

(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11月1日(01.11.2012)



(10) 国際公開番号  
WO 2012/147749 A1

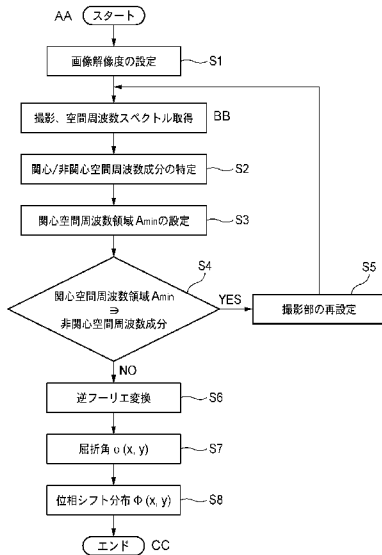
- (51) 国際特許分類:  
A61B 6/00 (2006.01) G01T 7/00 (2006.01)  
A61B 6/06 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/060988
- (22) 国際出願日: 2012年4月24日(24.04.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2011-097347 2011年4月25日(25.04.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士  
フイルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [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): 村越 大  
(MURAKOSHI Dai). 多田 拓司(TADA Takuji). 橋  
本 温之(HASHIMOTO Atsushi).
- (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), ユーラシ  
ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨー  
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,

[続葉有]

(54) Title: RADIOGRAPHY SYSTEM AND RADIOGRAPHY METHOD

(54) 発明の名称: 放射線撮影システム及び放射線撮影方法

FIG. 10



(57) Abstract: In the present invention, a radiography system (10) performs Fourier transform on a radiographic image that contains a periodic pattern which has been modulated in accordance with a subject, and thereby acquires the spatial frequency spectrum of the radiographic image; sets a spatial frequency region of interest that includes a spatial frequency component of interest that corresponds to the period of a periodic pattern from the spatial frequency spectrum; and performs reverse Fourier transform on the spatial frequency region of interest to generate a phase contrast image for the subject. Elements are set so that a peak frequency of those non-interest components of the spatial frequency spectrum that originate in pick-up elements that are involved in the acquisition of radiographic images is apart from the spatial frequency region of interest.

(57) 要約: 放射線撮影システム10は、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に対してフーリエ変換を行うことによって該放射線画像の空間周波数スペクトルを取得し、空間周波数スペクトルのうちの周期パターンに対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って被写体の位相コントラスト画像を生成する。そして、空間周波数スペクトルのうち、放射線画像の取得に関与する撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、関心空間周波数領域から外れるように、要素を設定する。

- S1 Image resolution setting
- S2 Interest/non-interest spatial frequency component setting
- S3 Spatial frequency region of interest Amin setting
- S4 Spatial frequency region of interest Amin non-interest spatial frequency component
- S5 Re-set the image pick-up unit
- S6 Reverse Fourier transform
- S7 Refraction angle  $\phi(x, y)$
- S8 Phase shift distribution  $\Phi(x, y)$
- AA Start
- BB Image pick-up, spatial frequency spectrum acquisition
- CC End

WO 2012/147749 A1

ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:  
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, — 國際調查報告 (條約第 21 條(3))  
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,  
GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

## 明 細 書

発明の名称：放射線撮影システム及び放射線撮影方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、放射線撮影システム及び放射線撮影方法に関する。

### 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。

## 先行技術文献

### 特許文献

[0009] 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

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0010] フーリエ変換及び逆フーリエ変換を用いたモアレの解析方法において、分離する空間周波数領域をなるべく広くとることによって空間分解能を高められることが知られている。しかし、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には、モアレの基本周波数以外にも、装置固有の空間周波数成分が存在する。装置固有の空間周波数成分としては、例えば、FPDに由来する空間周波数成分や解析対象のモアレ以外の周期的なX線像、更にはこの周期的なX線像とFPDにおいて周期的に配列された画素との干渉に由来する空間周波数成分などが例示される。

[0011] FPDに由来する空間周波数成分は、例えば、画素の行列状の配列において行選択線方向（主方向）に周期性をもつノイズや読出線方向（副方向）に周期性をもつノイズなどによって発生する。通常、この種の周期性ノイズは、周波数空間において軸上成分となるため、位相復元時に逆フーリエ変換領

域から除外することが容易であり、問題になることは少ない。しかし、解析対象のモアレ以外の周期的なX線像や、この周期的なX線像とFPDの周期的に配列された画素との干渉に由来する空間周波数成分は、多くの場合、周波数空間において軸外成分となるため、解析対象のモアレに対応する逆フーリエ変換領域に含まれることとなり、このような領域に対して逆フーリエ変換が行なわれると、位相シフトの微分像を構成する際に、その装置固有の空間周波数成分が新たな周期性のムラ（アーチファクト）となり、正確な位相微分像が得られなくなってしまう。

[0012] このような解析対象のモアレ以外の周期的なX線像の発生例としては、例えば、第1及び/又は第2の回折格子を複数の格子片を連結して形成した場合に、複数の格子片の連結周期によって生じ、また、散乱線除去グリッドを用いる場合にも周期的なX線像を生じる。そして、これら周期的なX線像は、画素ピッチとの間の干渉によっても新たな空間周波数のムラを発生する。

[0013] 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、空間分解能を高めると共に位相復元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

[0014] (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、前記放射線画像に対してフーリエ変換を行うことにより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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、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、前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素が設定されている放射線撮影システム。

(2) 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に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、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方法であって、前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する放射線撮影方法。

### 発明の効果

[0015] 本発明によれば、非関心空間周波数成分のピーク周波数を含まないように関心空間周波数領域が設定され、空間分解能を高めると共に位相復元精度を高めることができる。

### 図面の簡単な説明

[0016] [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]図1の放射線撮影システムの第1及び第2の格子によって形成され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の第1及び第2の格子によって形成されるモアレの一例を示す模式図である。

[図9]図8のモアレの空間周波数スペクトルを示す模式図である。

[図10]図1の放射線撮影システムにおける関心空間周波数領域の設定方法の

一例を示すフロー図である。

[図11]図1の放射線撮影システムにおける関心空間周波数領域の設定方法の他の例を示すフロー図である。

[図12]図11の関心空間周波数領域の設定方法を説明するための模式図である。

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

[図14]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例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。

[図18]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**

[0017] 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。

[0018] 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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 撮影部 12 には、半導体回路からなる放射線画像検出器 (FPD: Flat Panel Detector) 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。

[0027] FPD 30 は、検出面が X 線源 11 から照射される X 線の光軸 A に直交するように配置されている。詳しくは後述するが、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31、32 は、FPD 30 と X 線源 11 との間に配置されている。

[0028] 図 3 は、FPD 30 の構成を模式的に示す。

[0029] FPD 30 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/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。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、変換された電荷を下部の電極に接続されたキャパシタ（図示せず）に蓄積する直接変換型の素子として構成することができる。各画素40には、薄膜トランジスタ（TFT:Thin Film Transistor）スイッチ（図示せず）が接続され、TFTスイッチのゲート電極が走査線45、ソース電極がキャパシタ、ドレイン電極が信号線46に接続される。TFTスイッチが走査回路42からの駆動パルスによってON状態になると、キャパシタに蓄積された電荷が信号線46に読み出される。

[0031] なお、各画素40は、テルビウム賦活酸化ガドリニウム（ $Gd_2O_2S:Tb$ ）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。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、撮影部12の構成を模式的に示す。

[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（高放射線吸収部）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（高放射線吸収部）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 $p_1$ 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 $p_2$ 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、上記間隔 $d_1$ 、 $d_2$ 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。

[0037] 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、1~10 $\mu\text{m}$ 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。

[0038] 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の周期パターン（第1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（1）の関係を満たすように決定される。

[0039] [数1]

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

[0040] 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。

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

[0042]

[数2]

$$Z = m \frac{P_1 P_2}{\lambda} \dots (2)$$

[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」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。

[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]

$$L_2 < \frac{P_1 P_2}{\lambda} \dots (3)$$

[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。

[0047] [数4]

$$Z = m \frac{P_1^2}{\lambda} \dots (4)$$

[0048] [数5]

$$L_2 < \frac{P_1^2}{\lambda} \dots (5)$$

[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は、X線を完全に遮蔽(吸収)することが好ましいが、上記した

X線吸収性に優れる材料（金、白金等）を用いたとしても、吸収されずに透過するX線が少なからず存在する。このため、X線の遮蔽性を高めるためには、X線遮蔽部31b、32bのそれぞれの厚み $h_1$ 、 $h_2$ を、可能な限り厚くすることが好ましい。X線遮蔽部31b、32b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100 $\mu$ 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 $h_1$ 、 $h_2$ を制限することが好ましい。具体的には、FPD30の検出面におけるx方向の有効視野の長さV、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、 $d_1=2.5\mu$ m、 $d_2=3.0\mu$ mとし、通常の病院に設置できる大きさとして、 $L=2$ 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10cmの長さを確保するには、厚み $h_1$ は100 $\mu$ m以下、厚み $h_2$ は120 $\mu$ m以下とすればよい。

[0054] 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の自己像

G 1 と第 2 の吸収型格子 3 2 との重ね合わせによってモアレが形成され、F P D 3 0 によって撮像される。第 2 の吸収型格子 3 2 の位置における自己像 G 1 のパターン周期  $p_1'$  と、第 2 の吸収型格子 3 2 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 3 1, 3 2 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 のパターン周期  $p_1'$  と第 2 の吸収型格子 3 2 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]

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

[0057] 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 3 2 から F P D 3 0 の検出面までの距離によって更に拡大されるため、F P D 3 0 の検出面上でのモアレ周囲を  $T'$  とし、このモアレを F P D 3 0 で検出するためには、画素 4 0 の x 方向に関する配列ピッチ P は、少なくとも F P D 3 0 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)。

[0058] [数9]

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

[0059] また、式 (9) 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。

[0060] [数10]

$$P < T' \quad \dots(10)$$

[0061] 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のパターン周期p<sub>1</sub>'と第2の吸収型格子32の格子ピッチp<sub>2</sub>'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。

[0062] 図6に、モアレ周期T'を変更する方法を模式的に示す。

[0063] 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<sub>2</sub>'」→「p<sub>2</sub>' / cos θ」と変化し、この結果、モアレ周期T'が変化する（FIG. 6A）。

[0064] 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<sub>2</sub>'」→「p<sub>2</sub>' × cos α」と変化し、この結果、モアレ周期T'が変化する（FIG. 6B）。

[0065] 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 $\delta$ 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のパターン周期は、「 $p_1'$ 」→「 $p_1' \times (L_1 + L_2 + \delta) / (L_1 + L_2)$ 」と変化し、この結果、モアレ周期 $T'$ が変化する(FIG. 6C)。

[0066] 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。

[0067] 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。

[0068] 次に、モアレの解析方法について説明する。

[0069] 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。

[0070] 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。

[0071] 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。

[0072] [数11]

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

[0073] そして、屈折角 $\phi$ は、X線波長 $\lambda$ と被写体Hの位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、式(12)で表される。

[0074] [数12]

$$\phi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots(12)$$

[0075] 屈折角 $\phi(x)$ は、式(12)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 $\Phi(x, y)$ が得られる。

[0076] 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は次式(13)で表すことができ、式(13)は次式(14)に書き換えることができる。

[0077] [数13]

$$f(x, y) = a(x, y) + b(x, y) \cos(2\pi(f_{0x}x + f_{0y}y) + \phi(x, y)) \quad \dots(13)$$

[0078] [数14]

$$f(x, y) = a(x, y) + c(x, y) \exp(2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) + c^*(x, y) \exp(-2\pi i(f_{0x}x + f_{0y}y)) \quad \dots(14)$$

[0079] 式(13)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(14)において、 $c(x, y)$  は次式(15)で表される。

[0080] [数15]

$$c(x, y) = \frac{1}{2} b(x, y) \exp[i\phi(x, y)] \quad \dots(15)$$

[0081] 従って、モアレから  $c(x, y)$  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(14)はフーリエ変換によって次式(16)となる。

[0082] [数16]

$$F(f_x, f_y) = A(f_x, f_y) + C(f_x - f_{0x}, f_y - f_{0y}) + C^*(f_x + f_{0x}, f_y + f_{0y}) \quad \dots(16)$$

[0083] 式(16)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。

[0084] 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、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DC成分のピークと、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。

[0085] モアレ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。

- [0086] 図8は、モアレを含む放射線画像の一例を模式的に示す。
- [0087] 図8において、符号60は放射線画像の明部、符号61は放射線画像の暗部をそれぞれ示し、明部60及び暗部61はx方向と交差する斜め方向に交互に並んでいる。
- [0088] 図9は、図8に示すモアレを含む放射線画像を、フーリエ変換の一種である高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）処理することによって得られる空間周波数スペクトルを示す。
- [0089] 上述のとおり、モアレを含む放射線画像の空間周波数スペクトルから逆FFT変換を用いて屈折角 $\phi$ （x、y）を得る際には、モアレの基本周期に対応する空間周波数成分62（以下、関心空間周波数成分という）のピーク周波数を中心とする略矩形の空間周波数領域（例えば、図中破線Aで示される領域であって、以下、関心空間周波数領域という）が切り出されるが、切り出される領域が大きいほど、逆FFT変換によって実空間に変換される際の空間分解能が高くなる。ここで、空間周波数スペクトルには、関心空間周波数成分62の他に、装置固有の空間周波数成分63（以下、非関心空間周波数成分という）が存在している。これらの非関心空間周波数成分63が切り出し領域に含まれると、その影響で位相シフト分布の復元精度が低下する。
- [0090] 以下、関心空間周波数領域の設定方法について説明する。
- [0091] 図10は、関心空間周波数領域の設定方法の一例を示す。
- [0092] まず、コンソール13において、所望の画像解像度（空間分解能）が入力される。入力された画像解像度に応じて、最低限必要な関心空間周波数領域のサイズが、演算処理部22に予め設定される（ステップS1）。
- [0093] 次いで、演算処理部22において、被写体Hの撮影を行って得られた画像の空間周波数スペクトルから、関心空間周波数成分62、及び非関心空間周波数成分63の各々が特定される（ステップS2）。関心空間周波数成分62及び非関心空間周波数成分63は、例えば、被写体Hがない状態（キャリブレーションやプレ撮影など）で撮影を行って得られる画像の空間周波数スペクトルにおいて予め特定しておき、それとの比較によって簡便に特定する

ことができる。

- [0094] 次いで、演算処理部 22 において、特定された関心空間周波数成分 62 のピーク周波数を中心とし、上記の予め設定された最小必要サイズで関心空間周波数領域  $A_{min}$  が仮に設定される（ステップ S3）。そして、演算処理部 22 において、この関心空間周波数領域  $A_{min}$  に、非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数が含まれるか否かが判定される（ステップ S4）。
- [0095] 関心空間周波数領域  $A_{min}$  に、非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数が含まれる場合に、演算処理部 22 から制御装置 20 に対して、撮影部 12 の再設定を指示する制御信号が送出される。制御装置 20 は、この制御信号を受けて、関心空間周波数領域 A が非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数から外れるように、撮影部 12 の各要素を設定して、関心空間周波数成分 62 の周波数空間における位置や、そのピーク周波数を調整する（ステップ S5）。
- [0096] 撮影部 12 の各要素の設定として、制御装置 20 は、例えば、相対回転機構 50（FIG. 6A 参照）を駆動して、光軸 A を中心に第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 を相対的に回転させる。第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 の相対回転によって、放射線画像の明部 60 及び暗部 61 の並び方向が変化し、それに伴って、関心空間周波数成分 62 の周波数空間における位置もまた変化する。
- [0097] また、撮影部 12 の各要素の設定として、制御装置 20 は、例えば、相対移動機構 52（FIG. 6C 参照）を駆動して、光軸 A の方向に沿って第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 を相対的に移動させる。第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 の相対移動によって、モアレの周期が変化し、それに伴って、関心空間周波数成分 62 のピーク周波数もまた変化する。
- [0098] 演算処理部 22 及び制御部 20 によって、第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 の相対回転や相対移動などが駆使され、非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数から外れる関心空間周波数領域  $A_{min}$ 、及びこれを与

える撮影部 1 2 の設定が探索される。

[0099] 関心空間周波数領域  $A_{min}$  に、非関心空間周波数成分 6 3 のピーク周波数が含まれない場合に、演算処理部 2 2 において、この関心空間周波数領域  $A_{min}$  に対して逆 FFT 変換が行われ（ステップ S 6）、逆 FFT 変換によって得られる複素数情報から屈折角  $\phi(x, y)$  が取得される（ステップ S 7）。

[0100] そして、得られた屈折角  $\phi(x, y)$  より求まる位相シフト分布の微分量が  $x$  軸に沿って積分され、同様の演算が各  $y$  座標について行われることにより、 $x$  方向及び  $y$  方向における 2 次元的な位相シフト分布  $\Phi(x, y)$  が取得される（ステップ S 8）。

[0101] 図 1 1 及び図 1 2 は、関心空間周波数領域の設定方法の他の例を示す。

[0102] 図 1 1 及び図 1 2 に示す例は、仮に設定された最小必要サイズの関心空間周波数領域  $A_{min}$  に非関心空間周波数成分 6 3 のピーク周波数成分が含まれない場合に、逆 FFT 変換を行う空間周波数領域の更なる拡大を図るものである。

[0103] 関心空間周波数領域  $A_{min}$  に、非関心空間周波数成分 6 3 のピーク周波数が含まれない場合に、演算処理部 2 2 において、非関心周波数成分 6 3 毎に、その非関心空間周波数成分 6 3 のピーク周波数と、関心空間周波数成分 6 2 のピーク周波数との距離  $R$  が求められる。

[0104] 次に、演算処理部 2 2 において、求められた距離のうち最小の距離  $R_{min}$  を半径とし、かつ関心空間周波数成分 6 2 のピーク周波数を中心とする円  $C$  に内接する矩形によって囲まれる空間周波数領域が、新たに関心空間周波数領域  $A_{max}$  に設定される（ステップ S S 1）。

[0105] そして、演算処理部 2 2 において、この関心空間周波数領域  $A_{max}$  に対して逆 FFT 変換が行われ、逆 FFT 変換によって得られる複素数情報から屈折角  $\phi(x, y)$  が取得される。これにより、コンソールにて設定された所望の画像解像度が確保された上で、更なる画像解像度の向上が図られる。

[0106] 以上の処理を経て、演算処理部 2 2 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 2 3 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。

[0107] 以上、説明したように、X線撮影システム 10 によれば、周波数空間における関心空間周波数成分 62 と非関心空間周波数成分 63 との位置関係を動的に調整することによって、非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数を含まないように関心空間周波数領域を設定することができる。それにより、空間分解能を高めると共に位相復元精度を高めることができる。

[0108] 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。

[0109] なお、上述した X 線撮影システム 10 は、第 1 の格子の投影像に対して第 2 の格子を重ね合わせてモアレを生じさるものであって、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。

[0110] また、位相シフト分布  $\phi$  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  $\phi$  は、屈折角  $\theta$  に対応する位相シフト分布  $\phi$  の微分量を積分したものであって、屈折角  $\theta$  及び位相シフト分布  $\phi$  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 $\phi$ 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。

[0111] 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（位相シフト分布中の微分量）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（例えば格子ピッチや厚さの不均一性等）を反映している。一方で、被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して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画像を得ることが出来る。

[0112] 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。

[0113] 上述したX線撮影システム10において、FPD30の画素40の配列ピッチPは、自己像G1の周期パターンを解像できない程に、自己像G1のパターン周期 $p_1'$ （第1の吸収型格子31の格子ピッチ $p_1$ ）よりも大きく、そこで、第2の吸収型格子32を用いてモアレを形成し、被写体Hによるモアレ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13に示すX線撮影システム70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のパターン周期より十分に小さい）X線画像検出器71が用いられており、自己像G1の周期パターンを直接解析して位相コントラスト画像を生成することができる。よって、本X線撮影システムにおいては、上述したX線撮影システム10における第2の吸収型格子32が省かれている。

[0114] 本X線撮影システム70において、検出器71によって検出された自己像G1の周期パターンの解析は、上述したX線撮影システム10と同様に、自己像G1をFFT処理して得られる空間周波数スペクトルから、非関心空間

周波数成分 63 のピーク周波数から外れる関心空間周波数領域を切り出し、切り出した関心空間周波数領域を逆 F F T 変換処理して行われる。ここで、仮に設定される最小必要サイズの関心空間周波数領域  $A_{min}$  に非関心空間周波数成分 63 のピーク周波数が含まれる場合に、撮影部 12 の再設定として、制御装置 20 は、例えば、光軸 A を中心に第 1 の吸収型格子 31 を回転させ、あるいは、光軸 A の方向に沿って第 1 の吸収型格子 31 を移動させる。

[0115] 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。

[0116] 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。

[0117] 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。

[0118] 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。

[0119] 図 15 は、図 14 の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0120] 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。

[0121] 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（自己像G1）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をFPD30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。

[0122] 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。

[0123] 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。

[0124] 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。

[0125] 前述したX線撮影システム10では、X線源11からFPD30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。

[0126] 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。

[0127] 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]

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

[0128] 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。

[0129] 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の吸収型講師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。

[0130] [数18]

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

[0131] 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。

- [0132] 本X線撮影システム100において、FPD30によって検出されたモアレの解析は、上述したX線撮影システム10と同様に、モアレをFFT処理して得られる空間周波数スペクトルから、非関心空間周波数成分63のピーク周波数から外れる関心空間周波数領域を切り出し、切り出した関心空間周波数領域を逆FFT変換処理して行われる。ここで、仮に設定される最小必要サイズの関心空間周波数領域 $A_{min}$ に非関心空間周波数成分63のピーク周波数が含まれる場合に、撮影部12の再設定として、光軸Aを中心とするマルチスリット103と第1の吸収型格子31及び第2の吸収型格子32との相対回転や、光軸Aに沿ったマルチスリット103と第1の吸収型格子31及び第2の吸収型格子32との相対移動もとることができ、それによっても、関心空間周波数成分62の周波数空間における位置ないしピーク周波数を変化させることができる。
- [0133] 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を示す。
- [0134] 図17に示すX線撮影システム110において、撮影部112には、FPD30、第1の吸収型格子31及び第2の吸収型格子32、そして散乱除去格子113が設けられている。
- [0135] 散乱除去格子113は、複数のX線遮蔽部113a及び複数のX線透過部113bで構成されている。X線遮蔽部113a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113a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113a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113bは、隣り合うX線遮蔽部113aの間を充填するように設けられている。X線透過部113b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。
- [0136] 散乱除去格子113は、被写体Hの下流にあって、被写体Hによって散乱

されたX線（以下、散乱線という）を除去あるいは低減する。図示の例では、散乱除去格子113は、第2の吸収型格子32とFPD30との間に配置されている。この場合、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。なお、図示の例のように、X線源11側から、被写体H、第1の吸収型格子31、第2の吸収型格子32、FPD30の順に配置される場合に、散乱除去格子113は、被写体Hと第1の吸収型格子31との間、あるいは第1の吸収型格子31と第2の吸収型格子32との間にも配置され得る。

[0137] 散乱除去格子113におけるX線遮蔽部113a及びX線透過部113bの周期構造は、FPD30によって検出される像の空間周波数スペクトルにおいて、非関心空間周波数成分63を生じさせるが、この非関心空間周波数成分63のピーク周波数を外れるように、逆FFT処理を行う関心空間周波数領域が設定されるので、散乱除去格子113に起因する非関心空間周波数成分63が、位相コントラスト画像の生成に及ぼす影響は十分に抑制される。ここで、仮に設定される最小必要サイズの関心空間周波数領域に非関心空間周波数成分63のピーク周波数が含まれる場合に、撮影部112の再設定として、制御装置20は、光軸Aを中心とする散乱除去格子113とFPD30との相対回転や、光軸Aに沿った散乱除去格子113とFPD30との相対移動もとることができ、それによって、関心周波数成分62に対して、散乱除去格子113に起因する非関心空間周波数成分63の位置ないしピーク周波数を変化させることができる。

[0138] そして、被写体等による散乱線が散乱除去格子113によって除去あるいは低減されることにより、FPD30によって撮像される像のコントラストの低下が防止され、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。

[0139] 図18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。

[0140] 図18に示すX線撮影システム120において、撮影部122には、FP

D30、第1の吸収型格子131及び第2の吸収型格子132が設けられている。

[0141] 第1の吸収型格子131は、複数の第1の格子片131Aを連結して構成されており、第1の格子片131Aの各々は、基板131aと、この基板131aに配置された複数のX線遮蔽部131bとから構成されている。第2の吸収型格子132もまた、複数の第2の格子片132Aが連結されて構成されており、第2の格子片132Aの各々は、基板132aと、この基板132aに配置された複数のX線遮蔽部132bとから構成されている。基板131a、132a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おり、X線遮蔽部131b、132bは、いずれも金、白金等の重金属等のX線吸収性に優れる部材により形成されている。

[0142] 図示の例では、複数の第1の格子片131Aは、光軸Aに直交する面内においてX線遮蔽部131bの配列方向と同じx方向に配列され、x方向に隣り合う格子片131A同士が連結されている。同様に、複数の第2の格子片132Aは、光軸Aに直交する面内においてx方向に配列され、x方向に隣り合う格子片132A同士が連結されている。なお、格子片131A、132Aは、X線遮蔽部131b、132bの配列方向と同一の方向(x方向)に限らず、これと直交する方向(y方向)に配列されていてもよく、また、x方向及びy方向に二次元的に配列されていてもよい。

[0143] 第1の格子片131A同士の連結部、及び第2の格子片132A同士の連結部の周期構造は、FPD30によって検出される像の空間周波数スペクトルにおいて、非関心空間周波数成分63を生じさせる。しかし、これらの非関心空間周波数成分63のピーク周波数を外れるように、逆FFT処理を行う関心空間周波数領域が設定されるので、これらの非関心空間周波数成分63が、位相コントラスト画像の生成に及ぼす影響は十分に抑制される。

[0144] そして、 $\mu\text{m}$ オーダーの格子ピッチで高アスペクト比が必要とされる第1及び第2の吸収型格子を、複数の格子片を連結して構成することによって、サイズの大きな格子を精度よく製造することができる。それにより、位相コ

ントラスト画像の画質を維持しつつ、撮影範囲の拡大を図ることができる。

[0145] 以上説明したX線撮影システムでは、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように、撮影部の要素を設定する制御部（制御装置20）を備えるように構成されているが、これに限らない。すなわち、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域において、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように構成されていればよく、必ずしも制御部を備える必要はないことはいうまでもない。

[0146] たとえば、X線撮影システムの製造時にのみ、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域において、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように、撮影部の要素を設定する調整を別途行うようにすれば、撮影部の要素を設定するための制御部をX線撮影システムに備えなくても良い。このように撮影部の要素を設定するための制御部をX線撮影システムから分離することで、制御部を個々のX線撮影システムに備えることによるコスト上昇を防止することができる。このことは、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域において、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように、要素の配置を設計し、配置するようにした場合も同様である。

[0147] また、以上説明したX線撮影システムにおいて、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域に、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域に含まれているか否かを判定する判定部（演算処理部22）を設けた場合には、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域において、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域に含まれている場合にのみ、制御部によって、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように撮影部の要素を設定するようにしてもよい。このよう

に構成することで、たとえば、X線撮影システムの製造時に、関心周波数成分を含む関心空間周波数領域において、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域から外れるように、撮影部の要素の配置を設定したにも関わらず、X線撮影システムの工場出荷から設置までの間に、輸送時の振動などの影響で、撮影部の要素が設定された配置からズれることによって、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域に含まれるようにシステムの状態が遷移した場合に有効である。

[0148] さらに、上記例において、判定部を有し、制御部を有しない場合には、判定部が、撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が関心空間周波数領域に含まれていると判定した場合に、ユーザーに警告を発報し、さらには機器の保守を促すように、X線撮影システムを構成することも有効である。

[0149] これらは、上述したいずれのX線撮影システムに対しても有効である。

[0150] 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、 $\alpha$ 線、 $\gamma$ 線等のX線以外の放射線を用いることも可能である。

[0151] 以上、説明したように、本明細書には、以下の事項が開示されている。

[0152] (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、前記放射線画像に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、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、前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素が設定されている放射線撮影システム。

(2) (1)に記載の放射線撮影システムであって、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域に含まれるか否かを判定する判定部をさらに備える放射線撮影システム。

(3) (2)に記載の放射線撮影システムであって、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域に含まれていると前記判定部によって判定された場合に、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する制御部をさらに備える放射線撮影システム。

(4) (2)又は(3)に記載の放射線撮影システムであって、前記判定部は、予め定められる最小サイズの前記関心空間周波数領域に前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が含まれるか否かを判定する放射線撮影システム。

(5) (4)に記載の放射線撮影システムであって、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記最小サイズの関心空間周波数領域から外れていると前記判定部によって判定された場合に、前記演算処理部は、周波数空間において、前記非関心空間周波数成分毎に、その非関心空間周波数成分のピーク周波数と前記関心空間周波数成分のピーク周波数との距離を求め、求めた距離のうち最小の距離を半径とし、かつ前記関心空間周波数成分のピーク周波数を中心とする円に内接する矩形によって囲まれる空間周波数領域を、前記関心空間周波数領域に設定する放射線撮影システム。

(6) (1)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、前記撮影部は、前記要素として、通過する放射線によって第1の周期的強度分布を生成する第1の放射線光学素子と、前記第1の周期的強度分布に対して周期的な強度変化を与える第2の放射線光学素子と、を含み、前記周期パターンは、前記第2の放射線光学素子による周期的な強度変化が前記第1の周期的強度分布に重ね合わせられることによって発生するモアレに対応する放射線撮影システム。

(7) (6)に記載の放射線撮影システムであって、前記関心空間周波

数成分は、前記モアレの基本周期に対応する空間周波数成分である放射線撮影システム。

(8) (6) 又は (7) に記載の放射線撮影システムであって、前記要素の設定は、前記第 1 の放射線光学素子及び前記第 2 の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線まわりの、前記第 1 の放射線光学素子及び前記第 2 の放射線光学素子の相対回転を含む放射線撮影システム。

(9) (6) 又は (7) に記載の放射線撮影システムであって、前記要素の設定は、前記第 1 の放射線光学素子及び前記第 2 の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線に沿った、前記第 1 の放射線光学素子及び前記第 2 の放射線光学素子の相対移動を含む放射線撮影システム。

(10) (1) 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、前記撮影部は、前記要素として、通過する放射線によって第 1 の周期的強度分布を生成する第 1 の放射線光学素子を含み、前記周期パターンは、前記第 1 の周期的強度分布に対応する放射線撮影システム。

(11) (10) に記載の放射線撮影システムであって、前記関心空間周波数成分は、前記第 1 の周期的強度分布の基本周期に対応する空間周波数成分である放射線撮影システム。

(12) (10) 又は (11) に記載の放射線撮影システムであって、前記要素の設定は、前記第 1 の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線まわりの、前記第 1 の放射線光学素子の回転を含む放射線撮影システム。

(13) (10) 又は (11) に記載の放射線撮影システムであって、前記要素の設定は、前記第 1 の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線に沿った、前記第 1 の放射線光学素子の移動を含む放射線撮影システム。

(14) 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に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って

、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方法であって、前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する放射線撮影方法。

(15) (14)に記載の放射線撮影方法であって、予め定められる最小サイズの前記関心空間周波数領域に前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が含まれるか否かを判定し、含まれる場合に前記要素の設定を行う放射線撮影方法。

(16) (15)に記載の放射線撮影方法であって、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記最小サイズの関心空間周波数領域から外れている場合に、周波数空間において、前記非関心空間周波数成分毎に、その非関心空間周波数成分のピーク周波数と、前記関心空間周波数成分のピーク周波数との距離を求め、求めた距離のうち最小の距離を半径とし、かつ前記関心空間周波数成分のピーク周波数を中心とする円に内接する矩形によって囲まれる空間周波数領域を、前記関心空間周波数領域に設定する放射線撮影方法。

(17) コンピュータに、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に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する位相コントラスト画像生成処理と、前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する調整処理と、を実行させるプログラム。

### 産業上の利用可能性

[0153] 本発明によれば、周波数空間における関心空間周波数領域と非関心空間周

波数領域との位置関係を動的に調整することによって、非関心空間周波数成分のピーク周波数を含まないように関心空間周波数領域を設定することができる。それにより、空間分解能を高めると共に位相復元精度を高めることができる。

[0154] 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4月25日出願の日本特許出願（特願2011-097347）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

[0155]	10	X線撮影システム
	11	X線源
	12	撮影部
	13	コンソール
	30	FPD
	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] 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、
- 前記放射線画像に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、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、
- 前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素が設定されてい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、
- 前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域に含まれるか否かを判定する判定部をさらに備え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、
- 前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域に含まれていると前記判定部によって判定された場合に、前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する制御部をさらに備え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、
- 前記判定部は、予め定められる最小サイズの前記関心空間周波数領域に前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が含まれるか否かを判定する放射線撮影システム。

- [請求項5] 請求項4に記載の放射線撮影システムであって、  
前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記最小サイズの関心空間周波数領域から外れていると前記判定部によって判定された場合に、前記演算処理部は、周波数空間において、前記非関心空間周波数成分毎に、その非関心空間周波数成分のピーク周波数と前記関心空間周波数成分のピーク周波数との距離を求め、求めた距離のうち最小の距離を半径とし、かつ前記関心空間周波数成分のピーク周波数を中心とする円に内接する矩形によって囲まれる空間周波数領域を、前記関心空間周波数領域に設定する放射線撮影システム。
- [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システムであって、  
前記撮影部は、前記要素として、通過する放射線によって第1の周期的強度分布を生成する第1の放射線光学素子と、前記第1の周期的強度分布に対して周期的な強度変化を与える第2の放射線光学素子と、を含み、  
前記周期パターンは、前記第2の放射線光学素子による周期的な強度変化が前記第1の周期的強度分布に重ね合わせられることによって発生するモアレに対応する放射線撮影システム。
- [請求項7] 請求項6に記載の放射線撮影システムであって、  
前記関心空間周波数成分は、前記モアレの基本周期に対応する空間周波数成分である放射線撮影システム。
- [請求項8] 請求項6又は7に記載の放射線撮影システムであって、  
前記要素の設定は、前記第1の放射線光学素子及び前記第2の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線まわりの、前記第1の放射線光学素子及び前記第2の放射線光学素子の相対回転を含む放射線撮影システム。
- [請求項9] 請求項6又は7に記載の放射線撮影システムであって、  
前記要素の設定は、前記第1の放射線光学素子及び前記第2の放射

線光学素子を通過する放射線の中心放射線に沿った、前記第1の放射線光学素子及び前記第2の放射線光学素子の相対移動を含む放射線撮影システム。

[請求項10] 請求項1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、

前記撮影部は、前記要素として、通過する放射線によって第1の周期的強度分布を生成する第1の放射線光学素子を含み、

前記周期パターンは、前記第1の周期的強度分布に対応する放射線撮影システム。

[請求項11] 請求項10に記載の放射線撮影システムであって、

前記関心空間周波数成分は、前記第1の周期的強度分布の基本周期に対応する空間周波数成分である放射線撮影システム。

[請求項12] 請求項10又は11に記載の放射線撮影システムであって、

前記要素の設定は、前記第1の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線まわりの、前記第1の放射線光学素子の回転を含む放射線撮影システム。

[請求項13] 請求項10又は11に記載の放射線撮影システムであって、

前記要素の設定は、前記第1の放射線光学素子を通過する放射線の中心放射線に沿った、前記第1の放射線光学素子の移動を含む放射線撮影システム。

[請求項14] 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に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、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方法であって、

前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与す

る前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する放射線撮影方法。

[請求項15]

請求項14に記載の放射線撮影方法であって、

予め定められる最小サイズの前記関心空間周波数領域に前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が含まれるか否かを判定し、含まれる場合に前記要素の設定を行う放射線撮影方法。

[請求項16]

請求項15に記載の放射線撮影方法であって、

前記非関心空間周波数成分のピーク周波数が前記最小サイズの関心空間周波数領域から外れている場合に、周波数空間において、前記非関心空間周波数成分毎に、その非関心空間周波数成分のピーク周波数と、前記関心空間周波数成分のピーク周波数との距離を求め、求めた距離のうち最小の距離を半径とし、かつ前記関心空間周波数成分のピーク周波数を中心とする円に内接する矩形によって囲まれる空間周波数領域を、前記関心空間周波数領域に設定する放射線撮影方法。

[請求項17]

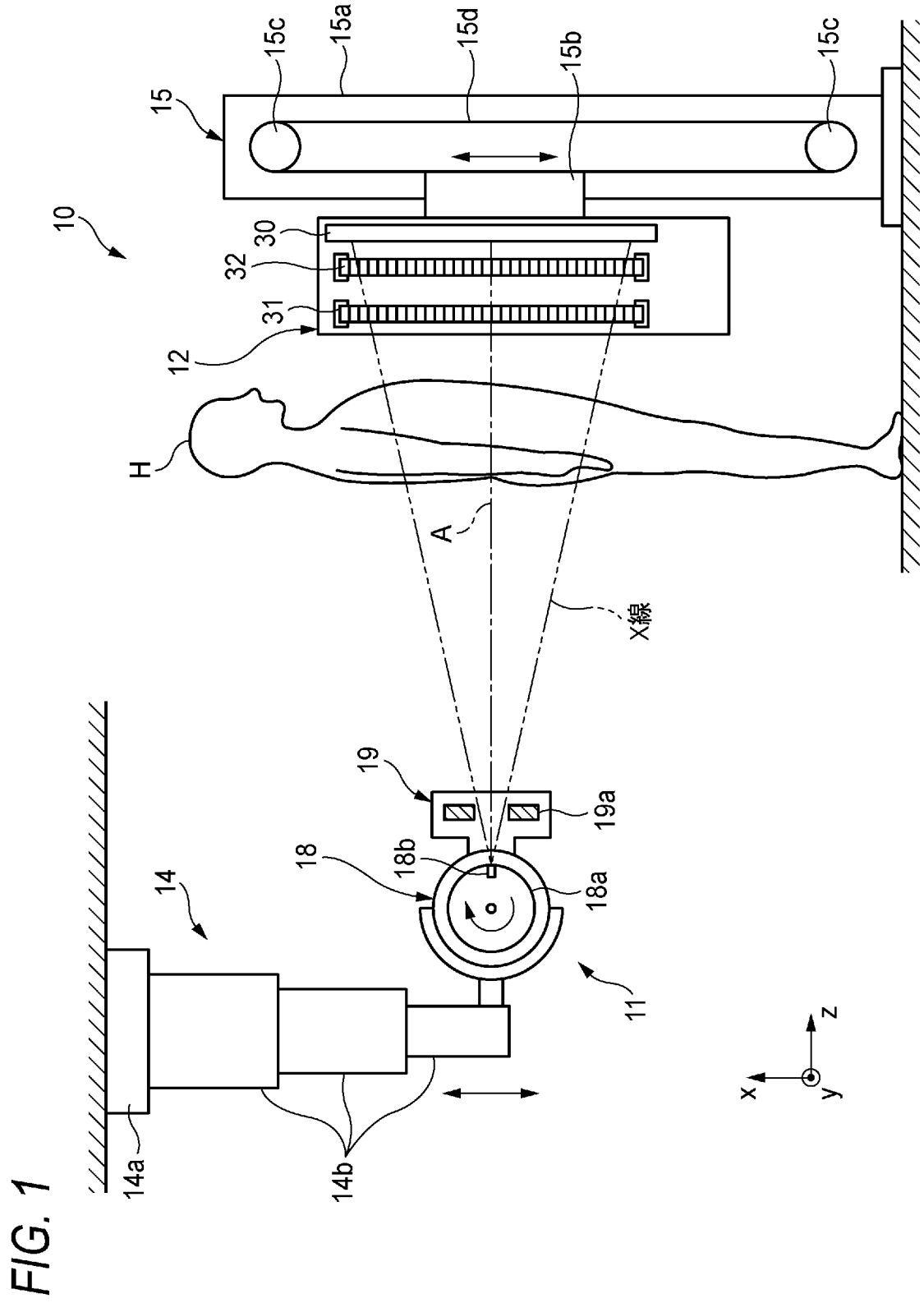
コンピュータに、

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に対してフーリエ変換を行うことによ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周期パターンの周期に対応する関心空間周波数成分を含む関心空間周波数領域を設定し、前記関心空間周波数領域に対して逆フーリエ変換を行って、前記被写体の位相コントラスト画像を生成する位相コントラスト画像生成処理と、

前記空間周波数スペクトルのうち、前記放射線画像の取得に関与する前記撮影部の要素に起因する非関心空間周波数成分のピーク周波数が、前記関心空間周波数領域から外れるように、前記要素を設定する調整処理と、

を実行させるプログラム。

[図1]



[図2]

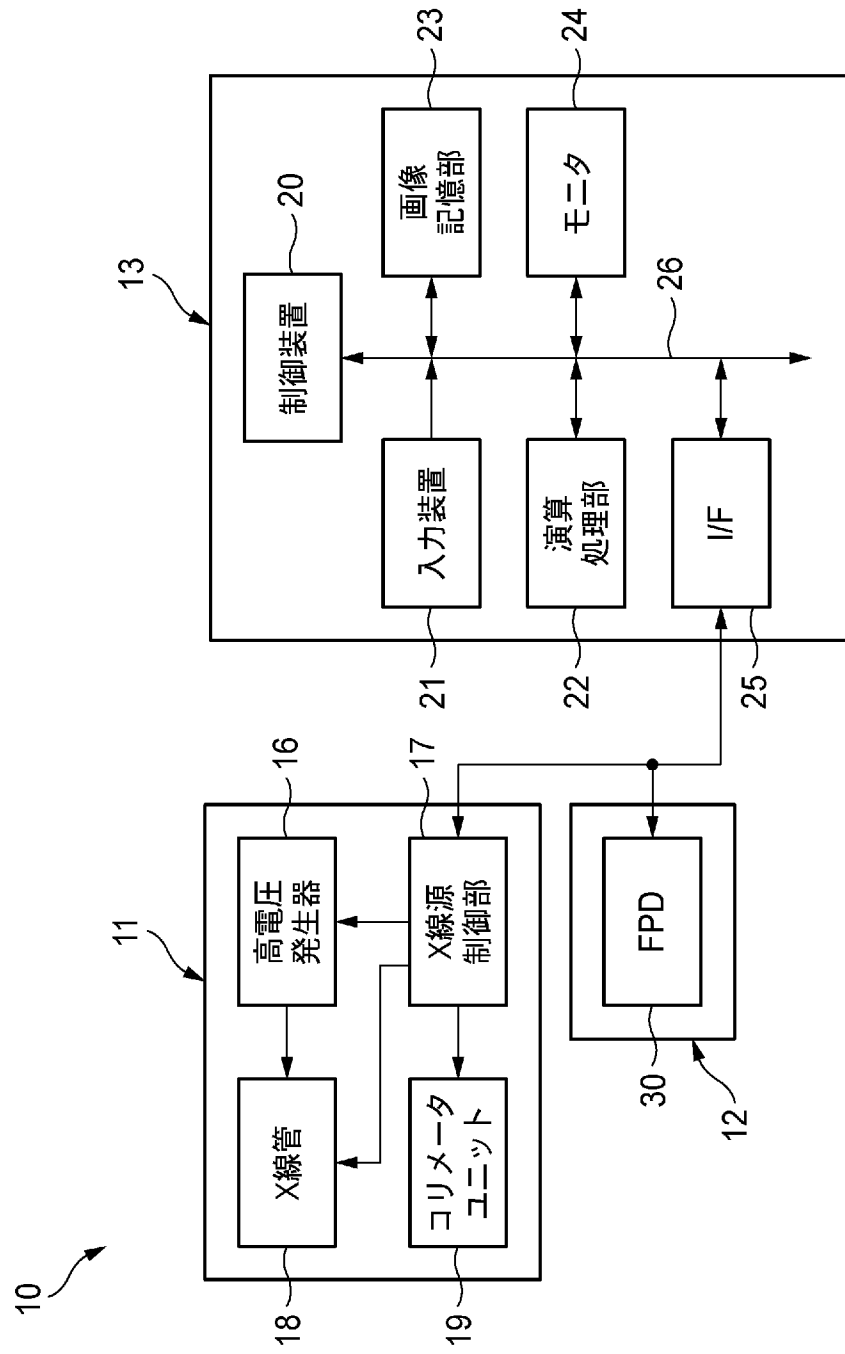
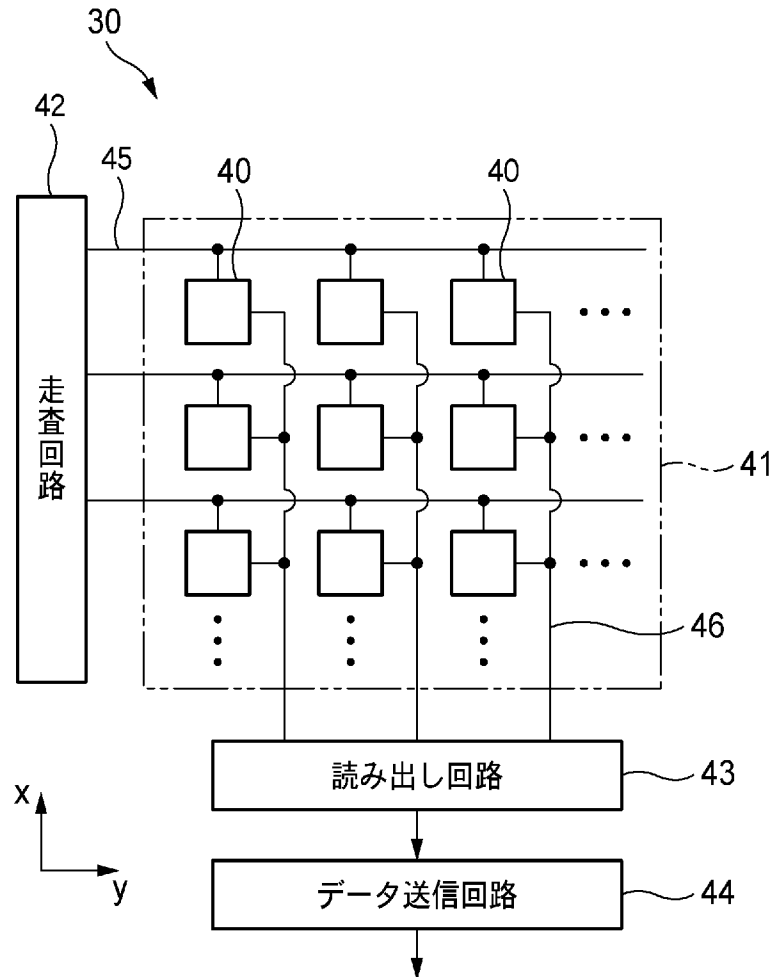


FIG. 2

[図3]

FIG. 3



[図4]

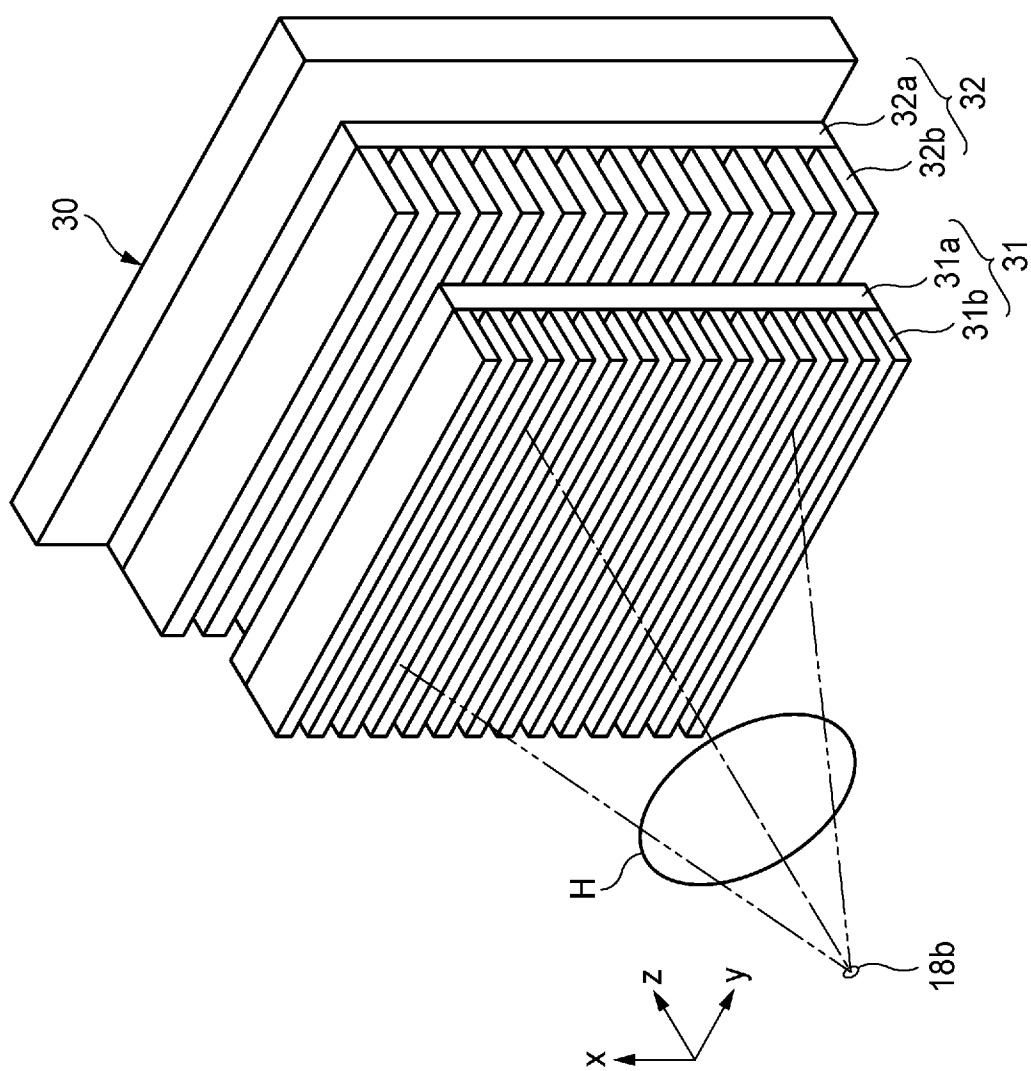


FIG. 4

[図5]

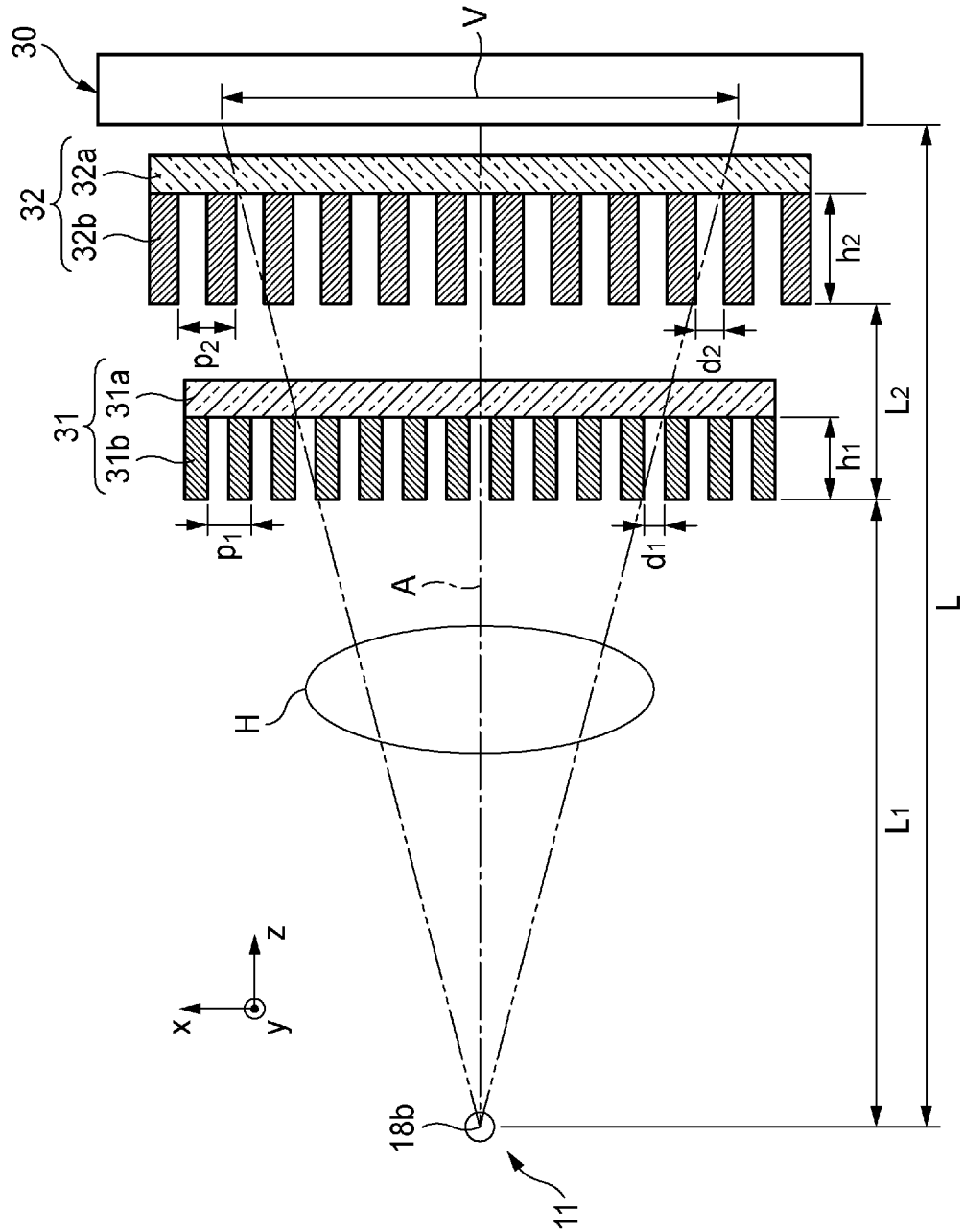


FIG. 5

[図6]

FIG. 6A

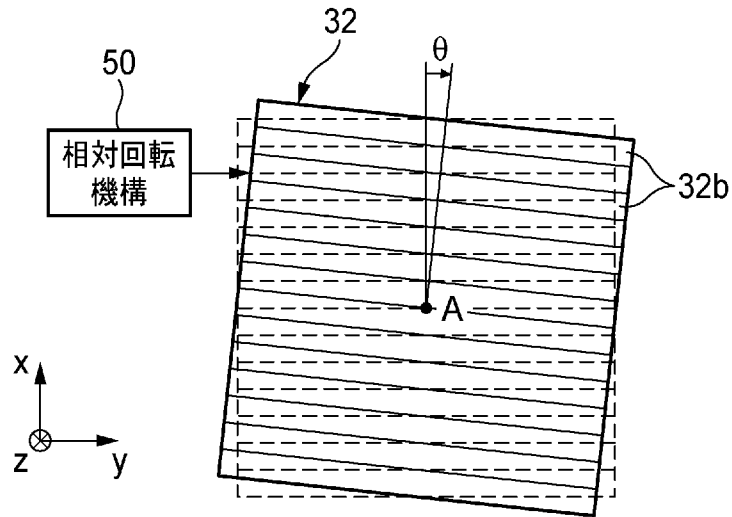


FIG. 6B

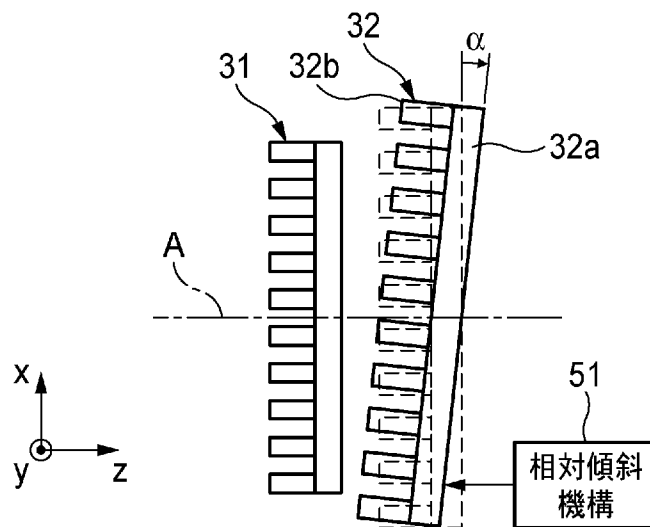
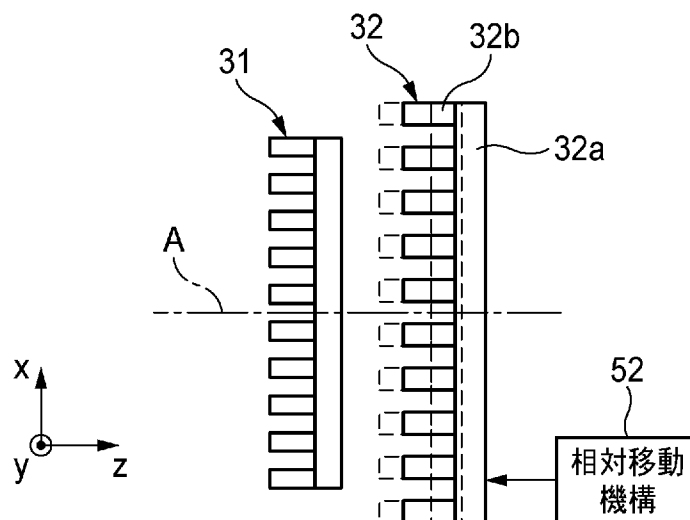


FIG. 6C



[図7]

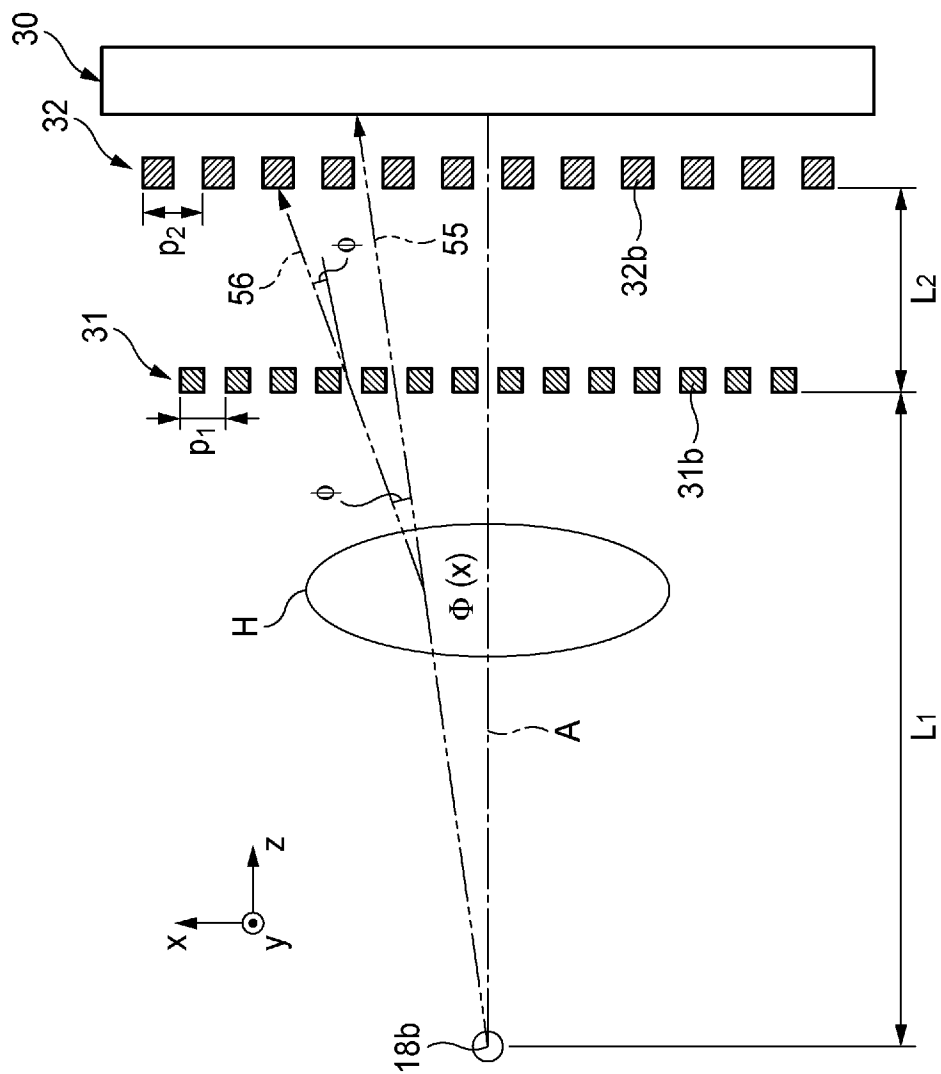
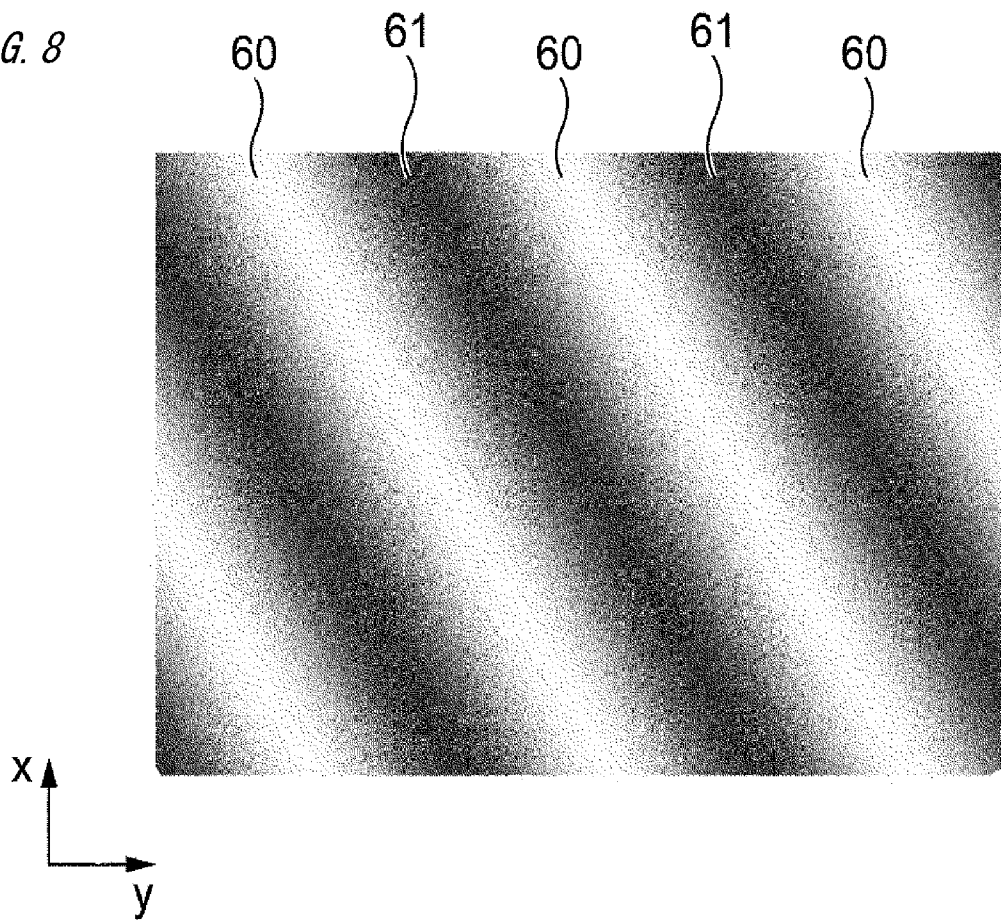


FIG. 7

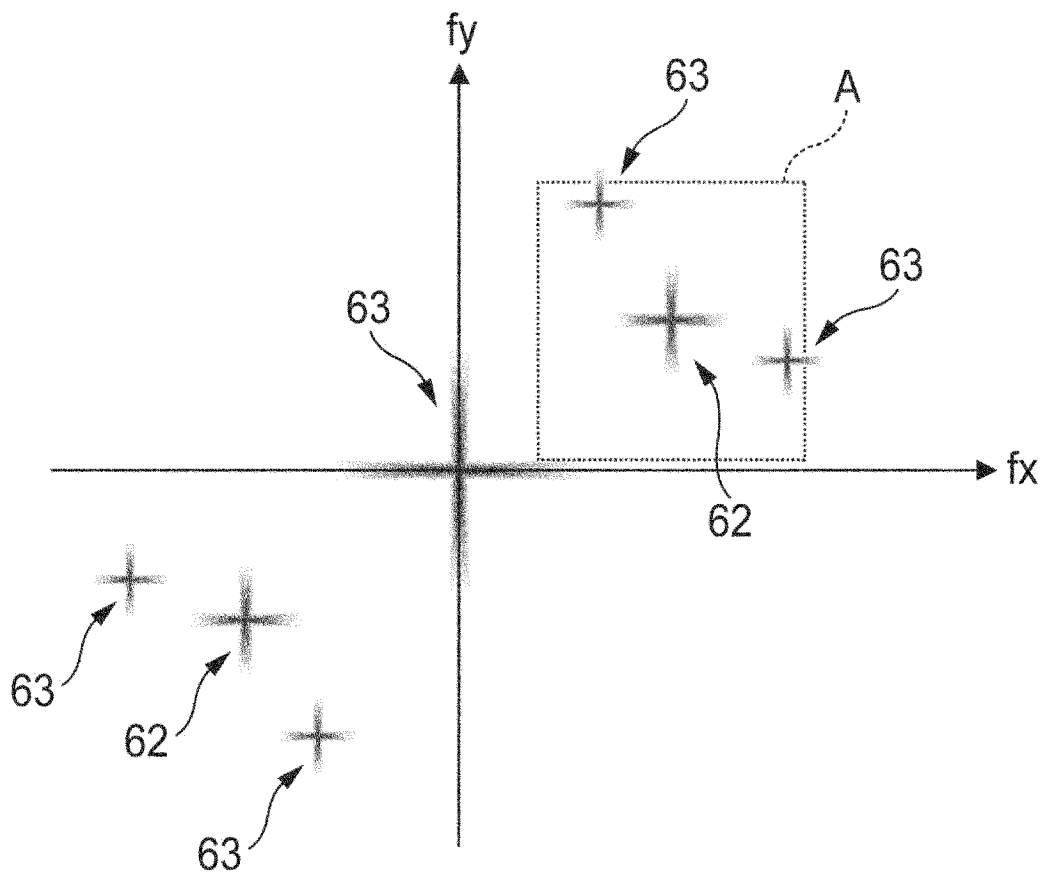
[図8]

FIG. 8



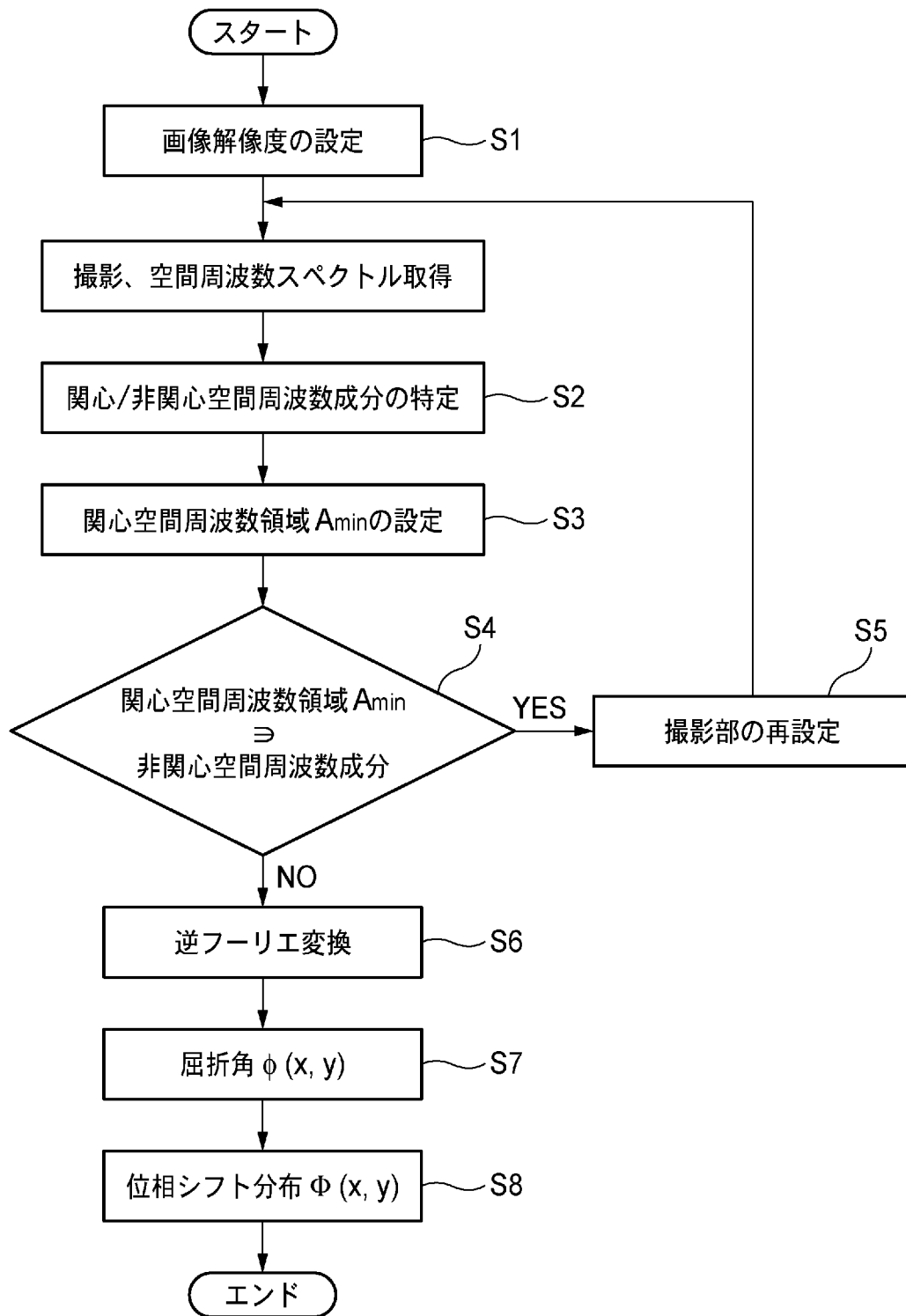
[図9]

FIG. 9



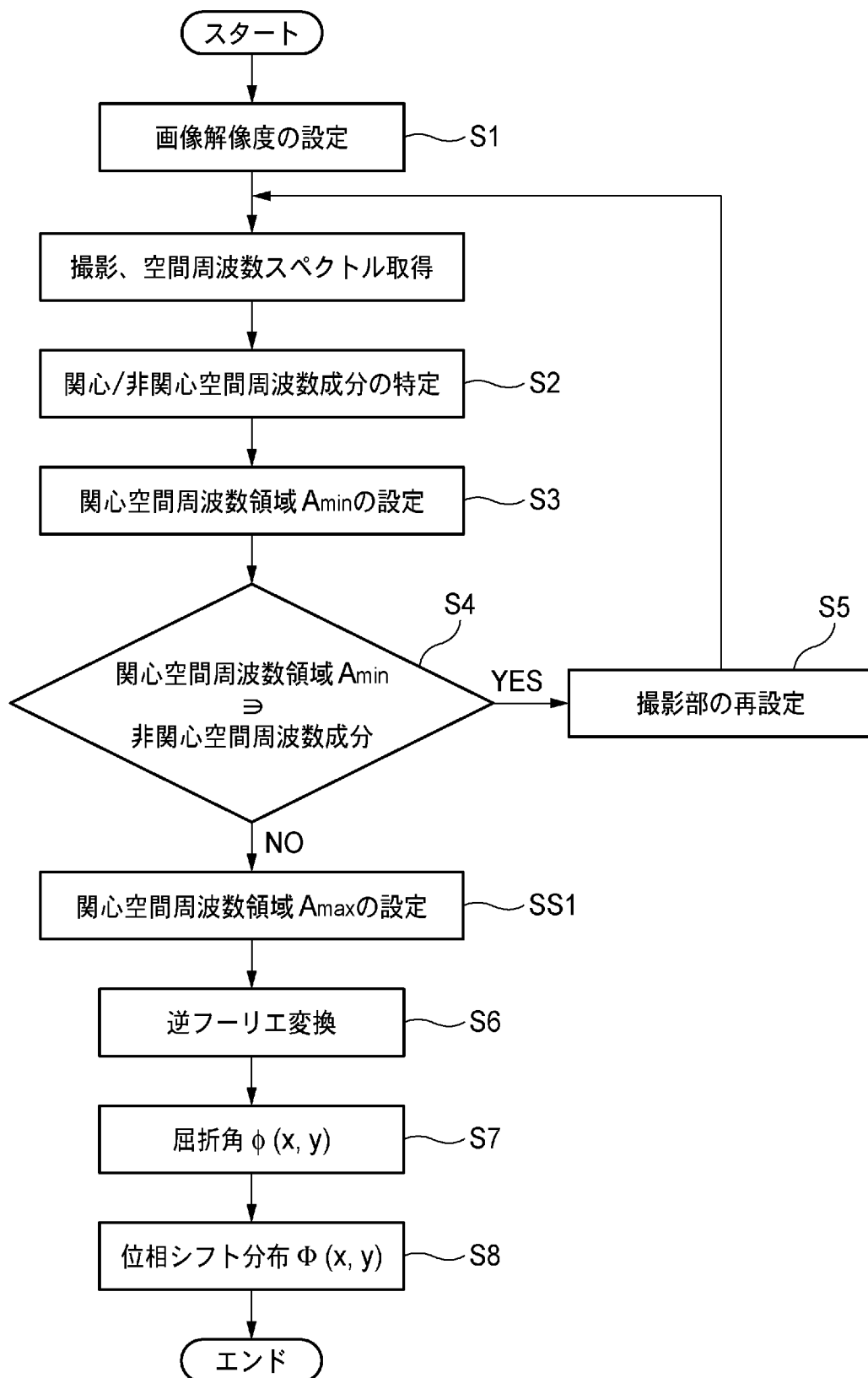
[図10]

FIG. 10



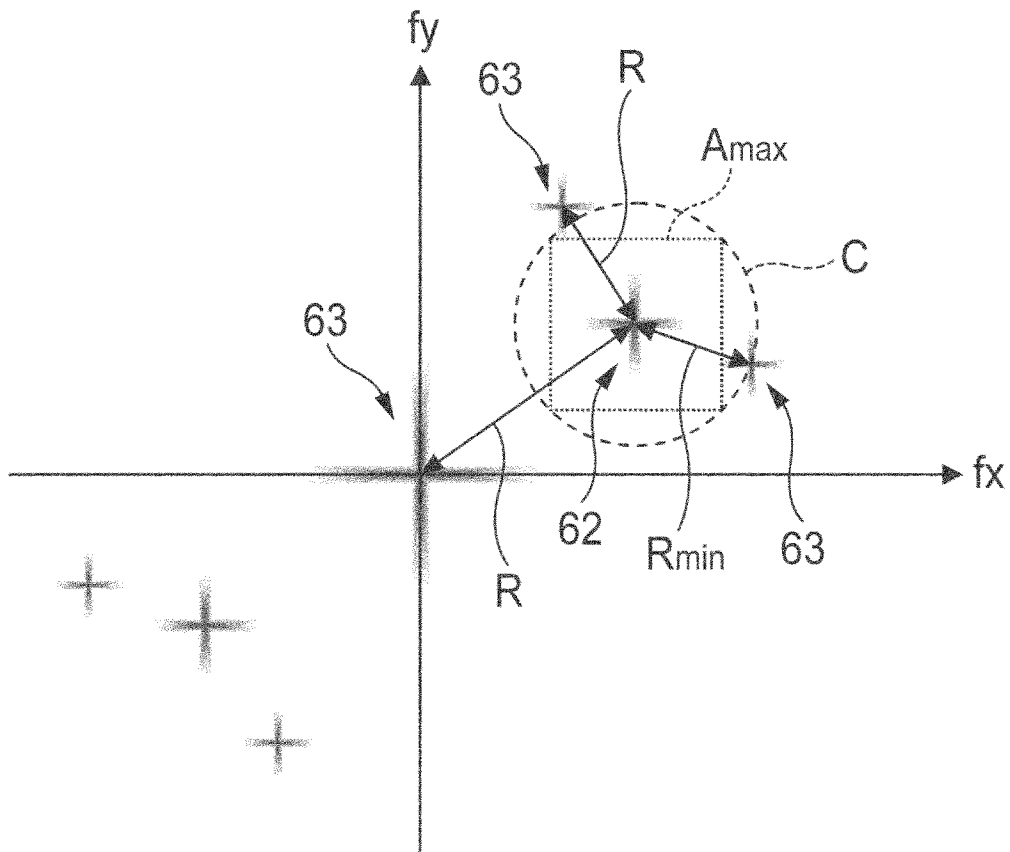
[図11]

FIG. 11



[図12]

FIG. 12



[図13]

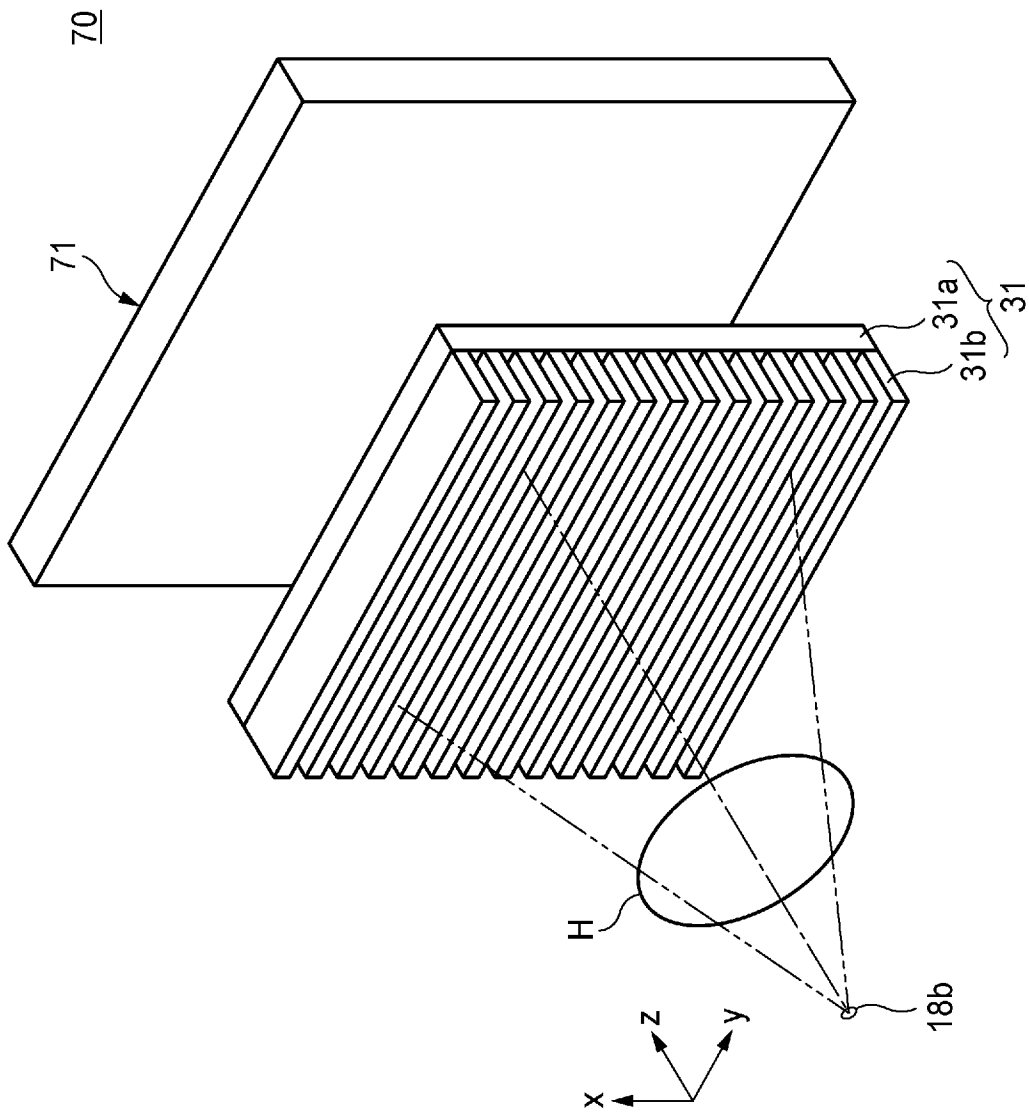
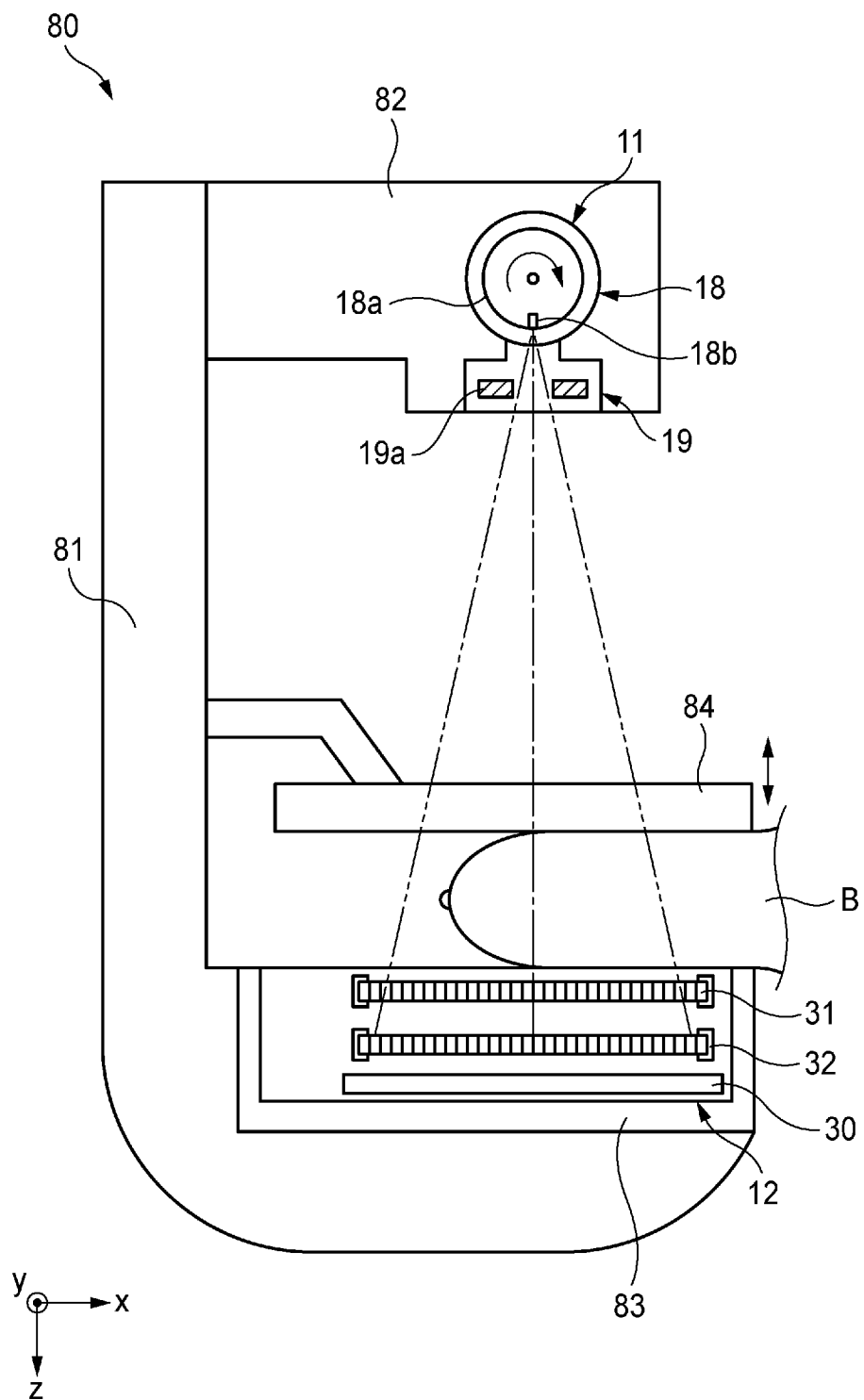


FIG. 13

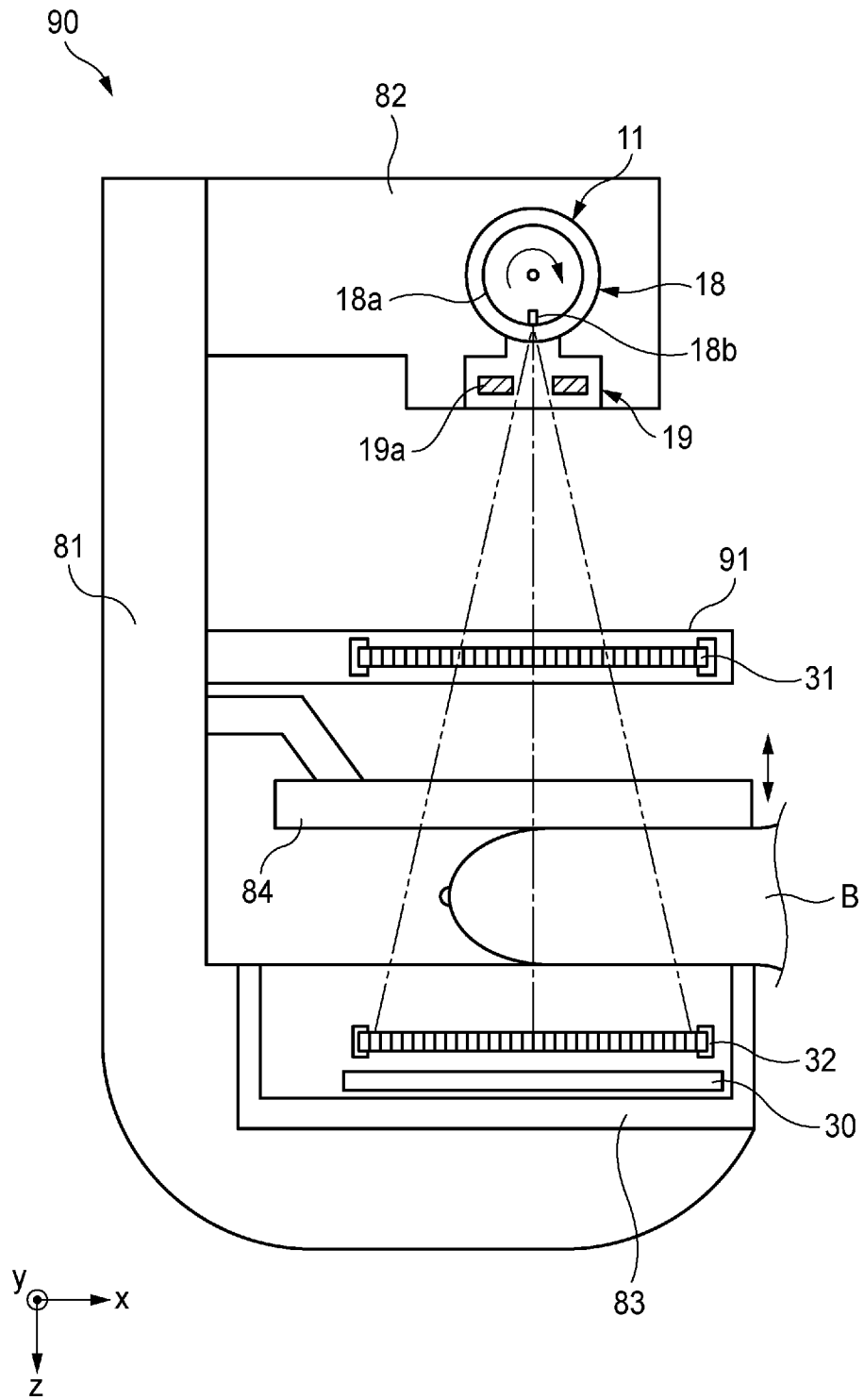
[図14]

FIG. 14

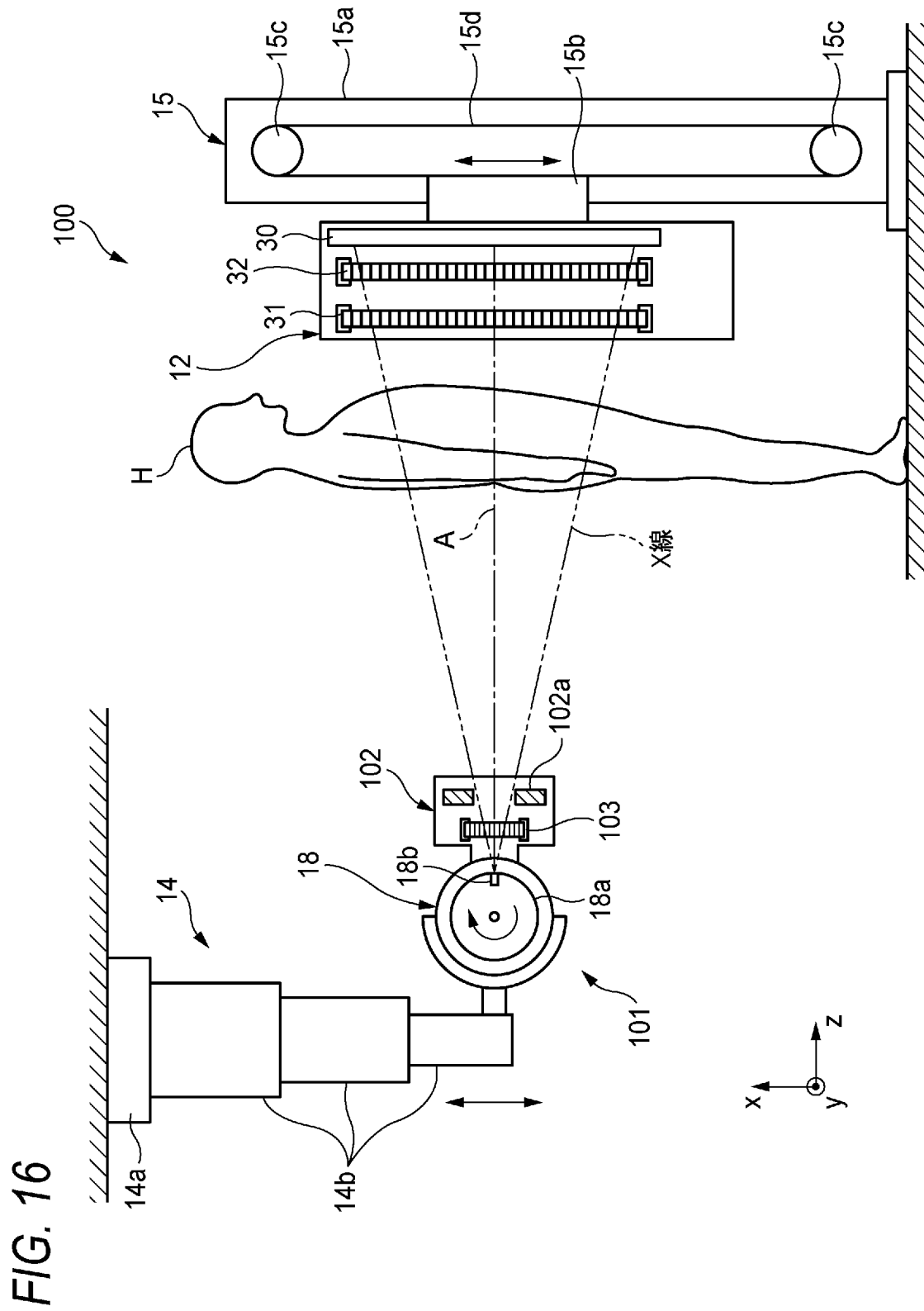


[図15]

FIG. 15



[図16]



[図17]

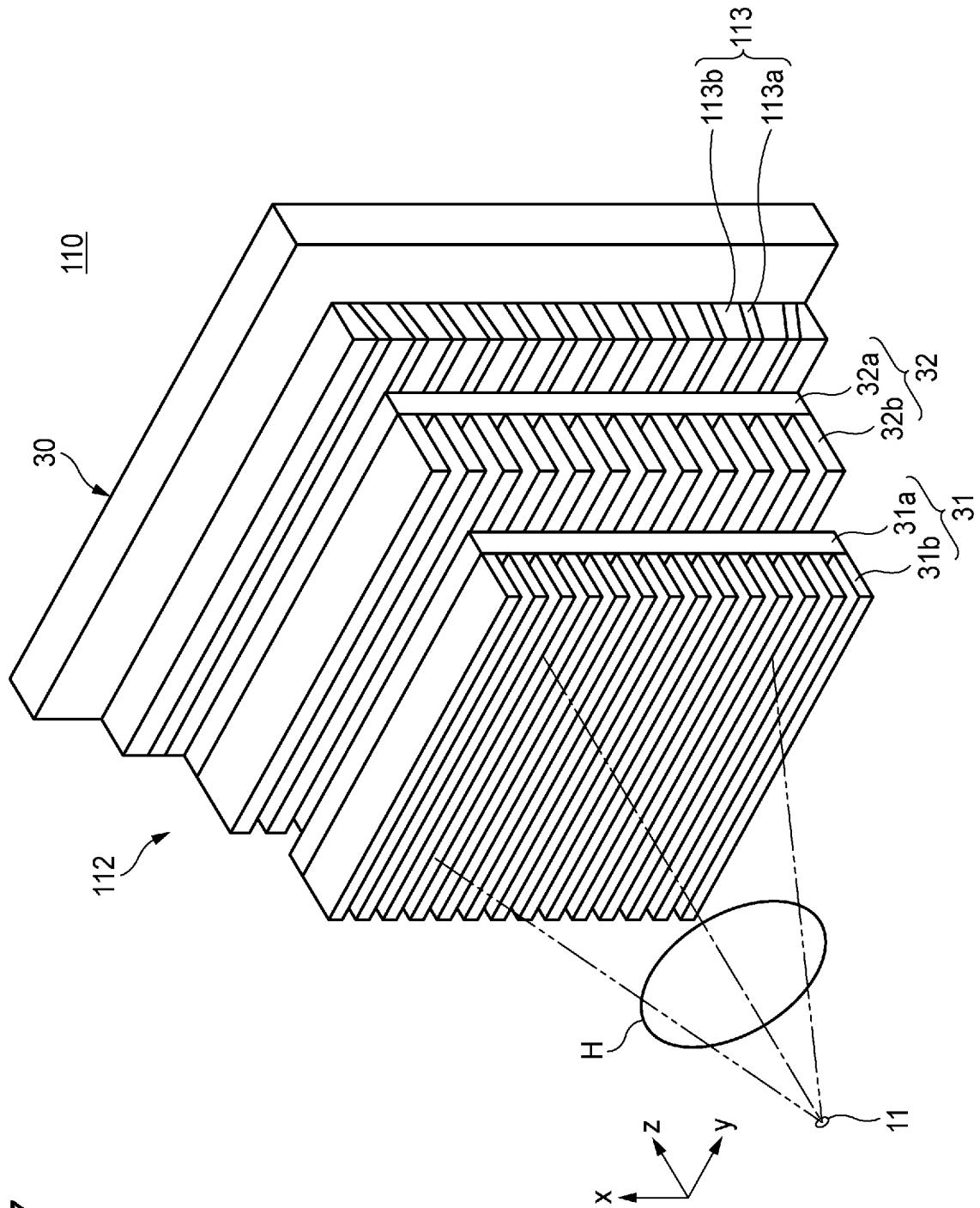


FIG. 17

[FIG. 18]

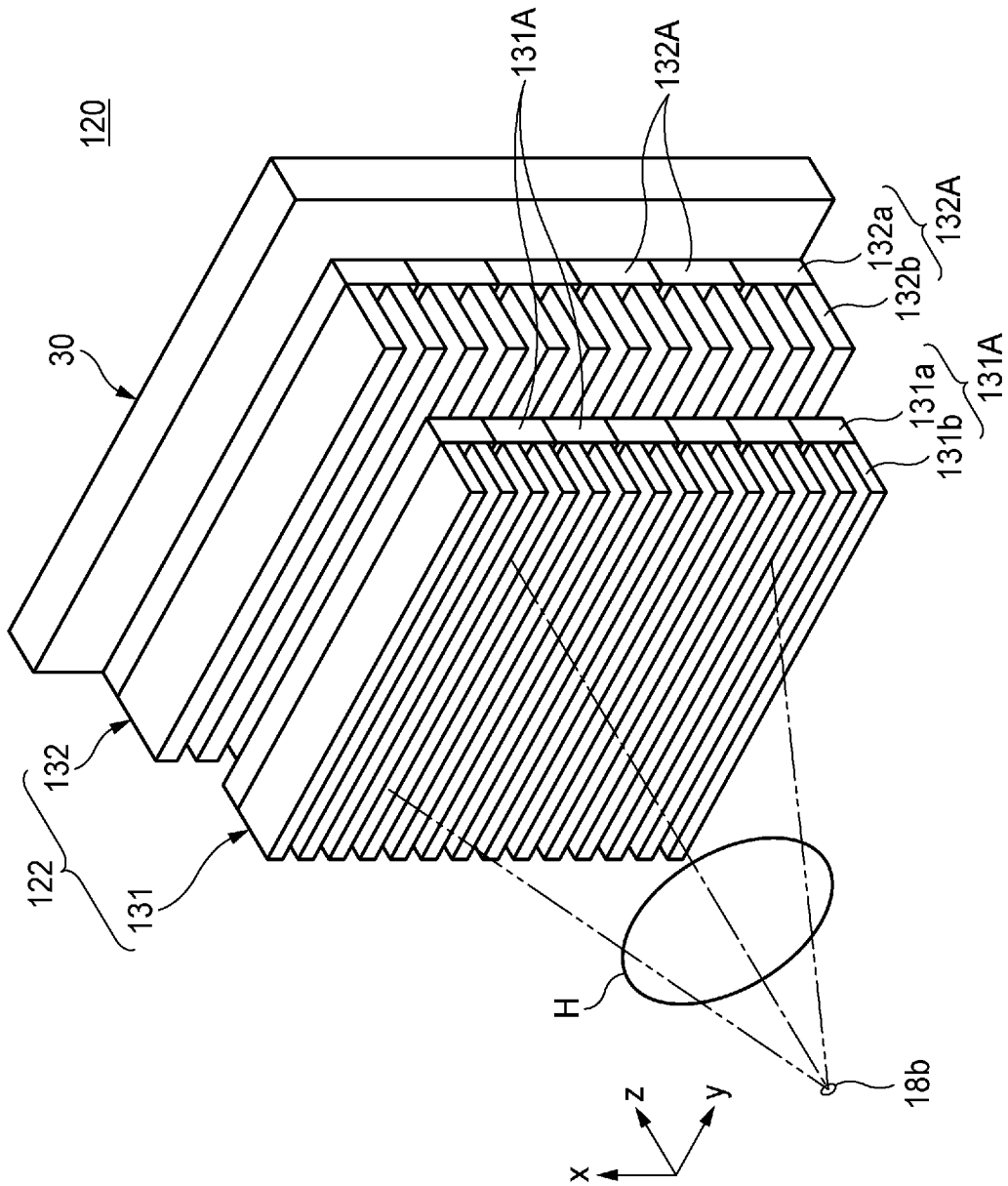


FIG. 18

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No. PCT/JP2012/060988
--

**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-A61B6/14, 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.
A	WO 2010/050483 A1 (Canon Inc.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; fig. 1 to 9 & JP 2011-153969 A & US 2010/0290590 A1	1-17
P, A	WO 2011/093417 A1 (CANON KABUSHIKI KAISHA), 04 August 2011 (04.08.2011), entire text; fig. 1 to 13 & JP 2011-153969 A	1-17

Further documents are listed in the continuation of Box C.       See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 29 June, 2012 (29.06.12)	Date of mailing of the international search report 10 July, 2012 (10.07.12)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））  
 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（IPC））  
 Int.Cl. A61B6/00-A61B6/14, 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 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 & JP 2011-153969 A & US 2010/0290590 A1	1-17
P, A	WO 2011/093417 A1（CANON KABUSHIKI KAISHA）2011.08.04, 全文, 第1-13図 & JP 2011-153969 A	1-17

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  
 29.06.2012

国際調査報告の発送日  
 10.07.2012

国際調査機関の名称及びあて先  
 日本国特許庁（ISA/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）  
 安田 明央  
 2Q 9309  
 電話番号 03-3581-1101 内線 3292