

(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 10 月 4 日(04.10.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/133553 A1

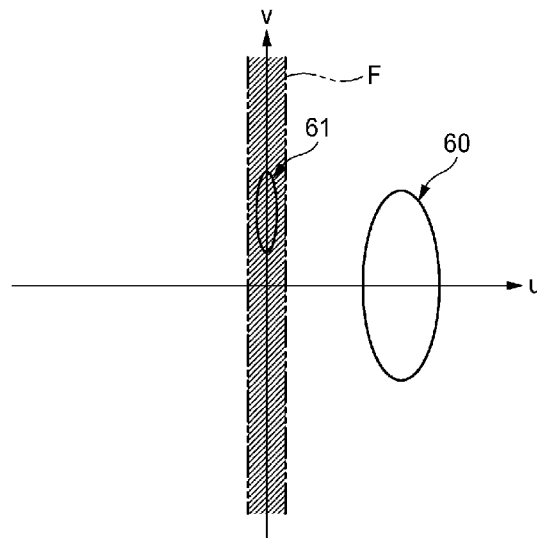
- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *A61B 6/06* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/058184
- (22) 国際出願日: 2012 年 3 月 28 日(28.03.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2011-072409 2011 年 3 月 29 日(29.03.2011) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 富士
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒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), 多田 拓司(TADA Takuji).
- (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, MD, RU, TJ, TM), ユー
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 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

【図11】

FIG. 11



(57) Abstract: The radiography system (10) generates a differential phase image of a subject by detecting a radiological image, which is formed by radiation that has passed through a first grating (31) and been modulated by passing through the subject, and is masked by a second grating (32). The relative positions of the first grating and the second grating are adjusted to generate, in the radiological image, a moire pattern with a period in a direction that intersects with the direction of the period of the first grating, and using a filter that acts on image contrast changes in the direction of the period of the moire pattern, nonuniformities in the phase differential image are removed or reduced.

(57) 要約: 放射線撮影システム 10 は、第 1 の格子 31 を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成され、第 2 の格子 32 によってマスキングされた放射線像を検出して被写体の微分位相画像を生成する。第 1 の格子及び第 2 の格子の相対位置関係を調整し、第 1 の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を放射線像に生じさせ、モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて位相微分画像のムラを除去又は低減する。

縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて位相微分画像のムラを除去又は低減する。

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（角度変化）に基づいた画像（以下、位相コン

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

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

[0007] 第1の回折格子の自己像の変調を解析する方法としては、例えば縞走査法が知られている。縞走査法は、自己像に重ね合わされる第2の回折格子を、その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間での画素毎の信号値の変化から、第1の回折格子の周期方向に関するX線の屈折角分布を取得する。この屈折角分布は、被写体の位相シフト分布の微分に対応しており、この屈折角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] ところで、第1及び第2の回折格子の格子ピッチの誤差や所定の相対位置関係からのずれ等に起因して、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は、通常、モアレ縞となる。そして、モアレ縞の周期によっては、その影響が微分位相像(屈折角の分布像又は位相シフト分布の微分像)

に残ってしまい、ムラとして表れる場合がある。このような画像のムラは、典型的にはフィルタを用いて除去又は低減される（例えば、特許文献2参照）。

先行技術文献

特許文献

[0009] 特許文献1：国際公開2004／058070号

特許文献2：日本国特開平3－12785号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] 上述したX線タルボ干渉計においては、X線の位相変化に対する感度を第1の回折格子の周期方向に有することになる。この感度方向を考慮せずに、ムラを除去又は低減するためのフィルタを位相コントラスト画像に対して適用すると、位相情報にまで影響を及ぼす虞がある。

[0011] 本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、位相情報に及ぼす影響を抑制しつつ、ムラが除去ないし低減された位相コントラスト画像を取得することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] （1） 第1の格子と、前記第1の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成される放射線像をマスクする第2の格子と、前記第2の格子によってマスクされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、前記放射線画像検出器によって取得された放射線画像に基づいて、前記被写体の微分位相画像を生成する演算処理部と、を備え、前記第1の格子及び前記第2の格子は、前記第1の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせる相対位置関係に配置されており、前記演算処理部は、前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記微分位相画像のムラを除去又は低減するフィルタリング処理を行う放射線撮影システム。

(2) 第1の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成され、第2の格子によってマスキングされた放射線像を検出して前記被写体の微分位相画像を生成する放射線撮影方法であって、前記第1の格子及び前記第2の格子の相対位置関係を調整し、前記第1の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせ、前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記位相微分画像のムラを除去又は低減する放射線撮影方法。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、モアレ縞の周期方向を第1の格子の周期方向と交差する方向に設定しており、モアレ縞に起因して微分位相画像に表れるムラもまた、第1の格子の周期方向と交差する方向に生じることとなる。そして、モアレ縞の周期方向、つまりは、第1の格子の周期方向と交差する方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いることによって、位相情報に影響を及ぼすことなくムラを除去ないし低減することができる。

図面の簡単な説明

[0014] [図1]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの一例の構成を示す模式図である。

[図2]図1の放射線撮影システムの制御ブロック図である。

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

[図4]図1の放射線撮影システムの撮影部の斜視図である。

[図5]図1の放射線撮影システムの撮影部の側面図である。

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

[図7]被写体による放射線の屈折を説明するための模式図である。

[図8]縞走査法を説明するための模式図である。

[図9]縞走査に伴う放射線画像検出器の画素の信号値の変化を示すグラフである。

[図10]モアレ縞、及びこのモアレ縞によって微分位相画像に表れるムラの一例を示す。

[図11]微分位相画像の空間周波数スペクトルの一例を示す模式図である。

[図12]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

[図13]図 1 2 の放射線撮影システムの変形例の構成を示す模式図である。

[図14]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

[図15]本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例の構成を示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0015] 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。

[0016] X線撮影システム 10 は、被写体（患者）H を立位状態で撮影する X 線診断装置であって、被写体 H に X 線を放射する X 線源 11 と、X 線源 11 に対向配置され、X 線源 11 から被写体 H を透過した X 線を検出して画像データを生成する撮影部 12 と、操作者の操作に基づいて X 線源 11 の曝射動作や撮影部 12 の撮影動作を制御するとともに、撮影部 12 により取得された画像データを演算処理して位相コントラスト画像を生成するコンソール 13 とに大別される。

[0017] 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。

[0018] X 線源 11 は、X 線源制御部 17 の制御に基づき、高電圧発生器 16 から印加される高電圧に応じて X 線を発生する X 線管 18 と、X 線管 18 から発生された X 線のうち、被写体 H の検査領域に寄与しない部分を遮蔽するように照射野を制限する可動式のコリメータ 19 a を備えたコリメータユニット 19 とから構成されている。X 線管 18 は、陽極回転型であり、電子放出源

(陰極)としてのフィラメント(図示せず)から電子線を放出して、所定の速度で回転する回転陽極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。

[0019] 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。

[0020] 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。

[0021] 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。

[0022] 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。

[0023] 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。

[0024] 撮影部 12 には、半導体回路からなるフラットパネル検出器 (FPD) 30、被写体 H による X 線の位相変化 (角度変化) を検出し位相イメージングを行うための第 1 の吸収型格子 31 及び第 2 の吸収型格子 32 が設けられている。

[0025] 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。

[0026] また、撮影部 12 には、第 2 の吸収型格子 32 を上下方向 (x 方向) に並進移動させることにより、第 1 の吸収型格子 31 に対する第 2 の吸収型格子 32 の相対位置関係を変化させる走査機構 33 が設けられている。この走査機構 33 は、例えば、圧電素子等のアクチュエータにより構成される。

[0027] 図 3 は、図 1 の放射線撮影システムに含まれる放射線画像検出器の構成を示す。

[0028] 放射線画像検出器としての 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。

[0029] 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X線検出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。

[0030] なお、各画素40は、テルビウム賦活酸化ガドリニウム($Gd_2O_3:S:Tb$)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。

[0031] 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。

[0032] 図4及び図5は、図1の放射線撮影システムの撮影部を示す。

[0033] 第1の吸収型格子31は、基板31aと、この基板31aに配置された複数のX線遮蔽部31bとから構成されている。同様に、第2の吸収型格子3

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

[0034] 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。

[0035] 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線に位相差を与えるものでなく、強度差を与えるものであるため、振幅型格子とも称される。なお、スリット部（上記間隔 d_1 、 d_2 の領域）は空隙でなくてもよく、例えば、高分子や軽金属などのX線低吸収材で該空隙を充填してもよい。

[0036] 第1及び第2の吸収型格子31、32は、タルボ干渉効果の有無に係らず、スリット部を通過したX線を幾何学的に投影するように構成されている。具体的には、間隔 d_1 、 d_2 を、X線源11から照射されるX線のピーク波長より十分大きな値とすることで、照射X線に含まれる大部分のX線をスリット部で回折させずに、直進性を保ったまま通過するように構成する。例えば、前述の回転陽極18aとしてタングステンをを用い、管電圧を50kVとした場合には、X線のピーク波長は、約0.4Åである。この場合には、間隔 d_1 、 d_2 を、1～10μm程度とすれば、スリット部で大部分のX線が回折されずに幾何学的に投影される。

[0037] X線源11から放射されるX線は、平行ビームではなく、X線焦点18b

を発光点としたコーンビームであるため、第 1 の吸収型格子 3 1 を通過して射影される投影像（以下、この投影像を G 1 像と称する）は、X 線焦点 1 8 b からの距離に比例して拡大される。第 2 の吸収型格子 3 2 の格子ピッチ p_2 は、そのスリット部が、第 2 の吸収型格子 3 2 の位置における G 1 像の明部の周期パターンとほぼ一致するように決定されている。すなわち、X 線焦点 1 8 b から第 1 の吸収型格子 3 1 までの距離を L_1 、第 1 の吸収型格子 3 1 から第 2 の吸収型格子 3 2 までの距離を L_2 とした場合に、格子ピッチ p_2 は、次式（1）の関係を満たすように決定される。

[0038] [数1]

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

[0039] 第 1 の吸収型格子 3 1 から第 2 の吸収型格子 3 2 までの距離 L_2 は、タルボ干渉計では、第 1 の回折格子の格子ピッチと X 線波長とで決まるタルボ干渉距離に制約されるが、本 X 線撮影システム 1 0 の撮影部 1 2 では、第 1 の吸収型格子 3 1 が入射 X 線を回折させずに投影させる構成であって、第 1 の吸収型格子 3 1 の G 1 像が、第 1 の吸収型格子 3 1 の後方のすべての位置で相似的に得られるため、該距離 L_2 を、タルボ干渉距離と無関係に設定することができる。

[0040] 上記のように撮影部 1 2 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 3 1 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 3 1 の格子ピッチ p_1 、第 2 の吸収型格子 3 2 の格子ピッチ p_2 、X 線波長（ピーク波長） λ 、及び正の整数 m を用いて、次式（2）で表される。

[0041] [数2]

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

[0042] 式（3）は、X 線源 1 1 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、「A t s u s h i M o m o s e, e t

al., Japanese Journal of Applied Physics, Vol. 47, No. 10, 2008年10月, 8077頁」により知られている。

[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のタルボ干渉距離 Z は次式(4)となり、上記距離 L_2 を、次式(5)を満たす範囲の値に設定する。

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

h_2 は、金（Au）換算で30 μm 以上であることが好ましい。

[0050] しかし、X線源11から照射されるX線がコーンビームである場合に、X線遮蔽部31b、32bの厚み h_1 、 h_2 を厚くし過ぎると、斜めに入射するX線がスリット部を通過しにくくなり、いわゆるケラレが生じて、X線遮蔽部31b、32bの延伸方向（条帯方向）に直交する方向（x方向）の有効視野が狭くなるといった問題がある。このため、視野確保の観点から、厚み h_1 、 h_2 の上限を規定する。FPD30の検出面におけるx方向の有効視野の長さVを確保するには、X線焦点18bからFPD30の検出面までの距離をLとすると、厚み h_1 、 h_2 は、図5に示す幾何学的関係から、次式（6）及び（7）を満たすように設定する必要がある。

[0051] [数6]

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

[0052] [数7]

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

[0053] 例えば、 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ 、 $d_2 = 3.0 \mu\text{m}$ であり、通常の病院での撮影を想定して、 $L = 2 \text{ m}$ とした場合には、x方向の有効視野の長さVとして10 cmの長さを確保するには、厚み h_1 は100 μm 以下、厚み h_2 は120 μm 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G1像と第2の吸収型格子32との重ね合わせにより、強度変調された像が形成され、FPD30によって撮像される。第2の吸収型格子32の位置におけるG1像のパターン周期 p_1' と、第2の吸収型格子32の実質的な格子ピッチ p_2' （製造後の実質的なピッチ）とは、製造誤差や配置誤差により若干の差異が生じる。このうち、配置誤差とは、第1及び第2の吸収型格子31、32が、相対的に傾斜や回転、両者の間隔が変化することによりx方向への実質的なピッチが変化することを意味している。

[0055] G 1 像のパターン周期 p_1' と格子ピッチ p_2' との微小な差異により、画像コントラストはモアレ縞となる。このモアレ縞の周期 T は、次式 (8) で表される。

[0056] [数8]

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

[0057] このモアレ縞を FPD30 で検出するため、画素 40 の x 方向に関する配列ピッチ P は、少なくともモアレ周期 T の整数倍でないことが必要であり、次式 (9) を満たす必要がある (ここで、 n は正の整数である)。

[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縞を検出することは可能であるが、配列ピッチ P はモアレ周期 T より小さいことが好ましく、次式 (10) を満たすことが好ましい。これは、良質な位相コントラスト画像を得るためには、後述する位相コントラスト画像の生成過程において、モアレ縞が高いコントラストで検出されていることが好ましいためである。

[0060] [数10]

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

[0061] FPD30 の画素 40 の配列ピッチ P は、設計的に定められた値 (一般的に $100 \mu\text{m}$ 程度) であり変更することが困難であるため、配列ピッチ P とモアレ周期 T との大小関係を調整するには、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の位置調整を行い、G 1 像のパターン周期 p_1' と格子ピッチ p_2' との少なくともいずれか一方を変更することによりモアレ周期 T を変更することが好ましい。

[0062] 図 6 に、モアレ周期 T を変更する方法を示す。

[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 3 1 に対して、第 2 の吸収型格子 3 2 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 5 0 を設ける。この相対回転機構 5 0 により、第 2 の吸収型格子 3 2 を角度 θ だけ回転させると、 x 方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」 $\rightarrow$ 「 $p_2' / \cos \theta$ 」と変化し、この結果、モアレ周期 T が変化する（F I G. 6 A）。

[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 3 1, 3 2 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 3 1 に対して、第 2 の吸収型格子 3 2 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 5 1 を設ける。この相対傾斜機構 5 1 により、第 2 の吸収型格子 3 2 を角度 α だけ傾斜させると、 x 方向に関する実質的な格子ピッチは、「 p_2' 」 $\rightarrow$ 「 $p_2' \times \cos \alpha$ 」と変化し、この結果、モアレ周期 T が変化する（F I G. 6 B）。

[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 3 1, 3 2 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 3 1 と第 2 の吸収型格子 3 2 との間の距離 L_2 を変更するように、第 1 の吸収型格子 3 1 に対して、第 2 の吸収型格子 3 2 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 5 2 を設ける。この相対移動機構 5 2 により、第 2 の吸収型格子 3 2 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 3 2 の位置に投影される第 1 の吸収型格子 3 1 の G 1 像のパターン周期は、「 p_1' 」 $\rightarrow$ 「 $p_1' \times (L_1 + L_2 + \delta) / (L_1 + L_2)$ 」と変化し、この結果、モアレ周期 T が変化する（F I G. 6 C）。

[0066] 本 X 線撮影システム 1 0 において、撮影部 1 2 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 5 2 のように距離 L_2 の変更によりモアレ周期 T を変更する機構を、好適に採用

することができる。モアレ周期 T を変更するための第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 の上記変更機構（相対回転機構 5 0、相対傾斜機構 5 1、及び相対移動機構 5 2）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 1 1 と第 1 の吸収型格子 3 1 との間に被写体 H を配置した場合には、F P D 3 0 により検出されるモアレ縞は、被写体 H により変調を受ける。この変調量は、被写体 H による屈折効果によって偏向した X 線の角度に比例する。したがって、F P D 3 0 で検出されたモアレ縞を解析することによって、被写体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。

[0068] 次に、モアレ縞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 5 5 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 5 5 を進む X 線は、第 1 及び第 2 の吸収型格子 3 1, 3 2 を通過して F P D 3 0 に入射する。符号 5 6 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 5 6 を進む X 線は、第 1 の吸収型格子 3 1 を通過した後、第 2 の吸収型格子 3 2 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 (1 1) で表される。

[0072] [数 11]

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

[0073] 第 1 の吸収型格子 3 1 から第 2 の吸収型格子 3 2 の位置に投射された G 1 像は、被写体 H での X 線の屈折により、その屈折角 ϕ に応じた量だけ x 方向に変位することになる。この変位量 Δx は、X 線の屈折角 ϕ が微小であることに基づいて、近似的に次式 (1 2) で表される。

[0074]

[数12]

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

[0075] ここで、屈折角 ϕ は、X線波長 λ と被写体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、式 (13) で表される。

[0076] [数13]

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

[0077] このように、被写体 H での X 線の屈折による G1 像の変位量 Δx は、被写体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ に関連している。そして、この変位量 Δx は、FPD30 から出力される画像データの各画素の信号、つまりは各画素 40 の信号の位相ズレ量 ϕ (被写体 H がある場合とない場合とでの各画素 40 の信号の位相のズレ量) に、次式 (14) のように関連している。

[0078] [数14]

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

[0079] したがって、各画素 40 の信号の位相ズレ量 ϕ を求めることにより、式 (14) から屈折角 ϕ が求まり、式 (13) を用いて位相シフト分布 $\Phi(x)$ の微分量が求まるから、これを x について積分することにより、被写体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ 、すなわち被写体 H の位相コントラスト画像を生成することができる。本 X 線撮影システム 10 では、上記位相ズレ量 ϕ を、以下に説明する縞走査法を用いて算出する。

[0080] 縞走査法では、第 1 及び第 2 の吸収型格子 31, 32 の一方を他方に対して相対的に x 方向にステップ的に並進移動させながら撮影を行う (すなわち、両者の格子周期の位相を変化させながら撮影を行う)。本 X 線撮影システム 10 では、前述の走査機構 33 により第 2 の吸収型格子 32 を移動させているが、第 1 の吸収型格子 31 を移動させてもよい。

[0081] 第 2 の吸収型格子 32 の移動に伴って、モアレ縞が移動し、並進距離 (x

方向への移動量)が、第2の吸収型格子32の格子周期の1周期(格子ピッチ p_2)に達すると(すなわち、位相変化が 2π に達すると)、モアレ縞は元の位置に戻る。格子ピッチ p_2 の整数分の1ずつ第2の吸収型格子32を移動させながらFPD30で縞画像を撮影し、撮影した複数の縞画像から各画素40の信号を取得し、演算処理部22で演算処理することにより、各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を得る。

[0082] 図8は、格子ピッチ p_2 を M (2以上の整数)個に分割した走査ピッチ(p_2/M)ずつ第2の吸収型格子32を移動させる様子を模式的に示す。

[0083] 走査機構33は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ の M 個の各走査位置に、第2の吸収型格子32を順に並進移動させる。なお、同図では、第2の吸収型格子32の初期位置を、被写体Hが存在しない場合における第2の吸収型格子32の位置でのG1像の暗部が、X線遮蔽部32bにほぼ一致する位置($k=0$)としているが、この初期位置は、 $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ のうちいずれの位置としてもよい。

[0084] まず、 $k=0$ の位置では、主として、被写体Hにより屈折されなかったX線が第2の吸収型格子32を通過する。次に、 $k=1, 2, \dots$ と順に第2の吸収型格子32を移動させていくと、第2の吸収型格子32を通過するX線は、被写体Hにより屈折されなかったX線の成分が減少する一方で、被写体Hにより屈折されたX線の成分が増加する。特に、 $k=M/2$ では、主として、被写体Hにより屈折されたX線のみが第2の吸収型格子32を通過する。 $k=M/2$ を超えると、逆に、第2の吸収型格子32を通過するX線は、被写体Hにより屈折されたX線の成分が減少する一方で、被写体Hにより屈折されなかったX線の成分が増加する。

[0085] $k=0, 1, 2, \dots, M-1$ の各位置で、FPD30により撮影を行うと、各画素40について、 M 個の信号値が得られる。以下に、この M 個の信号値から各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を算出する方法を説明する。第2の吸収型格子32の位置 k における各画素40の信号値を $I_k(x)$ と標記すると、 $I_k(x)$ は、次式(15)で表される。

[0086] [数15]

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

[0087] ここで、 x は、画素40の x 方向に関する座標であり、 A_0 は入射X線の強度であり、 A_n は画素40の信号値のコントラストに対応する値である（ここで、 n は正の整数である）。また、 $\phi(x)$ は、上記屈折角 ϕ を画素40の座標 x の関数として表したものである。

[0088] 次に、次式(16)の関係式を用いると、上記屈折角 $\phi(x)$ は、次式(17)のように表される。

[0089] [数16]

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

[0090] [数17]

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

[0091] ここで、 $\arg []$ は、偏角の抽出を意味しており、各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ に対応する。したがって、各画素40で得られた M 個の信号値から、式(17)に基づいて各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ を算出することにより、屈折角 $\phi(x)$ が求められる。

[0092] 図9は、縞走査に伴う画素40の信号値の変化を示す。

[0093] 各画素40で得られた M 個の信号値は、第2の吸収型格子32の位置 k に対して、格子ピッチ p_2 の周期で周期的に変化する。図9中の破線は、被写体 H が存在しない場合の信号値の変化を示しており、図9中の実線は、被写体 H が存在する場合の信号値の変化を示している。この両者の波形の位相差が各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ に対応する。

[0094] 各画素40の信号の位相ズレ量 ϕ から、式(17)に基づいて屈折角 $\phi(x)$ が求められ、そして、屈折角 $\phi(x)$ は、式(13)で示したように位

相シフト分布 $\Phi(x)$ の微分量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。

[0095] なお、位相シフト分布 $\Phi(x, y)$ を位相コントラスト画像とするものとして説明したが、位相シフト分布 Φ の微分量や、これに対応する値である屈折角 ϕ 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、位相シフト分布 Φ の微分量や屈折角 ϕ の2次元的な分布を位相コントラスト画像としてもよい。以下、位相シフト分布 Φ の微分量や屈折角 ϕ の2次元的な分布を画像としたものを微分位相画像と称する。

[0096] 図10は、モアレ縞、及びこのモアレ縞によって微分位相画像に表れるムラの一例を示す。

[0097] 微分位相画像には、第1の吸収型格子31のG1像と第2の吸収型格子32との重ね合わせにより生じるモアレ縞の影響によってムラが生じる場合がある。このムラの勾配は、モアレ縞の周期方向とほぼ一致する。

[0098] 本X線撮影システム10は、X線の位相変化に対する感度を第1の吸収型格子31の周期方向(x 方向)に有しており、モアレ縞の周期方向が x 方向と交差するように、第1及び第2の吸収型格子の相対位置関係が調整されている。モアレ縞の周期方向を x 方向と交差する方向に設定することによって、微分位相画像に表れるムラの勾配もまた、 x 方向と交差する方向に生じる。

[0099] 図示の例においては、モアレ縞の周期方向が x 方向と略直交する略 y 方向に設定され(FIG. 10A)、ムラの勾配もまた略 y 方向に生じている(FIG. 10B)。モアレ縞の周期方向は、例えば、上述した相対回転機構50(図6参照)を用いて、第2の吸収型格子32を、光軸Aを中心として第1の吸収型格子31に対して回転させることによって適宜変更することができる。

[0100] 図 11 は、図 10 の微分位相画像の空間周波数スペクトルを示す。

[0101] 本 X 線撮影システム 10 では、微分位相画像に表れるムラを、周波数フィルタを用いて除去又は低減する。まず、微分位相画像に対してフーリエ変換を行うことにより、その空間周波数スペクトルを取得する。微分位相画像の空間周波数スペクトルには、位相情報（被写体 H の位相シフト分布）に由来する周波数成分 60 と、ムラに由来する周波数成分 61 とが含まれる。上述の通り、ムラの勾配を、x 方向と交差する方向に生じさせることにより、周波数空間において、位相情報の周波数成分 60 とムラの周波数成分 61 とを分離することができる。

[0102] 微分位相画像の空間周波数スペクトルに対して、分離されたムラの周波数成分 61 をマスクする周波数フィルタ F を適用し、ムラの周波数成分 61 を除去又は低減する。そのような周波数フィルタは、モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化にも作用するが、位相情報の周波数成分 60 とムラの周波数成分 61 とが分離されているので、上記の周波数フィルタが位相情報の周波数成分 60 に与える影響は抑制される。

[0103] 図示の例においては、モアレ縞の周期方向が x 方向と略直交する略 y 方向に設定され、ムラの勾配もまた略 y 方向に生じており、周波数空間においては、y 方向の周期的変化に対応する v 軸上ないし v 軸の近傍にムラの周波数成分 61 が位置する。一方で、X 線の位相変化に対する感度を y 方向には有していないため、位相情報の周波数成分 60 は v 軸から外れて位置する。このように、モアレ縞の周期方向を位相感度方向と直交する方向に設定しておくことによって、位相情報の周波数成分 60 とムラの周波数成分 61 とを確実に分離することができ、位相情報の周波数成分 60 に影響を与えることなくムラの周波数成分 61 を除去又は低減することができる。

[0104] そして、ムラの周波数成分 60 が除去又は低減された空間周波数スペクトルに対して逆フーリエ変換を行い、微分位相画像に復元する。それにより、ムラが除去又は低減された微分位相画像が得られる。

[0105] 以上の演算は、演算処理部 22 により行われ、演算処理部 22 は、ムラが

除去又は低減された位相コントラスト画像を記憶部 23 に記憶させる。上記の縞走査、及び位相コントラスト画像の生成処理は、入力装置 21 から操作者により撮影指示がなされた後、制御装置 20 の制御に基づいて各部が連係動作し、自動的に行われ、最終的に被写体 H の位相コントラスト画像がモニタ 24 に表示される。

[0106] 以上、説明したように、モアレ縞の周期方向を第 1 の吸収型格子 31 の周期方向と交差する方向に設定しており、モアレ縞に起因して微分位相画像に表れるムラもまた、第 1 の吸収型格子 31 の周期方向と交差する方向に生じることとなる。そして、モアレ縞の周期方向、つまりは、第 1 の吸収型格子 31 の周期方向と交差する方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いることによって、位相情報に影響を及ぼすことなくムラを除去ないし低減することができる。

[0107] また、第 1 の吸収型格子 31 で殆どの X 線を回折させずに、第 2 の吸収型格子 32 に幾何学的に投影するため、照射 X 線には、高い空間的可干渉性は要求されず、X 線源 11 として医療分野で用いられている一般的な X 線源を用いることができる。そして、第 1 の吸収型格子 31 から第 2 の吸収型格子 32 までの距離 L_2 を任意の値とすることができ、該距離 L_2 を、タルボ干渉計での最小のタルボ干渉距離より小さく設定することができるため、撮影部 12 を小型化（薄型化）することができる。更に、本 X 線撮影システムでは、第 1 の吸収型格子 31 からの投影像（G1 像）には、照射 X 線のほぼすべての波長成分が寄与し、モアレ縞のコントラストが向上するため、位相コントラスト画像の検出感度を向上させることができる。

[0108] なお、上述した X 線撮影システム 10 では、周波数空間において、微分位相画像の空間周波数スペクトルに対して周波数フィルタを適用し、微分位相画像に表れるムラを除去又は低減するものとして説明したが、この周波数フィルタに対応するコンボリューションフィルタを用いて、実空間において、微分位相画像に表れるムラを除去又は低減するようにしてもよい。

[0109] また、上述した X 線撮影システム 10 は、第 1 の格子の投影像に対して縞

走査を行って屈折角 ϕ を演算するものであって、そのため、第１及び第２の格子がいずれも吸収型格子であるものとして説明したが、本発明はこれに限定されるものではない。上述のとおり、タルボ干渉像に対して縞走査を行って屈折角 ϕ を演算する場合にも、本発明は有用である。よって、第１の格子は、吸収型格子に限らず位相型格子であってもよい。

[0110] また、被写体がない状態で撮影（プレ撮影）して取得される放射線画像から微分位相画像を作成するようにしてもよい。この微分位相画像は、検出系の位相ムラを反映している（モアレによる位相ズレ、グリッドの不均一性、等が含まれている）。そして、被写体がある状態で撮影（メイン撮影）して取得される放射線画像から微分位相画像を作成し、これからプレ撮影で得られた微分位相画像を引くことで、検出系の位相ムラを補正した微分位相画像を得ることが出来る。

[0111] 図１２は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

[0112] 図１２に示すマンモグラフィ装置８０は、被検体として乳房ＢのＸ線画像（位相コントラスト画像）を撮影する装置である。マンモグラフィ装置８０は、基台（図示せず）に対して旋回可能に連結されたアーム部材８１の一端に配設されたＸ線源収納部８２と、アーム部材８１の他端に配設された撮影台８３と、撮影台８３に対して上下方向に移動可能に構成された圧迫板８４とを備える。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 図１３は、図１２の放射線撮影システムの変形例を示す。

[0116] 図１３に示すマンモグラフィ装置９０は、第１の吸収型格子３１がＸ線源１１と圧迫板８４との間に配設されている点が前述したマンモグラフィ装置８０と異なる。第１の吸収型格子３１は、アーム部材８１に接続された格子収納部９１に収納されている。撮影部９２は、ＦＰＤ３０、第２の吸収型格子３２、走査機構３３により構成されている。

[0117] このように、被検体（乳房）Ｂが第１の吸収型格子３１と第２の吸収型格子３２との間に位置する場合であっても、第２の吸収型格子３２の位置に形成される第１の吸収型格子３１の投影像（Ｇ１像）が被検体Ｂにより変形する。したがって、この場合でも、被検体Ｂに起因して変調されたモアレ縞を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。

[0118] 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。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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G1像のボケが影響し、位相コントラスト画像の画質の低下をもたらす恐れがある。そこで、X線焦点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。

[0122] マルチスリット103は、撮影部12に設けられた第1及び第2の吸収型格子31、32と同様な構成の吸収型格子（第3の吸収型格子）であり、一方向（y方向）に延伸した複数のX線遮蔽部が、第1及び第2の吸収型格子31、32のX線遮蔽部31b、32bと同一方向（x方向）に周期的に配列されている。このマルチスリット103は、X線焦点18bから放射される放射線を部分的に遮蔽することにより、x方向に所定のピッチで配列した多数の小焦点光源（分散光源）を形成することを目的としている。

[0123] このマルチスリット103の格子ピッチ p_3 は、マルチスリット103から第1の吸収型格子31までの距離を L_3 として、次式（18）を満たすように設定する必要がある。

[0124] [数18]

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

[0125] 式（18）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（G1像）が、第2の吸収型格子32の位置で一致する（重なり合う）ための幾何学的な条件である。

[0126] また、実質的にマルチスリット103の位置がX線焦点位置となるため、第2の吸収型格子32の格子ピッチ p_2 は、次式（19）の関係を満たすように決定される。

[0127]

[数19]

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

[0128] このように、本X線撮影システムでは、マルチスリット103により形成される複数の小焦点光源に基づくG1像が重ね合わせられることにより、X線強度を低下させずに、位相コントラスト画像の画質を向上させることができる。以上説明したマルチスリット103は、前述したいずれのX線撮影システムにおいても適用可能である。

[0129] 図15は、本発明の実施形態を説明するための放射線撮影システムの他の例を示す。

[0130] 上述のX線撮影システム10の第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15に示すように、格子面を曲面状に凹面化した第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FPD112を用いることが好ましく、FPD112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。

[0131] 第1の吸収型格子110は、X線透過性でかつ湾曲した基板110aの表面に、複数のX線遮蔽部110bが所定のピッチ p_1 で周期的に配列されている。各X線遮蔽部110bは、y方向に直線状に延伸しており、第1の吸収型格子110の格子面は、X線焦点18bを通りX線遮蔽部110bの延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面に沿った形状となっている。同様に、第2の吸収型格子111は、X線透過性でかつ湾曲した基板111aの表面に、複数のX線遮蔽部111bが所定のピッチ p_2 で周期的に配列されている。各X線遮蔽部111bは、y方向に直線状に延伸しており、第2の吸収型格子111の格子面は、X線焦点18bを通りX線遮蔽部111bの延伸方向に延びる直線を中心軸とする円筒面に沿った形状となっている。

[0132] X線焦点18bから第1の吸収型格子110までの距離を L_1 、第1の吸収

型格子 1 1 0 から第 2 の吸収型格子 1 1 1 までの距離を L_2 とした場合に、第 1 の吸収型格子 1 1 0 の格子ピッチ p_1 及び第 2 の吸収型格子 1 1 1 の格子ピッチ p_2 は、式 (1) の関係を満たすように決定される。

[0133] 第 1 及び第 2 の吸収型格子 1 1 0, 1 1 1 の格子面を円筒面状とすることにより、X 線焦点 1 8 b から照射される X 線は、被検体 H が存在しない場合、すべて格子面に垂直に入射することになるため、X 線遮蔽部 1 1 0 b の厚み h_1 と X 線遮蔽部 1 1 1 b の厚み h_2 との上限の制約が緩和され、式 (6) 及び (7) を考慮する必要がなくなる。

[0134] 上記の第 1 及び第 2 の吸収型格子 1 1 0, 1 1 1 を用いた X 線撮影システムでは、第 1 及び第 2 の吸収型格子 1 1 0, 1 1 1 のいずれか一方を、X 線焦点 1 8 b を中心として、格子面 (円筒面) に沿った方向に移動させることにより上述の縞走査を行い、屈折角 ϕ を演算し、この屈折角 ϕ に基づいて位相シフト分布 Φ を得ることができる。

[0135] 前述の各 X 線撮影システムでは、放射線として一般的な X 線を用いる場合について説明したが、本発明に用いられる放射線は X 線に限られるものではなく、 α 線、 γ 線等の X 線以外の放射線を用いることも可能である。

[0136] 以上、説明したように、本明細書には、下記 (1) から (8) の放射線撮影システム、及び下記 (9) の放射線撮影方法が開示されている。

[0137] (1) 第 1 の格子と、前記第 1 の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成される放射線像をマスキングする第 2 の格子と、前記第 2 の格子によってマスキングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、前記放射線画像検出器によって取得された放射線画像に基づいて、前記被写体の微分位相画像を生成する演算処理部と、を備え、前記第 1 の格子及び前記第 2 の格子は、前記第 1 の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせる相対位置関係に配置されており、前記演算処理部は、前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記微分位相画像のムラを除去又は低減するフィルタリング処理を行う放射線撮影システム。

(2) 上記(1)の放射線撮影システムであって、前記演算処理部は、周波数空間において前記フィルタリング処理を行う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、前記演算処理部は、フーリエ変換を用いて前記微分位相画像の空間周波数スペクトルを取得し、周波数フィルタを用いて前記空間周波数スペクトルから前記ムラに対応する周波数成分を除去又は低減する放射線撮影システム。

(4) 上記(1)の放射線撮影システムであって、前記演算処理部は、実空間において前記フィルタリング処理を行う放射線撮影システム。

(5) 上記(4)の放射線撮影システムであって、前記演算処理部は、コンボリューションフィルタを用いて前記微分位相画像のムラを除去又は低減する放射線撮影システム。

(6) 上記(1)から(5)のいずれか一つの放射線撮影システムであって、前記モアレ縞の周期方向は、前記第1の格子の周期方向と略直交している放射線撮影システム。

(7) 上記(1)から(6)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の格子及び前記第2の格子は、互いに周期方向が 90° 未満の角度で交差するように配置されている放射線撮影システム。

(8) 上記(7)の放射線撮影システムであって、前記第1の格子及び前記第2の格子は、両格子を通過する放射線の光軸まわりに相対回転可能である放射線撮影システム。

(9) 第1の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成され、第2の格子によってマスキングされた放射線像を検出して前記被写体の微分位相画像を生成する放射線撮影方法であって、前記第1の格子及び前記第2の格子の相対位置関係を調整し、前記第1の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせ、前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記位相微分画像のムラを除去又は低減する放射線撮影方法。

産業上の利用可能性

[0138] 本発明によれば、モアレ縞の周期方向を第1の格子の周期方向と交差する方向に設定しており、モアレ縞に起因して微分位相画像に表れるムラもまた、第1の格子の周期方向と交差する方向に生じることとなる。そして、モアレ縞の周期方向、つまりは、第1の格子の周期方向と交差する方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いることによって、位相情報に影響を及ぼすことなくムラを除去ないし低減することができる。

[0139] 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03月29日出願の日本特許出願（特願2011-072409）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

[0140]	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
	33	走査機構
	40	画素
	41	受像部
	43	読み出し回路

請求の範囲

[請求項1]

第1の格子と、

前記第1の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成される放射線像をマスクングする第2の格子と、

前記第2の格子によってマスクングされた前記放射線像を検出する放射線画像検出器と、

前記放射線画像検出器によって取得された放射線画像に基づいて、前記被写体の微分位相画像を生成する演算処理部と、

を備え、

前記第1の格子及び前記第2の格子は、前記第1の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせる相対位置関係に配置されており、

前記演算処理部は、前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記微分位相画像のムラを除去又は低減するフィルタリング処理を行う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、

前記演算処理部は、周波数空間において前記フィルタリング処理を行う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、

前記演算処理部は、フーリエ変換を用いて前記微分位相画像の空間周波数スペクトルを取得し、周波数フィルタを用いて前記空間周波数スペクトルから前記ムラに対応する周波数成分を除去又は低減する放射線撮影システム。

[請求項4]

請求項1に記載の放射線撮影システムであって、

前記演算処理部は、実空間において前記フィルタリング処理を行う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、

前記演算処理部は、コンボリューションフィルタを用いて前記微分

位相画像のムラを除去又は低減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、

前記モアレ縞の周期方向は、前記第 1 の格子の周期方向と略直交している放射線撮影システム。

[請求項7] 請求項 1 から 6 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 の格子及び前記第 2 の格子は、互いに周期方向が 90° 未満の角度で交差するように配置されている放射線撮影システム。

[請求項8] 請求項 7 に記載の放射線撮影システムであって、

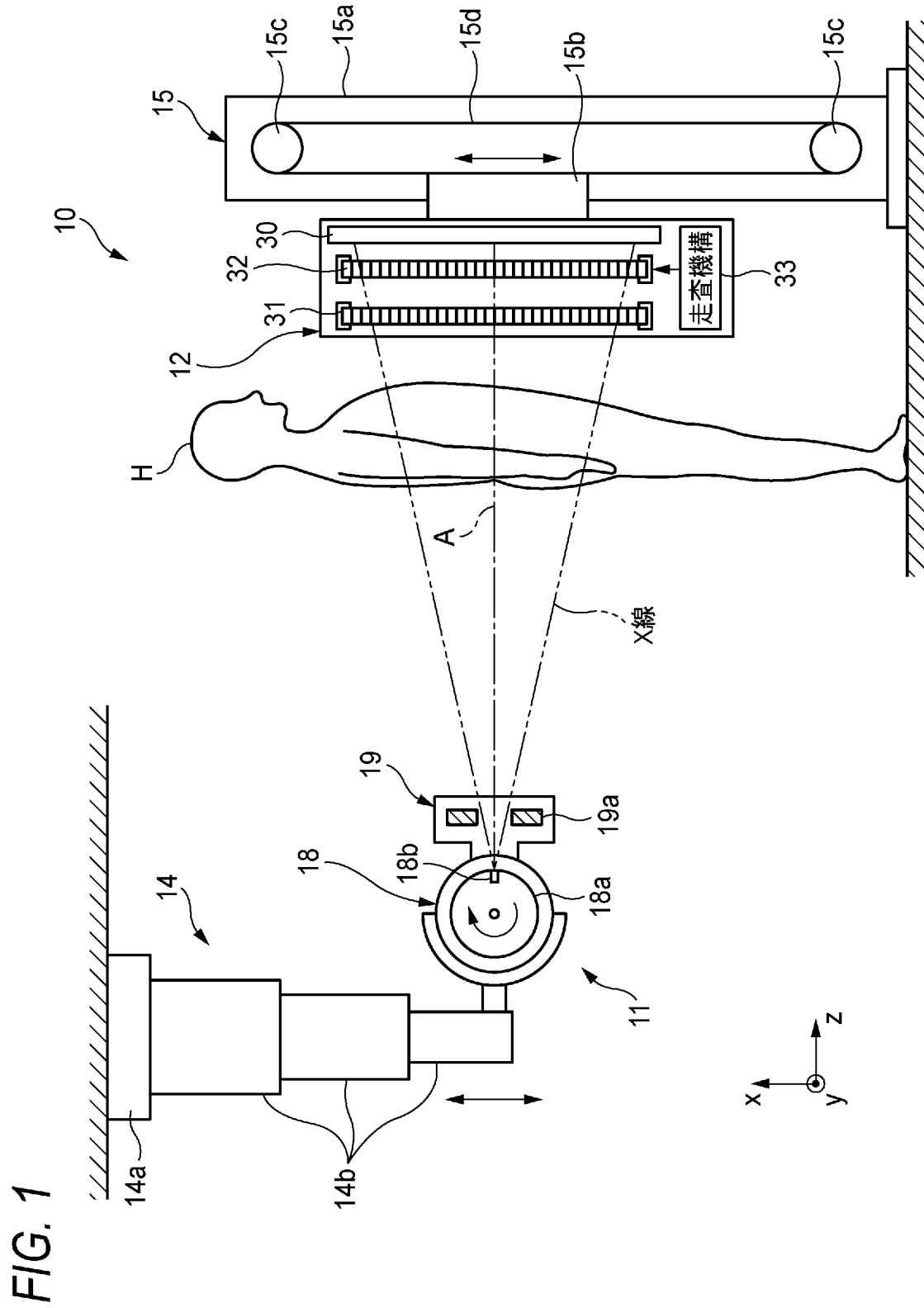
前記第 1 の格子及び前記第 2 の格子は、両格子を通過する放射線の光軸まわりに相対回転可能である放射線撮影システム。

[請求項9] 第 1 の格子を通過し、かつ被写体を透過して変調を受けた放射線によって形成され、第 2 の格子によってマスクングされた放射線像を検出して前記被写体の微分位相画像を生成する放射線撮影方法であって、

前記第 1 の格子及び前記第 2 の格子の相対位置関係を調整し、前記第 1 の格子の周期方向と交差する方向に周期を有するモアレ縞を前記放射線像に生じさせ、

前記モアレ縞の周期方向の画像コントラスト変化に作用するフィルタを用いて前記位相微分画像のムラを除去又は低減する放射線撮影方法。

[圖1]



[図2]

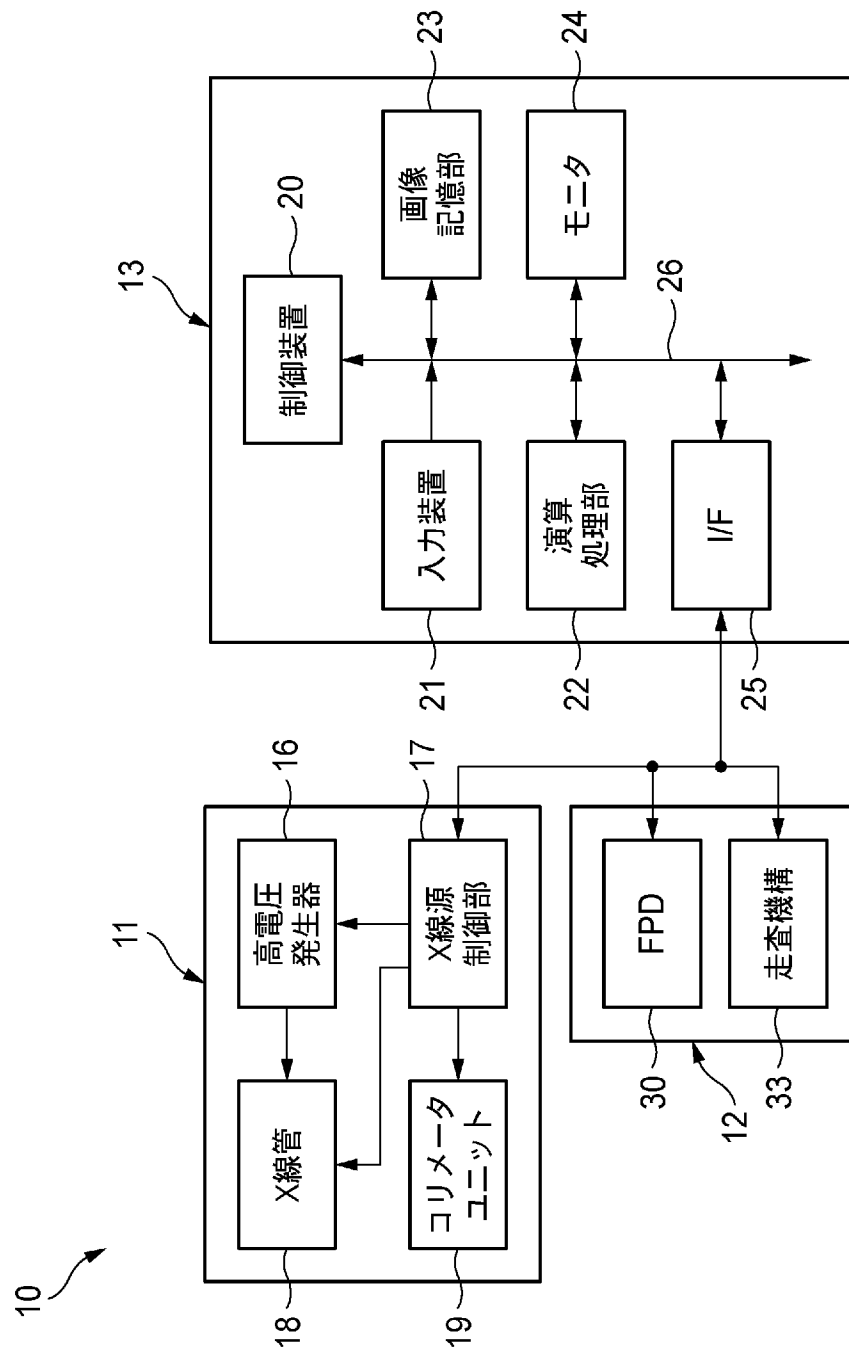
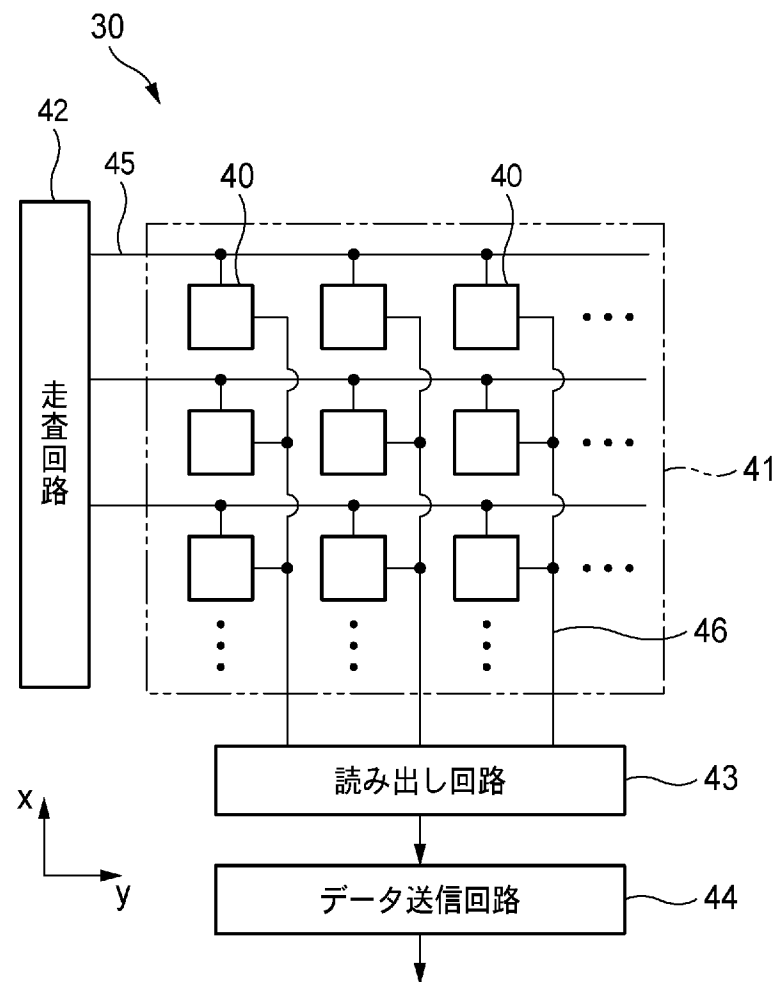


FIG. 2

[図3]

FIG. 3



[図4]

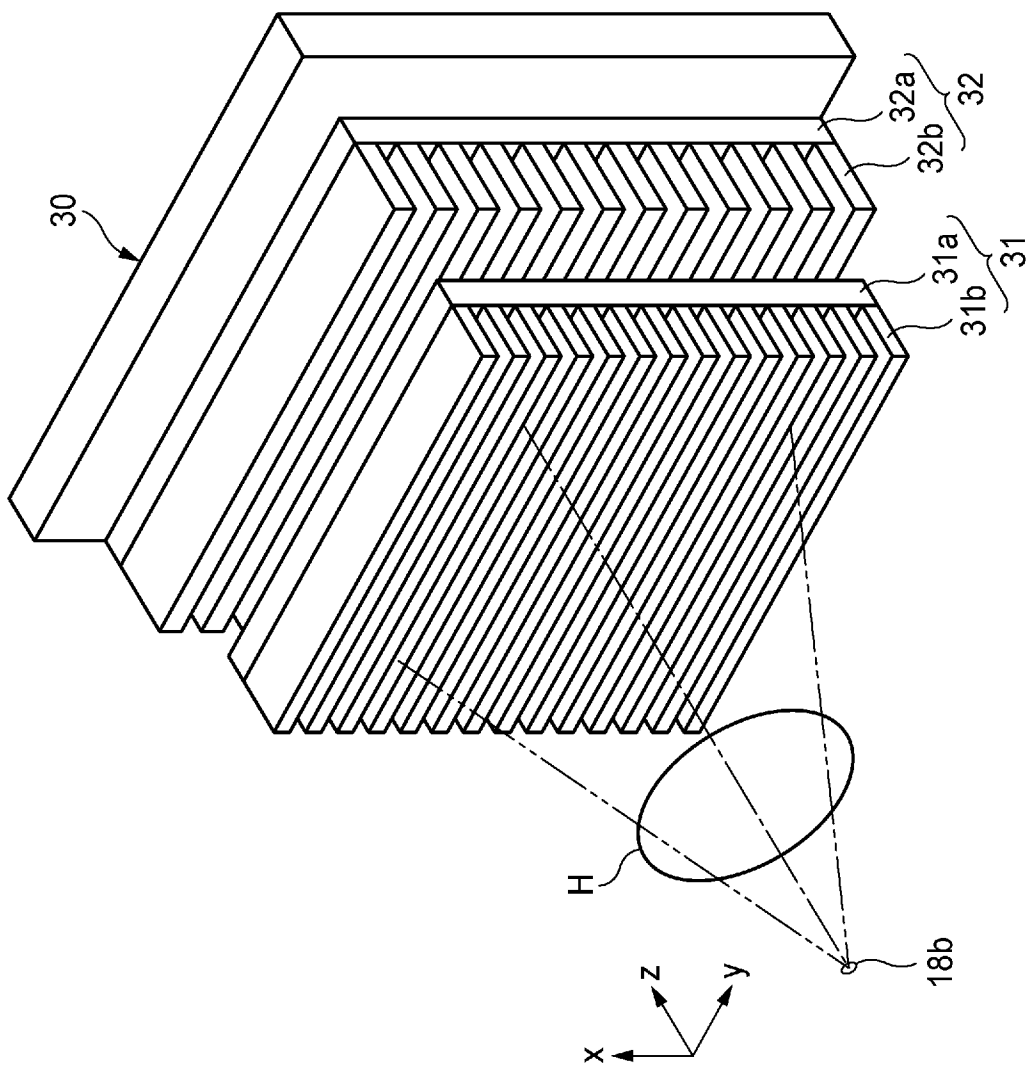


FIG. 4

[図5]

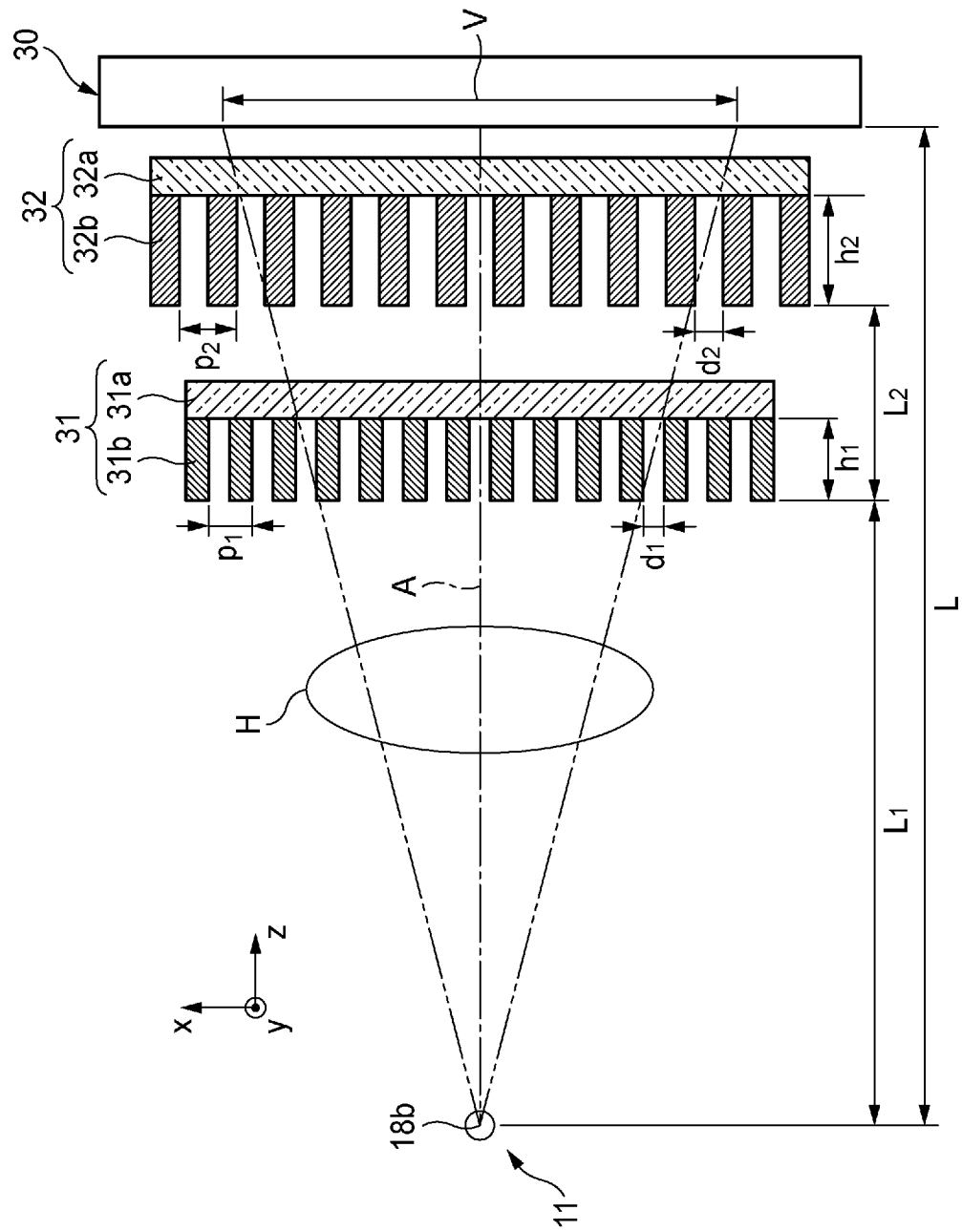


FIG. 5

[図6]

FIG. 6A

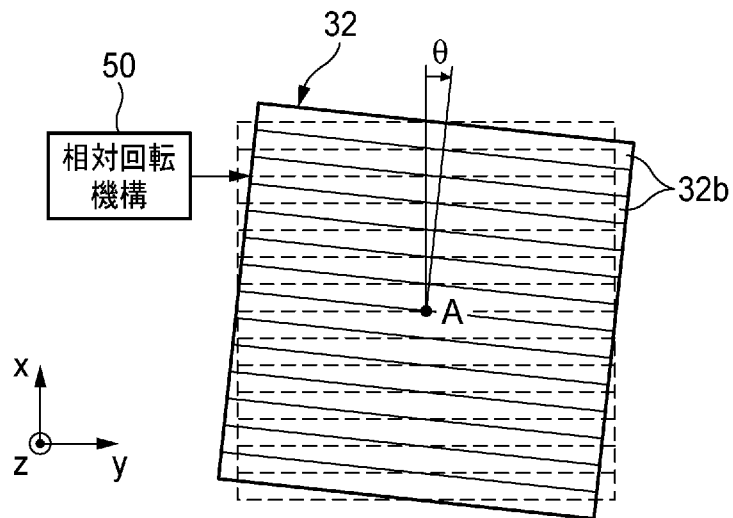


FIG. 6B

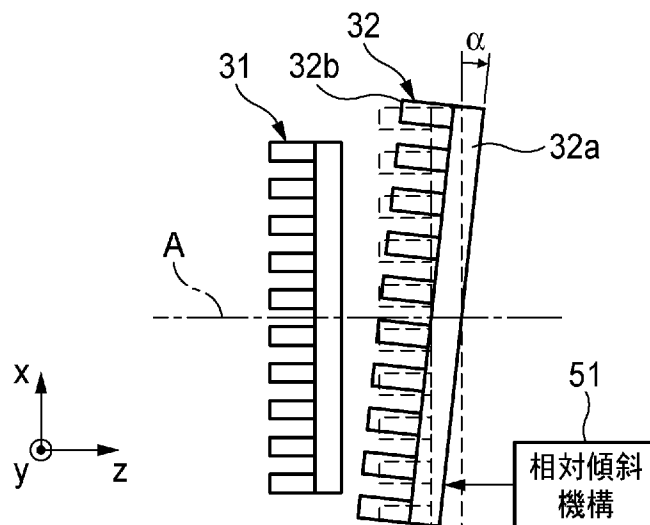
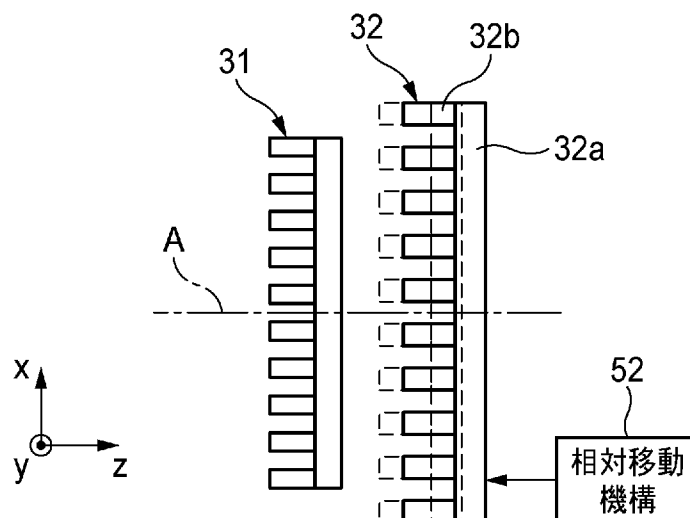
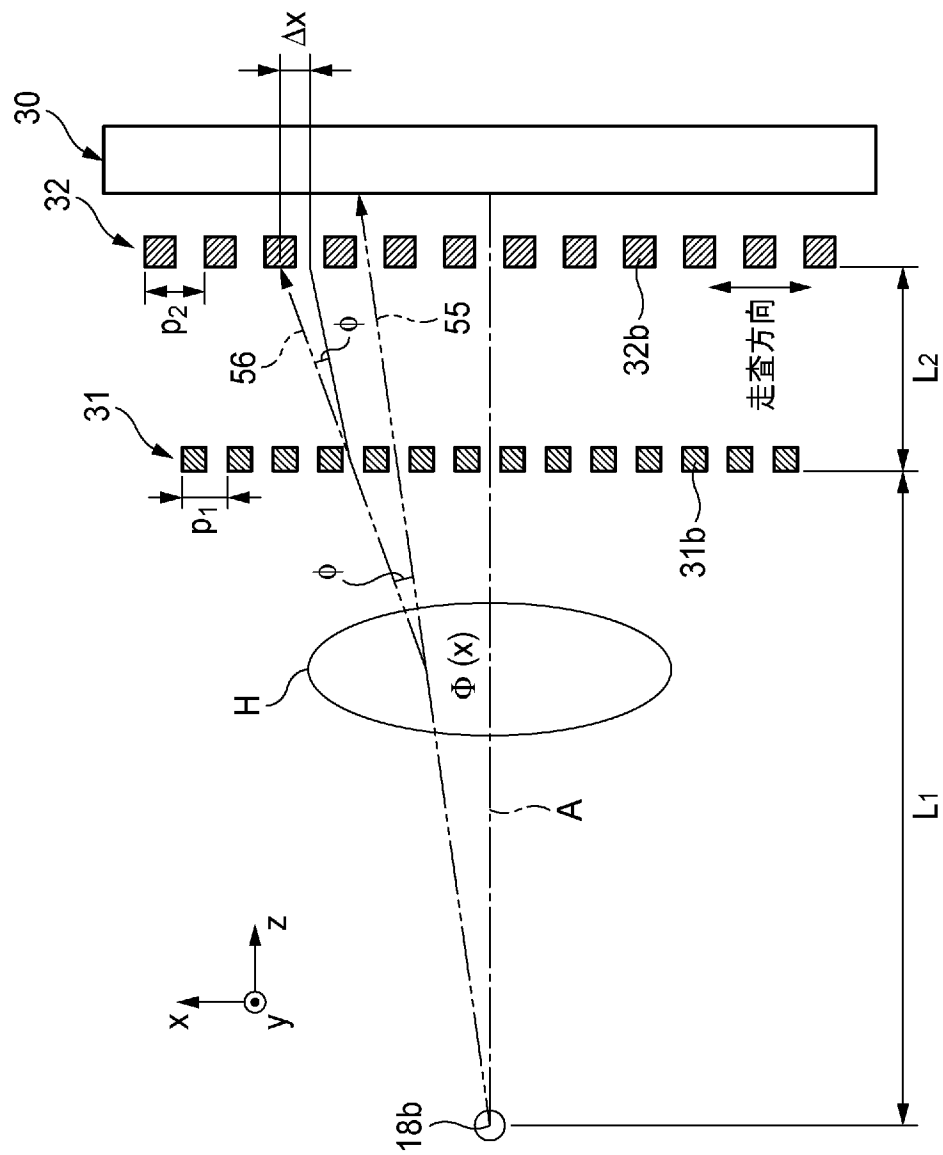


FIG. 6C

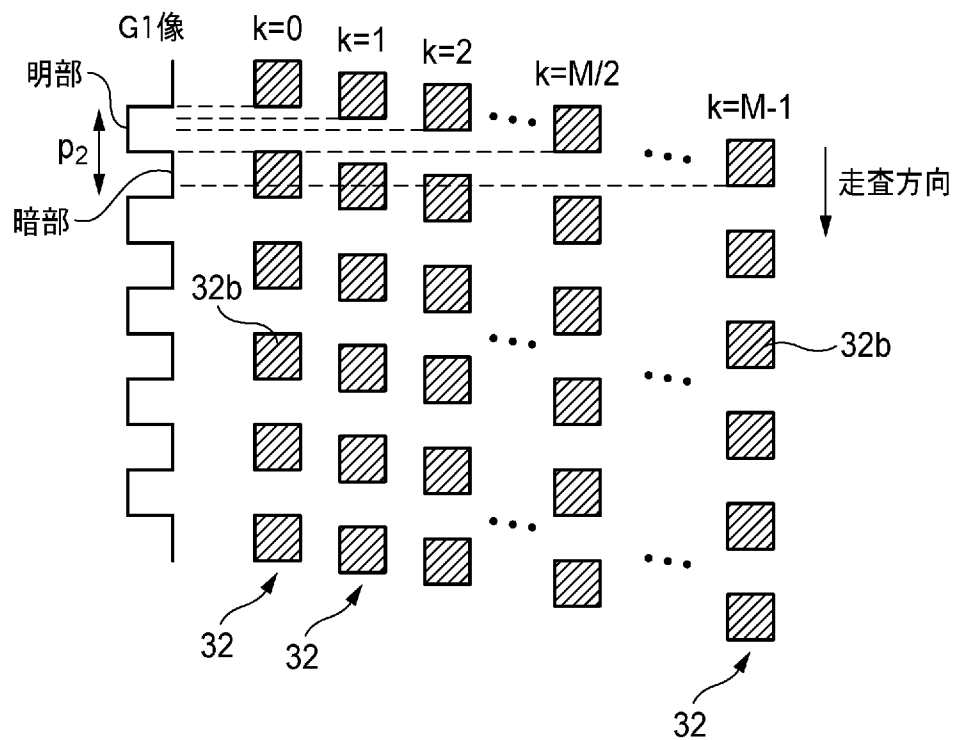


[図7]



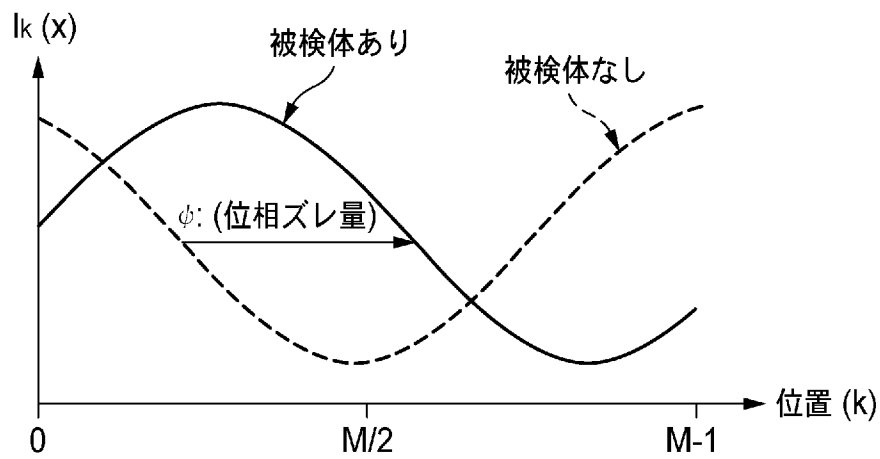
[図8]

FIG. 8



[図9]

FIG. 9



[図10]

FIG. 10A

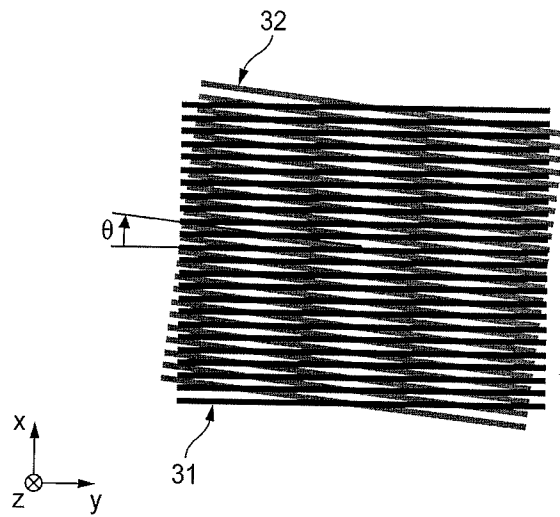
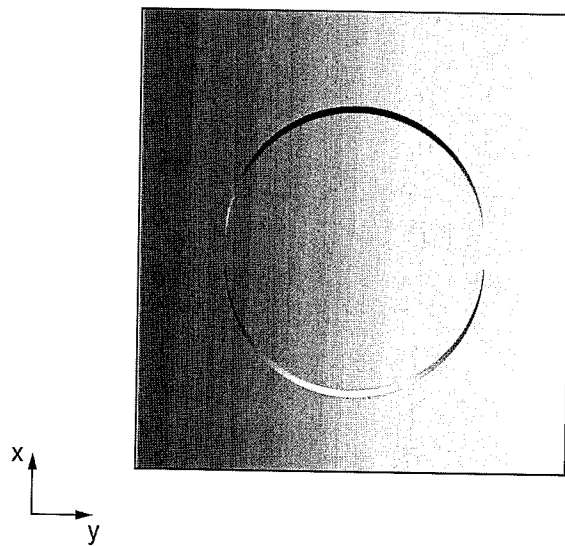
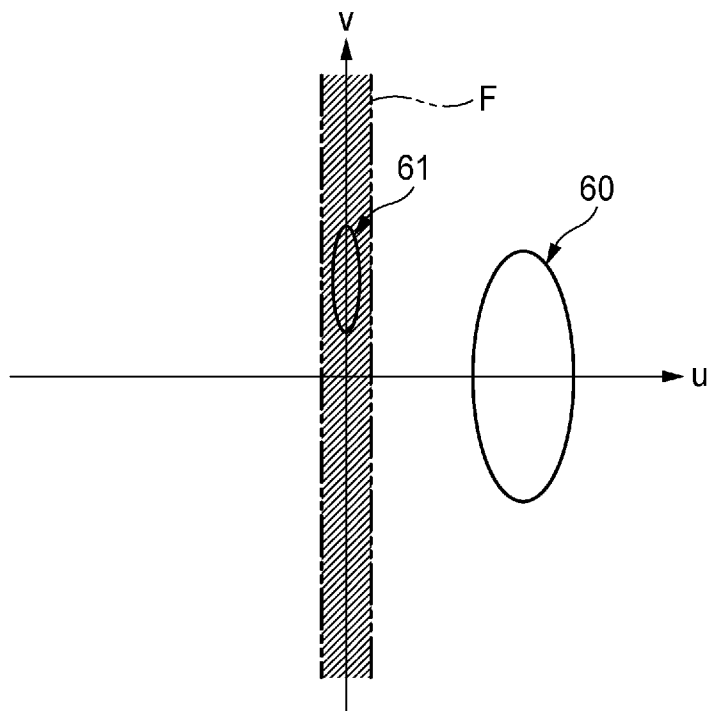


FIG. 10B



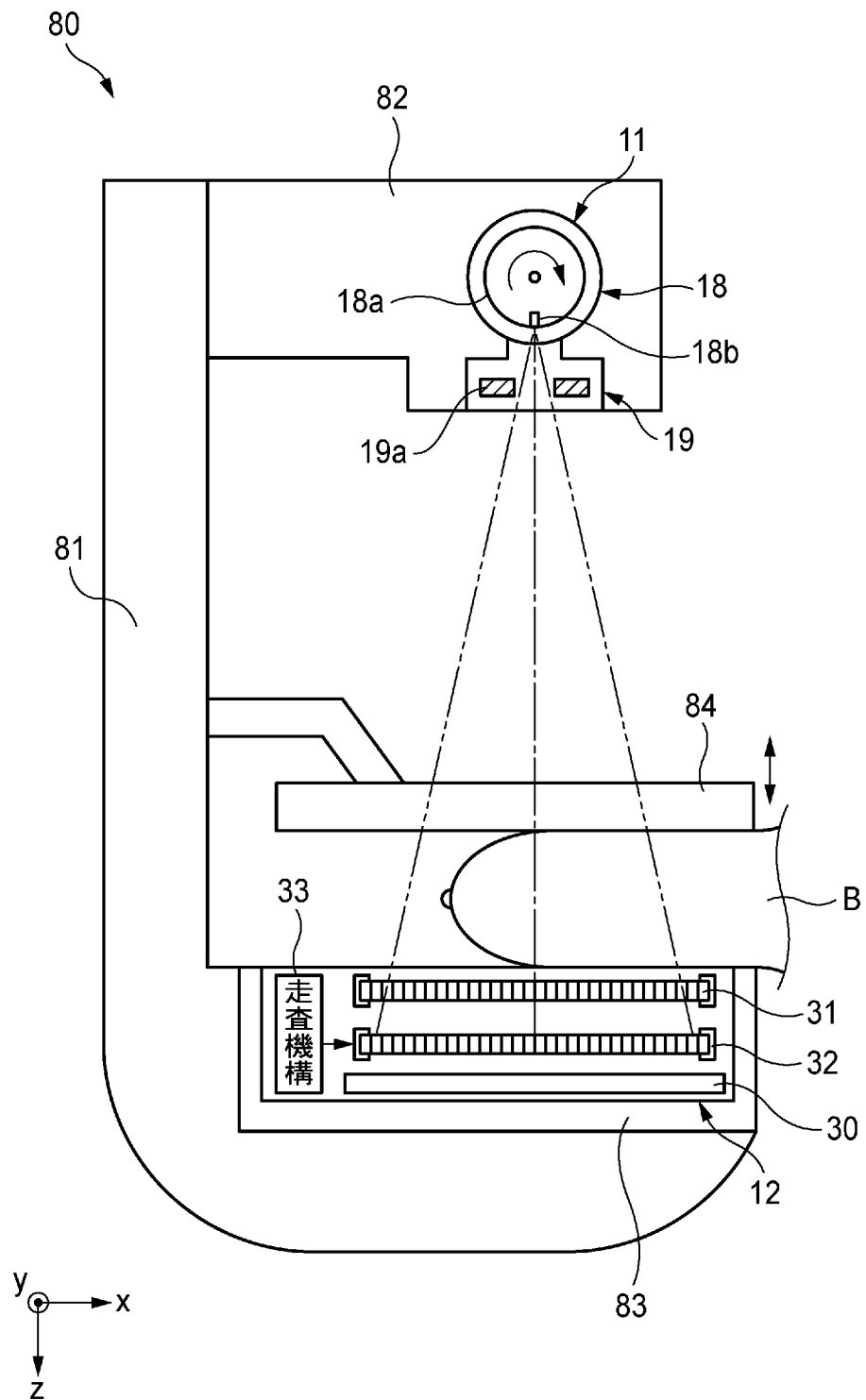
[図11]

FIG. 11



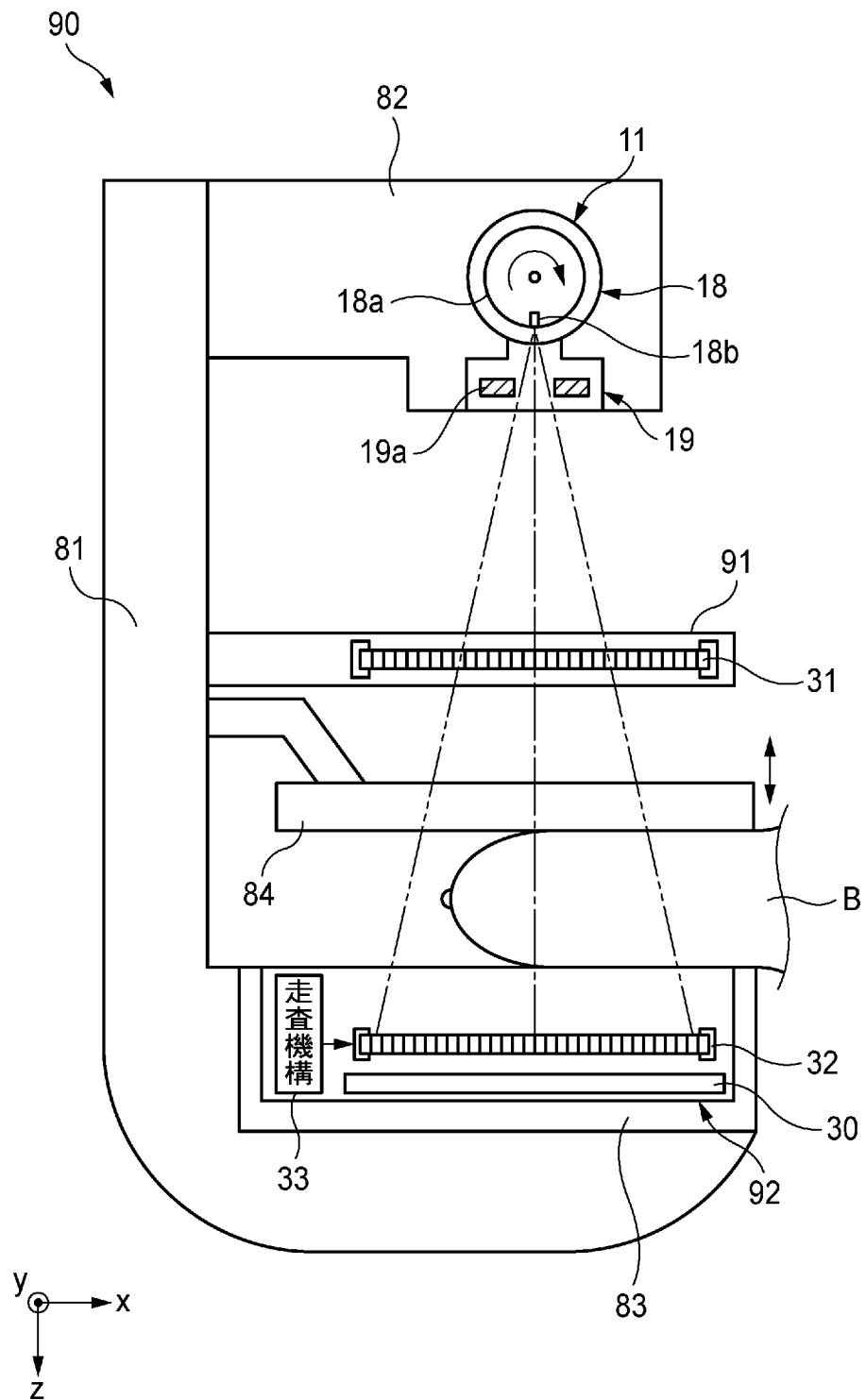
[図12]

FIG. 12



[図13]

FIG. 13



[圖14]

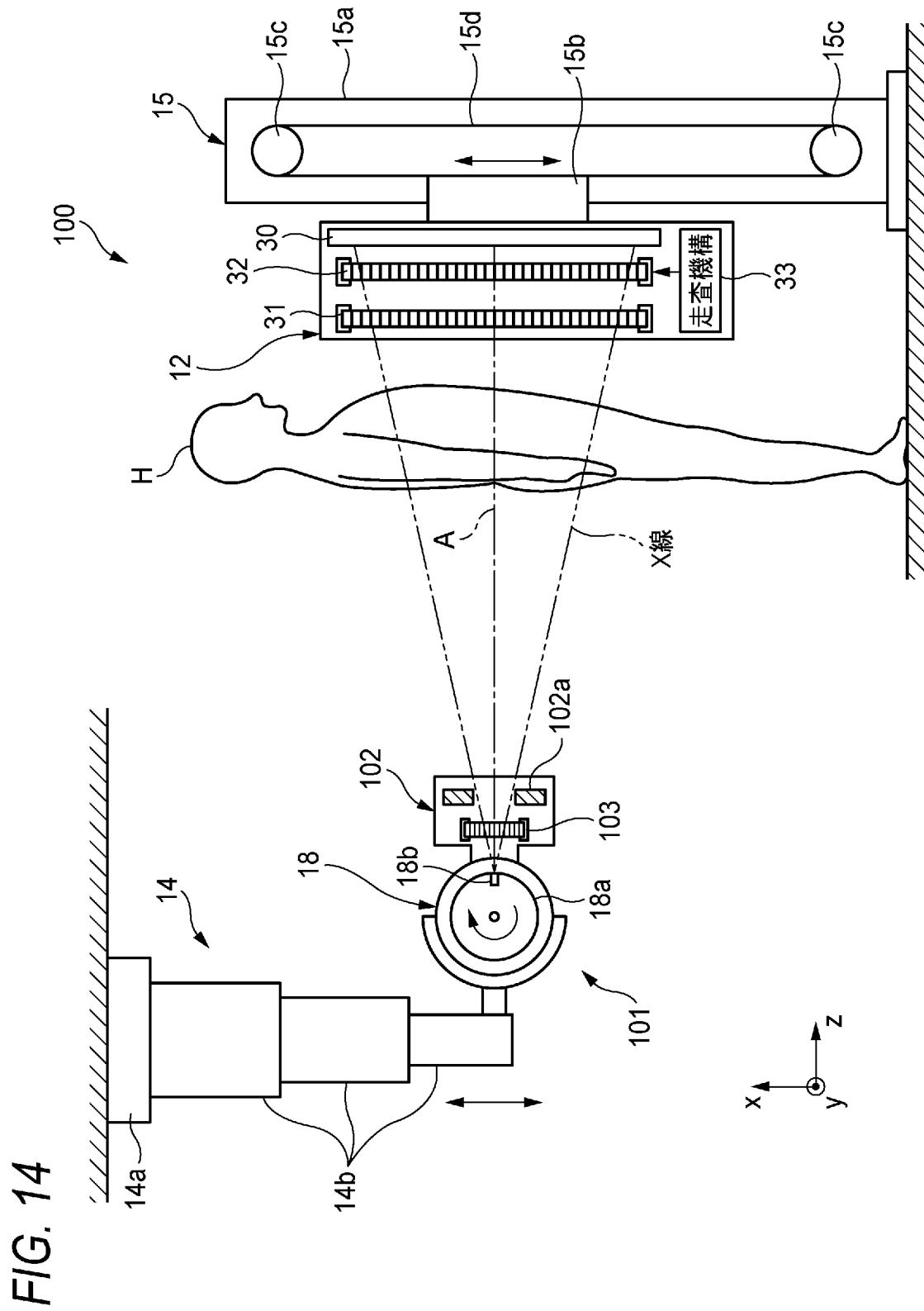
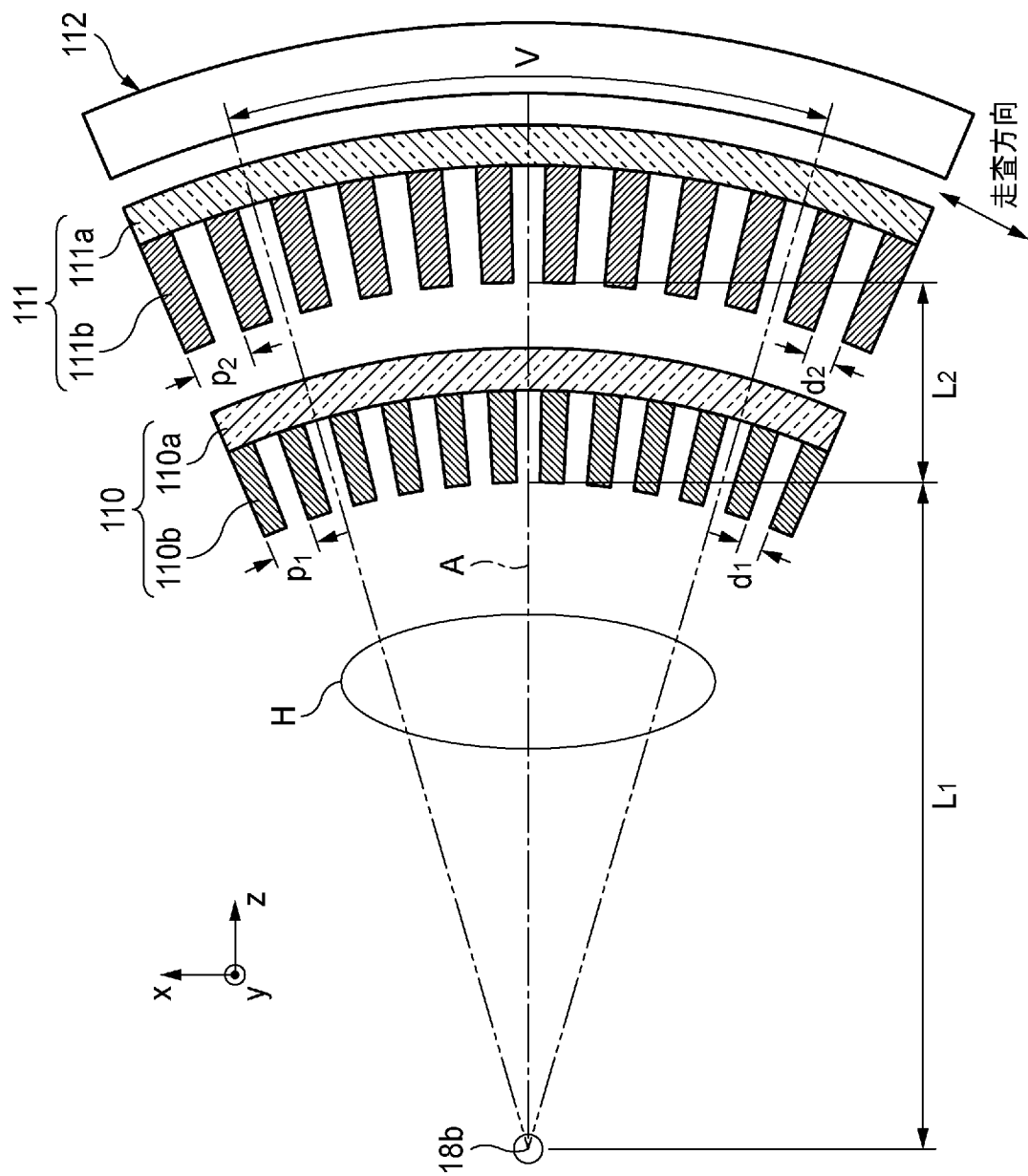


FIG. 15



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058184

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, A61B6/06(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B6/00, A61B6/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2010/050483 A1 (Canon Inc.), 06 May 2010 (06.05.2010), entire text; all drawings & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1 & EP 2342551 A & WO 2010/050611 A1 & CN 102197303 A & CN 102197302 A & KR 10-2011-0079742 A	1-3, 6-9 4, 5
Y	JP 3-12785 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 21 January 1991 (21.01.1991), entire text; all drawings & US 5028784 A & EP 792060 A1 & EP 792061 A1 & EP 392504 A2 & DE 69031478 C & DE 69031478 T & DE 69034039 D & DE 69034039 T	4

☒ 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
07 June, 2012 (07.06.12)

Date of mailing of the international search report
19 June, 2012 (19.06.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/058184

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2009/130829 A1 (Shimadzu Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraphs [0039] to [0042] & US 2011/0038522 A1 & EP 2269513 A1 & CN 101925332 A	5
A	JP 2010-253157 A (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 11 November 2010 (11.11.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00(2006.01)i, A61B6/06(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B6/00, A61B6/06

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X Y	WO 2010/050483 A1 (キヤノン株式会社) 2010.05.06, 全文全図 & US 2010/0290590 A1 & EP 2343537 A1 & EP 2342551 A & WO 2010/050611 A1 & CN 102197303 A & CN 102197302 A & KR 10-2011-0079742 A	1-3, 6-9 4, 5
Y	JP 3-12785 A (富士写真フイルム株式会社) 1991.01.21, 全文全図 & US 5028784 A & EP 792060 A1 & EP 792061 A1 & EP 392504 A2 & DE 69031478 C & DE 69031478 T & DE 69034039 D & DE 69034039 T	4

☒ 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

0 7 . 0 6 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 6 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

今浦 陽恵

2 Q

2 9 0 6

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2009/130829 A1 (株式会社島津製作所) 2009.10.29, 段落【0039】—段落【0042】 & US 2011/0038522 A1 & EP 2269513 A1 & CN 101925332 A	5
A	JP 2010-253157 A (コニカミノルタエムジー株式会社) 2010.11.11, 全文全図 (ファミリーなし)	1-9