(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 12 月 13 日(13.12.2012)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2012/169426 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01)　*G01T 7/00* (2006.01)
A61B 6/06 (2006.01)　*G03B 42/04* (2006.01)
G01T 1/24 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2012/064127

(22) 国際出願日: 2012 年 5 月 31 日(31.05.2012)

(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 2011-128387 2011 年 6 月 8 日(08.06.2011) 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): 橋本　温之(HASHIMOTO Atsushi). 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.

[続葉有]

(54) **Title**: RADIOGRAPHY SYSTEM

(54) 発明の名称 : 放射線撮影システム

[図8]

FIG. 8A

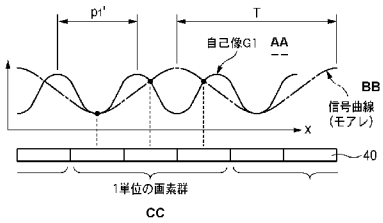
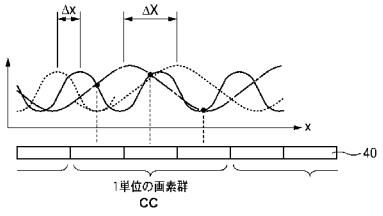


FIG. 8B



AA Self-image G1
BB Signal curve (moiré)
CC One pixel group

(57) **Abstract**: An x-ray imaging system (10) is provided with: a grid (31) for forming a radiographic image including a period pattern via a transmitting radioactive ray; an x-ray image detector (30) for detecting a radiographic image using a plurality of pixels (40) arranged in a pixel pitch for forming a moiré in a relationship with the period of the period pattern of the radiographic image; and a computing/processing unit (22) for generating a phase contrast image of the imaging subject on the basis of the modulation originating from the imaging subject positioned in the field for irradiation by radioactive rays incident on the grid, and occurring in the moiré of the image obtained by the radioactive ray image detector.

(57) 要約:　Ｘ線撮影システム１０は、通過する放射線によって周期パターンを含む放射線像を形成する格子３１と、放射線像の周期パターンの周期との関係においてモアレを形成する画素ピッチに配列された複数の画素４０を有し、これらの画素によって放射線像を検出するＸ線画像検出器３０と、格子に入射する放射線の照射野に配置される被写体に起因して放射線画像検出器によって取得される画像のモアレに生じる変調に基づいて、被写体の位相コントラスト画像を生成する演算処理部２２と、を備える。

WO 2012/169426 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, 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)）

明　細　書

発明の名称 ： 放射線撮影システム

技術分野

[0001] 本発明は、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線増感紙とフイルムとの組み合わせや輝尽性蛍光体（蓄積性蛍光体）のほか、半導体回路を用いたフラットパネル検出器（ＦＰＤ：Flat Panel Detector）が広く用いられている。

[0004] しかし、Ｘ線吸収能は、原子番号が小さい元素からなる物質ほど低くなり、生体軟部組織やソフトマテリアルなどでは、Ｘ線吸収能の差が小さく、従ってＸ線透過像としての十分な画像の濃淡（コントラスト）が得られないといった問題がある。例えば、人体の関節を構成する軟骨部とその周辺の関節液は、いずれも殆どの成分が水であり、両者のＸ線の吸収量の差が小さいため、画像のコントラストが得られにくい。

[0005] 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] 上記のＸ線タルボ干渉計では、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、周期パターンを呈する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] そして上記の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を検出し、被写体によるモアレの変調を解析することによって被写体の位相情報を取得する。モアレの解析方法としては、たとえば、縞走査法が知られている。この縞走査法によると、第１の回折格子に対して第２の回折格子を、第１の回折格子の面にほぼ平行で、かつ第１の回折格子の格子方向（条帯方向）にほぼ垂直な方向に、格子ピッチを等分割した走査ピッチで並進移動させながら複数回の撮影を行い、得られる複数の画像データ間で対応する画素毎の信号値の変化から、被写体で屈折したＸ線の角度分布（位相シフトの微分像）を取得し、この角度分布に基づいて被写体の位相コントラスト画像を得ることができる。

[0008] しかし、上記の縞走査法によると、複数回の撮影を行う必要があり、撮影中の被写体の移動、それによる画質の低下が懸念される。そこで、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いることによって１回の撮影で被写体の位相情

報を取得する方法が提案されている（例えば、特許文献２参照）。これは、モアレをフーリエ変換して得られる空間周波数スペクトルからモアレの基本周波数成分を含む周波数領域を分離し、分離された周波数領域に対して逆フーリエ変換を行うことによって位相シフトの微分像を取得するものである。それによれば、複数回の撮影の間の格子の移動と、高精度が要求されるその移動機構が不要であるため、撮影ワークフローの向上と装置の簡易化が可能になる。また、各撮影間の被写体の移動に起因する画質低下を解消することができる。

[0009] また、第２の回折格子を用いることなく、第１の回折格子の自己像の周期パターンの周期よりも小さい画素ピッチの検出器を用いて第１の回折格子の自己像を検出し、この自己像の周期パターンの変調を解析することによって、被写体の位相情報を取得するようにしたＸ線撮影システムも提案されている（特許文献３参照）。

先行技術文献

特許文献

[0010] 特許文献1：国際公開第０４／０５８０７０号

特許文献2：国際公開第１０／０５０４８３号

特許文献3：日本国特開２００７－２０３０６３号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0011] 特許文献３に記載されたＸ線撮影システムは、第１の回折格子の自己像の周期パターンの周期よりも小さい画素ピッチの検出器を用いて自己像を検出し、これを解析して位相情報を取得しており、画素ピッチが小さいことから空間分解能に優れる。そして、第２の回折格子を介さないことから位相情報の精度の向上が図られる。しかしながら、各画素が小さくなるほどにＳ／Ｎが低下する傾向にあり、Ｓ／Ｎの低下に起因して位相情報の精度が低下する虞がある。

[0012] 本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、被写体の位相情報を取得する放射線位相イメージングにおいて、位相情報の精度を高めることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0013] 通過する放射線によって周期パターンを含む放射線像を形成する格子と、放射線像の周期パターンの周期との関係においてモアレを形成する画素ピッチに配列された複数の画素を有し、これらの画素によって放射線像を検出する放射線画像検出器と、格子に入射する放射線の照射野に配置される被写体に起因して放射線画像検出器によって取得される画像のモアレに生じる変調に基づいて、被写体の位相コントラスト画像を生成する演算処理部と、を備える放射線撮影システム。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、放射線像の周期パターンの周期と放射線画像検出器の画素ピッチとの干渉によって、放射線画像検出器によって取得される画像にモアレを生じさせ、被写体に起因するモアレの変調に基づいて位相コントラスト画像を生成する。よって、放射線像の周期パターンを検出可能なほどに画素ピッチを小さくする必要がなく、Ｓ／Ｎを確保して位相情報の精度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撮影部の斜視図である。

[図4]図１の放射線撮影システムの撮影部の側面図である。

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

[図6]図５の放射線画像検出器によって取得される画像に生じるモアレ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]図１の放射線撮影システムにおけるモアレの解析方法の一例を示す模式図である。

[図9]図１の放射線撮影システムの変形例に関し、モアレの解析方法の他の例を示す模式図である。

[図10]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11]図１０の放射線撮影システムの制御ブロック図である。

[図12]図１０の放射線撮影システムにおけるモアレの解析方法の一例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]図１３の放射線撮影システムの変形例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の構成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の構成を示す模式図である。

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から発せられたＸ線のうち、被写体Ｈの検査領域に寄与しない部分を遮蔽するように照射野を制限する可動式のコリメータ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。

[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、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１５ｃ又は無端ベルト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、Ｘ線画像検出器３０と、被写体Ｈによる Ｘ線の位相変化を検出し位相イメージングを行うための吸収型格子３１とが設けられている。

[0026] 図３及び図４は、撮影部１２の構成を模式的に示す。

[0027] Ｘ線画像検出器３０は、その検出面が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。吸収型格子３１は、Ｘ線画像検出器３０とＸ線源１１との間に配置されている。

[0028] 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（高放射線吸収部）とから構成されている。基板３１ａは、Ｘ線を透過させるシリコンやガラス、樹脂等のＸ線透過性部材により形成されている。Ｘ線遮蔽部３１ｂ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、ｘ方向及びｚ方向に直交するｙ方向）に延伸した線状の部材で構成される。Ｘ線遮蔽部３１ｂ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。そして、Ｘ線遮蔽部３１ｂは、上記の材料を用い、金属メッキ法や蒸着法によって形成することが可能である。

[0029] 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。吸収型格子３１は、入射Ｘ線に主として位相差を与えるものではなく、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、上記間隔d_1の領域であるスリット部（低放射線吸収部）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。

[0030] 吸収型格子３１は、タルボ干渉効果の有無に係らず、スリット部を通過したＸ線を幾何学的に投影するように構成されている。具体的には、間隔d_1を、Ｘ線源１１から照射されるＸ線の実効波長より十分大きな値とすることで、照射Ｘ線の大部分のＸ線がスリット部での回折を受けずに、吸収型格子３１の後方に自己の投影像（以下、この投影像を自己像Ｇ１と称する）を形成するように構成することができる。例えば、前述の回転陽極１８ａのターゲット材料としてタングステンを用い、管電圧を５０ｋＶとした場合には、Ｘ線の実効波長は、約０．４Åである。この場合には、間隔d_1を、１～１０μｍ程度とすれば、スリット部を通過したＸ線が形成するＸ線像は回折の効果を無視できる程度になり、吸収型格子３１の後方に自己像Ｇ１が形成される。

[0031] なお、一般的に、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、自己像Ｇ１は、Ｘ線焦点１８ｂからの距離に比例して拡大される。

[0032] 吸収型格子３１からＸ線画像検出器３０までの距離L_2は、タルボ干渉計では、回折格子の格子ピッチとＸ線波長とで決まるタルボ干渉距離に制約されるが、本Ｘ線撮影システム１０においては、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、吸収型格子３１の自己像Ｇ１が、吸収型格子３１の後方の位置で相似的に得られるため、距離L_2を、タルボ干渉距離と無関係に設定することができる。従って、距離L_2を、タルボ干渉距離よりも小さく設定し、撮影部１２の薄型化することができる。

[0033] Ｘ線遮蔽部３１ｂは、コントラストの高い周期パターン像を生成するためには、Ｘ線を完全に遮蔽（吸収）することが好ましいが、上記したＸ線吸収

性に優れる材料（金、白金等）を用いたとしても、吸収されずに透過するＸ線が少なからず存在する。このため、Ｘ線の遮蔽性を高めるためには、Ｘ線遮蔽部３１ｂの厚みh_1を、可能な限り厚くすることが好ましい。Ｘ線遮蔽部３１ｂは、照射Ｘ線の９０％以上を遮蔽することが好ましく、その厚さは、照射Ｘ線のエネルギーに応じて設定される。例えば、Ｘ線管１８のターゲット材料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は、金（Ａｕ）換算で３０μｍ以上であることが好ましい。

[0034] 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の厚みh_1を厚くし過ぎると、斜めに入射するＸ線がスリット部を通過しにくくなり、いわゆるケラレが生じて、Ｘ線遮蔽部３１ｂの延伸方向（条帯方向）に直交する方向（ｘ方向）の有効視野が狭くなるといった問題がある。このため、視野確保の観点から、厚みh_1を制限することが好ましい。具体的には、Ｘ線画像検出器３０の検出面におけるｘ方向の有効視野の長さをＶ、Ｘ線焦点１８ｂからＸ線画像検出器３０の検出面までの距離をＬとすると、厚みh_1は、図４に示す幾何学的関係から、次式（１）を満たすように設定することが好ましい。

[0035] [数1]

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

[0036] 例えば、d_1＝２．５μｍとし、通常の病院に設置できる大きさとしてＬ＝２ｍに設定した場合には、ｘ方向の有効視野の長さＶとして１０ｃｍの長さを確保するには、厚みh_1は１００μｍ以下とすればよい。

[0037] 以上の構成において、吸収型格子３１の自己像Ｇ１がＸ線画像検出器３０によって撮像される。次に、Ｘ線画像検出器３０の構成について説明する。

[0038] 図５は、Ｘ線画像検出器３０の構成を模式的に示す。

[0039] Ｘ線画像検出器３０は、Ｘ線を検出して電荷を蓄積する複数の画素４０がｘｙ方向に２次元配列されてなる受像部４１と、各画素４０に蓄積された電荷の読み出しタイミングを制御する走査回路４２と、各画素４０から順次読

み出された信号を画像データに変換して記憶する信号処理回路４３と、画像データをコンソール１３のＩ／Ｆ２５を介して演算処理部２２に送信するデータ送信回路４４とから構成されている。

[0040] 複数の画素４０は、Ｘ線画像検出器３０上に形成される自己像Ｇ１の周期パターンの周期と同じオーダーの数μｍのピッチに配列されている。そのような微細な画素ピッチに複数の画素が配列される受像部としては、各画素に蓄積された電荷を読み出す読み出し回路が単結晶シリコン等からなる半導体基板に形成される、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）センサやＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサなどの固体撮像素子をベースに構成することができる。

[0041] 各画素４０は、例えば、半導体基板に形成されるフォトダイオードによって構成することができる。この場合に、典型的には、Ｘ線を受光してフォトダイオードの分光感度に適合する波長の蛍光を発するシンチレータが用いられる。シンチレータを形成する材料としては、例えば、テルビウム賦活酸化ガドリニウム（Gd_2O_2S:Ｔｂ）やタリウム賦活ヨウ化セシウム（ＣｓＩ：Ｔｌ）などが用いられる。また、各画素４０は、アモルファスセレンやアモルファスシリコンなどの非晶質半導体あるいは有機光電変換材料を用いて半導体基板上に形成される薄膜型のフォトダイオードによって構成することもできる。

[0042] なお、受像部４１には、上記の画素ピッチを満たす限りにおいて、読み出し回路としてのＴＦＴ（Thin Film Transistor）スイッチが絶縁性基板上に形成されてなるＴＦＴパネルをベースに構成されたＦＰＤ（Flat Panel Detector）を用いることもできる。

[0043] 自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期と画素４０のｘ方向に関する配列ピッチ、及び／又は自己像Ｇ１の周期パターンのｙ方向に関する周期と画素４０のｙ方向に関する配列ピッチに微小な差異（設計上の差異に限らず、製造誤差や配置誤差に起因する差異も含む）があると、Ｘ線画像検出器３０によって取得される画像にはモアレが生じる。本Ｘ線撮影システム１

０においては、このモアレを解析することによって、被写体Ｈの位相コントラスト画像が生成される。

[0044] 画素４０の配列ピッチは、設計的に定められた値であり変更することが困難であるため、モアレを生じさせるにあたって、ｘ方向及び／又はｙ方向に関する画素４０の配列ピッチと自己像Ｇ１の周期パターンの周期との関係を調整するには、吸収型格子３１の位置調整を行い、ｘ方向及び／又はｙ方向に関する自己像Ｇ１の周期パターンの周期を変更することにより調整することが好ましい。なお、画素４０の配列ピッチは、自己像Ｇ１の周期パターンを検出（解像）するに必要なピッチである自己像Ｇ１の周期パターンの周期の１／２よりも大きい値であることが好ましい。

[0045] 図６に、自己像Ｇ１の周期パターンの周期を変更する方法を模式的に示す。

[0046] 自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期p_1’の変更は、例えば、吸収型格子３１を、光軸Ａを中心として回転させることにより行うことができる。相対回転機構５０により、吸収型格子３１をＸ線画像検出器３０に対して角度θだけ回転させると、吸収型格子３１のｘ方向に関する実質的な格子ピッチは、「p_1」→「$p_1/\cos\theta$」と変化し、この結果、自己像Ｇ１の周期パターンの周期p_1’が変化する（ＦＩＧ．６Ａ）。

[0047] 別の例として、自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期p_1’の変更は、吸収型格子３１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傾斜させることにより行うことができる。相対傾斜機構５１により、吸収型格子３１をＸ線画像検出器３０に対して角度αだけ傾斜させると、吸収型格子３１のｘ方向に関する実質的な格子ピッチは、「p_1」→「$p_1\times\cos\alpha$」と変化し、この結果、自己像Ｇ１の周期パターンの周期p_1’が変化する（ＦＩＧ．６Ｂ）。

[0048] 更に別の例として、自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期p_1’の変更は、吸収型格子３１を、光軸Ａの方向に沿って移動させることにより行うことができる。相対移動機構５２により、吸収型格子３１をＸ線画像検

出器３０に対して移動量δだけ移動させると、Ｘ線画像検出器３０の位置に形成される自己像Ｇ１の周期パターンの周期は、「p_1'」→「p_1'×（L_1＋L_2＋δ）／（L_1＋L_2）」と変化する（ＦＩＧ．６Ｃ）。

[0049] 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の変更により自己像Ｇ１の周期パターンの周期p_1'を変更する機構を、好適に採用することができる。自己像Ｇ１の周期パターンの周期p_1'を変更するための機構（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できる。なお、以上は、ｘ方向に関する画素４０の配列ピッチ及び自己像Ｇ１の周期パターンの周期について説明したが、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）と同様の機構によって、ｙ方向に関する画素４０の配列ピッチと自己像Ｇ１の周期パターンの周期との関係についても調整することができる。

[0050] 画素４０のｘ方向に関する配列ピッチＰと、自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期p_1'との関係において、画像に生じるモアレのｘ方向に関する周期Ｔは、次式（２）で表される。

[0051] [数2]

$$T=\frac{p_1'\times P}{\left|p_1'-P\right|} \quad \cdots(2)$$

[0052] Ｘ線源１１と吸収型格子３１との間に被写体Ｈを配置すると、Ｘ線画像検出器３０により検出される画像に生じるモアレは、被写体Ｈにより変調を受ける。この変調量は、被写体Ｈによる屈折効果によって偏向したＸ線の角度に比例する。したがって、このモアレを解析することによって、被写体Ｈの位相コントラスト画像を生成することができる。

[0053] 次に、モアレの解析方法について説明する。

[0054] 図７は、被写体Ｈのｘ方向に関する位相シフト分布Φ（ｘ）に応じて屈折

される１つのＸ線を示す。

[0055] 符号５５は、被写体Ｈが存在しない場合に直進するＸ線の経路を示しており、この経路５５を進むＸ線は、吸収型格子３１を通過してＸ線画像検出器３０に入射する。符号５６は、被写体Ｈが存在する場合に、被写体Ｈにより屈折されて偏向したＸ線の経路を示している。この経路５６を進むＸ線は、吸収型格子３１により遮蔽される。

[0056] 被写体Ｈの位相シフト分布Φ（ｘ）は、被写体Ｈの屈折率分布をｎ（ｘ，ｚ）、ｚをＸ線の進む方向として、次式（３）で表される。

[0057] [数3]

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

[0058] 吸収型格子３１からＸ線画像検出器３０の位置に投射された自己像Ｇ１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。そして、自己像Ｇ１のｘ方向に関するパターン周期p_1'と画素４０のｘ方向に関する配列ピッチＰとの微小な差異により画像に生じるモアレもまた、自己像Ｇ１の変位に応じてｘ方向に変位することになる。

[0059] 自己像Ｇ１の変位量Δｘは、Ｘ線の屈折角φ（ｘ）が微小であることに基づいて、近似的に次式（４）で表される。

[0060] [数4]

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

[0061] ここで、屈折角φ（ｘ）は、Ｘ線波長λと被写体Ｈの位相シフト分布Φ（ｘ）を用いて、式（５）で表される。

[0062] [数5]

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

[0063] このように、被写体ＨでのＸ線の屈折による自己像Ｇ１の変位量Δｘは、

被写体Ｈの位相シフト分布Φ（ｘ）に関連している。

[0064] そして、自己像Ｇ１の変位量Δｘが周期p_1'に達すると、モアレが元の状態にもどることから、モアレの変位量ΔＸは、自己像Ｇ１の変位量Δｘを用いて、次式（６）で表される。

[0065] [数6]

$$\Delta X = \frac{T}{p_1'}\Delta x \quad \cdots(6)$$

[0066] この変位量ΔＸは、Ｘ線画像検出器３０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における信号の位相ズレ量）に、次式（７）のように関連している。

[0067] [数7]

$$\phi = \frac{2\pi}{T}\Delta X \quad \cdots(7)$$

[0068] したがって、Ｘ線画像検出器３０から出力される信号の位相ズレ量φを求めることにより、式（６）及び（７）から屈折角φが求まり、式（５）を用いて位相シフト分布Φ（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Φ（ｘ）、すなわち被写体Ｈの位相コントラスト画像を生成することができる。以下、上記の位相ズレ量φの算出方法について説明する。

[0069] 図８は、Ｘ線画像検出器３０から出力される信号を模式的に示す。

[0070] ｘ方向に隣り合う複数の画素４０を単位とし、単位毎に、１単位を構成する複数の画素４０の画素値Ｉを補間する。図示の例では、複数の画素４０の画素値を正弦曲線により補間したものであり、正弦曲線による補間は３点あれば足りるため、互いに隣り合う３つの画素４０を単位としている。

[0071] 自己像Ｇ１の周期パターンのｘ方向に関する周期p_1'と画素４０のｘ方向に関する配列ピッチＰとが画像にモアレを生じさせる関係にある場合に、信号曲線は、モアレ周期Ｔで周期的に変化する。自己像Ｇ１がｘ方向に変位す

ると、それに伴って、モアレもまたｘ方向に変位し、モアレに対応する信号曲線の位相が変化する。自己像Ｇ１の変位量Δｘが、その周期パターンの周期p_1’に達すると、モアレの変位量ΔＸは、そのモアレ周期Ｔとなり、モアレ及び信号曲線は元の状態に戻る。

[0072] 被写体Ｈが存在しない場合の信号曲線（ＦＩＧ．８Ａ）と、被写体Ｈが存在する場合の信号曲線（ＦＩＧ．８Ｂ）との両者の波形の位相差が、その単位を構成する画素４０の群の信号の位相ズレ量φに対応する。

[0073] 屈折角φ（ｘ）は、式（５）で示したように位相シフト分布Φ（ｘ）の微分値に対応する値であるため、屈折角φ（ｘ）をｘ軸に沿って積分することにより、位相シフト分布Φ（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Φ（ｘ，ｙ）が得られる。

[0074] 以上の処理を経て、演算処理部２２は、位相シフト分布Φ（ｘ，ｙ）を画像化した位相コントラスト画像を記憶部２３に記憶させる。上述した位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置２１から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置２０の制御に基づいて各部が連係動作して自動的に行われ、最終的に被写体Ｈの位相コントラスト画像がモニタ２４に表示される。

[0075] 以上、説明したように、Ｘ線撮影システム１０によれば、自己像Ｇ１の周期パターンの周期p_1’とＸ線画像検出器３０の画素ピッチＰとの干渉によって、Ｘ線画像検出器３０によって取得される画像にモアレを生じさせ、被写体Ｈに起因するモアレの変調に基づいて位相コントラスト画像を生成する。よって、自己像Ｇ１の周期パターンを検出可能なほどに画素ピッチを小さくする必要がなく、Ｓ／Ｎを確保して位相情報の精度を高めることができる。

[0076] また、吸収型格子３１で殆どのＸ線を回折させずに、Ｘ線画像検出器３０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、吸収型格子３１からＸ線画像検出器３０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、吸収型格子３１からの投影像（自己像Ｇ１）には、照射Ｘ線のほぼすべての波長成分が寄与し、自己像Ｇ１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。

[0077] なお、上述したＸ線撮影システム１０は、格子が吸収型格子であるものとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。上述のとおり、タルボ干渉像の周期パターンであっても、Ｘ線画像検出器３０の画素４０の配列ピッチとの関係で画像にモアレを形成することができ、その場合にも本発明は有用である。よって、格子は、吸収型格子に限らず位相型格子であってもよい。

[0078] また、位相シフト分布Φを画像化したものを位相コントラスト画像として記憶ないし表示するものとして説明したが、位相シフト分布Φは、屈折角φに対応する位相シフト分布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を画像化したもの、また、位相シフトの微分量を画像化したものも位相コントラスト画像に含まれる。

[0079] また、被写体がない状態で撮影（プレ撮影）して取得されるモアレから、位相微分像（位相シフト分布の微分量）を作成し、被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得されるモアレから作成された位相微分像を補正するようにしてもよい。プレ撮影で取得される位相微分像は、装置固有の位相ムラ（例えば吸収型格子３１の格子ピッチや厚さの不均一性等）を反映している。一方で、メイン撮影で取得される位相微分像にも、プレ撮影と同種の装置固有の位相ムラが含まれており、位相微分信号のオフセットとして作用している。従って、メイン撮影で得られた位相微分像からプレ撮影で得られた位相微分像を引くことで、装置固有の位相ムラを補正した位相コントラストを得ることができる。

[0080] 図９は、Ｘ線撮影システム１０の変形例に関し、モアレの解析方法の他の例を示す。

[0081] 本例においては、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いて、モアレを解析する。吸収型格子３１の周期パターンの周期とＸ線画像検出器３０の画素４０の配列ピッチとの干渉によって形成されるモアレは次式（８）で表すことができ、式（８）は次式（９）に書き換えることができる。

[0082] [数8]

$$f(x,y)=a(x,y)+b(x,y)\cos(2\pi(f_{0x}x+f_{0y}y)+\phi(x,y)) \quad \cdots(8)$$

[0083] [数9]

$$f(x,y)=a(x,y)+c(x,y)\exp(2\pi i(f_{0x}x+f_{0y}y))+c^{*}(x,y)\exp(-2\pi i(f_{0x}x+f_{0y}y)) \quad \cdots(9)$$

[0084] 式（８）において、ａ（ｘ，ｙ）はバックグラウンドを表し、ｂ（ｘ，ｙ）はモアレの基本周期に対応した空間周波数成分の振幅を表し、（f_{0x}、f_{0y}）はモアレの基本周期を表す。また式（９）において、ｃ（ｘ，ｙ）は次式（１０）で表される。

[0085] [数10]

$$c(x,y)=\frac{1}{2}b(x,y)\exp[i\phi(x,y)] \quad \cdots(10)$$

[0086] 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φ（ｘ，ｙ）の情報を得ることができる。ここで、式（９）はフーリエ変換によって次式（１１）となる。

[0087] [数11]

$$F(f_x,f_y)=\mathrm{A}(f_x,f_y)+\mathrm{C}(f_x-f_{0x},f_y-f_{0y})+\mathrm{C}^{*}(f_x+f_{0x},f_y+f_{0y}) \quad \cdots(11)$$

[0088] 式（１１）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。

[0089] 吸収型格子３１のような１次元格子を使用した場合に、モアレの空間周波数スペクトルには、少なくとも、Ａ（f_x，f_y）に由来するピークと、これを挟んでＣ（f_x，f_y）及びＣ＊（f_x，f_y）に由来するモアレの基本周期に対応した空間周波数成分のピークとの３つのピークが生じる。Ａ（f_x，f_y）に由来するピークは原点に、また、Ｃ（f_x，f_y）及びＣ＊（f_x，f_y）に由来するピークは（$\pm f_{0x}$，$\pm f_{0y}$）（複合同順）の位置に生じる。

[0090] モアレの空間周波数スペクトルから屈折角φ（ｘ、ｙ）を得るには、モアレの基本周期に対応する空間周波数成分のピーク周波数を含む領域Ａを切り出し、ピーク周波数が周波数空間の原点に重なるように切り出した領域Ａを移動させ、逆フーリエ変換を行う。そして、逆フーリエ変換によって得られる複素数情報から屈折角φ（ｘ，ｙ）を得ることができる。

[0091] 図１０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し、図１１は、図１０の放射線撮影システムの制御ブロックを示す。なお、上述したＸ線撮影システム１０と共通する要素には、共通の符号を付することにより説明を省略あるいは簡略する。

[0092] 図１０に示すＸ線撮影システム６０は、被写体ＨにＸ線を放射するＸ線源１１と、Ｘ線源１１に対向配置され、Ｘ線源１１から被写体Ｈを透過したＸ線を検出して画像データを生成する撮影部６２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６２の撮影動作を制御するとともに、撮影部６２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。

[0093] 撮影部６２には、Ｘ線画像検出器３０と、吸収型格子３１と、吸収型格子３１を上下方向（ｘ方向）に並進移動させることにより、Ｘ線画像検出器３０に対する吸収型格子３１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。

[0094] 図７を参照して、被写体Ｈの位相シフト分布Φ（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、式（３）で表される。

そして、吸収型格子３１からＸ線画像検出器３０の位置に投射された自己像Ｇ１は、被写体Ｈでの Ｘ線の屈折により、その屈折角φ（ｘ）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（ｘ）が微小であることに基づいて、近似的に式（４）で表される。ここで、屈折角φ（ｘ）は、Ｘ線波長λと被写体Ｈの位相シフト分布Φ（ｘ）を用いて、式（５）で表される。即ち、被写体Ｈでの Ｘ線の屈折による自己像Ｇ１の変位量Δｘは、被写体Ｈの位相シフト分布Φ（ｘ）に関連している。そして、この変位量Δｘは、Ｘ線画像検出器３０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における信号の位相ズレ量）に次式（１２）のように関連している。

[0095] [数12]

$$\phi = \frac{2\pi}{p_1}\Delta x = \frac{2\pi}{p_1} L_2 \phi(x) \quad \cdots(12)$$

[0096] 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（１２）から屈折角φ（ｘ）が求まり、式（５）を用いて位相シフト分布Φ（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Φ（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６０では、上記位相ズレ量φを、縞走査法を用いて算出する。

[0097] 縞走査法では、Ｘ線画像検出器３０及び吸収型格子３１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、両者の周期構造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６０においては、走査機構３３により吸収型格子３１を移動させているが、Ｘ線画像検出器３０を移動させてもよい。

[0098] 吸収型格子３１の移動に伴ってモアレもまた移動し、並進距離（ｘ方向への移動量）が吸収型格子３１の格子周期の１周期（格子ピッチp_1）に達すると（すなわち、位相変化が２πに達すると）、モアレは元の状態に戻る。このようなモアレの変化を伴う吸収型格子３１の移動を格子ピッチp_1の整数分

の１の走査ピッチで行いながら撮影し、得られる複数の画像から各画素４０の信号を取得して、各画素４０の信号の位相ズレ量φを得る。

[0099] 走査機構３３は、ｋ＝０，１，２，・・・，Ｍ－１のＭ個の各走査位置に、吸収型格子３１を順に並進移動させる。ｋ＝０，１，２，・・・，Ｍ－１の各位置で撮影を行うことにより、画素４０毎にＭ個の画素値が得られる。以下に、このＭ個の画素値から各画素４０の信号の位相ズレ量φを算出する方法を説明する。吸収型格子３１の位置ｋにおける各画素４０の画素値をI_k（ｘ）と標記すると、I_k（ｘ）は、次式（１３）で表される。

[0100] [数13]

$$I_k(x) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp\left[2\pi i \frac{n}{p_1}\left\{L_2\phi(x) + \frac{kp_1}{M}\right\}\right] \quad \cdots(13)$$

[0101] 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の画素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、φ（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。

[0102] 次式（１４）の関係式を用いると、上記屈折角φ（ｘ）は、次式（１５）のように表される。

[0103] [数14]

$$\sum_{k=0}^{M-1} \exp\left(-2\pi i \frac{k}{M}\right) = 0 \quad \cdots(14)$$

[0104] [数15]

$$\phi(x) = \frac{p_1}{2\pi L_2} \arg\left[\sum_{K=0}^{M-1} I_k(x) \exp\left(-2\pi i \frac{k}{M}\right)\right] \quad \cdots(15)$$

[0105] 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、画素４０毎に得られたＭ個の信号値から、式（１５）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φ（ｘ）が求められる。

[0106] 図１２は、縞走査法によって得られる一つの画素４０の信号を示す。

[0107] 画素４０毎に得られたＭ個の画素値は、吸収型格子３１の位置ｋに対して、格子ピッチp_1の周期で周期的に変化する。図１２中の破線は、被写体Ｈが存在しない場合の信号の変化を示しており、図１２中の実線は、被写体Ｈが存在する場合の信号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。

[0108] なお、上述した縞走査法によるモアレの解析においては、Ｘ線画像検出器３０及び吸収型格子３１の相対移動に伴ってモアレが全体として移動するため、モアレの周期が画像サイズに比べて長くとも適用可能である。

[0109] 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。

[0110] 図１３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。

[0111] 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。

[0112] 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。

[0113] 図１４は、図１３の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0114] 図１４に示すマンモグラフィ装置９０は、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。

[0115] このように、被検体（乳房）Ｂが吸収型格子３１とＸ線画像検出器３０との間に位置する場合であっても、Ｘ線画像検出器３０の位置に形成される吸収型格子３１の投影像（自己像Ｇ１）の周期パターンが被検体Ｂにより変調される。したがって、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。

[0116] そして、本マンモグラフィ装置９０では、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Ｘ線画像検出器３０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１０，６０にも適用することが可能である。

[0117] 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。

[0118] 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。

[0119] 前述したＸ線撮影システム１０では、Ｘ線源１１からＸ線画像検出器３０までの距離を、一般的な病院の撮影室で設定されるような距離（１ｍ～２ｍ）とした場合に、Ｘ線焦点１８ｂの焦点サイズ（一般的に０．１ｍｍ～１ｍｍ程度）による自己像Ｇ１のボケが影響し、位相コントラスト画像の画質の低下をもたらす恐れがある。そこで、Ｘ線焦点１８ｂの直後にピンホールを設置して実効的に焦点サイズを小さくすることが考えられるが、実効的な焦点サイズを縮小するためにピンホールの開口面積を小さくすると、Ｘ線強度が低下してしまう。本Ｘ線撮影システム１００においては、この課題を解決

するために、Ｘ線焦点１８ｂの直後にマルチスリット１０３を配置する。

[0120] マルチスリット１０３は、吸収型格子３１と同様な構成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、吸収型格子３１のＸ線遮蔽部３１ｂと同一方向（ｘ方向）に周期的に配列されている。このマルチスリット１０３は、Ｘ線焦点１８ｂから放射される放射線を部分的に遮蔽することにより、ｘ方向に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。

[0121] 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から吸収型格子３１までの距離をL_3として、実質的にマルチスリット１０３の位置がＸ線焦点位置となるため、次式（１６）を満たすように設定する必要がある。

[数16]

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} \cdot \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \cdots(16)$$

[0122] 式（１６）は、マルチスリット１０３により分散形成された各小焦点光源から射出されたＸ線の吸収型格子３１による投影像（自己像Ｇ１）が、Ｘ線画像検出器３０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。

[0123] 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小焦点光源がそれぞれ形成する自己像Ｇ１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。

[0124] マルチスリット１０３を設け、前述した縞走査法により位相コントラスト画像を生成する場合に、Ｘ線画像検出器３０又は吸収型格子３１を移動させて縞走査を行うことの他に、Ｘ線画像検出器３０及び吸収型格子３１を固定したまま、マルチスリット１０３を移動させることにより縞走査を行うことが可能である。

[0125] マルチスリット１０３を移動させることにより縞走査を行う場合、マルチスリット１０３のピッチp_3を前述のMで割った値（p_3／M）を走査ピッチとして、マルチスリット１０３をｘ方向に間欠移動させればよい。これにより、Ｘ線画像検出器３０及び吸収型格子３１に対するマルチスリット１０３の相対位置は、ｋ＝０，１，２，・・・，Ｍ－１のM個の位置に順に変更される。その他の構成及び作用は、図１０に示すＸ線撮影システム６０と同一である。

[0126] 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を示す。

[0127] 上述のＸ線撮影システム１０の吸収型格子３１は、Ｘ線遮蔽部３１ｂの周期配列方向が直線状（すなわち、格子面が平面状）となるように構成されているが、これに代えて、図１３に示すように、格子面を曲面状に凹面化した吸収型格子１１０を用いることもできる。この場合に、検出面が円筒面状のＸ線画像検出器１１２を用いることが好ましく、Ｘ線画像検出器１１２の検出面は、Ｘ線焦点１８ｂを通りｙ方向に延びる直線を中心軸とする円筒面状とする。

[0128] 吸収型格子１１０は、Ｘ線透過性でかつ湾曲した基板１１０ａの表面に、複数のＸ線遮蔽部１１０ｂが所定のピッチp_1で周期的に配列されている。各Ｘ線遮蔽部１１０ｂは、ｙ方向に直線状に延伸しており、吸収型格子１１０の格子面は、Ｘ線焦点１８ｂを通りＸ線遮蔽部１１０ｂの延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面に沿った形状となっている。

[0129] Ｘ線画像検出器１１２の画素ピッチは、このＸ線画像検出器１１２上に形成される自己像Ｇ１のパターン周期の周期との関係において、画像にモアレを生じさせるピッチとされている。

[0130] 吸収型格子１１０の格子面を円筒面状とすることにより、Ｘ線焦点１８ｂから照射されるＸ線は、被検体Ｈが存在しない場合、すべて格子面に垂直に入射することになるため、Ｘ線遮蔽部１１０ｂの厚みh_1の上限の制約が緩和され、上記式（１）を考慮する必要がなくなる。

[0131] 上述した各Ｘ線撮影システムでは、放射線として一般的なＸ線を用いる場合について説明したが、本発明に用いられる放射線はＸ線に限られるものではなく、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。

[0132] 以上、説明したように、本明細書には、下記（１）～（１０）の放射線撮影システムが開示されている。

[0133] （１）通過する放射線によって周期パターンを含む放射線像を形成する格子と、前記放射線像の前記周期パターンの周期との関係においてモアレを形成する画素ピッチに配列された複数の画素を有し、これらの画素によって前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、前記格子に入射する放射線の照射野に配置される被写体に起因して前記放射線画像検出器によって取得される画像のモアレに生じる変調に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する演算処理部と、を備える放射線撮影システム。

（２） 上記（１）の放射線撮影システムであって、前記画素ピッチは、前記周期パターンの周期の１／２倍よりも大きい放射線撮影システム。

（３） 上記（１）又は（２）の放射線撮影システムであって、前記格子を通過する放射線の光軸を中心として、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対回転させる相対回転機構を備える放射線撮影システム。

（４） 上記（１）又は（２）の放射線撮影システムであって、前記格子を通過する放射線の光軸及び前記格子のピッチ方向に直交する軸を中心として、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対的に傾斜させる相対傾斜機構を備える放射線撮影システム。

（５） 上記（１）又は（２）の放射線撮影システムであって、前記格子を通過する放射線の光軸に沿って、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対的に移動させる相対移動機構を備える放射線撮影システム。

（６） 上記（３）から（５）のいずれか一つの放射線撮影システムであって、前記格子は、吸収型格子である放射線撮影システム。

（７） 上記（１）の放射線撮影システムであって、前記演算処理部は、互いに隣り合う３つ以上の前記画素を一組として、各組を構成する複数の前

記画素の画素値を補間してなる信号を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの前記信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

（８） 上記（１）の放射線撮影システムであって、前記演算処理部は、前記放射線画像検出器によって取得される画像に対してフーリエ変換を行って該放射線画像の空間周波数スペクトルを取得し、前記空間周波数スペクトルのうちの前記モアレの基本周波数成分を含む空間周波数領域を前記空間周波数スペクトルから分離し、分離された前記空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って部分位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

（９） 上記（１）の放射線撮影システムであって、前記格子と前記放射線画像検出器とを、互いに位相の異なる複数の相対位置関係に配置する走査部を更に備え、前記放射線画像検出器は、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出し、前記演算処理部は、前記画素毎に、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出して得られるその画素の複数の画素値を補間してなる信号を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの前記信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

（１０） 上記（１）の放射線撮影システムであって、前記格子に照射される放射線を部分的に遮蔽して焦点を分散化するマルチスリットと、前記マルチスリットと前記格子及び前記放射線画像検出器とを、互いに位相の異なる複数の相対位置関係に配置する走査部と、を更に備え、前記放射線画像検出器は、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出し、前記演算処理部は、前記画素毎に、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出して得られるその画素の複数の画素値を補間してなる信号を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの前記信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

（１１） 上記（１）から（１０）のいずれか一つの放射線撮影システムであって、前記放射線画像検出器は、放射線を検出することによって前記各画素に蓄積された電荷を読み出す読み出し回路を有し、前記読み出し回路は、半導体基板に形成されている前記放射線撮影システム。

産業上の利用可能性

[0134] 本発明によれば、放射線像の周期パターンの周期と放射線画像検出器の画素ピッチとの干渉によって、放射線画像検出器によって取得される画像にモアレを生じさせ、被写体に起因するモアレの変調に基づいて位相コントラスト画像を生成する。よって、放射線像の周期パターンを検出可能なほどに画素ピッチを小さくする必要がなく、Ｓ／Ｎを確保して位相情報の精度を高めることができる。

[0135] 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、２０１１年６月８日出願の日本特許出願（特願２０１１－１２８３８７）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

[0136] １０ Ｘ線撮影システム

１１ Ｘ線源

１２ 撮影部

１３ コンソール

３０ Ｘ線画像検出器

３１ 第１の吸収型格子

３２ 第２の吸収型格子

４０ 画素

請求の範囲

[請求項1] 通過する放射線によって周期パターンを含む放射線像を形成する格子と、

前記放射線像の前記周期パターンの周期との関係においてモアレを形成する画素ピッチに配列された複数の画素を有し、これらの画素によって前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、

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

を備える放射線撮影システム。

[請求項2] 請求項１に記載の放射線撮影システムであって、

前記画素ピッチは、前記周期パターンの周期の１／２倍よりも大きい放射線撮影システム。

[請求項3] 請求項１又は２のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子を通過する放射線の光軸を中心として、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対回転させる相対回転機構を備える放射線撮影システム。

[請求項4] 請求項１又は２のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子を通過する放射線の光軸及び前記格子のピッチ方向に直交する軸を中心として、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対的に傾斜させる相対傾斜機構を備える放射線撮影システム。

[請求項5] 請求項１又は２のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子を通過する放射線の光軸に沿って、前記格子及び前記放射線画像検出器を相対的に移動させる相対移動機構を備える放射線撮影

システム。

[請求項6] 請求項３から５のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子は、吸収型格子である放射線撮影システム。

[請求項7] 請求項１に記載の放射線撮影システムであって、

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

[請求項8] 請求項１に記載の放射線撮影システムであって、

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

[請求項9] 請求項１に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子と前記放射線画像検出器とを、互いに位相の異なる複数の相対位置関係に配置する走査部を更に備え、

前記放射線画像検出器は、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出し、

前記演算処理部は、前記画素毎に、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出して得られるその画素の複数の画素値を補間してなる信号を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの前記信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

[請求項10] 請求項１に記載の放射線撮影システムであって、

前記格子に照射される放射線を部分的に遮蔽して焦点を分散化するマルチスリットと、

前記マルチスリットと前記格子及び前記放射線画像検出器とを、互いに位相の異なる複数の相対位置関係に配置する走査部と、

を更に備え、

前記放射線画像検出器は、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出し、

前記演算処理部は、前記画素毎に、前記複数の相対位置関係の各々において前記放射線像を検出して得られるその画素の複数の画素値を補間してなる信号を演算し、前記被写体があるときと前記被写体がないときとの前記信号の位相ズレ量に基づいて、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する放射線撮影システム。

［請求項11］ 請求項１から１０のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記放射線画像検出器は、放射線を検出することによって前記各画素に蓄積された電荷を読み出す読み出し回路を有し、前記読み出し回路は、半導体基板に形成されている前記放射線撮影システム。

[図1]

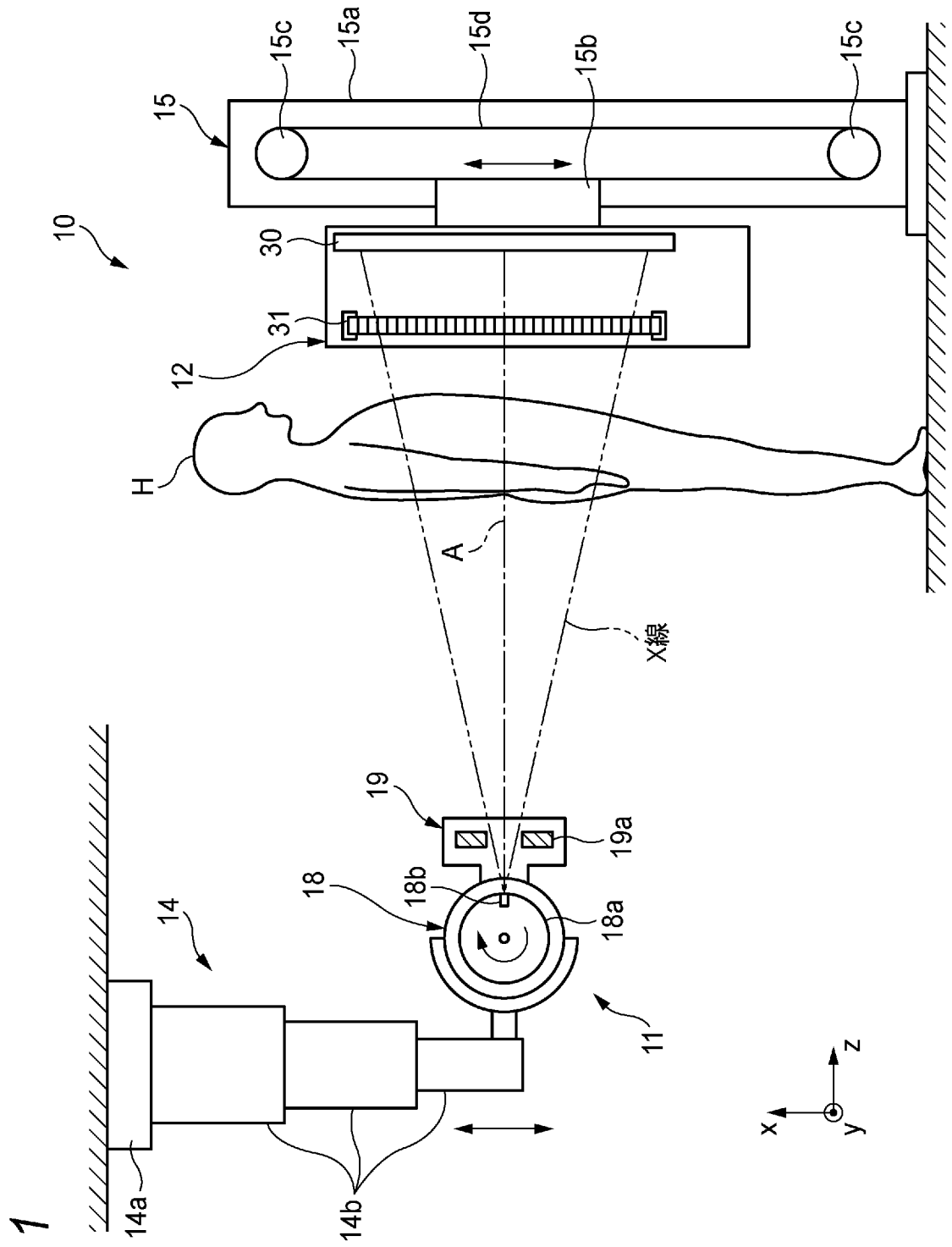

15c
15a
15d
15b
15c
15
10
30
31
12
H
A
X線
19
19a
18
18b
18a
14
11
z
x
y
14a
14b

FIG. 1

[図2]

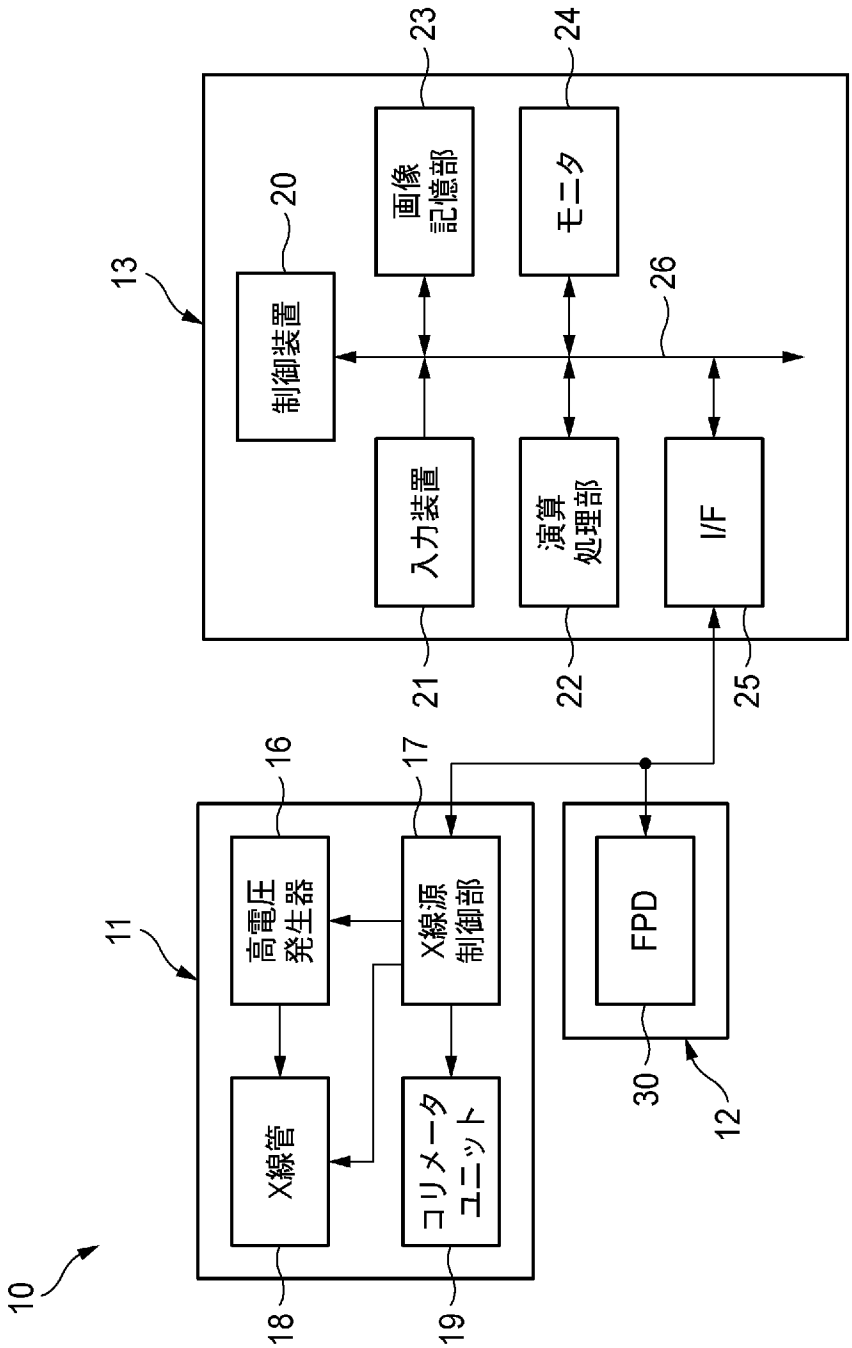

10
11
12
13
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
30
高電圧発生器
X線源制御部
X線管
コリメータユニット
FPD
制御装置
画像記憶部
モニタ
入力装置
演算処理部
I/F

FIG. 2

[図3]

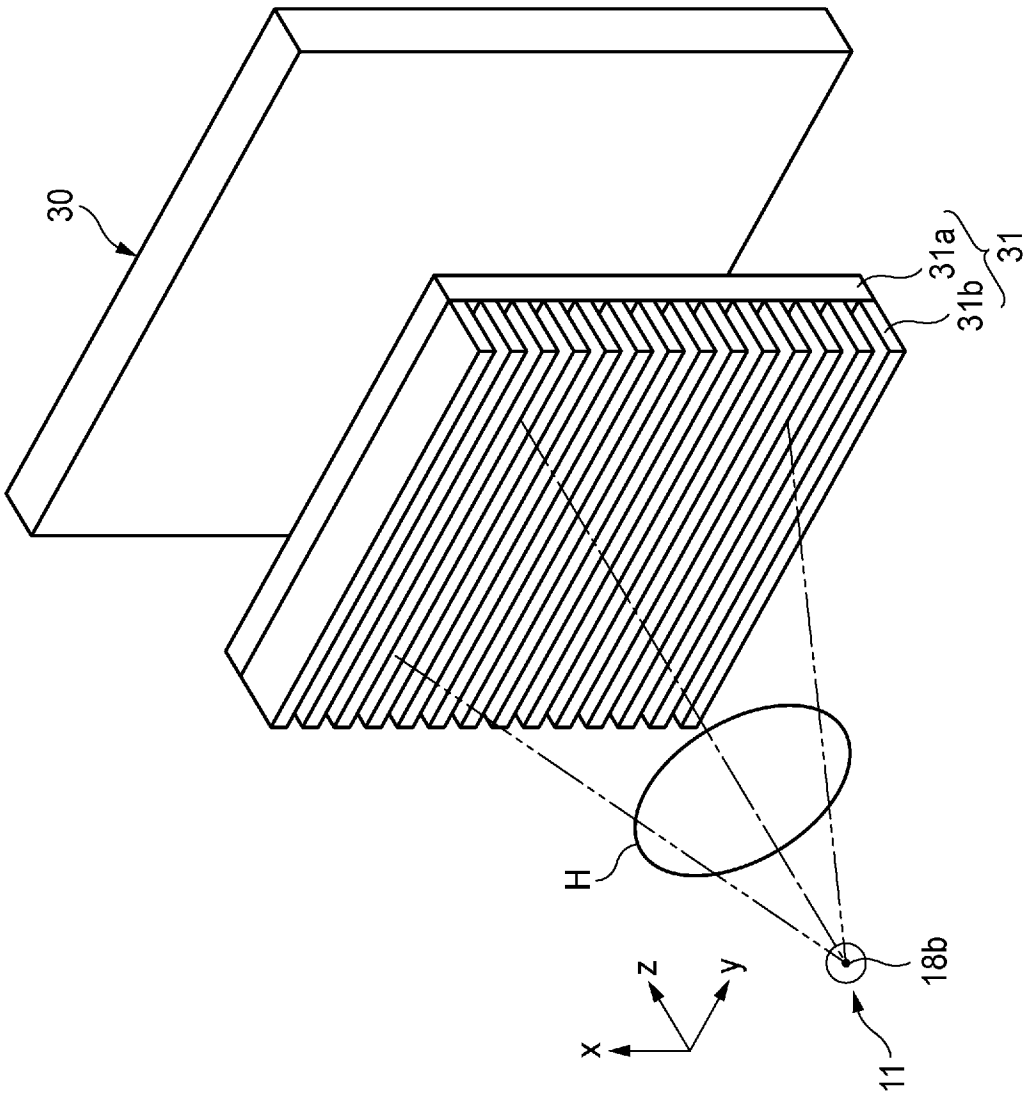


FIG. 3

[図4]

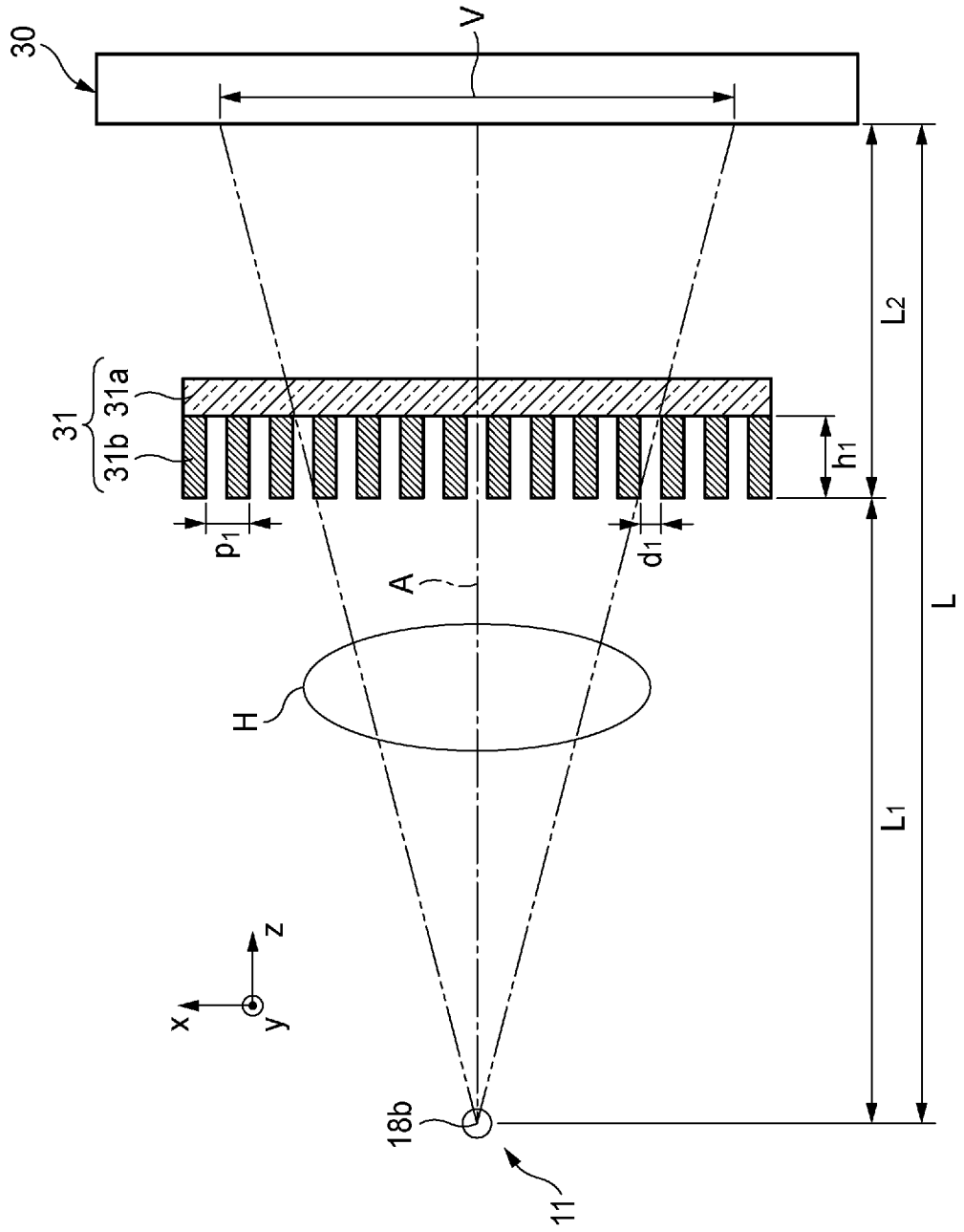
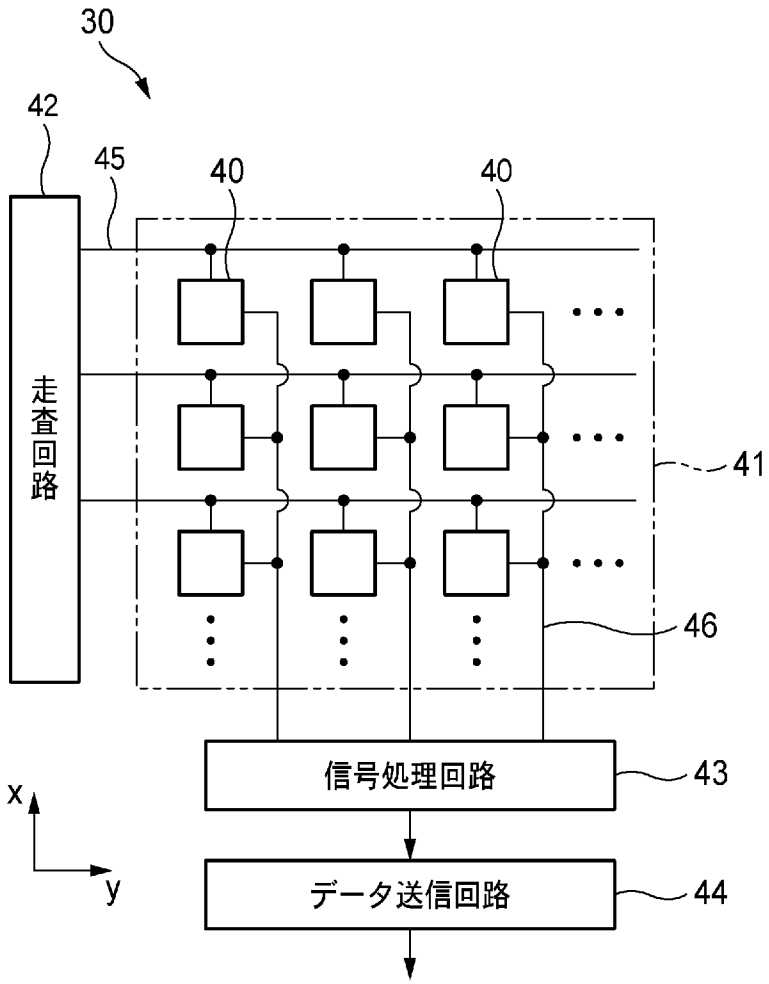


FIG. 4

[図5]

FIG. 5



[図6]

FIG. 6A

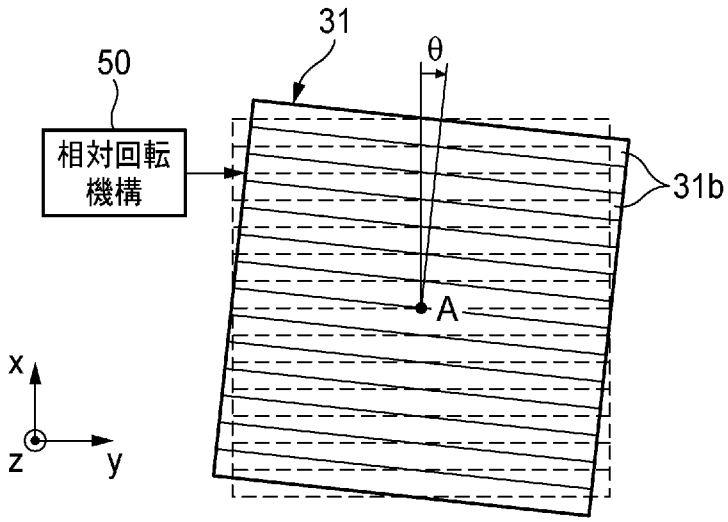


FIG. 6B

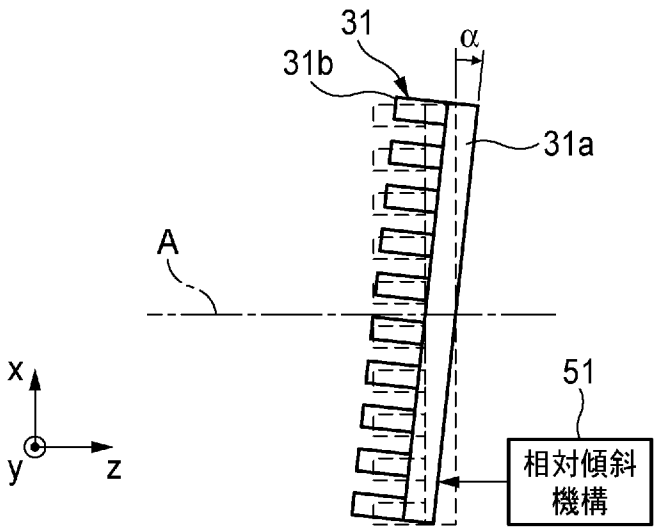
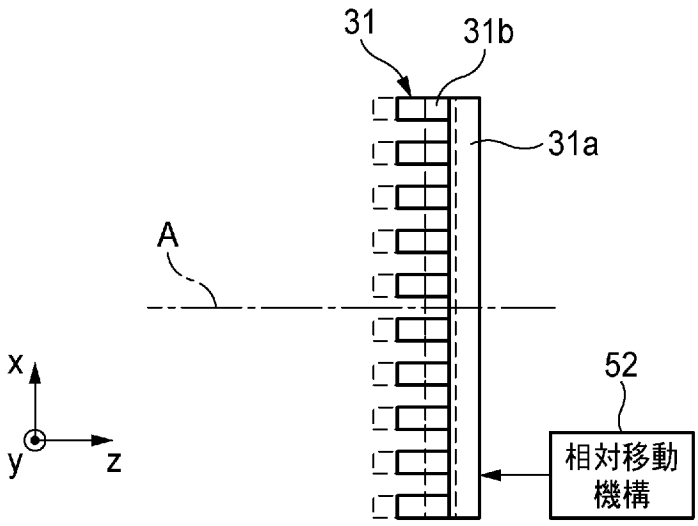


FIG. 6C



[図7]

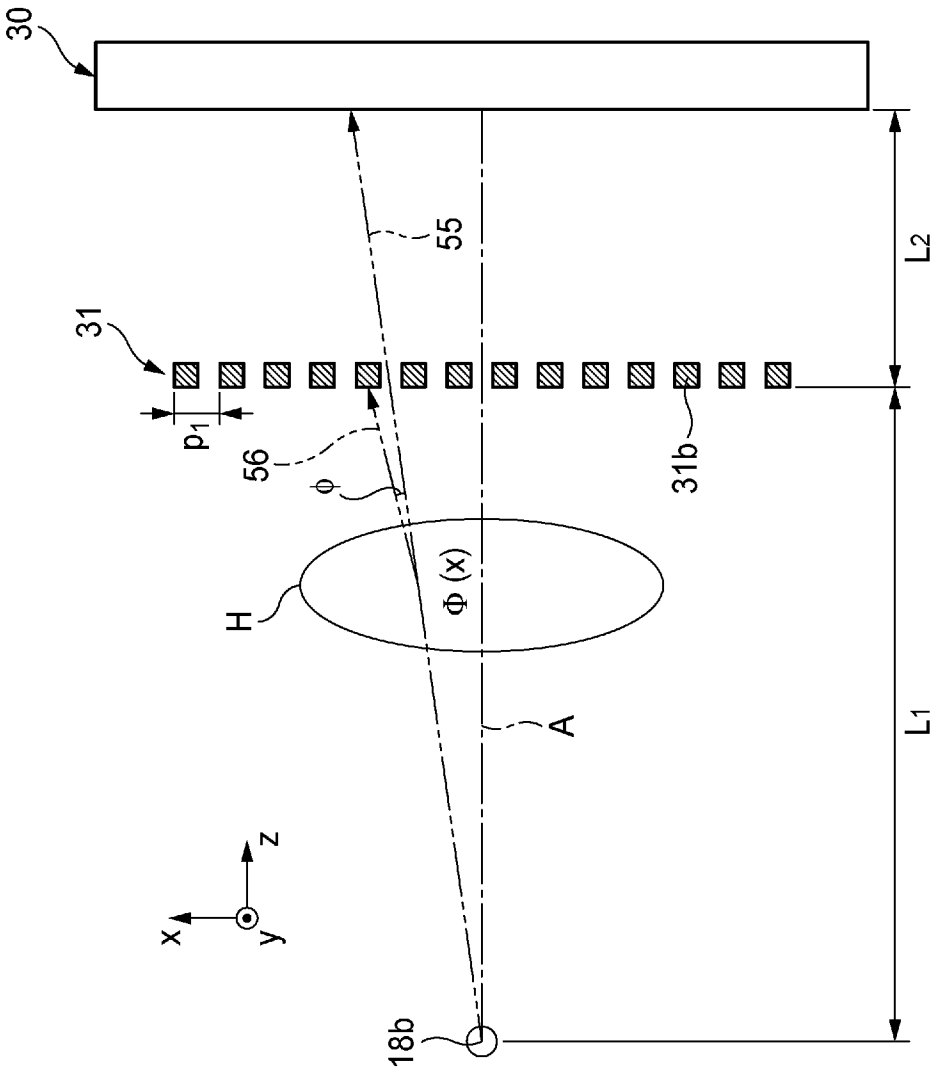


FIG. 7

[図8]

FIG. 8A

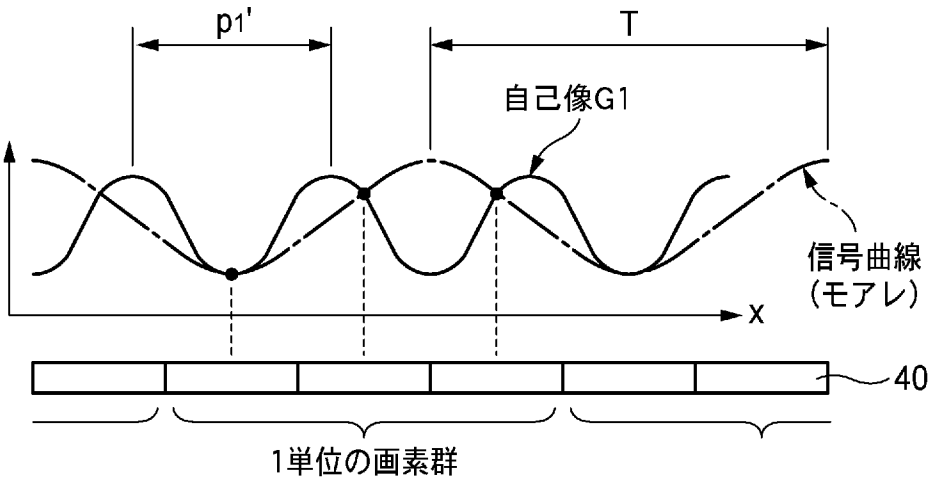
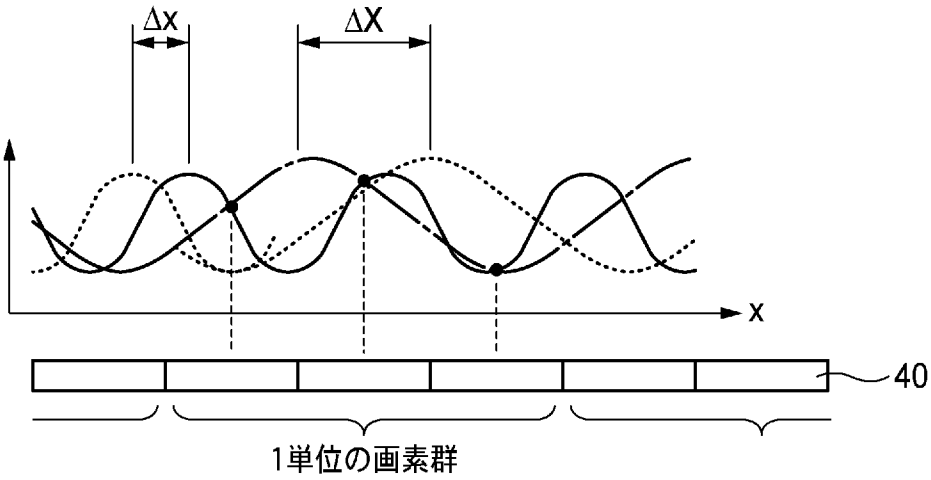
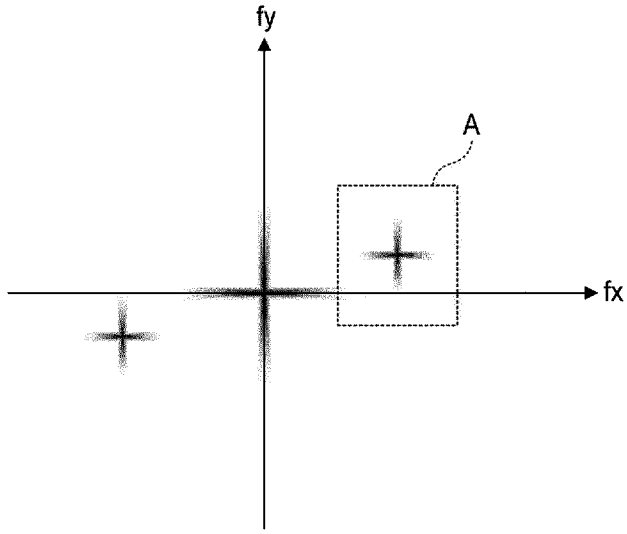


FIG. 8B



[図9]

FIG. 9



[図10]

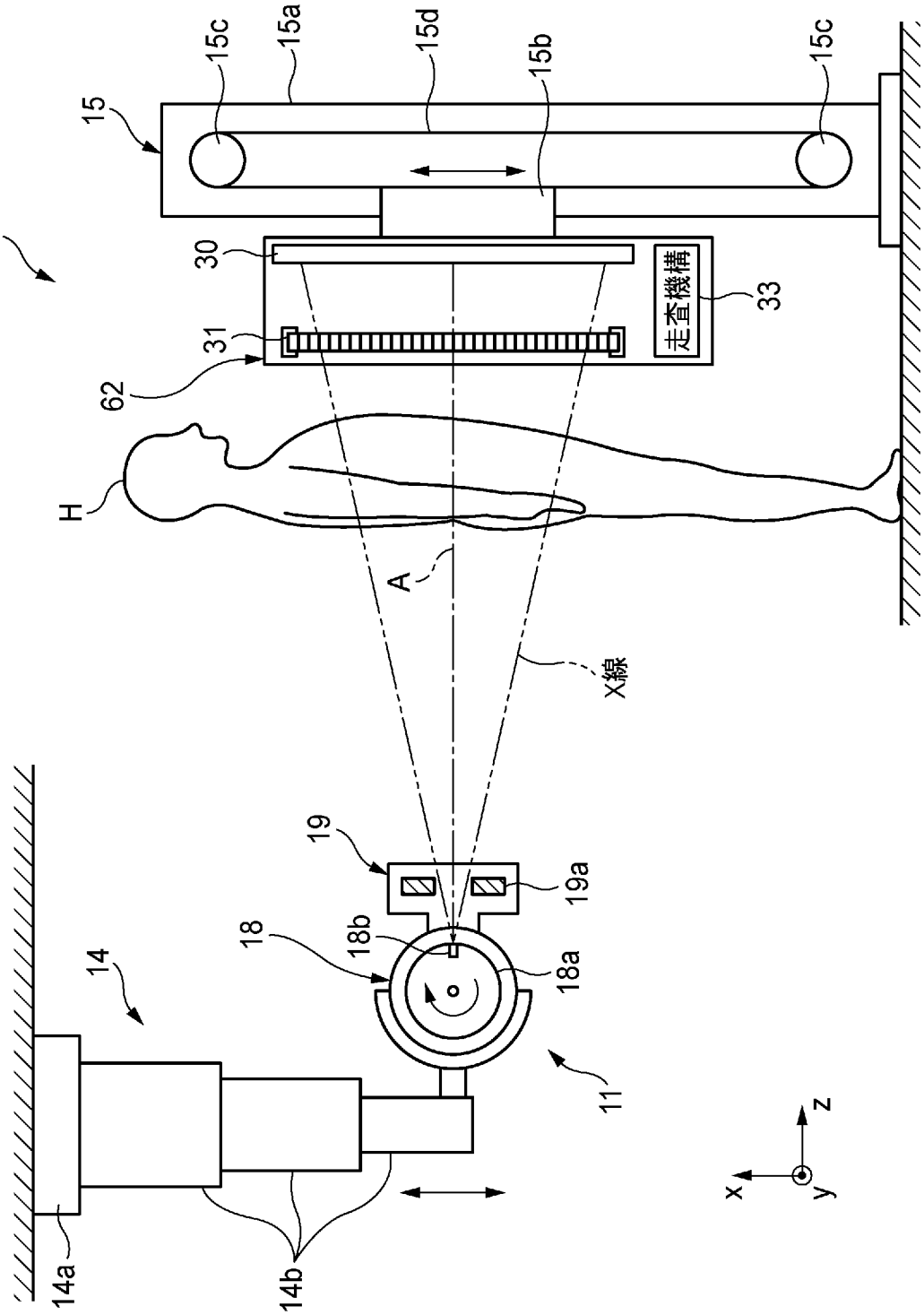

60
15
15c
15a
15d
15b
15c
30
31
62
走査機構
33
H
A
X線
19
19a
18
18b
18a
14
11
14a
14b
z
x
y

FIG. 10

[図11]

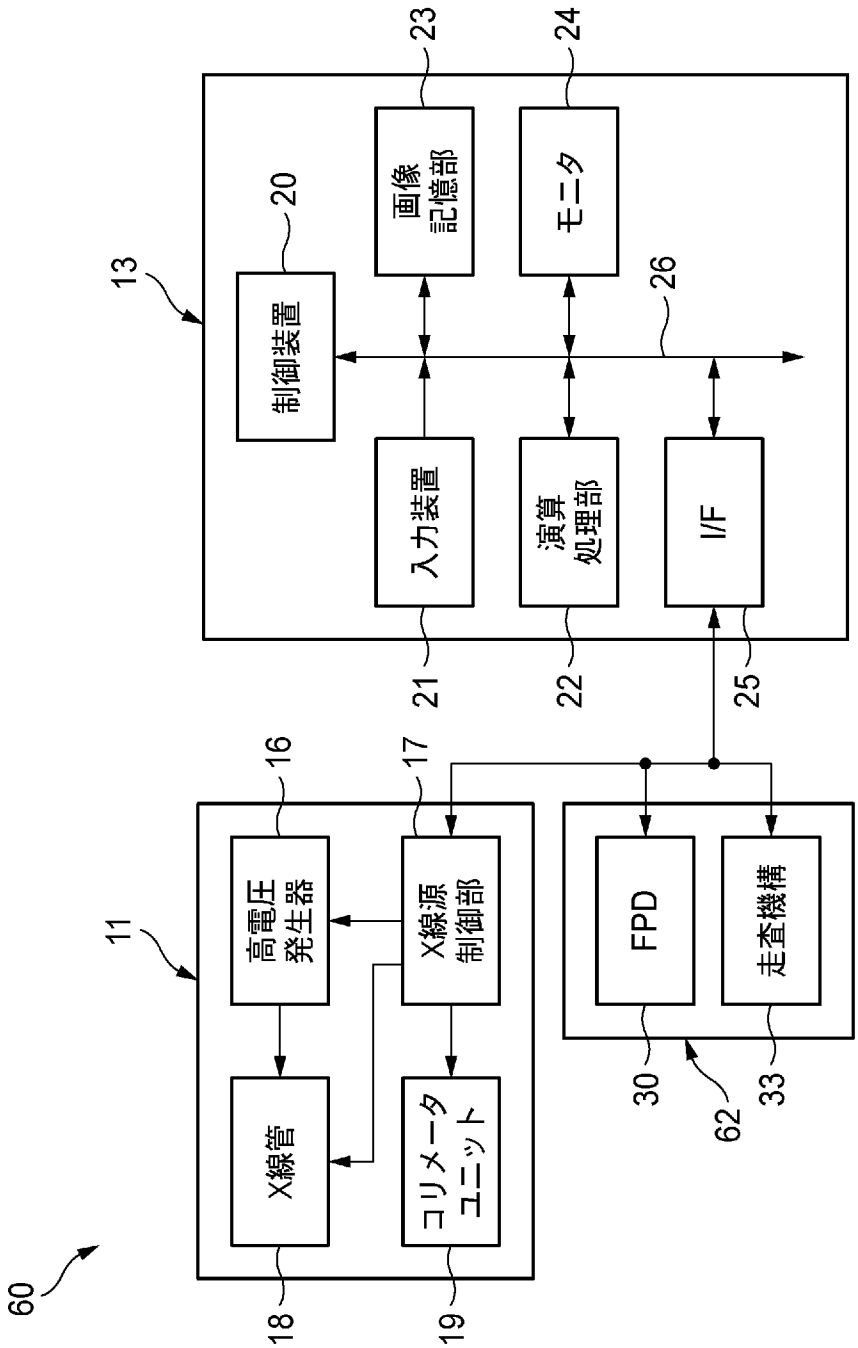
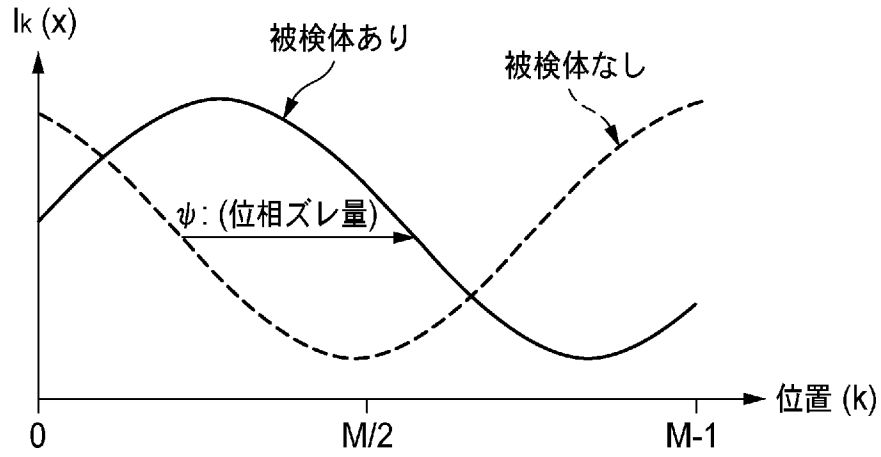

60
11
13
16
17
18
19
20
21
22
23
24
25
26
30
33
62
高電圧発生器
X線源制御部
X線管
コリメータユニット
制御装置
画像記憶部
モニタ
入力装置
演算処理部
I/F
FPD
走査機構

FIG. 11

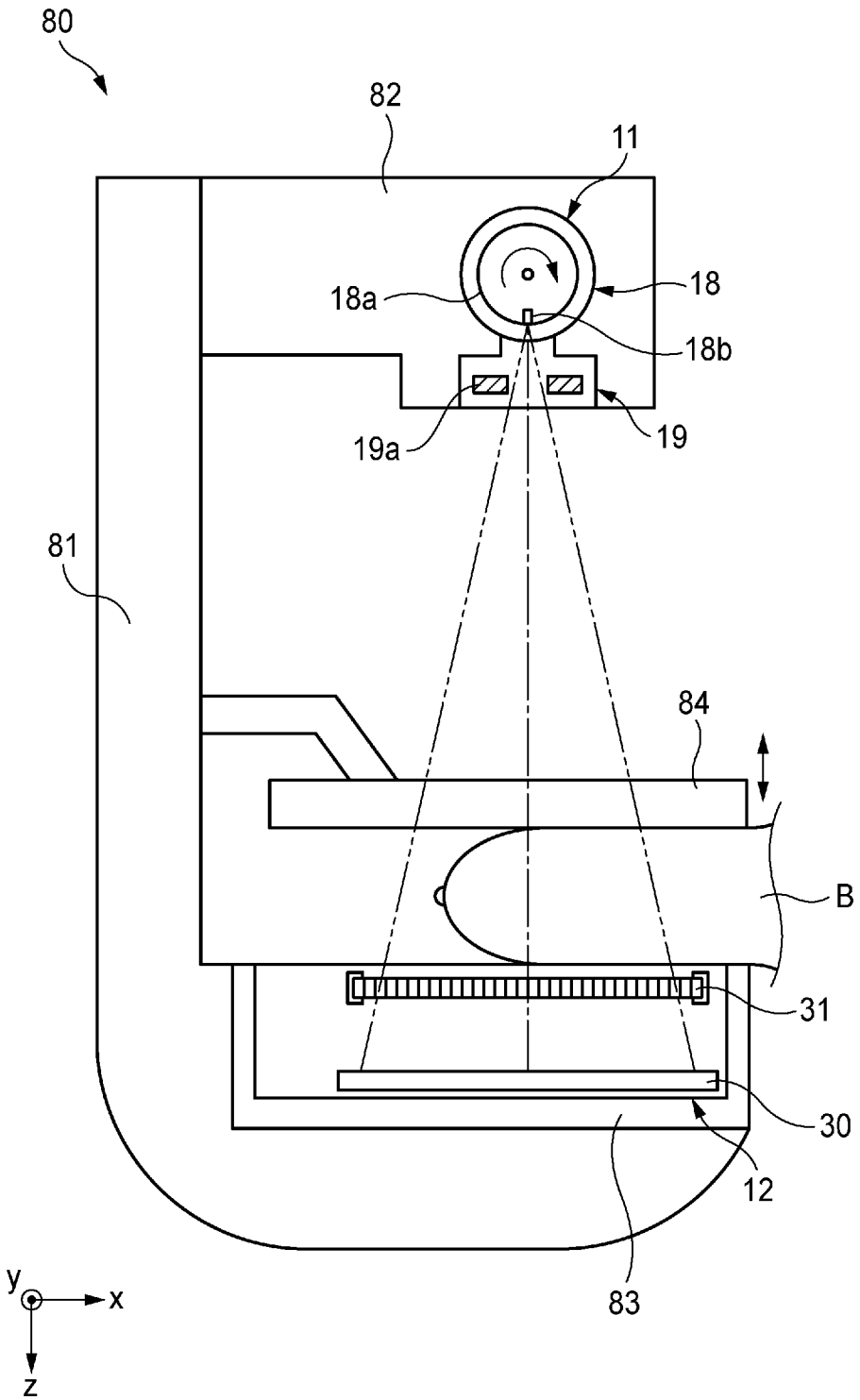
[図12]

FIG. 12



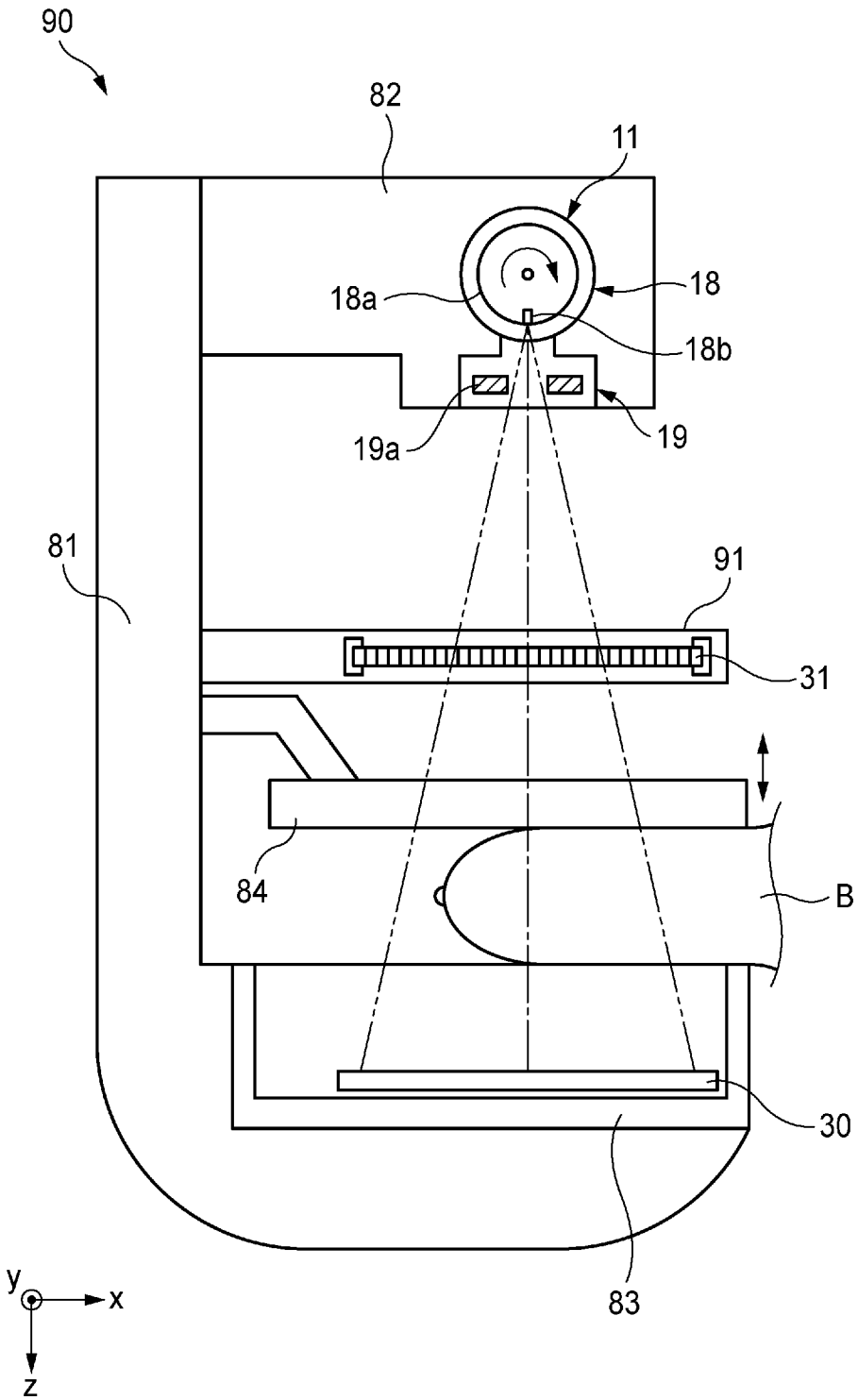
[図13]

FIG. 13



[図14]

FIG. 14



[図15]

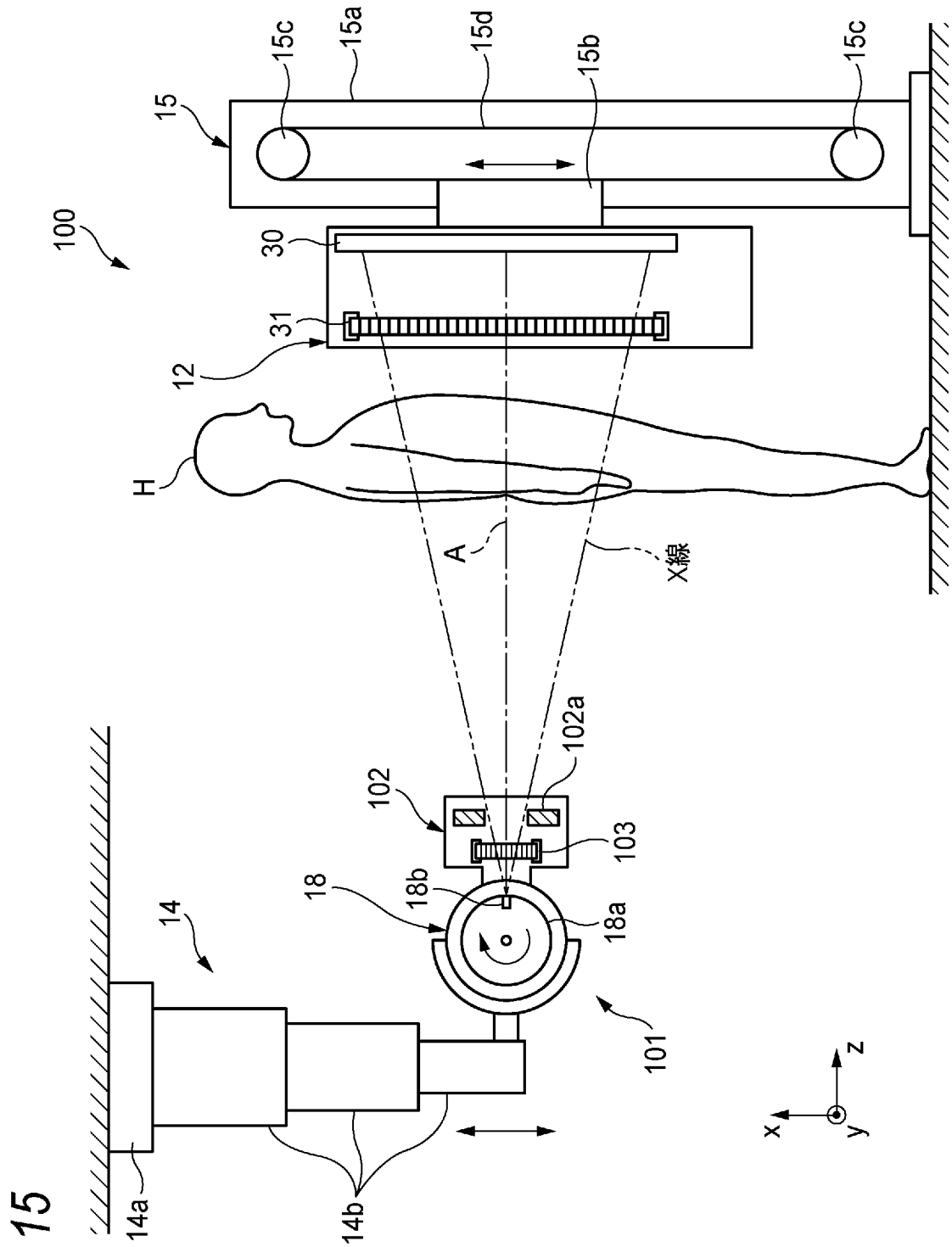

100
15
15c
15a
15d
15b
15c
30
31
12
H
A
X線
102a
102
103
18
18b
18a
14
101
14a
14b
z
x
y

FIG. 15

[図16]

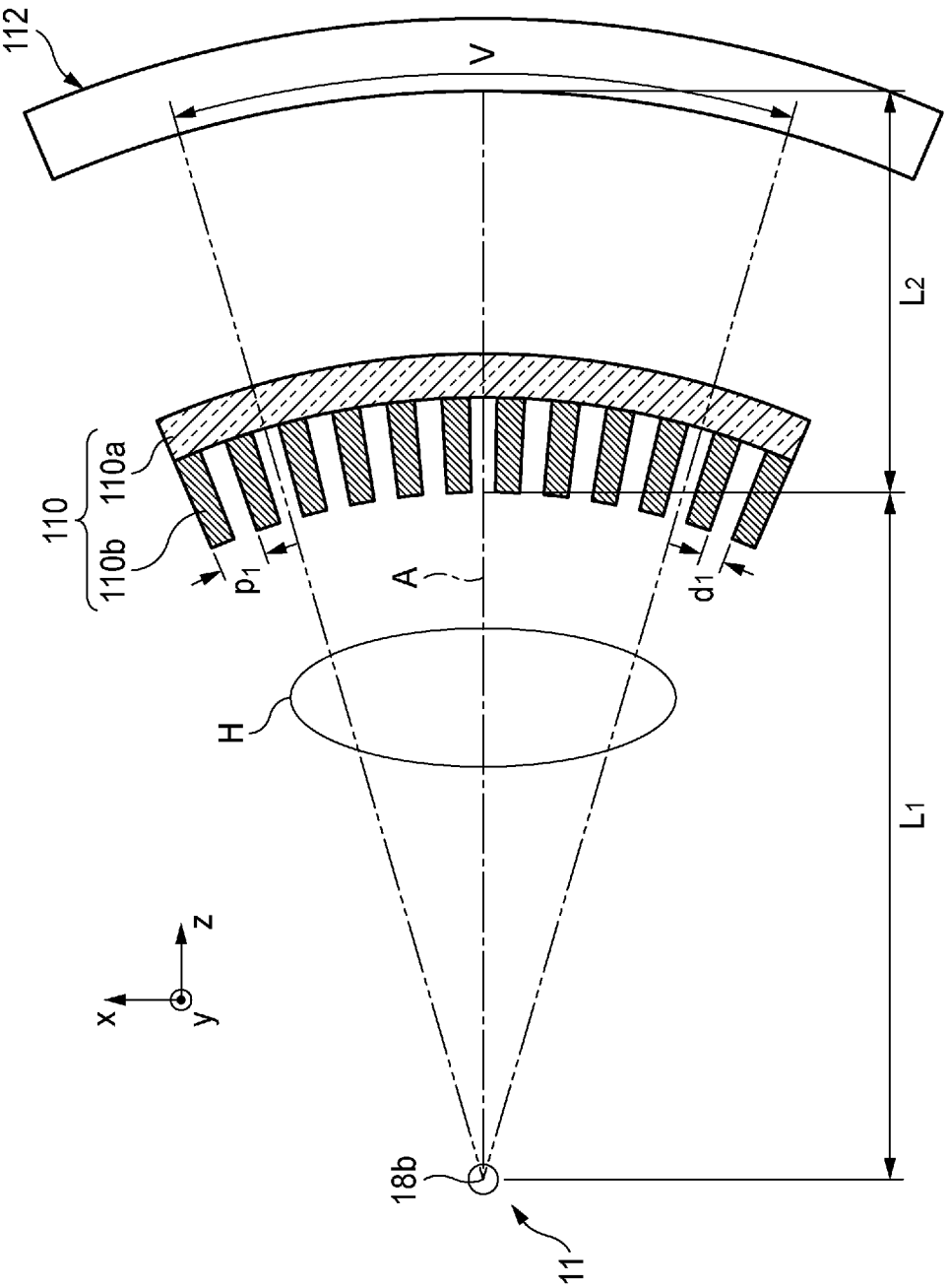


FIG. 16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/064127

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/00(2006.01)i, *A61B6/06*(2006.01)i, *G01T1/24*(2006.01)i, *G01T7/00*(2006.01)i, *G03B42/04*(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, G01T1/24, G01T7/00, G03B42/04

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.
X Y A	JP 2007-203063 A (Siemens AG.), 16 August 2007 (16.08.2007), entire text; fig. 1 to 9 entire text; fig. 1 to 9 entire text; fig. 1 to 9 & US 2007/0183581 A1 & DE 102006017290 A	1,2,6,11 3,5,7-10 4
Y	JP 2008-200361 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 04 September 2008 (04.09.2008), entire text; fig. 1 to 10 (Family: none)	3

☒ 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	Date of mailing of the international search report
18 July, 2012 (18.07.12)	31 July, 2012 (31.07.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2012/064127

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 2011-45655 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 10 March 2011 (10.03.2011), entire text; fig. 1 to 18 (Family: none)	5,9,10
Y	WO 2007/113961 A1 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 11 October 2007 (11.10.2007), entire text; fig. 1 to 6 & JP 2007-268030 A & JP 2007-268033 A	7,9,10
Y	WO 2010/050483 A1 (Canon Inc.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; fig. 1 to 9 & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1	8

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１２／０６４１２７

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(2006.01)i, G01T1/24(2006.01)i, G01T7/00(2006.01)i, G03B42/04(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（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/00-6/14, G01T1/24, G01T7/00, G03B42/04

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１２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
X Y A	JP 2007-203063 A (シーメンス　アクチエンゲゼルシヤフト) 2007.08.16, 全文，第1-9図 全文，第1-9図 全文，第1-9図 & US 2007/0183581 A1 & DE 102006017290 A	1,2,6,11 3,5,7-10 4
Y	JP 2008-200361 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2008.09.04, 全文，第1-10図（ファミリーなし）	3

☑　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 １８．０７．２０１２	国際調査報告の発送日 ３１．０７．２０１２
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　２Ｑ　９３０９ 安田　明央 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 2011-45655 A（コニカミノルタエムジー株式会社）2011.03.10, 全文，第1-18図（ファミリーなし）	5,9,10
Y	WO 2007/113961 A1（コニカミノルタエムジー株式会社）2007.10.11, 全文，第1-6図 & JP 2007-268030 A & JP 2007-268033 A	7,9,10
Y	WO 2010/050483 A1（キヤノン株式会社）2010.05.06, 全文，第1-9図 & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1	8