

(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)



(10) 国際公開番号
WO 2012/169427 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *G03B 42/02* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/064128
- (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 2011-130709 2011 年 6 月 10 日(10.06.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社 (FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒1060031 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0
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). 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 1 3 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))

(54) Title: RADIOGRAPHY SYSTEM

(54) 発明の名称: 放射線撮影システム

[図 8]

FIG. 8A

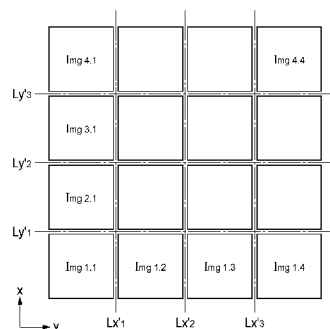
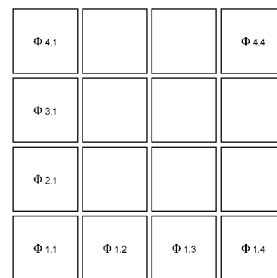


FIG. 8B



(57) **Abstract:** An x-ray imaging system (10) provided with an imaging unit (12) and a computing/processing unit (22), wherein: the imaging unit (12) has grids (31, 32) for using transmitting radioactive rays to generate an x-ray image including periodic intensity distribution, and an x-ray image detector (30) for detecting the x-ray image; and the grid (31) is configured by division into a plurality of modules (33). The computing/processing unit (22): divides the x-ray image into a plurality of sectional x-ray images (Img_{m, n}), according to the boundaries between the modules in the grid (31); for each of these sectional x-ray images, generates a sectional phase contrast image by analyzing the period pattern included in the sectional x-ray image using a Fourier transform and an inverse Fourier transform; and generates a phase contrast image of the imaging subject by bonding the obtained plurality of sectional phase contrast images.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/169427 A1



X線撮影システム10は、撮影部12と、演算処理部22と、を備え、撮影部12は、通過する放射線によって周期的強度分布を含むX線像を形成する格子31、32と、このX線像を検出するX線画像検出器30と、を有しており、格子31は、複数のモジュール33に分割されて構成されている。演算処理部22は、格子31におけるモジュール間の境界に対応させてX線画像を複数の部分X線画像 $I_{m, n}$ に区分し、これらの部分X線画像毎に、その部分X線画像に含まれる周期パターンを、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いて解析して部分位相コントラスト画像を生成し、得られる複数の部分位相コントラスト画像を結合して被写体の位相コントラスト画像を生成する。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影システム

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

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

[0005] 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、周期的強度分布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、モアレに対応して画像に現れる周期パターンの被写体による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。画像に現れる周期パターン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、周期パターン含む画像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周期パターン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] 特許文献1及び2に記載されたX線撮影システムにおいて、視野を拡大するには第1及び第2の回折格子も相応に大きなものが必要となる。しかし、第1及び第2の回折格子は、典型的には μm オーダーの格子ピッチで高アスペクト比に構成される必要があるため、大サイズで高精度なものを製造することは非常に困難である。そこで、第1及び第2の回折格子、並びにX線画像検出器の各々を、複数の格子モジュールないし複数の検出器モジュールに分割して構成するようにしたX線撮影システムも提案されている（特許文献3参照）。

[0010] 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的強度分布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、この自己像の周期的強度分布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4参照）。

先行技術文献

特許文献

[0011] 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2007-203061号公報

特許文献4：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

[0012] 特許文献4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的強度分布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、画素ピッチが微小な検出器は、比較的小サイズのものに限られ、視野が制限される。また、検出器のサイズを大きくすると、典型的には、 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懸念がある。

[0013] そこで、特許文献3に記載されたX線撮影システムのように、検出器を複数の検出器モジュールに分割して構成するようにすれば、微細な画素ピッチで、かつ S/N に優れた大サイズの検出器を得ることができる。しかしながら、全ての検出器モジュールを第1の回折格子に対して全く同じ相対位置関係に配置することは非常に困難であり、このような相対位置関係の不一致は、画像における周期パターンの周期や向きのズレとして現れる。

[0014] そして、画像における周期パターンの周期や向きが一様でない画像に対して、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いて解析を行った場合に、被写体の位相情報を正確に得ることができない虞がある。これは、複数の検出器モジュールを連結して構成する場合に限られず、複数の格子モジュールを連結して第1の回折格子や第2の回折格子を構成する場合にも妥当する。

[0015] 本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いて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

[0016] 放射線照射野に配置される被写体によって変調を受けた周期パターンを含む放射線画像を取得する撮影部と、前記放射線画像に含まれる前記周期パターン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、前記撮影部は、通過する放射線によって、前記放射線画像に含まれる前記周期パターンの基礎となる周期的強度分布を含む放射線像を形成する一つ以上の格子と、前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、を有しており、前記格子及び前記放射線画像検出器の要素のうち少なくとも一つの要素は、複数のモジュールに分割されて構成されており、前記演算処理部は、モジュール分割された前記要素のうち少なくとも一つの要素におけるモジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を複数の部分放射線画像に区分し、これらの部分放射線画像毎に、前記部分放射線画像に対してフーリエ変換を行って該部分放射線画像の空間周波数スペクトルを取得する変換処理と、前記部分放射線画像に含まれる周期パターン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部分位相コントラスト画像生成処理と、を実行し、そして、前記部分位相コントラスト画像生成処理によって生成される複数の部分位相コントラスト画像を結合して前記被写体の位相コントラスト画像を生成する結合処理を実行する、放射線撮影システム。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、格子や放射線画像検出器を複数のモジュールに分割して構成することにより、格子については、その精度を低下させることなく大サイズのものを得ることができ、放射線画像検出器については、そのS/Nを低下させることなく大サイズのものを得ることができ、視野を容易に拡大することができる。

[0018] そして、放射線画像検出器によって取得される放射線画像を、モジュール分割された要素におけるモジュール間の境界に対応させて部分X線画像に区分し、部分X線画像毎に周期パターンを解析して被写体の位相シフト分布を取得することにより、この要素のモジュールの各々の他の要素に対する相対位置関係のズレに起因して生じる部分X線画像間の周期パターンの周期や向きの非一様性が被写体の位相シフト分布に与える影響を排除ないし低減し、

得られる被写体の位相シフト分布の精度を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0019] [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構成を示す斜視図である。

[図4]図1の放射線撮影システムの撮影部の構成を示す側面図である。

[図5]図3の撮影部に含まれる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の周期パターン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5の放射線画像検出器によって取得される画像を部分画像に区分する一例、及び区分された部分画像から位相コントラスト画像を生成する処理を示す模式図である。

[図9]図5の放射線画像検出器によって取得される画像を部分画像に区分する他の例を示す模式図である。

[図10]図5の放射線画像検出器によって取得される画像を部分画像に区分する他の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12の放射線撮影システムの放射線画像検出器によって取得される画像を部分画像に区分する一例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]図14の放射線撮影システムの変形例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。

[図17]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

[0020] 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。

[0021] X線撮影システム10は、被写体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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

- [0025] 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。
- [0026] 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。
- [0027] 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。
- [0028] 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。
- [0029] 撮影部１２には、Ｘ線画像検出器３０、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第１の吸収型格子３１及び第２の吸収型格子３２が設けられている。
- [0030] 図３及び図４は、撮影部１２の構成を模式的に示す。

- [0031] X線画像検出器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。第1及び第2の吸収型格子31, 32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。
- [0032] 第1の吸収型格子31は、複数の第1の格子モジュール33を連結して構成されており、第2の吸収型格子32もまた、複数の第2の格子モジュール36が連結されて構成されている。図示の例では、第1の吸収型格子31は、第1の格子モジュール33が光軸Aに直交する面内においてx方向及びy方向にそれぞれ4つずつ配列され、隣り合う第1の格子モジュール33同士が連結されて、構成されている。第2の吸収型格子32は、第2の格子モジュール36が光軸Aに直交する面内においてx方向及びy方向にそれぞれ5つずつ配列され、隣り合う第2の格子モジュール36同士が連結されて、構成されている。なお、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33の配列、及び第2の吸収型格子32における第2の格子モジュール36の配列は、上記の例に限らず、x方向又はy方向の一次元状の配列であってもよい。
- [0033] 第1の格子モジュール33の各々は、基板34と、この基板34に配置された複数のX線遮蔽部35とから構成されている。第2の格子モジュール36の各々は、基板37と、この基板37に配置された複数のX線遮蔽部38とから構成されている。基板34, 37は、いずれも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。
- [0034] X線遮蔽部35, 38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、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35, 38の材料としては、X線吸収性に優れたものが好ましく、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35, 38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。
- [0035] X線遮蔽部35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 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38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 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、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。

[0036] 第1の吸収型格子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、第1の吸収型格子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見捨てる程度になり、第1の吸収型格子31の後方に自己像G1が形成される。

[0037] さて、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。一方、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の位置における自己像G1の周期的強度分布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、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の位置における自己像G1のピッチ p_1' 、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 は、次式（1）の関係を満たすように決定される。

[0038] [数1]

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

[0039] 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の自己像G1が、第1の吸収型格子31の後方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。

[0040] 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（通常は第1の吸収型格子31に入射するX線の実効波長） λ 、及び正の整数 m を用いて、次式（2）で表される。

[0041] [数2]

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

[0042] 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」や「Timm Weitkamp, et al., Proc. of SPIE, Vol. 6318, 2006年, 63180S-1項」から、容易に導くことができる。

[0043] 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。

[0044] [数3]

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

[0045] 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は、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ことができる。

[0046] [数4]

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

[0047] [数5]

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

[0048] ただし、必ずしも上記距離 L_2 は、式（３）ないし式（５）を満たす必要はなく、例えば撮影部１２の薄型化の要請がない場合などには、式（３）ないし式（５）から外れる範囲の値も採り得る。

[0049] X線遮蔽部３５，３８は、コントラストの高い周期的強度分布のX線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３５，３８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。X線遮蔽部３５，３８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 ， h_2 は、金（Au）換算で３０μm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 35, 38 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 35, 38 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 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 18 b 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 , h_2 は、図 4 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ことが好ましい。

[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、 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ 、 $d_2 = 3.0 \mu\text{m}$ とし、通常の病院に設置できる大きさとして、 $L = 2 \text{ m}$ に設定した場合には、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。

[0054] 以上の構成において、第 1 の吸収型格子 31 の自己像 G_1 に第 2 の吸収型格子 32 が重ね合わされて、第 2 の吸収型格子 32 の直後に配置された X 線画像検出器 30 上に X 線像が形成される。第 2 の吸収型格子 32 の位置における自己像 G_1 の周期的強度分布の周期 p_1' と、第 2 の吸収型格子 32 の実質的な格子ピッチ p_2' 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。

[0055] 自己像 G_1 の周期的強度分布の周期 p_1' と第 2 の吸収型格子 32 の格子ピ

ッチ p_2' との微小な差異により、モアレが発生する。このモアレの x 方向に関する周期 T は、次式 (8) で表される。

[0056] [数8]

$$T = \frac{p1' \times p2'}{|p1' - p2'|} \dots (8)$$

[0057] 自己像 G 1 の周期的強度分布の周期 p_1' に比べてモアレの周期 T は大きくなることから、これを解像するのに必要となる画素の配列ピッチの点で、X線画像検出器 30 に対する制約は緩和される。そこで、本例においては、X線画像検出器 30 として、画素の配列ピッチは比較的粗大であるが、単一のモジュールで大サイズの検出器を比較的容易に構成することのできる TFT (Thin Film Transistor) パネルをベースとした FPD が用いられている。

[0058] 図 5 は、X線画像検出器 30 の構成を模式的に示す。

[0059] X線画像検出器 30 は、ガラス基板等の絶縁性基板上に、X線を電荷に変換して蓄積する複数の画素 40、及び各画素 40 に蓄積された電荷を読み出す読み出し回路を構成する複数の TFT スイッチ (図示せず) が 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 から読み出された電荷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/F 25 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。

[0060] 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。

[0061] なお、各画素40は、テルビウム賦活酸化ガドリニウム ($Gd_2O_3:Sb$) や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。

[0062] 信号処理回路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、X線画像検出器30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、TF Tスイッチのリーク信号) の補正等を含めてもよい。

[0063] なお、X線画像検出器30としては、TF T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。

[0064] 式(8)におけるモアレの周期Tは、実際には第2の吸収型格子32からX線画像検出器30の検出面までの距離によって更に拡大されるため、X線画像検出器30の検出面上でのモアレ周期をT'とし、このモアレを、X線画像検出器30で検出するためには、画素40のx方向に関する配列ピッチPは、少なくともX線画像検出器30の検出面上でのモアレ周期T'の整数倍ではないことが必要である。

[0065] また、配列ピッチPがモアレ周期T'より大きくてもモアレ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（９）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。

[0066] [数9]

$$P < T' \dots (9)$$

[0067] 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、画素４０の配列ピッチ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、自己像Ｇ１の周期 p_1' と第２の吸収型格子３２の格子ピッチ 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。

[0068] 図６に、モアレ周期Ｔ'を変更する方法を模式的に示す。

[0069] 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、第２の吸収型格子３２の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）。

[0070] 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、第２の吸収型格子３２の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（F I G. 6 B）。

[0071] 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の自己像G1の周期は、「 p_1' 」 $\rightarrow$ 「 $p_1' \times (L_1 + L_2 + \delta) / (L_1 + L_2)$ 」と変化する、この結果、モアレ周期 T' が変化する（F I G. 6 C）。

[0072] 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。モアレの周期 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。なお、以上は、x方向に関する画素40の配列ピッチ及びモアレの周期について説明したが、y方向に関する画素40の配列ピッチ及びモアレの周期についても同様であり、y方向に関する画素40の配列ピッチはモアレの周期よりも小さいことが好ましく、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の配列ピッチとモアレの周期との大小関係についても調整することができる。

[0073] 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、X線画像検出器30上に形成されるモアレは、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。このモアレをX線画像検出器30によって検出して取得される画像

には、モアレに対応する周期パターンが含まれ、この周期パターン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。

[0074] 次に、画像の周期パターンの解析方法について説明する。

[0075] 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。

[0076] 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、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。

[0077] 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(10)で表される。

[0078] [数10]

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

[0079] そして、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(11)で表される。

[0080] [数11]

$$\phi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots(11)$$

[0081] 屈折角 $\phi(x)$ は、式(11)で示したように位相シフト分布の微分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 $\Phi(x, y)$

x, y) が得られる。

[0082] ここで、第1及び第2の吸収型格子31、32によって形成されるモアレ、つまりは画像の周期パターンは次式(12)で表すことができ、式(12)は次式(13)に書き換えることができる。

[0083] [数12]

$$f(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos(2\pi(f_{0x}x + f_{0y}y) + \phi(x, y)) \quad \dots(12)$$

[0084] [数13]

$$f(x, y) = a(x, y) + c(x, y) \exp(2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) + c^*(x, y) \exp(-2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) \quad \dots(13)$$

[0085] 式(12)において、 $a(x, y)$ はバックグラウンドを表し、 $b(x, y)$ は周期パターン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}) は周期パターンの基本周期を表す。また式(13)において、 $c(x, y)$ は次式(14)で表される。

[0086] [数14]

$$c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y) \exp[i\phi(x, y)] \quad \dots(14)$$

[0087] 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(13)はフーリエ変換によって次式(15)となる。

[0088] [数15]

$$F(f_x, f_y) = A(f_x, f_y) + C(f_x - f_{0x}, f_y - f_{0y}) + C^*(f_x + f_{0x}, f_y + f_{0y}) \quad \dots(15)$$

[0089] 式(15)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。

[0090] 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、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。

[0091] 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、周期パターン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。

[0092] ここで、第1の吸収型格子31は複数の第1の格子モジュール33を連結して構成され、第2の吸収型格子32もまた、複数の第2の格子モジュール36を連結して構成されている。そのため、第2の吸収型格子32やX線画像検出器30に対する第1の格子モジュール33の各々の相対位置関係がズレる場合があり、同様に、第1の吸収型格子31やX線画像検出器30に対する第2の格子モジュール36の各々の相対位置関係がズレる場合がある。このような相対位置関係の不一致は、X線画像検出器30によって取得された画像の各部における周期パターンの周期や向きのズレとして現れる。そこで、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33間の境界の少なくとも一部、及び／又は第2の吸収型格子32における第2の格子モジュール36間の境界の少なくとも一部に対応させて、X線画像検出器30によって取得されたX線画像を複数の部分X線画像に区分し、これらの部分X線画像毎に上記の周期パターンの解析を行う。

[0093] 図8は、X線画像の区分の一例、及び区分された部分X線画像に基づく位相コントラスト画像の生成処理を示す。

[0094] 図8に示す例は、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33間の境界の全てに対応させて、X線画像を 4×4 の計16の部分X線画像

$Img_{1,1}$, $Img_{2,1}$, $\dots$, $Img_{4,4}$ に区分したものである（FIG. 8A）。具体的には、第1の吸収型格子31において、第1の格子モジュール33間の境界は、 x 方向に延びる境界線 L_{x1} , L_{x2} , L_{x3} （図3参照）、及び y 方向に延びる境界線 L_{y1} , L_{y2} , L_{y3} （図3参照）によって定義され、これらの境界線 $L_{x1\sim3}$, $L_{y1\sim3}$ のX線画像検出器30上への投影である境界線 $L'_{x1\sim3}$, $L'_{y1\sim3}$ に沿ってX線画像を部分X線画像 $Img_{1,1}$, $Img_{1,2}$, $\dots$, $Img_{4,4}$ に区分している。

[0095] そして、区分された部分X線画像 $Img_{1,1}$, $Img_{2,1}$, $\dots$, $Img_{4,4}$ 毎に、上記の周期パターンの解析を行うことによって、部分位相シフト分布 $\Phi_{1,1}$, $\Phi_{2,1}$, $\dots$, $\Phi_{4,4}$ が得られる。そして、得られた部分位相シフト分布 $\Phi_{1,1}$, $\Phi_{2,1}$, $\dots$, $\Phi_{4,4}$ を結合することによって、被写体Hの位相シフト分布 Φ が得られる（FIG. 8B）。

[0096] このように、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33間の境界に対応させてX線画像を区分した部分X線画像毎に周期パターンを解析して、被写体Hの位相シフト分布 Φ を取得することにより、少なくとも、第2の吸収型格子32やX線画像検出器30に対する第1の格子モジュール33の各々の相対位置関係のズレに起因して生じる部分X線画像間の周期パターンの周期や向きの非一様性が被写体Hの位相シフト分布 Φ に与える影響を排除ないし低減し、得られる被写体Hの位相シフト分布 Φ の精度を高めることができる。

[0097] 以上の処理は演算処理部22によって実行され、演算処理部22は、位相シフト分布 $\Phi(x, y)$ 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。

[0098] 図9は、X線画像の区分の他の例を示す。

[0099] 図9に示す例は、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール3

3間の境界の全て、及び第2の吸収型格子32における第2の格子モジュール36間の境界の全てに対応させて、X線画像を部分X線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $\dots$, $img_{8,8}$ に区分したものである。

[0100] 具体的には、第1の吸収型格子31において、第1の格子モジュール33間の境界は、x方向に延びる境界線 L_{x1} , L_{x2} , L_{x3} 、及びy方向に延びる境界線 L_{y1} , L_{y2} , L_{y3} によって定義される。また、第2の吸収型格子32において、第2の格子モジュール36間の境界は、x方向に延びる境界線 L_{x4} , L_{x5} , L_{x6} , L_{x7} (図3参照)、及びy方向に延びる境界線 L_{y4} , L_{y5} , L_{y6} , L_{y7} (図3参照) によって定義される。これらの境界線 $L_{x1\sim7}$, $L_{y1\sim7}$ のX線画像検出器30上への投影である境界線 $L_{x'1\sim7}$, $L_{y'1\sim7}$ に沿ってX線画像を部分X線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $\dots$, $img_{8,8}$ に区分している。即ち、 $img_{1,1}$ は第1の格子モジュール33_{1,1} と第2の格子モジュール36_{1,1} とを通過したX線によって形成されるX線像の画像に相当する。また、 $img_{2,1}$ は第1の格子モジュール33_{1,1} と第2の格子モジュール36_{2,1} とを通過したX線によって形成されるX線像の画像に相当する。

[0101] これによれば、第2の吸収型格子32やX線画像検出器30に対する第1の格子モジュール33の各々の相対位置関係のズレに加え、更に第1の吸収型格子31やX線画像検出器30に対する第2の格子モジュール36の各々の相対位置関係のズレに起因して生じる部分X線画像間の周期パターンの周期や向きの非一様性が被写体Hの位相シフト分布Φに与える影響を排除ないし低減することができ、得られる被写体Hの位相シフト分布Φの精度を一層高めることができる。

[0102] 図10は、X線画像の区分の他の例を示す。

[0103] 図10に示す例は、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33間の境界の一部に対応させて、X線画像を2×2の計4の部分X線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $img_{1,2}$, $img_{2,2}$ に区分したものである。具体的には、第1の吸収型格子31において、第1の格子モジュール33間の

境界は、 x 方向に延びる境界線 L_{x_1} , L_{x_2} , L_{x_3} (図3 参照)、及び y 方向に延びる境界線 L_{y_1} , L_{y_2} , L_{y_3} (図3 参照) によって定義され、これらの境界線 $L_{x_1 \sim 3}$, $L_{y_1 \sim 3}$ のうち L_{x_2} 及び L_{y_2} の X 線画像検出器 30 上への投影である境界線 $L_{x'_2}$, $L_{y'_2}$ に沿って X 線画像を部分 X 線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $img_{1,2}$, $img_{2,2}$ に区分している。

[0104] これによれば、図8に示す例に比べて、部分 X 線画像への区分数を減らして解析プロセスの削減することができ、演算処理部 22 における処理の高速化を図ることができる。更に、離散フーリエ変換においては画像サイズと周波数分解能とが比例するという関係があるため、区分数を過度に多くして画像サイズを小さくしすぎるとフーリエ変換後の周波数分解能が下がり、得られる位相シフト分布中の精度が低下する場合があるが、このように区分数を適宜調整することにより、画像サイズと比例関係にある周波数分解能を確保し、得られる位相シフト分布中の精度を確保することもできる。

[0105] 以上、説明したように、放射線撮影システム 10 によれば、第1の吸収型格子 31 や第2の吸収型格子 32 といった複数のモジュールに分割して構成された要素におけるモジュール間の境界に対応させて X 線画像を部分 X 線画像に区分し、この部分 X 線画像毎に周期パターンを解析して被写体 H の位相シフト分布中を取得することにより、モジュール分割された要素を構成するモジュールの各々の他の要素に対する相対位置関係のズレに起因して生じる部分 X 線画像間の周期パターンの周期や向きの非一様性が被写体 H の位相シフト分布中に与える影響を排除ないし低減することができ、得られる被写体 H の位相シフト分布中の精度を高めることができる。

[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（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、モアレ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において、X線画像検出器30は単一のモジュールとして構成されているが、第1及び第2の吸収型格子31、32と同様に、複数の検出器モジュールに分割されて構成されることもできる。その場合に、X線画像検出器30によって取得される画像を複数の部分画像に区分する際に、X線画像検出器30における検出器モジュール間の境界の一部又は全部に対応させて区分するようにしてもよい。それによれば、第1の吸収型格子31や第2の吸収型格子32に対する検出器モジュールの各々の相対位置関係のズレに起因して生じる部分X線画像間のモアレの周期や向きの非一様性が被写体Hの位相シフト分布中に与える影響を排除ないし低減することができる。

[0108] また、第1の格子の投影像に対して第2の格子を重ね合わせてモアレを生じさせるものであって、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第2の格子を重ね合わせてモアレを生じさせる場合にも、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。

[0109] また、位相シフト分布中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、位相シフト分布中は、屈折角 ϕ に対応する位相シフト分布中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中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。

[0110] 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。

[0111] 図11は、本発明に係る放射線撮影システムの他の例の構成を示す。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って説明を省略あるいは簡略する。

[0112] 上述したX線撮影システム10において、X線画像検出器30の画素40の配列ピッチPは、自己像G1の周期的強度分布の周期 p_1' (第1の吸収型格子31の格子ピッチ p_1)よりも大きく、自己像G1の周期的強度分布を解像するには十分ではないため、第2の吸収型格子32を用いてX線画像検出器30により解像可能なモアレを形成し、このモアレに対応した画像の周期パターンの変調を解析して位相コントラスト画像を生成するように構成されている。これに対して、図11に示すX線撮影システム60においては、自己像G1を解像可能な(画素の配列ピッチが自己像G1の周期的強度分布の周期より十分に小さい)X線画像検出器が用いられており、自己像G1の周期的強度分布がX線画像検出器によって検出され、この自己像G1の周期的強度分布に対応した画像の周期パターンを解析することによって位相コントラスト画像が生成される。

[0113] 撮影部61には、X線画像検出器62及び第1の吸収型格子31が設けられている。第1の吸収型格子31は、複数の第1の格子モジュール33を連結して構成されており、X線画像検出器62もまた、複数の検出器モジュール63が連結されて構成されている。図示の例では、第1の吸収型格子31は、第1の格子モジュール33が光軸Aに直交する面内においてx方向及び

y方向にそれぞれ4つずつ配列され、隣り合う第1の格子モジュール33同士が連結されて、構成されている。X線画像検出器62は、検出器モジュール63が光軸Aに直交する面内においてx方向及びy方向にそれぞれ5つずつ配列され、隣り合う検出器モジュール63同士が連結されて、構成されている。

[0114] 各検出器モジュール63は、X線を検出して電荷を蓄積する複数の画素がx-y方向に2次元配列されてなる受像部を有している。なお、各画素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や、各画素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や、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は、検出器モジュール63毎に設けられていてもよいし、複数の検出器モジュール63を統制するようにX線画像検出器62に設けられていてもよい。

[0115] 複数の画素40は、X線画像検出器62上に形成される自己像G1の周期的強度分布を解像可能な配列ピッチで配列されている。具体的には、画素の配列ピッチPは、典型的に数 μm である自己像G1の周期的強度分布の周期 p_1' の1/2以下、好ましくは1/5以下のピッチとされる。そのような微小な配列ピッチに複数の画素が配列される受像部は、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。なお、受像部には、上記の画素の配列ピッチを満たす限りにおいて、TFEパネルをベースに構成されたものを用いることもできる。

[0116] 以上の構成において、第1の吸収型格子31の自己像G1がX線画像検出器62上に形成される。そして、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、X線画像検出器62上に形成される自己像G1の周期的強度分布は、被写体Hにより変調を受ける。この自己像G1をX

線画像検出器 6 2 によって検出して取得される画像には、自己像 G 1 の周期的強度分布に対応する周期パターンが含まれ、この周期パターン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。

[0117] 位相コントラスト画像を生成するに際しては、第 1 の吸収型格子 3 1 における第 1 の格子モジュール 3 3 間の境界の少なくとも一部、及び／又は X 線画像検出器 6 2 における検出器モジュール 6 3 間の境界の少なくとも一部に対応させて、X 線画像検出器 6 2 によって取得された X 線画像を複数の部分 X 線画像に区分し、これらの部分 X 線画像毎に周期パターンの解析を行う。

[0118] 図 1 2 は、X 線画像の区分の一例を示す。

[0119] 図 1 2 に示す例は、第 1 の吸収型格子 3 1 における第 1 の格子モジュール 3 3 間の境界の全て、及び X 線画像検出器 6 2 における検出器モジュール 6 3 間の境界の全てに対応させて、X 線画像を部分 X 線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $\dots$, $img_{8,8}$ に区分したものである。

[0120] 具体的には、第 1 の吸収型格子 3 1 において、第 1 の格子モジュール 3 3 間の境界は、x 方向に延びる境界線 L_{x1} , L_{x2} , L_{x3} 、及び y 方向に延びる境界線 L_{y1} , L_{y2} , L_{y3} によって定義される。また、X 線画像検出器 6 2 において、検出器モジュール 6 3 間の境界は、x 方向に延びる境界線 L_{x8} , L_{x9} , L_{x10} , L_{x11} (図 1 1 参照)、及び y 方向に延びる境界線 L_{y8} , L_{y9} , L_{y10} , L_{y11} (図 1 1 参照) によって定義される。境界線 $L_{x1\sim3}$, $L_{y1\sim3}$ の X 線画像検出器 6 2 上への投影である境界線 $L'_{x1\sim3}$, $L'_{y1\sim3}$ 、及び X 線画像検出器 6 2 自体の境界線 $L_{x8\sim11}$, $L_{y8\sim11}$ 沿って X 線画像を部分 X 線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $\dots$, $img_{8,8}$ に区分している。即ち、 $img_{1,1}$ は第 1 の格子モジュール 3 3_{1,1} を通過した X 線によって検出器モジュール 6 3_{1,1} 上に形成される X 線像を検出して取得された画像に相当する。また、 $img_{2,1}$ は第 1 の格子モジュール 3 3_{1,1} を通過した X 線によって検出器モジュール 6 3_{2,1} 上に形成される X 線像を検出して取得される画像に相当する。

[0121] 区分された部分 X 線画像 $img_{1,1}$, $img_{2,1}$, $\dots$, $img_{8,8}$ 毎に

、上記の周期パターンの解析を行うことによって、部分位相シフト分布 $\Phi_{m, n}$ ($m = 1 \sim 8$, $N = 1 \sim 8$) が得られ、得られた部分位相シフト分布 $\Phi_{m, n}$ を結合することによって、被写体Hの位相シフト分布 Φ が得られる。

[0122] 本X線撮影システム60によれば、自己像G1の周期的強度分布を解像可能な(画素40の配列ピッチが自己像G1の周期的強度分布の周期より十分に小さい)X線画像検出器62が用いられており、自己像G1の周期的強度分布がX線画像検出器62によって検出され、この自己像G1の周期的強度分布に対応した画像の周期パターンを解析することによって位相情報を取得しており、画素40の配列ピッチが微小であることから空間分解能に優れる。また、第2の格子を介さないことから、得られる被写体Hの位相シフト分布 Φ の精度を高めることができる。

[0123] そして、画素の配列ピッチが微小なX線画像検出器は比較的小サイズのものに限られ、また、サイズが大きくなる程に S/N が低下する傾向にあるが、複数を連結して一つのX線画像検出器62として構成することにより、サイズを大きくして視野を確保すると共に、 S/N の低下を抑制することができ、得られる被写体Hの位相シフト分布 Φ の精度を高めることができる。

[0124] 更に、第1の吸収型格子31における第1の格子モジュール33間の境界、及びX線画像検出器62における検出器モジュール63間の境界に対応させてX線画像を区分した部分X線画像毎に周期パターンを解析して、被写体Hの位相シフト分布 Φ を取得することにより、X線画像検出器62に対する第1の格子モジュール33の各々の相対位置関係のズレ、更に第1の吸収型格子31に対する検出器モジュール63の各々の相対位置関係のズレに起因して生じる部分X線画像間の周期パターンの周期や向きの非一様性が被写体Hの位相シフト分布 Φ に与える影響を排除ないし低減することができ、得られる被写体Hの位相シフト分布 Φ の精度を高めることができる。

[0125] 図13は、上述したX線撮影システム60の変形例を示す。

[0126] 図13に示すX線撮影システム70において、撮影部71はX線画像検出器72及び第1の吸収型格子31によって構成されており、X線画像検出器

72は複数の検出器モジュール73を連結して構成されている。そして、各検出器モジュール73における画素の配列ピッチは、自己像G1の周期的強度分布との関係でモアレを生じるように、自己像G1の周期的強度分布の周期と同程度の数 μm の配列ピッチとされている。画素の配列ピッチPは、好ましくは、周期 p_1' の周期的強度分布を呈する自己像G1の周期的強度分布を解像するに必要な配列ピッチである $1/2 p_1'$ よりも大きい。

[0127] 画素の配列ピッチP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、画素の配列ピッチPと自己像G1の周期 p_1' との大小関係を調整するには、第1の吸収型格子31の位置調整を行い、自己像G1の周期 p_1' を変更することにより調整することが好ましい。第1の吸収型格子31の位置調整には、例えば、上述した相対回転機構50、相対傾斜機構51、及び相対移動機構52（図6参照）と同様の機構を用いることができる。

[0128] 画素の配列ピッチPが上記の条件を満たす場合において、画像に生じるモアレのx方向に関する周期Tは、次式（16）で表される。

[0129] [数16]

$$T = \frac{p_1' \times P}{|p_1' - P|} \quad \dots(16)$$

[0130] 以上の構成において、第1の吸収型格子31の自己像G1がX線画像検出器72上に形成される。そして、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、X線画像検出器72上に形成される自己像G1の周期的強度分布は、被写体Hにより変調を受ける。この自己像G1をX線画像検出器72によって検出して取得される画像には、上述のとおり、自己像G1の周期的強度分布の周期と画素の配列ピッチとの関係でモアレ（周期パターン）が生じ、このモアレは自己像G1の周期的強度分布を基礎とする。そこで、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。

[0131] 位相コントラスト画像を生成するに際しては、第1の吸収型格子31にお

ける第1の格子モジュール33間の境界の少なくとも一部、及び／又はX線画像検出器72における検出器モジュール73間の境界の少なくとも一部に対応させて、X線画像検出器72によって取得されたX線画像を複数の部分X線画像に区分し、これらの部分X線画像毎にモアレの解析を行う。

[0132] 本X線撮影システム70によれば、自己像G1の周期的強度分布の周期に比べてモアレの周期が大きくなることから、これを解像するのに必要となる画素の配列ピッチの点で、X線画像検出器に対する制約を緩和することができる。

[0133] 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を示す。

[0134] 図14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。

[0135] 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。

[0136] 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。

[0137] 図15は、図14の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0138] 図15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。

[0139] 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の自己像G1は被検体Bにより変調を受ける。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を含むX線像をX線画像検出器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でも上述した原理で被検体Bの位相コントラスト画像を得ることができる。

[0140] 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、換言すれば、第1の吸収型格子31を被検体の前側（X線源側）に配置することは、上述したいずれのX線撮影システムにも適用することが可能である。

[0141] 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。

[0142] 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。

[0143] 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。

[0144] マルチスリット103は、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。

[0145] 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（17）を満たすように設定する必要がある。

[数17]

$$p_3 = \frac{L_3}{L_2} p_2 \quad \cdots (17)$$

[0146] 式（17）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線の第1の吸収型格子31による投影像（自己像G1）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。

[0147] 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の位置での自己像G1のピッチ p_1' とすると、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 は、次式（18）の関係を満たすように決定される。

[0148] [数18]

$$p_2 = p_1' = \frac{L_3 + L_2}{L_3} p_1 \quad \cdots (18)$$

[0149] 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。マルチスリット103は、上述したいずれのX線撮影システムにおいても適用可能である。

[0150] 図17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、その第1及び第2の格子の構成を示す。

[0151] 前述したX線撮影システム10においては、第1及び第2の吸収型格子31、32は、X線遮蔽部31b、32b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19に示すように、格子面を略凹曲面状に構成した第1及び第2の吸収型格子110、111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。

[0152] 第1の吸収型格子110は、複数の第1の格子モジュール33を連結して構成されており、第1の格子モジュール33は、X線焦点18bを通りX線遮蔽部35の延伸方向（y方向）に延びる仮想線を中心軸とする円筒面に沿って配列されている。同様に、第2の吸収型格子111もまた、複数の第2の格子モジュール36を連結して構成されており、第2の格子モジュール36は、X線焦点18bを通りX線遮蔽部38の延伸方向（y方向）に延びる仮想線を中心軸とする円筒面に沿って配列されている。

[0153] このように、第1及び第2の吸収型格子110、111を、それぞれ複数の格子モジュールを連結して構成することで、それらの格子面を容易に略凹曲面状に構成することができる。そして、第1及び第2の吸収型格子110、111の格子面を略凹曲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、格子面の各部に略垂直に入射することになるため、X線遮蔽部35の厚み h_1 とX線遮蔽部38の厚み h_2 との上限の制約が緩和され、上記式（6）及び（7）を考慮する必要がない。

[0154] なお、X線画像検出器112についても、第1及び第2の吸収型格子11

0, 1 1 1 と同様に、複数の検出器モジュールに分割して構成し、それらの検出器モジュールを円筒面に沿って配列するようにすれば、その検出面を容易に円筒面状とすることができる。

[0155] 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。

[0156] 以上、説明したように、本明細書には、下記 (1) ~ (9) の放射線撮影システムが開示されている。

[0157] (1) 放射線照射野に配置される被写体によって変調を受けた周期パターンを含む放射線画像を取得する撮影部と、前記放射線画像に含まれる前記周期パターン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、前記撮影部は、通過する放射線によって、前記放射線画像に含まれる前記周期パターンの基礎となる周期的強度分布を含む放射線像を形成する一つ以上の格子と、前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、を有しており、前記格子及び前記放射線画像検出器の要素のうち少なくとも一つの要素は、複数のモジュールに分割されて構成されており、前記演算処理部は、モジュール分割された前記要素のうち少なくとも一つの要素におけるモジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を複数の部分放射線画像に区分し、これらの部分放射線画像毎に、前記部分放射線画像に対してフーリエ変換を行って該部分放射線画像の空間周波数スペクトルを取得する変換処理と、前記部分放射線画像に含まれる周期パターン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部分位相コントラスト画像生成処理と、を実行し、そして、前記部分位相コントラスト画像生成処理によって生成される複数の部分位相コントラスト画像を結合して前記被写体の位相コントラスト画像を生成する結合処理を実行する、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、通過する放射線によ

って前記周期的強度分布を含む第 1 の放射線像を形成する第 1 の格子を備え、前記放射線画像検出器は、前記第 1 の放射線像を検出する放射線撮影システム。

(3) 上記(2)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、複数の検出器モジュールに分割されて構成されており、前記演算処理部は、少なくとも前記放射線画像検出器における検出器モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

(4) 上記(2)又は(3)の放射線撮影システムであって、前記第 1 の格子は、複数の第 1 の格子モジュールに分割されて構成されており、前記演算処理部は、少なくとも前記第 1 の格子における第 1 の格子モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

(5) 上記(2)から(4)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、放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素のアレイを有し、これらの画素は、前記第 1 の放射線像の前記周期的強度分布の周期の $1/2$ 以下のピッチに配列されており、前記放射線画像に含まれる周期パターンは、前記第 1 の放射線像の前記周期的強度分布に対応する放射線撮影システム。

(6) 上記(2)から(4)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、放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素のアレイを有し、これらの画素は、前記第 1 の放射線像の前記周期的強度分布の周期との関係でモアレを形成するピッチに配列されており、前記放射線画像に含まれる周期パターンは、前記モアレに対応する放射線撮影システム。

(7) 上記(5)又は(6)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、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。

(8) 上記(2)から(4)のいずれか一つの放射線撮影システムであって、前記第1の放射線像をマスキングしてモアレを含む第2の放射線像を形成する第2の格子を更に備え、前記放射線画像検出器は、前記第1の放射線像を検出するのに替えて、前記第2の放射線像を検出する放射線撮影システム。

(9) 上記(8)の放射線撮影システムであって、前記第2の格子は、複数の第2の格子モジュールに分割されて構成されており、前記演算処理部は、少なくとも前記第2の格子における第2の格子モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

産業上の利用可能性

[0158] 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。

[0159] 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10日出願の日本特許出願（特願2011-130709）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

[0160] 10 X線撮影システム

11 X線源

12 撮影部

- 1 3 コンソール
- 3 0 X線画像検出器
- 3 1 第1の吸収型格子
- 3 2 第2の吸収型格子
- 4 0 画素

請求の範囲

[請求項1]

放射線照射野に配置される被写体によって変調を受けた周期パターンを含む放射線画像を取得する撮影部と、

前記放射線画像に含まれる前記周期パターン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、

前記撮影部は、通過する放射線によって、前記放射線画像に含まれる前記周期パターンの基礎となる周期的強度分布を含む放射線像を形成する一つ以上の格子と、前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、を有しており、

前記格子及び前記放射線画像検出器の要素のうち少なくとも一つの要素は、複数のモジュールに分割されて構成されており、

前記演算処理部は、モジュール分割された前記要素のうち少なくとも一つの要素におけるモジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を複数の部分放射線画像に区分し、これらの部分放射線画像毎に、前記部分放射線画像に対してフーリエ変換を行って該部分放射線画像の空間周波数スペクトルを取得する変換処理と、前記部分放射線画像に含まれる周期パターン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部分位相コントラスト画像生成処理と、を実行し、そして、前記部分位相コントラスト画像生成処理によって生成される複数の部分位相コントラスト画像を結合して前記被写体の位相コントラスト画像を生成する結合処理を実行する、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、

通過する放射線によって前記周期的強度分布を含む第1の放射線像を形成する第1の格子を備え、

前記放射線画像検出器は、前記第1の放射線像を検出する放射線撮

影システム。

[請求項3]

請求項2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、複数の検出器モジュールに分割されて構成されており、

前記演算処理部は、少なくとも前記放射線画像検出器における検出器モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

[請求項4]

請求項2又は3に記載の放射線撮影システムであって、

前記第1の格子は、複数の第1の格子モジュールに分割されて構成されており、

前記演算処理部は、少なくとも前記第1の格子における第1の格子モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

[請求項5]

請求項2から4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、放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素のアレイを有し、これらの画素は、前記第1の放射線像の前記周期的強度分布の周期の $1/2$ 以下のピッチに配列されており、

前記放射線画像に含まれる周期パターンは、前記第1の放射線像の前記周期的強度分布に対応する放射線撮影システム。

[請求項6]

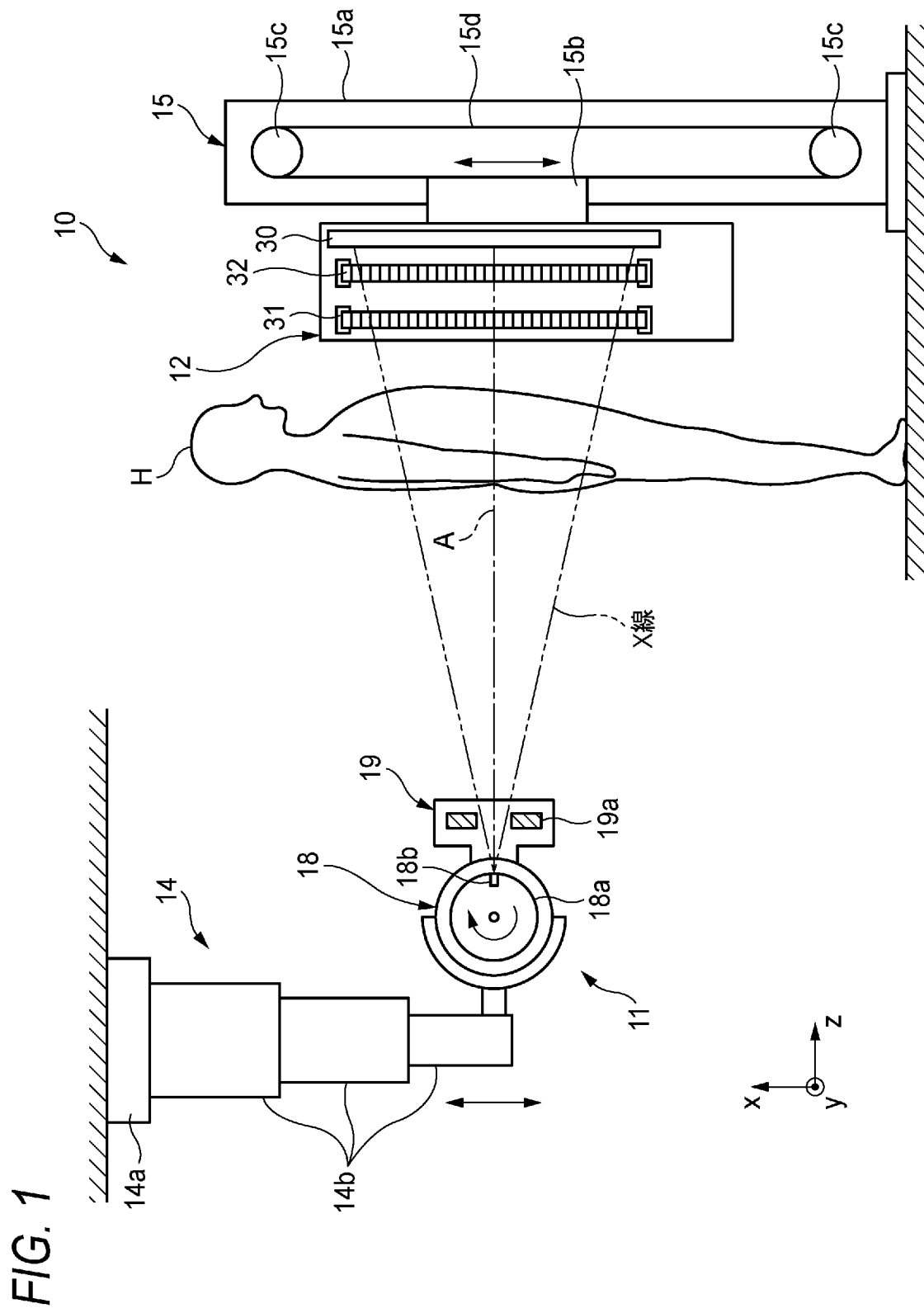
請求項2から4のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、

前記放射線画像検出器は、放射線を検出して電荷を蓄積する複数の画素のアレイを有し、これらの画素は、前記第1の放射線像の前記周期的強度分布の周期との関係でモアレを形成するピッチに配列されており、

前記放射線画像に含まれる周期パターンは、前記モアレに対応する放射線撮影システム。

- [請求項7] 請求項5又は6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、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。
- [請求項8] 請求項2から4のいずれか一項に記載の放射線撮影システムであって、
前記第1の放射線像をマスキングしてモアレを含む第2の放射線像を形成する第2の格子を更に備え、
前記放射線画像検出器は、前記第1の放射線像を検出するのに替えて、前記第2の放射線像を検出する放射線撮影システム。
- [請求項9] 請求項8に記載の放射線撮影システムであって、
前記第2の格子は、複数の第2の格子モジュールに分割されて構成されており、
前記演算処理部は、少なくとも前記第2の格子における第2の格子モジュール間の境界の少なくとも一部に対応させて前記放射線画像を前記複数の部分放射線画像に区分する放射線撮影システム。

[図1]



[図2]

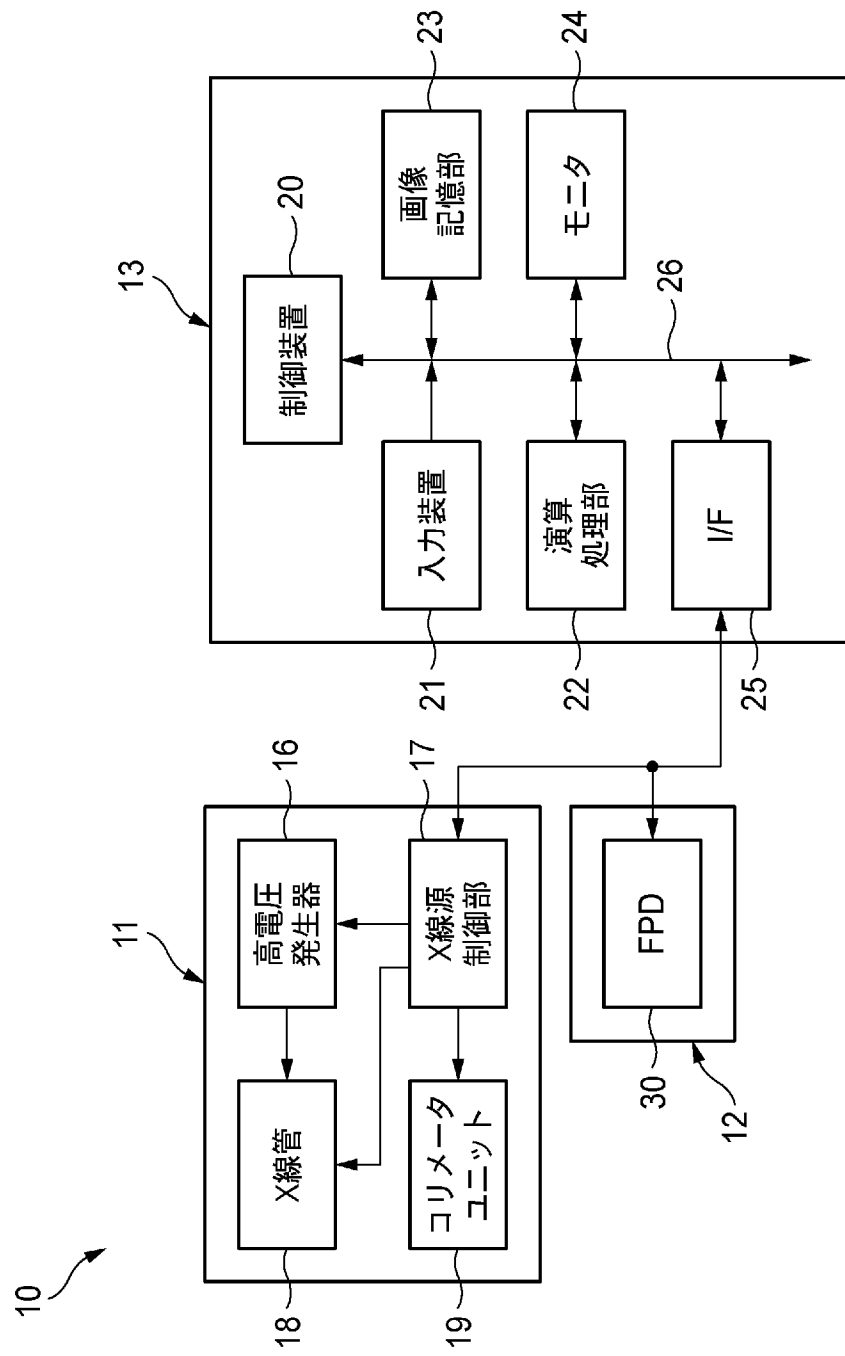
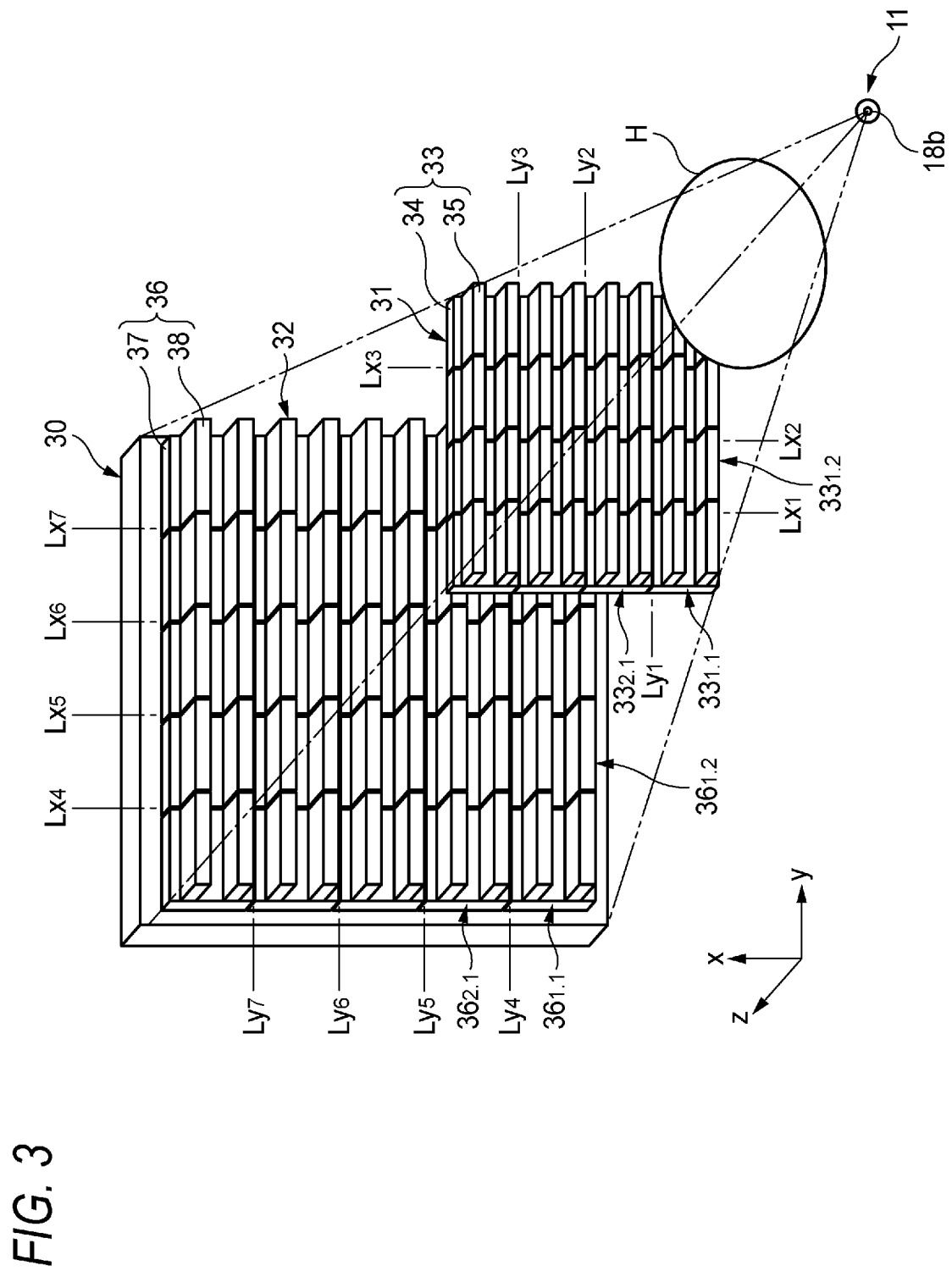


FIG. 2

[図3]



[図4]

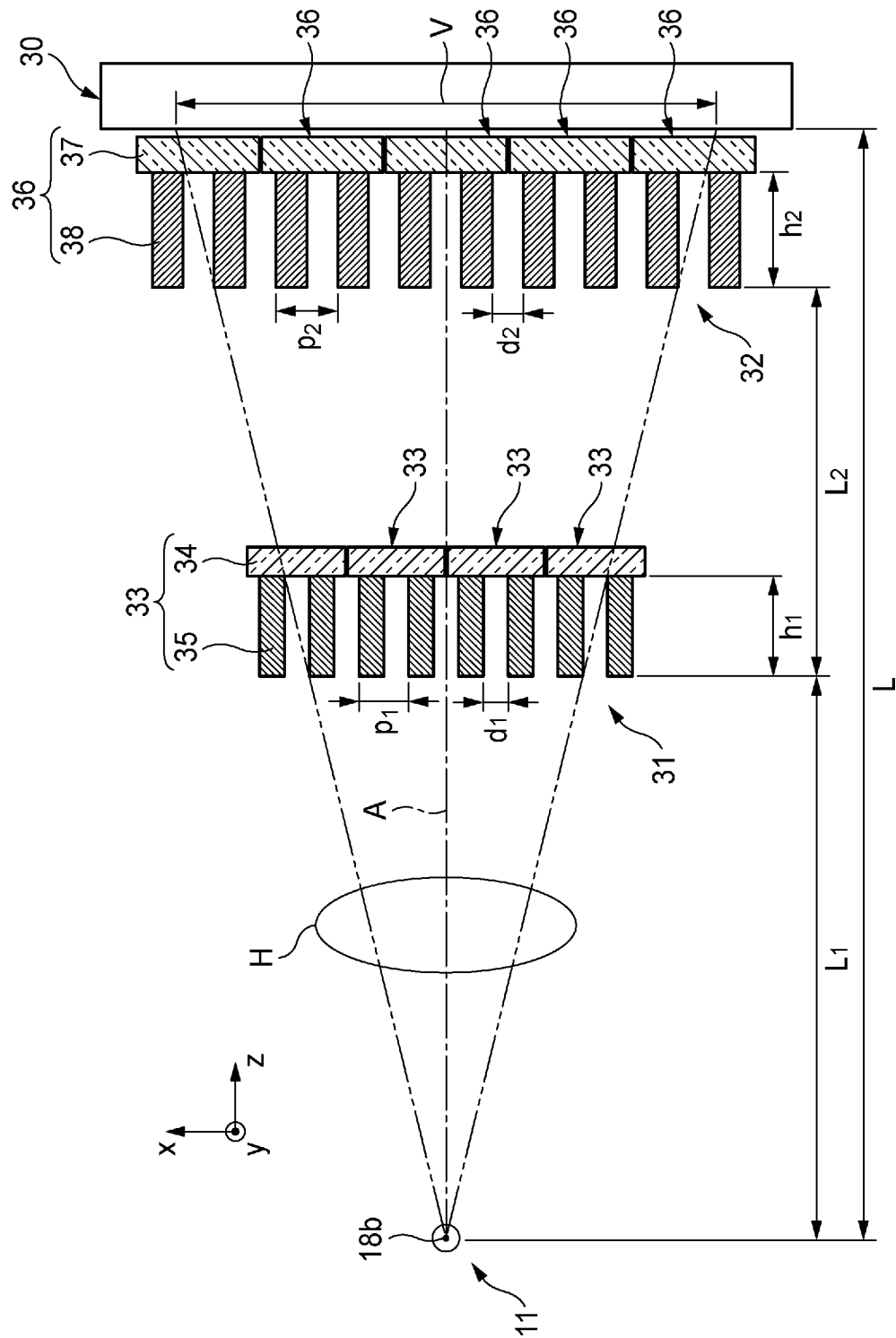
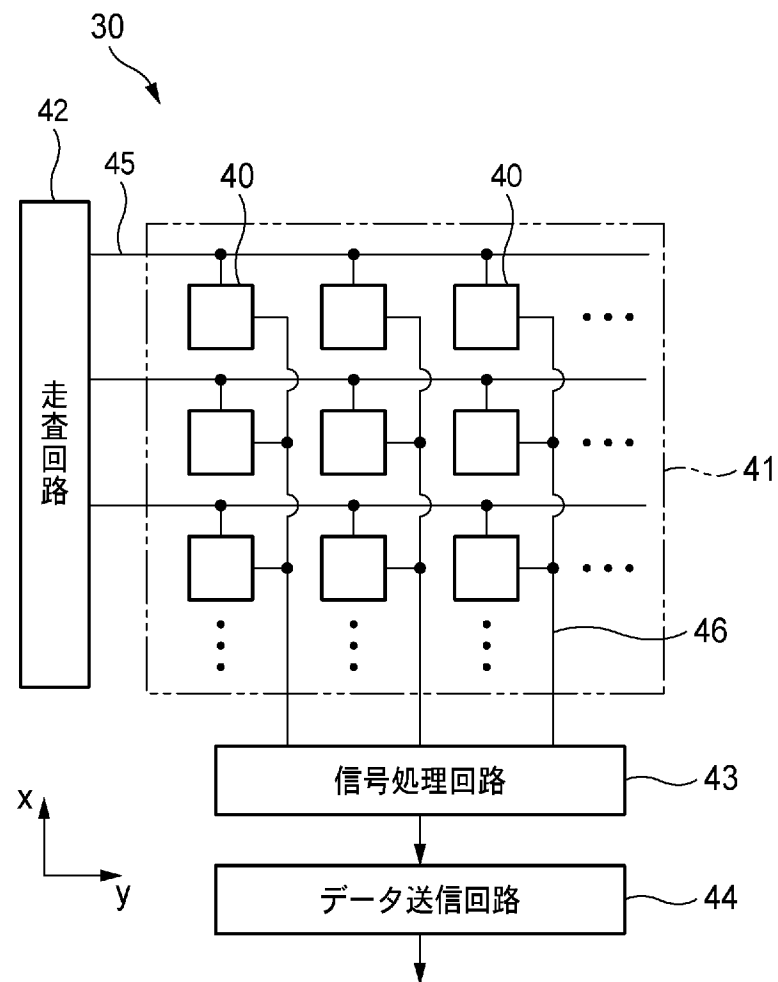


FIG. 4

[図5]

FIG. 5



[図6]

FIG. 6A

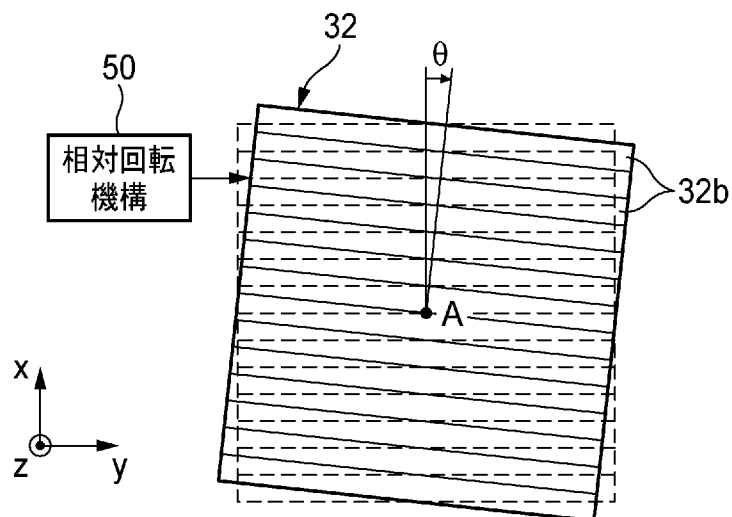


FIG. 6B

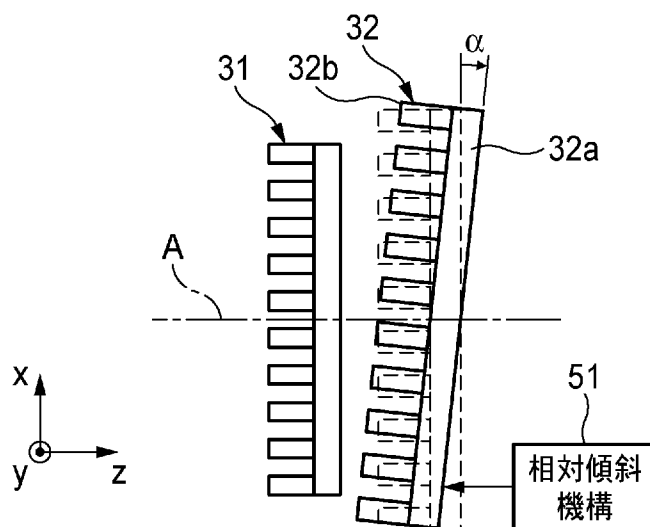


FIG. 6C

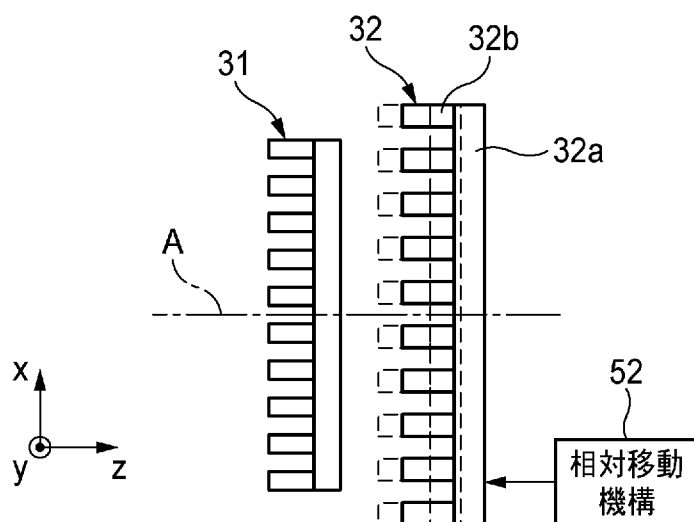
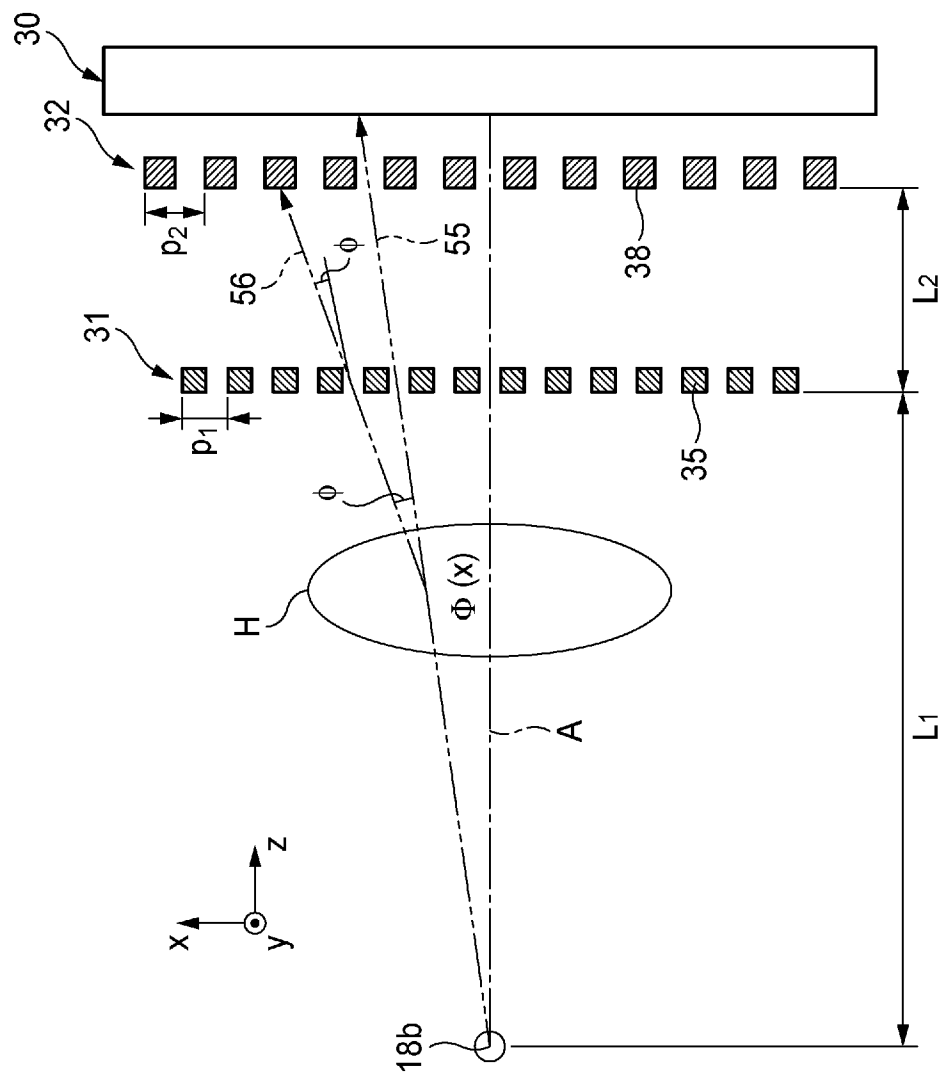


FIG. 7



[図8]

FIG. 8B

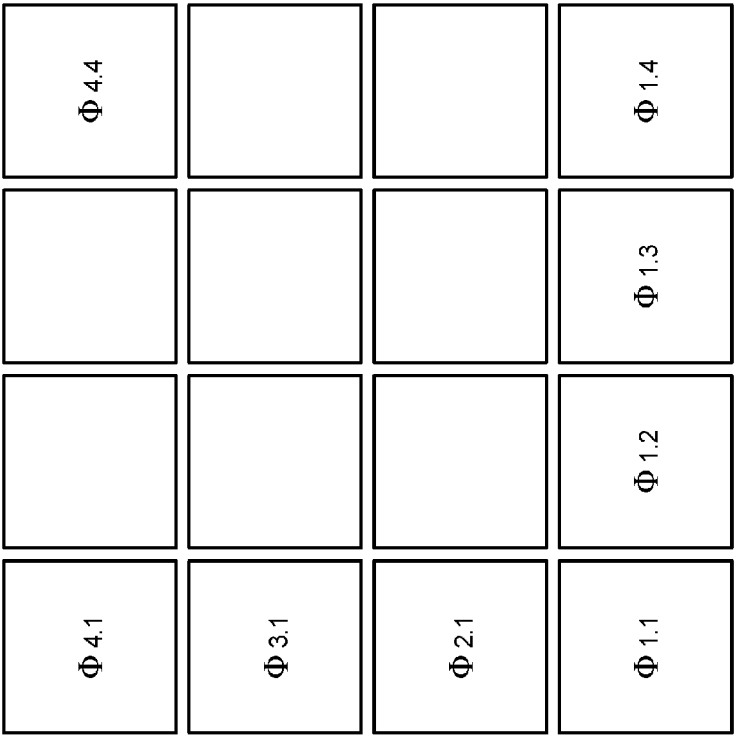
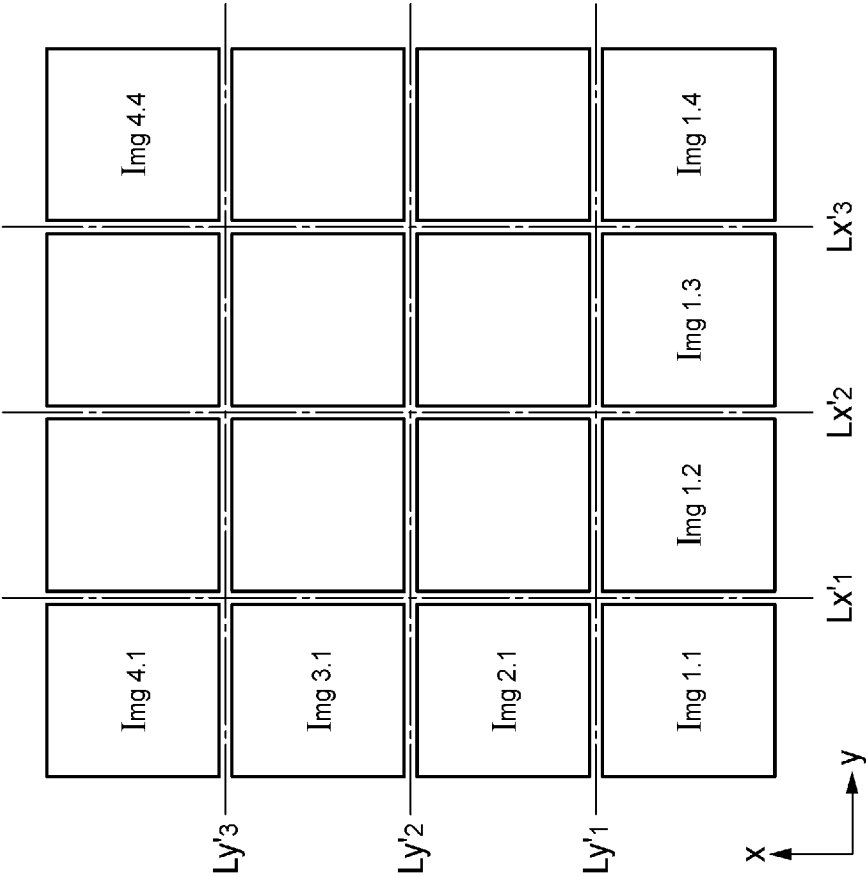
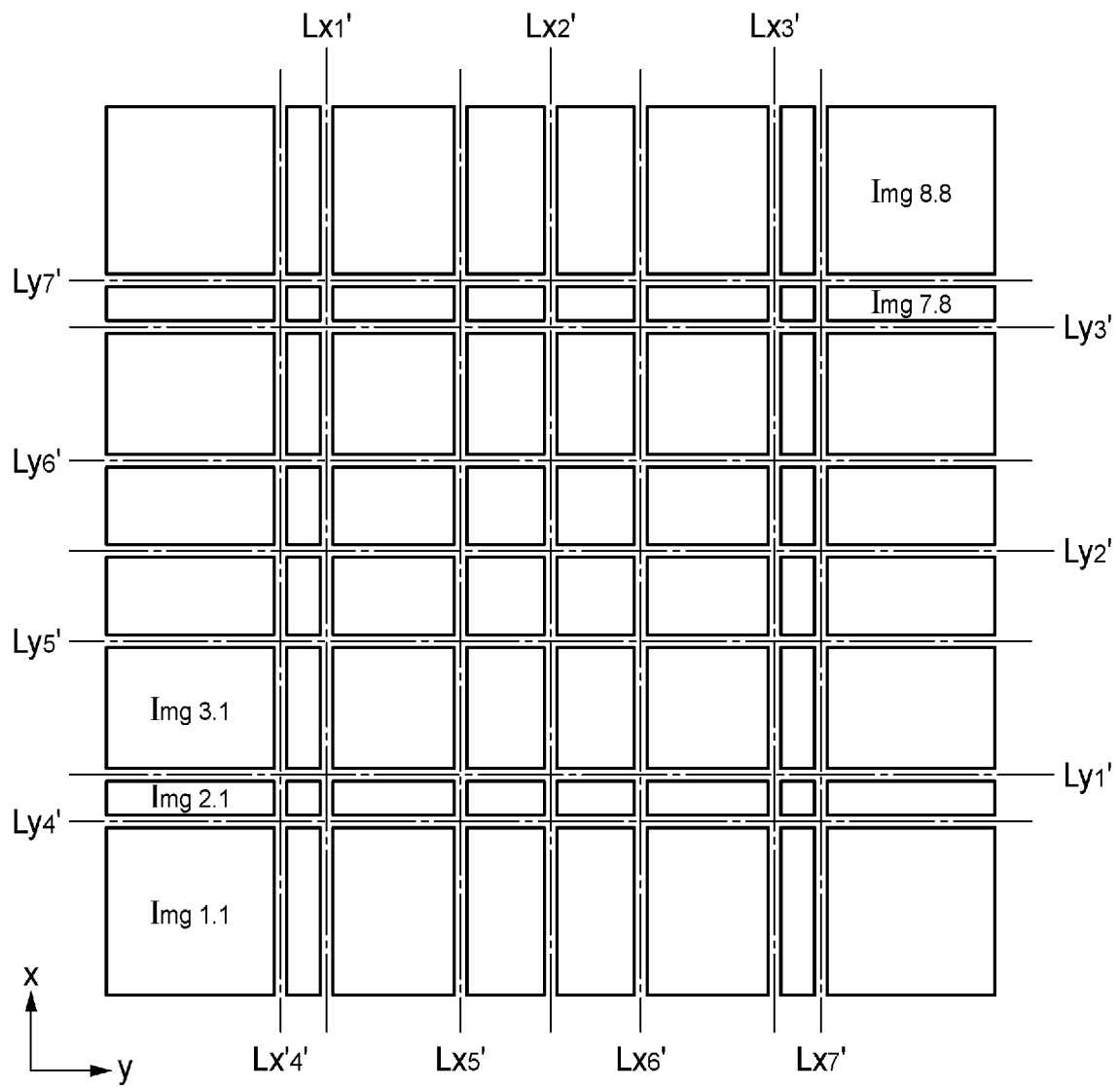


FIG. 8A



[図9]

FIG. 9



[図10]

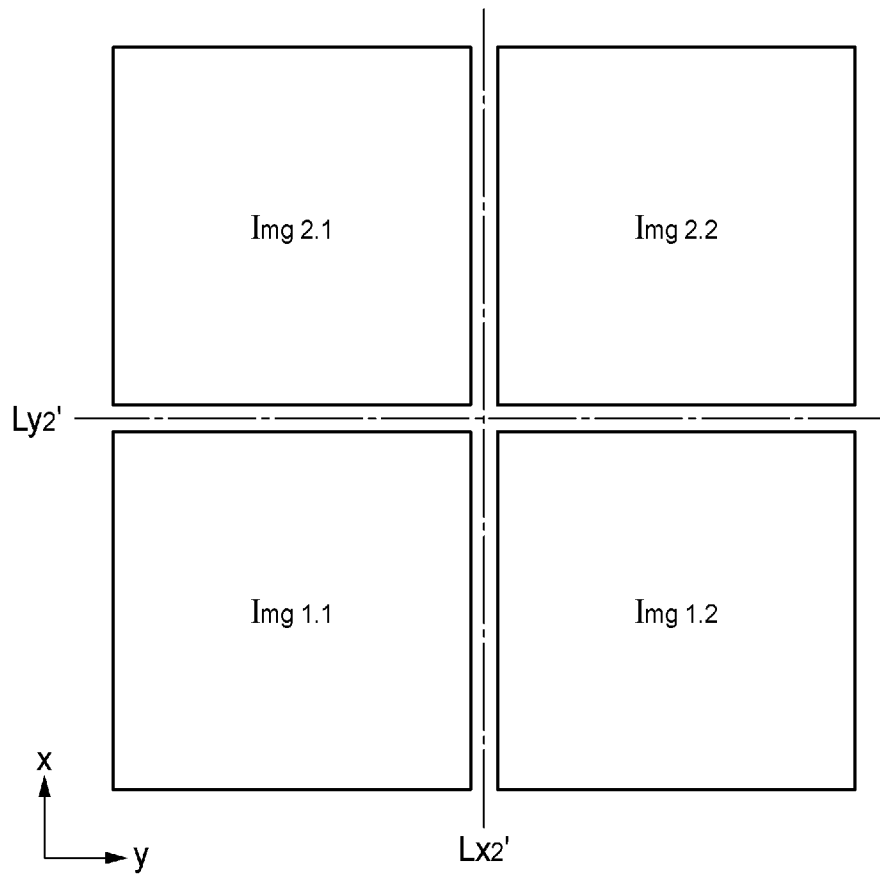
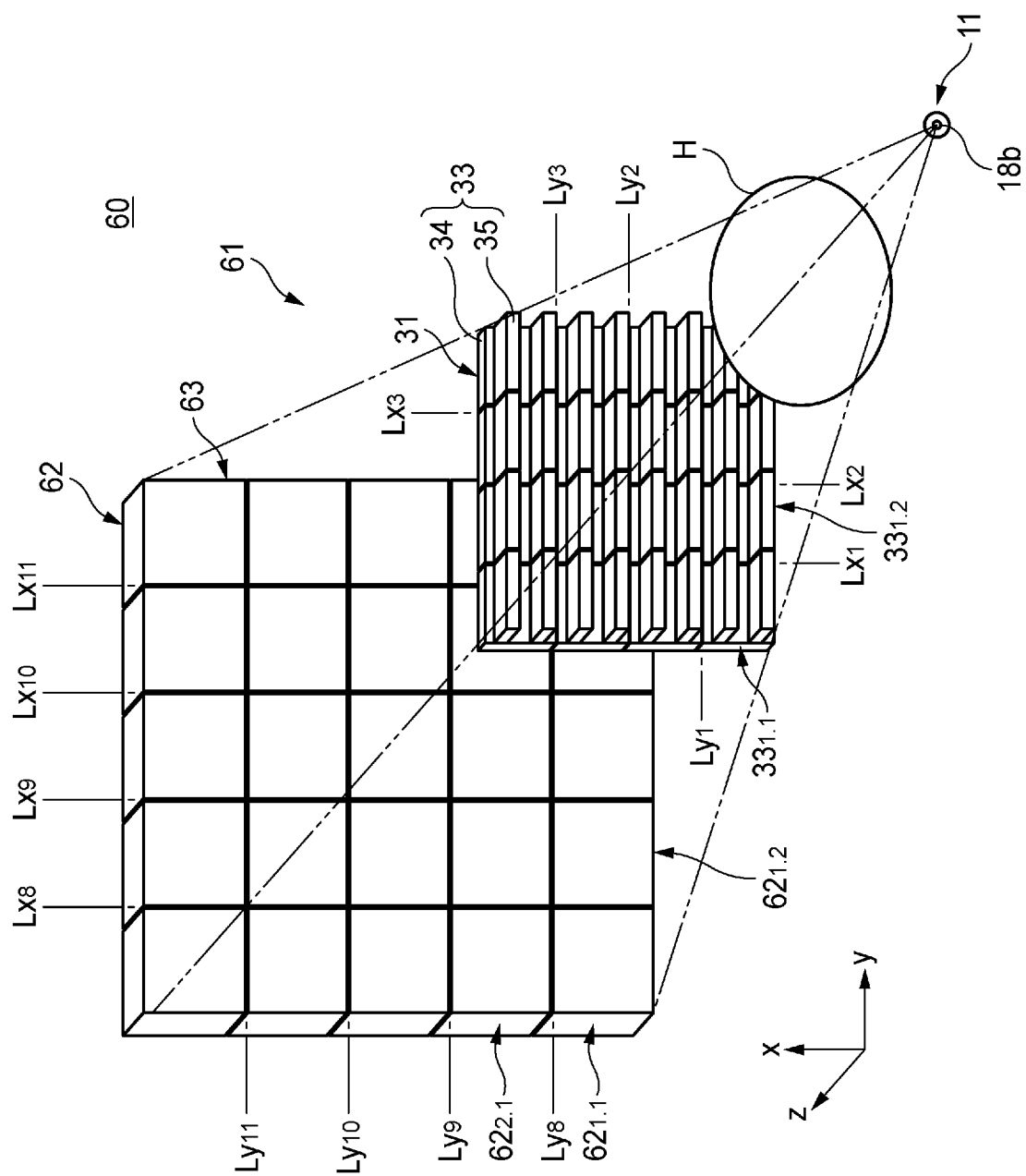
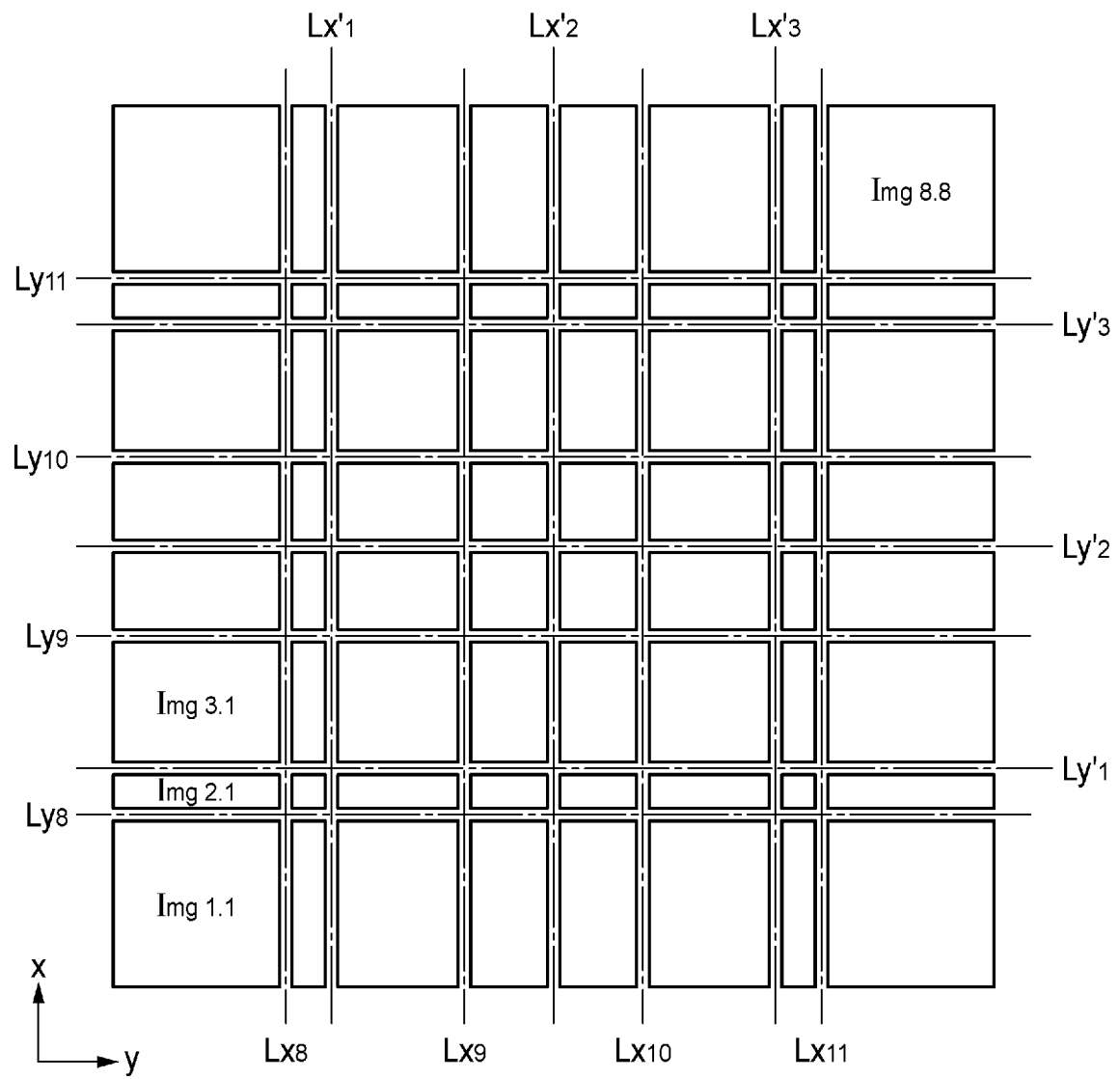
FIG. 10

FIG. 11

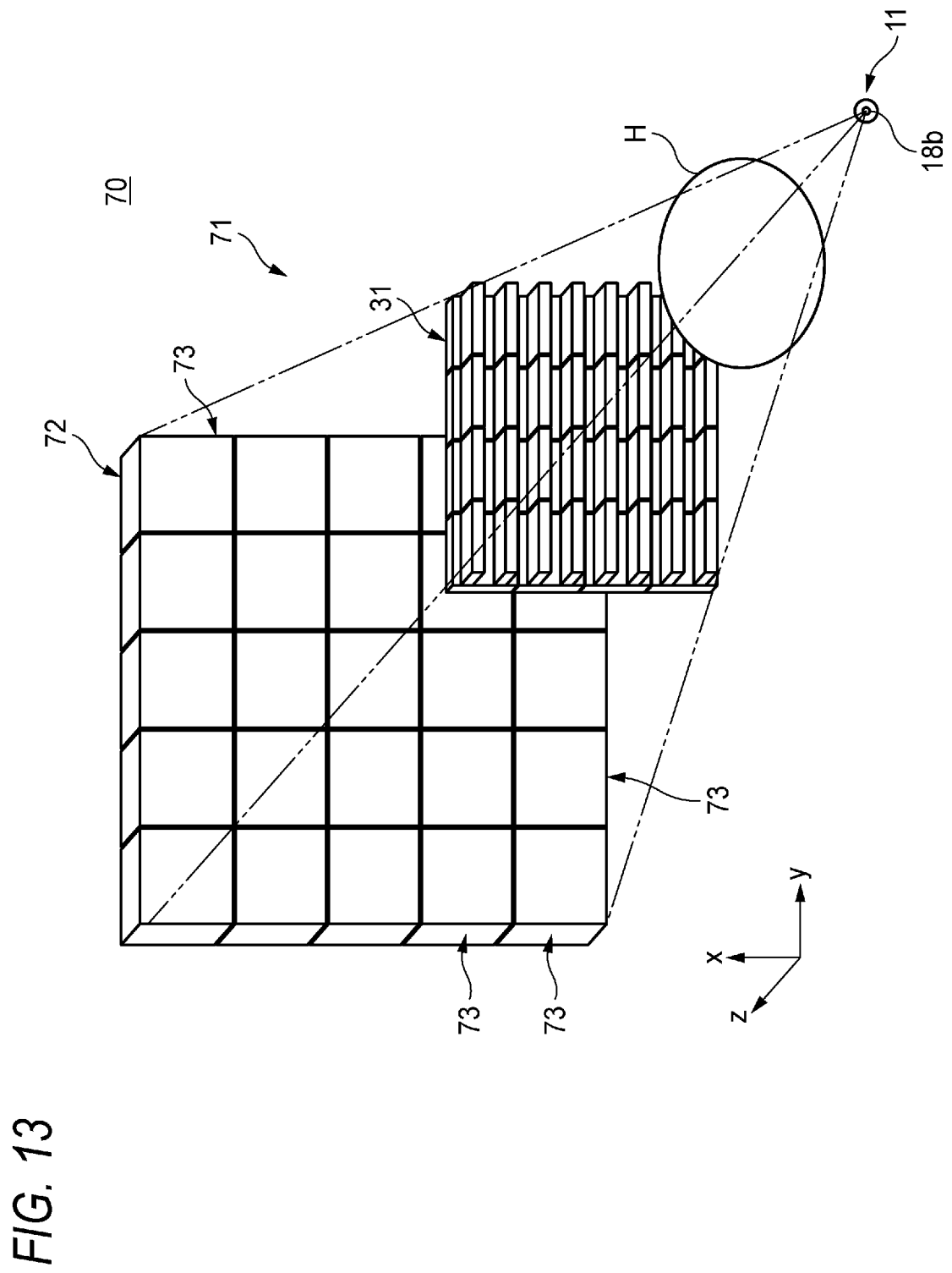


[図12]

FIG. 12

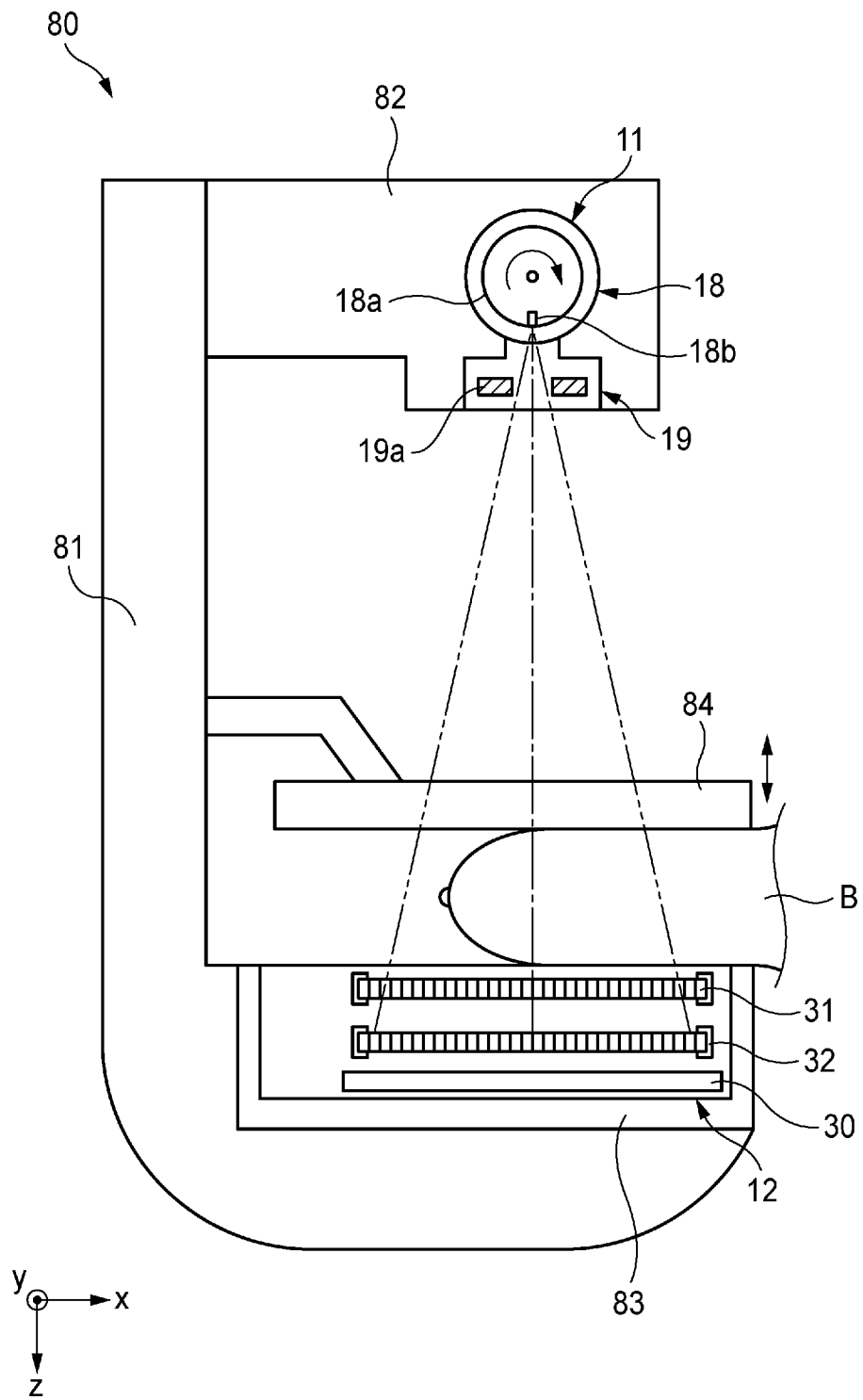


[図13]



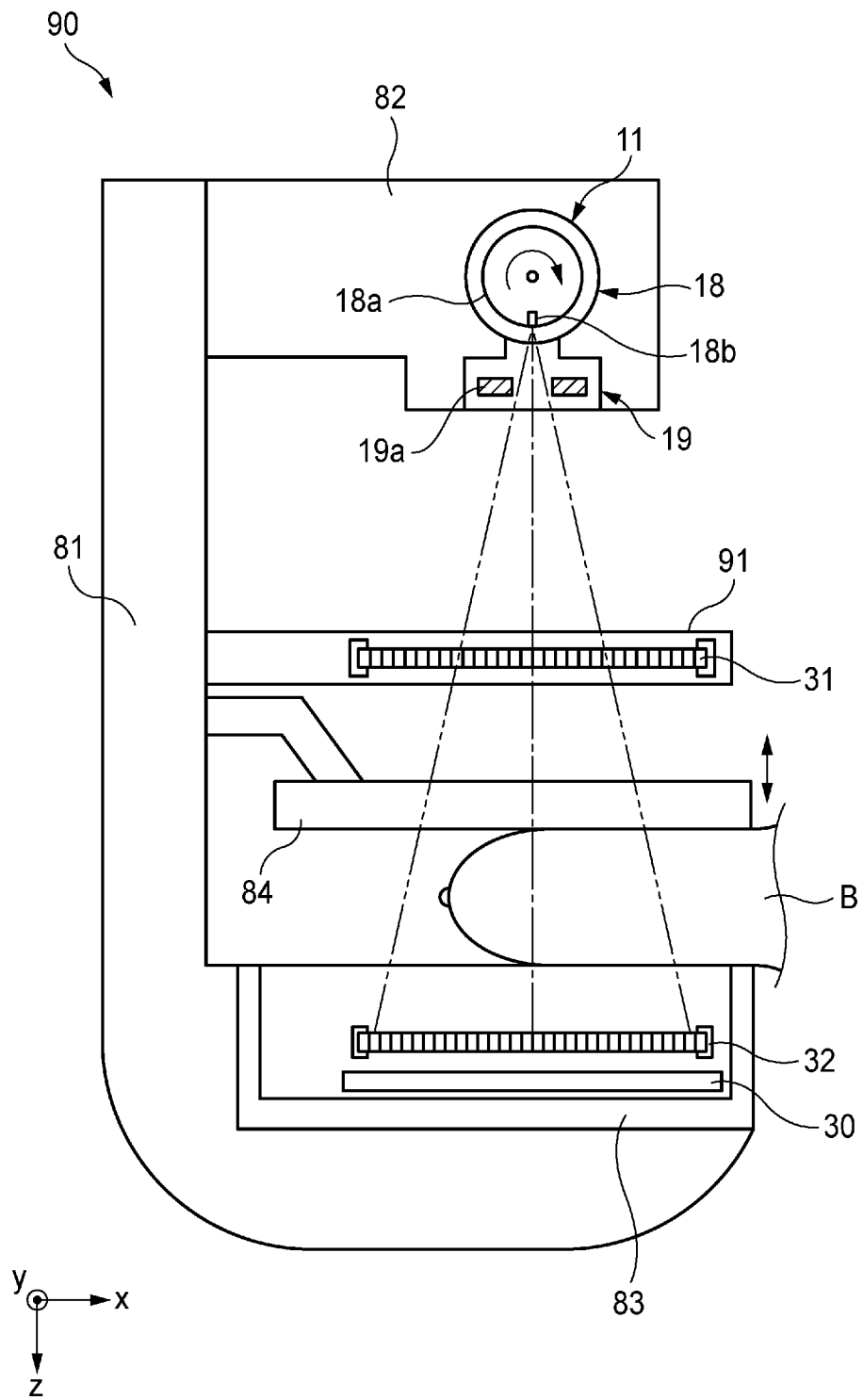
[図14]

FIG. 14



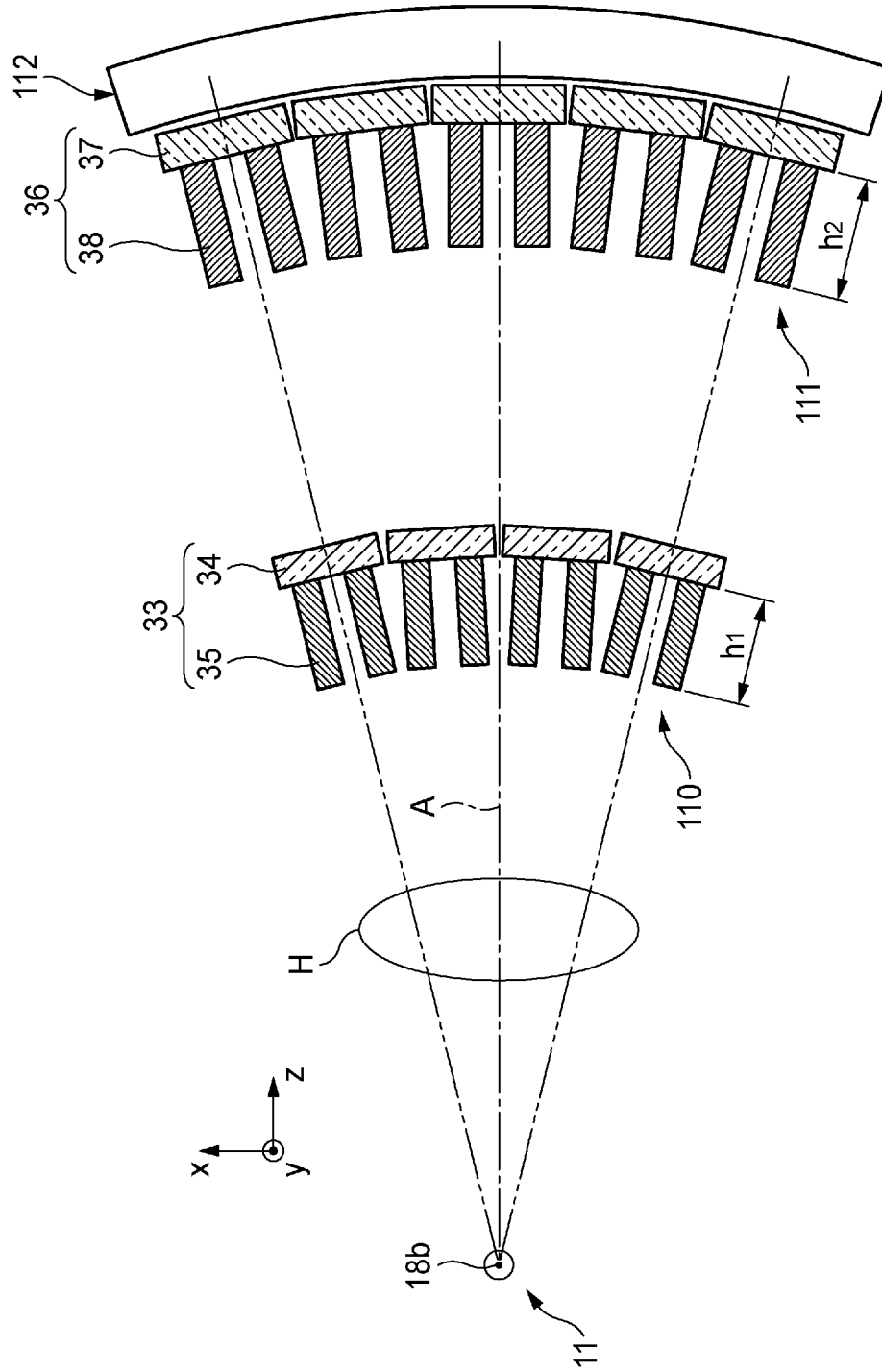
[図15]

FIG. 15



[図17]

FIG. 17



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064128

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, G03B42/02(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, G03B42/02

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 2010/050483 A1 (Canon Inc.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; fig. 1 to 9 & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1	1-9
A	JP 2002-159482 A (Konica Corp.), 04 June 2002 (04.06.2002), entire text; fig. 1 to 8 (Family: none)	1-9
A	JP 2007-203061 A (Siemens AG.), 16 August 2007 (16.08.2007), entire text; fig. 1 to 8 & US 2007/0183562 A1 & DE 102006015358 A & CN 101011251 A	1-9

☒ 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
30 August, 2012 (30.08.12)

Date of mailing of the international search report
11 September, 2012 (11.09.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064128

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-203063 A (Siemens AG.) , 16 August 2007 (16.08.2007) , entire text; fig. 1 to 9 & US 2007/0183581 A1 & DE 102006017290 A & CN 101011252 A	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, G03B42/02(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, G03B42/02

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
A	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	1-9
A	JP 2002-159482 A（コニカ株式会社） 2002.06.04, 全文, 第1-8図（ファミリーなし）	1-9

☒ 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

30.08.2012

国際調査報告の発送日

11.09.2012

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）

原 俊文

2 Q

4078

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
A	JP 2007-203061 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2007.08.16, 全文, 第 1-8 図 & US 2007/0183562 A1 & DE 102006015358 A & CN 101011251 A	1-9
A	JP 2007-203063 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2007.08.16, 全文, 第 1-9 図 & US 2007/0183581 A1 & DE 102006017290 A & CN 101011252 A	1-9