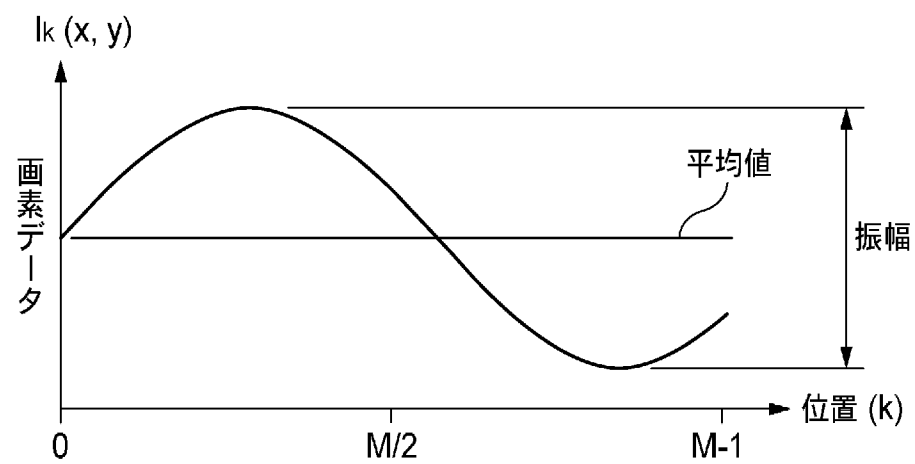
[図15]

FIG. 15



[図16]

FIG. 16



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/074364

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(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, A61B6/06, 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 1996-2012

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.
Y	JP 2008-197593 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 28 August 2008 (28.08.2008), fig. 1 (Family: none)	1-9
Y	JP 2002-318283 A (Shimadzu Corp.), 31 October 2002 (31.10.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
Y	WO 2008/096691 A1 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 14 August 2008 (14.08.2008), paragraph [0041] & JP 4702455 B	2



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

10 January, 2012 (10.01.12)

Date of mailing of the international search report

17 January, 2012 (17.01.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/074364

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2007-203063 A (Siemens AG.), 16 August 2007 (16.08.2007), fig. 1 & US 2007/0183558 A1 & EP 1803398 A1 & WO 2007/074029 A1 & DE 102006017290 A & CN 101011250 A & AT 473685 T	8
A	WO 2007/125833 A1 (Atsushi MOMOSE), 08 November 2007 (08.11.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
P,A	JP 2011-218147 A (Fujifilm Corp.), 04 November 2011 (04.11.2011), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

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, A61B6/06(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, A61B6/06, 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 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
Y	JP 2008-197593 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2008.08.28, 第1図（ファミリーなし）	1-9
Y	JP 2002-318283 A（株式会社島津製作所）2002.10.31, 全文、全図 （ファミリーなし）	1-9
Y	WO 2008/096691 A1（コニカミノルタエムジー株式会社）2008.08.14, 段落【0041】 & JP 4702455 B	2

☒ 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 0 . 0 1 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 7 . 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100-8915
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

3 4 1 0

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y	JP 2007-203063 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2007.08.16, 第1図 & US 2007/0183558 A1 & EP 1803398 A1 & WO 2007/074029 A1 & DE 102006017290 A & CN 101011250 A & AT 473685 T	8
A	WO 2007/125833 A1 (百生敦) 2007.11.08, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9
P, A	JP 2011-218147 A (富士フイルム株式会社) 2011.11.04, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9