

(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 2012/147671 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/00 (2006.01) *G01N 23/20* (2006.01)
G01N 23/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/060819
- (22) 国際出願日: 2012 年 4 月 23 日(23.04.2012)
- (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 2011-097091 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
フィルム株式会社(FUJIFILM Corporation) [JP/JP];
〒1068620 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): 多田 拓司
(TADA, Takuji) [JP/JP]; 〒2588538 神奈川県足柄上
郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フィルム株式会
社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 小林 和憲(KOBAYASHI, Kazunori); 〒
1700004 東京都豊島区北大塚 2 丁目 2 5 番 1 号
太陽生命大塚ビル 3 階 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,
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: RADIATION IMAGING DEVICE AND IMAGE PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 放射線撮影装置及び画像処理方法

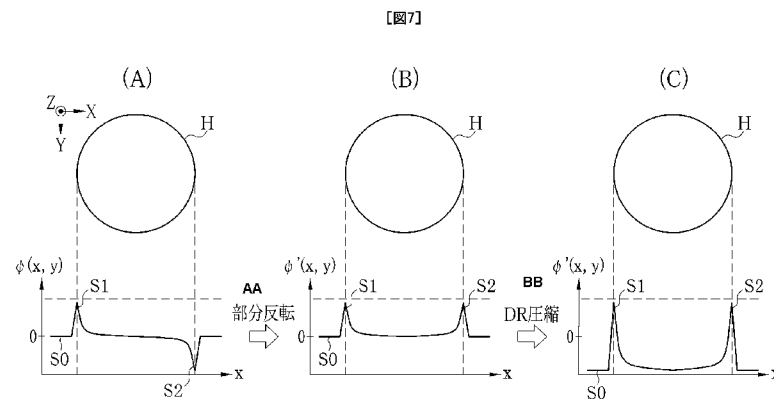


FIG. 7:
AA Partial inversion
BB Dynamic range compression

(57) **Abstract:** The present invention is capable of generating a phase differential image which has high visibility for edge portions of a subject. An X-ray image detector (20) detects X-rays radiated from an X-ray source (11) and pass first and second grids (21, 22), and generates image data. A phase differential image generating section (40) generates a phase differential image on the basis of the image data detected by the X-ray image detector (20). A partial inversion processing section (43) partially inverts values of the phase differential image by taking absolute values, and aligns the direction of peaks (S1, S2) that are created in the phase differential image. A dynamic range compression processing section (44) compresses tone of a region (negative region) in which no values exist due to the partial inversion, and performs a dynamic range compression process to assign a tone to a region (positive region) in which values exist.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2012/147671 A1



被検体のエッジ部分の視認性が高い位相微分画像を生成することを可能とする。X線画像検出器(20)は、X線源(11)から放射され第1及び第2の格子(21, 22)を通過したX線を検出して画像データを生成する。位相微分画像生成部(40)は、X線画像検出器(20)により検出された画像データに基づいて位相微分画像を生成する。部分反転処理部(43)は、絶対値を取ることで位相微分画像の値を部分的に反転し、位相微分画像に生じたピークS1, S2の向きを揃える。DR圧縮処理部(44)は、部分反転により値が存在しなくなった領域(負領域)の階調を圧縮し、値が存在する領域(正領域)に階調を割り当てるDR圧縮処理を行う。

明 細 書

発明の名称：放射線撮影装置及び画像処理方法

技術分野

[0001] 本発明は、放射線の位相変化に基づいた画像を撮影する放射線撮影装置及び画像処理方法に関する。

背景技術

[0002] 放射線、例えばX線は、物質を構成する元素の重さ（原子番号）と、物質の密度及び厚さとに依存して減衰する特性を有する。この特性に着目し、医療診断や非破壊検査等の分野において、被検体の内部を透視するためのプローブとしてX線が利用されている。

[0003] 一般的なX線撮影装置では、X線を放射するX線源と、X線を検出するX線画像検出器とを備え、これらの間に被検体を配置して、被検体を透過したX線の撮影を行う。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X線は、被検体を透過する際に吸収され減衰した後、X線画像検出器に入射する。この結果、被検体によるX線の強度変化に基づく画像がX線画像検出器により検出される。

[0004] X線吸収能は、原子番号が小さい元素ほど低くなるため、生体軟部組織やソフトマテリアルなどでは、X線の強度変化が小さく、画像に十分なコントラストが得られないという問題がある。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、いずれも成分の殆どが水であり、両者のX線吸収能の差が小さいため、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、被検体によるX線の強度変化に代えて、被検体によるX線の位相変化に基づいた画像を得るX線位相イメージングの研究が近年盛んに行われている。X線位相イメージングは、被検体に入射したX線の位相変化が強度変化より大きいことに着目し、X線の位相変化を画像化する方法であり、X線吸収能が低い被検体に対しても高コントラストの画像を得ることができる。

[0006] このようなX線位相イメージングを可能とするために、X線源とX線画像検出器との間に、第1及び第2の格子を所定の間隔で平行に配置したX線撮影装置が提案されている（例えば、特許文献1，2参照）。このX線撮影装置では、X線源から第1及び第2の格子を介して得られるX線のモアレ画像をX線画像検出器で撮影することにより位相コントラスト画像を取得する。

[0007] 特許文献1，2に記載のX線撮影装置では、縞走査法が用いられている。縞走査法では、第1の格子に対して第2の格子を、格子方向にほぼ垂直な方向に、格子ピッチよりも小さい所定量ずつ間欠的に移動させながら、その各停止中に撮影を行うことにより複数のモアレ画像が検出される。この複数のモアレ画像に基づいて、被検体との相互作用によって生じたX線の位相変化量が検出され、位相微分画像が生成される。この位相微分画像を積分処理することにより位相コントラスト画像が生成される。特許文献2には、位相コントラスト画像のほか、位相微分画像を被検体の表示画像としてモニタに表示することが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2008-200361号公報

特許文献2：WO2008/102654号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、上記方法で生成される位相微分画像には、被検体Hのエッジ部分にピークが生じるが、被検体Hの両側に相当する一方のエッジ部分と、他方のエッジ部分とでピーク方向の正負が逆となる。このため、例えば、位相微分画像を白黒表示した場合には、被検体Hの一方のエッジ部分が白色、他方のエッジ部分が黒色となり、非常に視認性が悪い。また、それぞれのエッジ部分が全体の約半分の階調で表されることも、位相微分画像の視認性が低い原因である。

[0010] 本発明は、被検体のエッジ部分の視認性が高い位相微分画像を生成することを可能とする放射線撮影装置及び画像処理方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 上記目的を達成するために、本発明の放射線撮影装置は、放射線を放射する放射線源と、放射線を検出して画像データを生成する放射線画像検出器と、放射線源と放射線画像検出器との間に配置された少なくとも1つの格子と、画像データに基づいて位相微分画像を生成する位相微分画像生成部と、位相微分画像の値を部分的に反転する反転処理を行うことにより、位相微分画像に生じるピークの方角を揃える部分反転処理部と、を備えることを特徴とする。

[0012] なお、部分反転処理部により位相微分画像の値が部分的に反転されたことにより値が存在しなくなった領域の階調を圧縮し、値が存在する領域に階調を割り当てるダイナミックレンジ圧縮処理部をさらに備えることが好ましい。

[0013] また、部分反転処理部は、位相微分画像の各値の絶対値を取ることにより、反転処理を行うことが好ましい。

[0014] また、部分反転処理部は、位相微分画像の平均値を求め、この平均値を位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることにより反転処理を行なうことも好ましい。

[0015] また、部分反転処理部は、位相微分画像に生じるピーク部分を検出し、このピーク部分以外の残成分の平均値を求め、この平均値を位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることにより反転処理を行うことも好ましい。

[0016] また、部分反転処理部は、位相微分画像に生じるピーク部分を検出し、このピーク部分以外の残成分についてトレンドを除去したうえで平均値を求め、この平均値を位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることにより反転処理を行うことも好ましい。

- [0017] また、放射線画像検出器の検出面は、被検体を透過した放射線が入射する被検体検出領域と、放射線が被検体を透過せずにそのまま入射する素抜け領域とに区分されており、部分反転処理部は、素抜け領域に含まれる位相微分画像の値の平均値を求め、この平均値を位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることで反転処理を行うことも好ましい。この場合、素抜け領域の放射線入射側に、放射線吸収性を有する平板状の吸収板を備えることが好ましい。
- [0018] また、画像データに基づいて吸収画像を生成する吸収画像生成部と、吸収画像に部分反転処理部により部分反転処理が施された位相微分画像とを合成して合成画像を生成する画像合成処理部とをさらに備えることが好ましい。
- [0019] また、画像合成処理部は、吸収画像における吸収がない部分に対する吸収がある部分の方向と、位相微分画像のピーク方向とを同一方向とするように合成することが好ましい。
- [0020] また、画像合成処理部は、吸収画像における吸収がない部分に対する吸収がある部分の方向と、位相微分画像のピーク方向とを逆方向とするように合成することが好ましい。
- [0021] また、被検体を配置しない状態で位相微分画像生成部により生成された位相微分画像を補正画像として記憶する補正画像記憶部と、被検体を配置した状態で位相微分画像生成部により生成された位相微分画像から、補正画像記憶部に記憶された補正画像を減算する補正処理部とをさらに備え、部分反転処理部は、補正処理部によって補正された補正済みの位相微分画像の値を部分的に反転してピークの方向を揃えることが好ましい。
- [0022] 補正済みの位相微分画像を、格子の格子方向に直交する方向に沿って積分処理して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部をさらに備えることが好ましい。
- [0023] 上記少なくとも1つの格子は、放射線源から放射された放射線を通過させて第1の周期パターン像を生成する第1の格子と、第1の周期パターン像を部分的に遮蔽することにより第2の周期パターン像を生成する第2の格子と

の２つの格子であり、放射線画像検出器は、第２の周期パターン像を検出して画像データを生成することが好ましい。

[0024] 放射線源から放射された放射線を部分的に遮蔽して焦点を分散化するマルチスリットをさらに備えることが好ましい。

[0025] 本発明の画像処理方法は、放射線源から放射され、少なくとも１つの格子を通過した放射線を放射線画像検出器により検出して画像データを生成し、この画像データに基づいて位相微分画像を生成する放射線撮影装置に用いられる画像処理方法において、位相微分画像の値を部分的に反転して、位相微分画像に生じるピークの方角を揃えることを特徴とする。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、位相微分画像を部分的に反転してピーク方角を揃えるので、被検体のエッジ部分の視認性が高い位相微分画像を生成することができる。

[0027] また、本発明によれば、部分反転処理部により位相微分画像が部分的に反転された後、値が存在しなくなった領域の階調を圧縮し、値が存在する領域に階調を割り当てるダイナミックレンジ圧縮処理を行うので、さらに視認性が高い位相微分画像を生成することができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図１] X線撮影装置の構成を示すブロック図である。

[図２] X線画像検出器の構成を示す模式図である。

[図３] 第１及び第２の格子の構成を示す概略側面図である。

[図４] 第２の格子の並進移動を説明する図である。

[図５] 強度変調信号を例示するグラフである。

[図６] 画像処理部の構成を示すブロック図である。

[図７] 被検体のX方向に沿う位相微分画像のプロファイルを示す図であり、（A）は処理前のプロファイル、（B）は部分反転処理後のプロファイル、（C）はDR圧縮処理後のプロファイルを示す。

[図８] 被検体検出領域及び素抜け領域を示す平面図である。

[図9]素抜け領域のX線入射側に配置された吸収板を示す概略斜視図である。

[図10]部分反転処理に用いる基準値の算出方法を説明する第1の説明図である。

[図11]部分反転処理に用いる基準値の算出方法を説明する第2の説明図である。

[図12]部分反転処理に用いる基準値の算出方法を説明する第3の説明図である。

[図13]第9の実施形態の画像処理部を示すブロック図である。

[図14]画像合成処理を説明する説明図である。

[図15]画像合成処理の変形例を説明する第1の説明図である。

[図16]第10の実施形態の画像処理部を示すブロック図である。

[図17]第13の実施形態における第1及び第2の格子の位置関係を説明する説明図である。

[図18]1グループに含まれる複数の画素を示す説明図である。

[図19]強度変調信号を示すグラフである。

[図20]グループの変更方法を説明する説明図である。

[図21]グループの第1の変形例を示す図である。

[図22]グループの第2の変形例を示す図である。

[図23]グループの第3の変形例を示す図である。

[図24]第14の実施形態の第1及び第2の格子の位置関係を説明する説明図である。

[図25]グループの変更方法を説明する説明図である。

発明を実施するための形態

[0029] (第1の実施形態)

図1において、X線撮影装置10は、X線源11、撮影部12、メモリ13、画像処理部14、画像記録部15、撮影制御部16、コンソール17、及びシステム制御部18を備えている。X線源11は、周知のように、回転陽極型のX線管(図示せず)と、X線の照射野を制限するコリメータ(図示

せず)とを有し、被検体Hに向けてX線を放射する。

[0030] 撮影部12は、X線画像検出器20、第1の格子21、第2の格子22、及び走査機構23を備えている。第1及び第2の格子21、22は、吸収型格子であり、X線照射方向であるZ方向に関してX線源11に対向配置されている。X線源11と第1の格子21との間には、被検体Hが配置可能な間隔が設けられている。X線画像検出器20は、例えば、半導体回路を用いたフラットパネル検出器であり、第2の格子22の背後に近接して配置されている。X線画像検出器20の検出面20aは、Z方向に直交するXY面に存在する。

[0031] 第1の格子21は、XY面に格子面が存在し、この格子面には、Y方向(格子方向)に延伸された複数のX線吸収部21a及びX線透過部21bが形成されている。X線吸収部21a及びX線透過部21bは、X方向に沿って交互に配列されており、縞状のパターンを形成している。第2の格子22は、第1の格子21と同様にY方向に延伸され、かつX方向に沿って交互に配列された複数のX線吸収部22a及びX線透過部22bを備えている。X線吸収部21a、22aは、金(Au)、白金(Pt)等のX線吸収性を有する金属により形成されている。X線透過部21b、22bは、シリコン(Si)や樹脂等のX線透過性材料や空隙により形成されている。

[0032] 第1の格子21は、X線源11から放射されたX線を部分的に通過させて第1の周期パターン像(以下、G1像という)を生成する。第2の格子22は、第1の格子21により生成されたG1像を部分的に透過させて第2の周期パターン像(以下、G2像という)を生成する。G1像は、第2の格子22の格子パターンとほぼ一致する。

[0033] X線画像検出器20は、G2像を検出して画像データを生成する。メモリ13は、X線画像検出器20から読み出された画像データを一時的に記憶する。画像処理部14は、メモリ13に記憶された画像データに基づいて位相微分画像を生成し、この位相微分画像に基づいて位相コントラスト画像を生成する。画像記録部15は、後述する表示用位相微分画像や位相コントラスト

ト画像を記録する。撮影制御部 16 は、X線源 11 及び撮影部 12 の制御を行う。

[0034] 走査機構 23 は、第 2 の格子 22 を X 方向に間欠的に移動させ、第 1 の格子 21 に対する第 2 の格子 22 の位置（走査位置）を段階的に変更する。走査機構 23 の駆動部は、圧電アクチュエータや静電アクチュエータで構成されており、後述する縞走査の際に、撮影制御部 16 の制御に基づいて駆動される。メモリ 13 には、第 1 の格子 21 に対する第 2 の格子 22 の各走査位置で X 線画像検出器 20 により撮影される画像データがそれぞれ記憶される。

[0035] コンソール 17 は、撮影条件の設定や撮影実行指示等の操作を可能とする操作部 17a と、撮影情報や、表示用位相微分画像、位相コントラスト画像等の表示を行うモニタ 17b を備えている。システム制御部 18 は、操作部 17a から入力される信号に応じて各部を統括的に制御する。

[0036] 図 2 において、X 線画像検出器 20 は、2 次元状に多数配列された画素 30 と、ゲート走査線 33 と、走査回路 34 と、信号線 35 と、読み出し回路 36 とから構成されている。画素 30 は、周知のように、入射 X 線によりアモルファスセレン（a-Se）等の半導体膜に生じた電荷を収集する画素電極 31 と、画素電極 31 によって収集された電荷を読み出すための TFT（Thin Film Transistor）32 とを備えている。ゲート走査線 33 は、画素 30 の行ごとに設けられている。走査回路 34 は、各ゲート走査線 33 に TFT 32 をオンオフするための走査信号を印加する。信号線 35 は、画素 30 の列ごとに設けられている。読み出し回路 36 は、各信号線 35 を介して画素 30 から電荷を読み出し、画像データに変換して出力する。なお、各画素 30 の詳細な層構成については、特開 2002-26300 号公報に記載された層構成と同様である。

[0037] 読み出し回路 36 は、周知のように、積分アンプ、A/D 変換器、補正回路（いずれも図示せず）等により構成されている。積分アンプは、各画素 30 から信号線 35 を介して出力された電荷を積分して画像信号を生成する。

A/D変換器は、積分アンプにより生成された画像信号を、デジタル形式の画像データに変換する。補正回路は、画像データに対して、暗電流補正、ゲイン補正、及びリニアリティ補正等を行い、補正後の画像データをメモリ 13に入力する。

[0038] X線画像検出器 20 は、入射X線を電荷に直接変換する直接変換型に限られず、ヨウ化セシウム (CsI) やガドリウムオキシサルファイド (GOS) 等のシンチレータで入射X線を可視光に変換し、可視光をフォトダイオードで電荷に変換する間接変換型であってもよい。また、X線画像検出器 20 には、TF Tパネルをベースとした放射線画像検出器に限られず、CCDセンサやCMOSセンサ等の固体撮像素子をベースとした放射線画像検出器を用いることも可能である。

[0039] 図3において、X線源 11 から照射されるX線は、X線焦点 11a を発光点としたコーンビームである。第1の格子 21 は、X線透過部 21b を通過したX線をほぼ幾何光学的に投影するように構成されている。具体的には、X方向に関するX線透過部 21b の幅を、X線源 11 から放射されるX線の実効波長より十分大きな値とし、X線の大部分を回折させずに、直進性を保ったまま通過させることで実現される。例えば、X線源 11 の回転陽極としてタングステンをを用い、管電圧を 50 kV とした場合には、X線の実効波長は約 0.4 Å である。この場合には、X線透過部 21b の幅を 1 ~ 10 μm 程度とすればよい。なお、第2の格子 22 も同様である。

[0040] 第1の格子 21 により生成される G1 像は、X線焦点 11a からの距離に比例して拡大する。第2の格子 22 の格子ピッチ p_2 は、第2の格子 22 の位置における G1 像の周期パターンと一致するように決定されている。具体的には、第2の格子 22 の格子ピッチ p_2 は、第1の格子 21 の格子ピッチを p_1 、X線焦点 11a と第1の格子 21 との間の距離 L_1 、第1の格子 21 と第2の格子 22 との間の距離 L_2 とした場合、下式 (1) をほぼ満たすように設定されている。

[0041]

[数1]

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

[0042] X線源 1 1 と第 1 の格子 2 1 との間に被検体 H を配置すると、G 2 像が被検体 H により変調される。この変調量には、被検体 H による X 線の屈折角が反映される。

[0043] 次に、位相微分画像の生成方法を説明する。ここで、X、Y、Z 方向の座標を、x、y、z とする。図 3 には、被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ に応じて屈折する X 線の 1 つの経路が例示されている。符号 X 1 は、被検体 H が存在しない場合に X 線が直進する経路を示している。この経路 X 1 を進む X 線は、第 1 及び第 2 の格子 2 1、2 2 を通過して X 線画像検出器 2 0 に入射する。符号 X 2 は、被検体 H が存在する場合に、被検体 H により屈折した X 線の経路を示している。この経路 X 2 を進む X 線は、第 1 の格子 2 1 を通過した後、第 2 の格子 2 2 の X 線吸収部 2 2 a により吸収される。

[0044] 被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ は、被検体 H の屈折率分布を $n(x, z)$ として、下式 (2) で表される。ここで、説明の簡略化のため、y 座標は省略している。

[0045] [数2]

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

[0046] 第 2 の格子 2 2 の位置に形成された G 1 像は、被検体 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、近似的に下式 (3) で表される。

[0047] [数3]

$$\Delta x \approx L_2 \phi \quad \dots (3)$$

[0048] ここで、屈折角 ϕ は、X 線の波長 λ と被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ を用いて、下式 (4) で表される。

[0049] [数4]

$$\phi = \frac{\lambda}{2\pi} \frac{\partial \Phi(x)}{\partial x} \quad \dots (4)$$

[0050] このように、変位量 Δx は、被検体 H の位相シフト分布 $\Phi(x)$ に関連している。そして、変位量 Δx 及び屈折角 ϕ は、X線画像検出器 20 により検出される各画素の強度変調信号の位相ズレ量 ϕ （被検体 H がある場合とない場合との強度変調信号の位相ズレ量）と、下式（5）に示すように関連している。ここで、強度変調信号とは、第 1 の格子 21 と第 2 の格子 22 との位置変化に伴う画素値の強度変化を表す波形信号である。

[0051] [数5]

$$\psi = \frac{2\pi}{p_2} \Delta x = \frac{2\pi}{p_2} L_2 \phi \quad \dots (5)$$

[0052] したがって、上式（4）及び（5）により、強度変調信号の位相ズレ量 ϕ が位相シフト分布 $\Phi(x)$ の微分量に対応することが分かる。この微分量を x について積分することにより、位相シフト分布 $\Phi(x)$ 、すなわち位相コントラスト画像が生成される。

[0053] 縞走査法では、強度変調信号を得るために、第 1 及び第 2 の格子 21、22 の一方を他方に対して X 方向に間欠的に移動させ、走査位置を変更しながら、各走査位置で G2 像の検出を行う。本実施形態では、第 1 の格子 21 を固定し、走査機構 23 により第 2 の格子 22 を X 方向に移動させる。G2 像にはモアレ縞が生じる。このモアレ縞は、第 2 の格子 22 の移動に伴って移動し、X 方向への移動距離が第 2 の格子 22 の格子周期（格子ピッチ p_2 ）に達すると元のモアレ縞と一致する。

[0054] 図 4 は、配列ピッチ p_2 を M （2 以上の整数）個に分割した値（ p_2/M ）を走査ピッチとし、この走査ピッチごとに第 2 の格子 22 を移動させる様子を模式的に示している。走査機構 23 は、 $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ の M 個の各走査位置に、第 2 の格子 22 を順に移動させる。

[0055] $k = 0$ の位置では、主として、X線源 11 から放射され被検体 H により屈折されなかった X 線成分（非屈折成分）が第 2 の格子 22 を通過する。 $k =$

1, 2, ... と順に第2の格子22を移動させていくと、第2の格子22を通過するX線は、非屈折成分が減少する一方で、被検体Hにより屈折されたX線成分（屈折成分）が増加する。特に、 $k = M/2$ の位置では、第2の格子22を通過するX線は、ほぼ屈折成分のみとなる。 $k = M/2$ の位置を超えると、第2の格子22を通過するX線は、屈折成分が減少する一方で、非屈折成分が増加する。

[0056] $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ の各走査位置で、X線画像検出器20によりG2像の検出を行うと、メモリ13にM枚の画像データが記憶される。各画素30について得られるM個の画素値が上記強度変調信号を構成する。

[0057] 具体的には、各画素30で得られたM個の画素値は、図5に示すように、走査位置kに対して周期的に変化する。同図中の破線は、被検体Hを配置しない状態で得られる強度変調信号を例示している。これに対して、実線は、被検体Hを配置した状態で、被検体Hの影響により位相ズレ量 $\phi(x, y)$ が生じた強度変調信号を例示している。ここで、 x, y は、画素30の座標を示している。

[0058] 次に、位相ズレ量 $\phi(x, y)$ の算出原理について説明する。走査位置kに対する画素値 $I_k(x, y)$ の変化を表す強度変調信号は、一般に下式(6)で表される。

[0059] [数6]

$$I_k(x, y) = A_0 + \sum_{n>0} A_n \exp \left[ni \left\{ \psi(x, y) + 2\pi \frac{k}{M} \right\} \right] \dots (6)$$

[0060] ここで、 A_0 は入射X線の強度に対応し、 A_n は強度変調信号の振幅に対応する値である。「n」は正の整数、「i」は虚数単位である。

[0061] 格子ピッチ p_2 を等分割し、走査ピッチを一定とした場合には、下式(7)が成立する。この関係式を適用すると、位相ズレ量 $\phi(x, y)$ は、下式(8)で表される。

[0062] [数7]

$$\sum_{k=0}^{M-1} \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) = 0 \dots (7)$$

[数8]

$$\psi(x, y) = \arg \left[\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x, y) \exp \left(-2\pi i \frac{k}{M} \right) \right] \quad \dots (8)$$

[0063] さらに、位相ズレ量 $\phi(x, y)$ は、三角関数を用いて下式 (9) のように表される。この位相ズレ量 $\phi(x, y)$ は、位相シフト分布の微分量に対応するため、以下では、位相微分値 $\phi(x, y)$ と称する。

[0064] [数9]

$$\psi(x, y) = -\tan^{-1} \frac{\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x, y) \sin \left(-2\pi \frac{k}{M} \right)}{\sum_{k=0}^{M-1} I_k(x, y) \cos \left(-2\pi \frac{k}{M} \right)} \quad \dots (9)$$

[0065] 図6において、画像処理部14は、位相微分画像生成部40、位相コントラスト画像生成部41、及び表示用位相微分画像生成部42を備える。位相微分画像生成部40は、縞走査により取得されメモリ13に記憶されたM枚分の画像データに基づき、上式(9)を用いて演算を行うことにより位相微分画像を生成する。

[0066] 位相コントラスト画像生成部41は、位相微分画像生成部40により生成された位相微分画像をX方向に沿って積分を行うことにより位相コントラスト画像を生成する。

[0067] 表示用位相微分画像生成部42は、部分反転処理部43とダイナミックレンジ(DR)圧縮処理部44とを備える。表示用位相微分画像生成部42は、位相微分画像生成部40により生成された位相微分画像を、部分反転処理部43とDR圧縮処理部44とにより処理を行うことにより表示用位相微分画像を生成する。

[0068] 位相微分画像生成部40により生成された位相微分値 $\phi(x, y)$ は、図7(A)に示すように、被検体Hのエッジ部分にピークS1, S2が生じており、一方のピークS1と、他方のピークS2とで正負が逆となっている。これは、被検体Hの一方のエッジ部分と他方のエッジ部分とでX線の屈折方向が逆向きとなることによる。

- [0069] 部分反転処理部43は、図7(B)に示すように、X線画像検出器20のX方向に画素30が並んだ1ラインごとに、位相微分画像の値を部分的に反転してピーク方向を揃える。位相微分値 $\phi(x, y)$ は、理想的には、被検体Hの外側の領域S0で0の値を取る。このため、部分反転処理部43は、位相微分値 $\phi(x, y)$ の絶対値を取ることで、負の領域を反転させ、ピークS1, S2の方向を同一方向とする。なお、位相微分値 $\phi(x, y)$ の絶対値の2乗を算出することにより、負の領域を反転してもよい。
- [0070] DR圧縮処理部44は、図7(C)に示すように、部分反転処理部43により部分反転により値が存在しなくなった領域（負領域）の階調を圧縮し、値が存在する領域（正領域）に階調を割り当てるDR圧縮処理を行う。これにより、ピークS1, S2が同一方向となり、さらに、ほぼ全階調を用いてピークS1, S2が表現されるため、位相微分画像の視認性が向上する。
- [0071] 次に、以上のように構成されたX線撮影装置10の作用を説明する。操作部17aから撮影指示が入力されると、走査機構23により第2の格子22が所定の走査ピッチ(p_2/M)ずつ移動されながら、各走査位置kにおいて、X線源11によるX線照射及びX線画像検出器20によるG2像の検出が行われる。この結果、M枚の画像データが生成され、メモリ13に格納される。
- [0072] この後、画像処理部14によりメモリ13に格納されたM枚の画像データが読み出される。画像処理部14内では、位相微分画像生成部40により位相微分画像が生成され、生成された位相微分画像は、位相コントラスト画像生成部41及び表示用位相微分画像生成部42に入力される。位相コントラスト画像生成部41では、積分処理が行われ位相コントラスト画像が生成される。表示用位相微分画像生成部42では、部分反転処理部43により部分反転処理が行われ、DR圧縮処理部44によりDR圧縮処理が行われることにより表示用位相微分画像が生成される。
- [0073] そして、位相コントラスト画像及び表示用位相微分画像は、画像記録部15に記録された後、コンソール17に入力され、モニタ17bに表示される

。

[0074] なお、上記第 1 の実施形態では、強度変調信号の位相ズレ量を位相微分値としているが、位相ズレ量に定数を乗じたり加算したりしたものを位相微分値としてもよい。

[0075] また、上記第 1 の実施形態では、位相微分画像の生成を行っているが、これに加えて、吸収画像や小角散乱画像を生成してもよい。吸収画像は、図 5 に例示した強度変調信号の平均値を求めることにより生成される。小角散乱画像は、強度変調信号の振幅を求めることにより生成される。

[0076] また、上記第 1 の実施形態では、被検体 H を X 線源 1 1 と第 1 の格子 2 1 との間に配置しているが、被検体 H を第 1 の格子 2 1 と第 2 の格子 2 2 との間に配置してもよい。

[0077] また、上記第 1 の実施形態では、X 線源 1 1 から射出される X 線をコーンビームとしているが、これに代えて、平行ビームを射出する X 線源を用いることも可能である。この場合には、上式 (1) に代えて、 $p_2 = p_1$ をほぼ満たすように第 1 及び第 2 の格子 2 1, 2 2 を構成すればよい。

[0078] (第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。上記第 1 の実施形態では、X 線源 1 1 は単一焦点であるが、第 2 の実施形態の X 線撮影装置では、X 線源 1 1 の射出側直後 (X 線源 1 1 と第 1 の格子 2 1 との間) に、WO 2006/131235 号公報等に記されたマルチスリット (線源格子) を設け、焦点を分散化する。マルチスリットの格子線は Y 方向に平行である。これより、高出力の X 線源を用いることが可能となり、X 線量が向上するため、位相微分画像の画質が向上する。この場合、マルチスリットのピッチ p_0 は、下式 (10) を満たす必要がある。ここで、距離 L_0 は、マルチスリットから第 1 の格子 2 1 までの Z 方向への距離を表す。

[0079] [数 10]

$$p_0 = \frac{L_0}{L_2} p_2 \quad \cdots (10)$$

[0080] 本実施形態では、マルチスリットの位置がX線焦点の位置となるため、第1の実施形態において、距離 L_1 を、距離 L_0 に置き換えればよい。

[0081] 本実施形態のようにマルチスリットを設けた場合には、マルチスリットを固定したまま、第1の実施形態と同様に、第1の格子21または第2の格子22を移動させて縞走査を行うことの他に、第1及び第2の格子21, 22を固定したまま、マルチスリットを移動させることにより縞走査を行うことが可能である。この場合、マルチスリットのピッチ p_0 を前述のMで割った値(p_0/M)を走査ピッチとして、マルチスリットをX方向に間欠移動させればよい。これにより、第1及び第2の格子21, 22に対するマルチスリット60の相対位置 k は、 $k = 0, 1, 2, \dots, M-1$ と順に変更される。本実施形態のその他の構成及び作用は、第1の実施形態と同一である。

[0082] (第3の実施形態)

次に、本発明の第3の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、第1の格子21が入射X線を回折せずに幾何光学的に投影する構成としているが、第3の実施形態のX線撮影装置では、特開2008-200361号公報等に記されているように、第1の格子21でタルボ効果が生じる構成とする。タルボ効果を生じさせるためには、X線の空間干渉性を高めるように、小焦点のX線光源を用いるか、上記のようなマルチスリットを有するX線源を用いればよい。

[0083] タルボ効果が生じる場合には、第1の格子21の自己像(G1像)は、第1の格子21から下流にタルボ距離 Z_m だけ離れた位置に生じる。このため、本実施形態では、第1の格子21から第2の格子22までの距離 L_2 をタルボ距離 Z_m に設定する必要がある。この場合には、第1の格子21を位相型格子とすることも可能である。その他の構成や作用については、第1の実施形態と同一である。

[0084] 第1の格子21が吸収型格子であり、X線源11から射出されるX線がコーンビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式(11)で表される。ここで、「 m 」は正の整数である。この場合には、格子ピッチ p_1 , p_2 は、上

式（１）をほぼ満たすように設定される（ただし、マルチスリットを用いる場合には、距離 L_1 は距離 L_0 に置き換えられる）。

[0085] [数11]

$$Z_m = m \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots (11)$$

[0086] また、第１の格子２１が $\pi/2$ の位相変調を与える位相型格子であり、Ｘ線源１１から射出されるＸ線がコーンビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式（１２）で表される。ここで、「 m 」は「０」または正の整数である。この場合には、格子ピッチ p_1 、 p_2 は、上式（１）をほぼ満たすように設定される（ただし、マルチスリットを用いる場合には、距離 L_1 は距離 L_0 に置き換えられる）。

[0087] [数12]

$$Z_m = (m + \frac{1}{2}) \frac{p_1 p_2}{\lambda} \quad \dots (12)$$

[0088] また、第１の格子２１が π の位相変調を与える位相型格子であり、Ｘ線源１１から射出されるＸ線がコーンビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式（１３）で表される。ここで、「 m 」は「０」または正の整数である。この場合には、 G_1 像のパターン周期が第１の格子２１の格子周期の $1/2$ 倍となるため、格子ピッチ p_1 、 p_2 は、次式（１４）をほぼ満たすように設定される（ただし、マルチスリットを用いる場合には、距離 L_1 は距離 L_0 に置き換えられる）。

[0089] [数13]

$$Z_m = (m + \frac{1}{2}) \frac{p_1 p_2}{2\lambda} \quad \dots (13)$$

[数14]

$$p_2 = \frac{L_1 + L_2}{L_1} \frac{p_1}{2} \quad \dots (14)$$

[0090] また、第１の格子２１が吸収型格子であり、Ｘ線源１１から射出されるＸ線が平行ビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式（１５）で表される

。ここで、「 m 」は正の整数である。この場合には、格子ピッチ p_1 、 p_2 は、 $p_2 = p_1$ の関係をほぼ満たすように設定される。

[0091] [数15]

$$Z_m = m \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots (15)$$

[0092] また、第1の格子21が $\pi/2$ の位相変調を与える位相型格子であり、X線源11から射出されるX線が平行ビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式(16)で表される。ここで、「 m 」は「0」または正の整数である。この場合には、格子ピッチ p_1 、 p_2 は、 $p_2 = p_1$ の関係をほぼ満たすように設定される。

[0093] [数16]

$$Z_m = (m + \frac{1}{2}) \frac{p_1^2}{\lambda} \quad \dots (16)$$

[0094] そして、第1の格子21が π の位相変調を与える位相型格子であり、X線源11から射出されるX線が平行ビームである場合には、タルボ距離 Z_m は、下式(17)で表される。ここで、「 m 」は「0」または正の整数である。この場合には、G1像のパターン周期が第1の格子21の格子周期の $1/2$ 倍となるため、格子ピッチ p_1 、 p_2 は、 $p_2 = p_1/2$ の関係をほぼ満たすように設定される。

[0095] [数17]

$$Z_m = (m + \frac{1}{2}) \frac{p_1^2}{4\lambda} \quad \dots (17)$$

[0096] (第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、部分反転処理部43は、絶対値を取ること、すなわち「0」を基準として位相微分画像の値を部分的に反転しているが、その他の値を基準として反転を行ってもよい。

[0097] 本実施形態では、図8に示すように、X線画像検出器20の検出面20aを、被検体検出領域20bと素抜け領域20cとに区分する。被検体検出領

域 20b は、被検体 H を透過した X 線が入射する領域であり、素抜け領域 20c は、X 線が被検体 H を透過せずにそのまま入射する領域である。部分反転処理部 43 は、素抜け領域 20c に含まれる所定の画素 30 の位相微分値 $\phi(x, y)$ を基準として、位相微分画像の値を部分的に反転する。

[0098] 具体的には、部分反転処理部 43 は、X 線画像検出器 20 の X 方向に画素 30 が並んだ 1 ラインごとに、素抜け領域 20c に含まれる画素 30 の位相微分値 $\phi(x, y)$ の平均値を求め、この平均値を基準値 Dy とする。そして、X 方向への各ラインごとに、下式 (18) に基づく演算を行うことにより、位相微分画像の値を部分的に反転する。ここで、 $\phi'(x, y)$ は、反転後の位相微分値である。

[0099] [数18]

$$\phi'(x, y) = |\psi(x, y) - Dy| \quad \dots (18)$$

[0100] なお、上式 (18) の右辺を 2 乗したものを $\phi'(x, y)$ としてもよい。

[0101] 本実施形態により、被検体 H の外側の位相微分値 $\phi(x, y)$ が「0」でない場合であっても、精度よく位相微分画像の部分的な反転処理が行われる。その他の構成や作用については、第 1 の実施形態と同一である。

[0102] (第 5 の実施形態)

第 5 の実施形態では、図 9 に示すように、X 線画像検出器 20 の素抜け領域 20c の X 線入射側に、ある程度の X 線吸収性を有する平板状の吸収板 60 を設ける。素抜け領域 20c に X 線が直接入射した場合には画素値が飽和する可能性があるため、このように吸収板 60 を設けることにより、画素値の飽和を防止することができる。吸収板 60 は、平板状であるため X 線の屈折が少なく、位相微分値への影響は少ない。その他の構成や作用については、第 4 の実施形態と同一である。

[0103] (第 6 の実施形態)

上記第 4 及び第 5 の実施形態では、X 線画像検出器 20 に素抜け領域 20c を設定し、素抜け領域 20c 内の位相微分値 $\phi(x, y)$ に基づいて基準

値 D_y を算出しているが、素抜け領域 20c を設定せず、X 方向への 1 ライン分の位相微分値 $\phi(x, y)$ に基づいて基準値 D_y を算出することも可能である。

[0104] 第 6 の実施形態では、部分反転処理部 43 は、X 方向への 1 ライン分の位相微分値 $\phi(x, y)$ の平均値を求め、この平均値を基準値 D_y とする。X 方向への各ラインでは、ピークが正方向及び負方向に生じるため、平均値を算出する際にピーク同士が相殺され、ほぼ直流成分の平均値が基準値 D_y として算出される。その他の構成や作用については、第 4 の実施形態と同一である。

[0105] (第 7 の実施形態)

第 7 の実施形態は、上記第 6 の実施形態の変形例である。本実施形態では、素抜け領域 20c を設定せず、X 方向への 1 ライン分の位相微分値 $\phi(x, y)$ に基づいて基準値 D_y を算出するが、図 10 に示すように、部分反転処理部 43 は、X 方向への 1 ライン分の位相微分値 $\phi(x, y)$ から、エッジ検出処理等を用いてピーク部分 70 を検出し、このピーク部分 70 を除去した残りの残成分 71 の平均値を求めることにより基準値 D_y を算出する。その他の構成や作用については、第 4 の実施形態と同一である。

[0106] (第 8 の実施形態)

第 8 の実施形態は、上記第 7 の実施形態の変形例である。本実施形態では、部分反転処理部 43 は、X 方向への 1 ライン分の位相微分値 $\phi(x, y)$ から、エッジ検出処理等を用いてピーク部分 70 を検出し、このピーク部分 70 を除去した残りの残成分 71 に生じた長周期のトレンドを除去した後、平均値を求めることにより基準値 D_y を算出する。

[0107] 具体的には、部分反転処理部 43 は、一次式または多項式を用いて残成分 71 をフィッティングし、フィッティングされた関数に基づいて残成分 71 のトレンドを除去する。例えば、図 11 に示すように、残成分 71 が傾斜したトレンドを有する場合には、残成分 71 は一次式でフィッティングされ、フィッティングされた一次式に基づいて残成分 71 の傾きが除去される。ま

た、例えば、図 1 2 に示すように、残成分 7 1 が湾曲した場合には、残成分 7 1 は多項式でフィッティングされ、フィッティングされた多項式に基づいて湾曲が除去される。さらに、移動平均等のフィルタ処理を行うことにより、残成分 7 1 のトレンドを除去してもよい。その他の構成や作用については、第 7 の実施形態と同一である。

[0108] (第 9 の実施形態)

上記第 1 の実施形態では、位相コントラスト画像や表示用位相微分画像をモニタ 1 7 b に表示しているが、さらに、吸収画像と位相微分画像との合成画像を表示してもよい。本実施形態では、図 1 3 に示す画像処理部 8 0 を備える。画像処理部 8 0 は、前述の位相微分画像生成部 4 0、位相コントラスト画像生成部 4 1、及び表示用位相微分画像生成部 4 2 に加えて、吸収画像生成部 8 1 と画像合成処理部 8 2 とを備える。

[0109] 吸収画像生成部 8 1 は、メモリ 1 3 に格納された M 枚の画像データに基づき、画素 3 0 ごとに強度変調信号の平均値を求めることに吸収画像を生成する。画像合成処理部 8 2 は、図 1 4 に示すように、吸収画像生成部 8 1 により生成された吸収画像 $A(x, y)$ に、表示用位相微分画像生成部 4 2 により生成された表示用位相微分画像 $\phi'(x, y)$ を重ねて合成する。この合成画像が、操作部 1 7 a の操作に応じて、適宜モニタ 1 7 b に表示される。

[0110] なお、画像合成処理部 8 2 が吸収画像に合成する表示用位相微分画像は、部分反転処理部 4 3 により部分反転処理が行われ、DR 圧縮処理部 4 4 により DR 圧縮処理が行われる前のものであってもよい。

[0111] 画像合成処理部 8 2 は、図 1 4 に示すように、吸収画像において吸収のない部分に対して吸収がある部分を正方向としており、表示用位相微分画像のピーク方向を正方向としているため、吸収画像及び表示用位相微分画像を広い階調幅で表すことが可能である。しかし、吸収画像の被検体 H のエッジ部分が鮮明であると、表示用位相微分画像のピーク部分の視認性が低下する恐れがある。このため、画像合成処理部 8 2 は、図 1 5 に示すように、表示用位相微分画像のピーク方向を負方向としたうえで、表示用位相微分画像を吸

収画像と合成することも好ましい。なお、逆に、吸収画像において吸収のない部分に対して吸収がある部分を負方向としており、表示用位相微分画像のピーク方向を正方向としてもよい。こうすることで、合成画像において、表示用位相微分画像のピーク部分の視認性が向上する。

[0112] (第10の実施形態)

次に、本発明の第10の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、被検体HをX線源11と第1の格子21との間に配置した状態で一連の撮影を行い、上式(9)に基づいて演算を行うことにより被検体Hの位相微分画像を生成しているが、第1及び第2の格子21、22の製造誤差や配置誤差等により位相微分画像にノイズが生じることがあるため、被検体Hを配置しない状態で一連の撮影(プレ撮影)を行い、このプレ撮影で得られた位相微分画像を補正画像として補正を行うようにしてもよい。

[0113] 本実施形態のX線撮影装置は、コンソール17の操作部17aにより、被検体Hを配置して撮影を行う本撮影モードと、被検体Hを配置せずに撮影を行うプレ撮影モードの切り替えが可能となっている。

[0114] 図16において、本実施形態の画像処理部は、第1の実施形態の画像処理部14が備える位相微分画像生成部40、位相コントラスト画像生成部41、及び表示用位相微分画像生成部42に加えて、補正画像記憶部50及び補正処理部51を備える。補正画像記憶部50は、プレ撮影モードにおいて位相微分画像生成部40により生成された位相微分画像を補正画像として記憶する。

[0115] 補正処理部51は、本撮影モードにおいて位相微分画像生成部40により生成された位相微分画像から、補正画像記憶部50に記憶された補正画像を減算することによりノイズが除去された補正済み位相微分画像を生成する。この補正済み位相微分画像は、位相コントラスト画像生成部41及び表示用位相微分画像生成部42に入力され、上記第1の実施形態と同様な処理が行われる。

[0116] なお、本実施形態において、吸収画像を生成する場合には、本撮影モード

とプレ撮影モードのそれぞれにおいて吸収画像を生成し、本撮影モードで得られた吸収画像をプレ撮影モードで得られた吸収画像で除算することにより、第1及び第2の格子21、22のX線の透過ムラを補正してもよい。

[0117] また、同様に、小角散乱画像を生成する場合には、本撮影モードとプレ撮影モードのそれぞれにおいて小角散乱画像を生成し、本撮影モードで得られた小角散乱画像をプレ撮影モードで得られた小角散乱画像で除算することにより、第1及び第2の格子21、22に起因するコントラストのムラを補正してもよい。

[0118] (第11の実施形態)

次に、本発明の第11の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、X線源11とX線画像検出器20との間に第1及び第2の格子21、22を設けているが、位相部分画像を生成するためには、必ずしも2つの格子を設ける必要はなく、1つの格子のみとすることも可能である。

[0119] 本実施形態のX線撮影装置では、特開平2009-133823号公報に記されたX線画像検出器を用いることにより、第2の格子22を省略し、第1の格子21のみとする。本実施形態のX線画像検出器は、X線を電荷に変換する変換層と、変換層において変換された電荷を収集する電荷収集電極とを備えた直接変換型のX線画像検出器において、各画素の電荷収集電極が、一定の周期で配列された線状電極を互いに電氣的に接続してなる複数の線状電極群を、互いに位相が異なるように配置することにより構成されたものである。その他の構成や作用については、第1の実施形態と同一である。

[0120] (第12の実施形態)

次に、本発明の第12の実施形態について説明する。上記第1の実施形態では、第1及び第2の格子21、22の一方を間欠的に移動させ、複数の走査位置で撮影を行うことによって得られた複数の画像データに基づいて位相微分画像を生成しているが、第1及び第2の格子21、22を固定したまま一度の撮影で得られた単一の画像データに基づいて位相微分画像を生成することも可能である。

[0121] 本実施形態のX線撮影装置は、WO 2 0 1 0 / 0 5 0 4 8 3号公報に記載されたフーリエ変換法により位相微分画像を生成する。具体的には、位相微分画像生成部は、X線画像検出器20により得られた単一の画像データに対してフーリエ変換を行うことによってフーリエスペクトルを取得し、このフーリエスペクトルからキャリア周波数に対応したスペクトルを分離し、さらに逆フーリエ変換を行うことにより位相微分画像を生成する。本実施形態では、走査機構23が不要となる。その他の構成や作用については、第1の実施形態と同一である。

[0122] (第13の実施形態)

また、第1及び第2の格子21, 22を固定したまま一度の撮影で得られた単一の画像データに基づいて位相微分画像を生成する方法として、本出願人が、特願2010-265241号において提案している方法を用いることも可能である。この方法を第13の実施形態として説明する。

[0123] 本実施形態では、図17に示すように、G1像が第2の格子22に対してZ軸周り(格子面内方向)に僅かに傾斜するように、第1の格子21を、第2の格子22に対してZ軸周りに角度 θ だけ傾斜させて配置する。この配置により、G2像には、Y方向に下式(19)で表される周期T(以下、モアレ周期Tという)を有するモアレ縞MSが生じる。

[0124] [数19]

$$T = \frac{P_2}{\tan \theta} \quad \dots (19)$$

[0125] X線画像検出器20の画素30のX方向の大きさを D_x (以下、主画素サイズ D_x という)、Y方向の大きさを D_y (以下、副画素サイズ D_y という)とする。第2の格子22の傾斜角 θ は、モアレ周期Tが副画素サイズ D_y のほぼ整数倍となるように設定されている。主画素サイズ D_x は、副画素サイズ D_y とほぼ同一とする。

[0126] 図18において、Y方向に沿って並ぶ1モアレ周期T分のM個の画素30を1グループ $G_r(x, n)$ とする。ここで、「M」、「n」は、正の整数である。「n」は、1グループ $G_r(x, n)$ 内の先頭の画素30のy座標

を表している。

[0127] $I(x, y)$ は、座標 x, y の画素 30 の画素値を示している。各画素値 $I(x, y)$ は、メモリ 14 に記憶された画像データから取得される。1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素値 $I(x, n) \sim I(x, n+M-1)$ は、図 19 に示すように、1 周期分の強度変調信号を構成する。これは、1 モアレ周期 T 内における画素 30 の y 座標に応じて、G1 像と第 2 の格子 22 との X 方向への重なり度合いが異なり、強度変調量が変化することによる。したがって、1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素値 $I(x, n) \sim I(x, n+M-1)$ が構成する強度変調信号は、第 1 の実施形態のように、第 1 の格子 21 または第 2 の格子 22 を X 方向に間欠移動させながら取得した 1 周期分の強度変調信号に相当する。

[0128] 同図において、 $\phi(x, n)$ は、被検体 H が配置されていない場合の強度変調信号（破線）に対する被検体 H が配置された場合の強度変調信号（実線）の位相ズレ量を示している。

[0129] 本実施形態では、位相微分画像生成部 40 は、図 20 に示すように、 X 方向に並ぶ画素 30 の各列について、グループ $G_r(x, n)$ の先頭の座標を Y 方向に 1 画素ずつシフトさせながら（ n を 1 ずつインクリメントしながら）、設定可能な最終グループに達するまで、グループ $G_r(x, n)$ を順に設定する。

[0130] そして、位相微分画像生成部 40 は、各グループ $G_r(x, n)$ 内の複数の画素値により構成される各強度変調信号の位相ズレ量 $\phi(x, n)$ を算出することにより位相微分画像を生成する。具体的には、第 1 実施形態の縞走査法と同様な方法により位相微分画像を生成する。この方法は、例えば、「応用光学 光計測入門 谷田貝豊彦著 丸善株式会社 136～138 頁」により知られている。

[0131] 位相微分画像生成部 40 は、下記の連立方程式 (20) ～ (22) を演算し、演算結果を次式 (23) に適用することにより、位相ズレ量 $\phi(x, n)$ を算出する。

[0132] [数20]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(x, n+k)) = 0 \quad \dots (20)$$

[数21]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(x, n+k)) \cos \delta_k = 0 \quad \dots (21)$$

[数22]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(x, n+k)) \sin \delta_k = 0 \quad \dots (22)$$

[数23]

$$\psi(x, n) = -\tan^{-1} \frac{a_2}{a_1} \quad \dots (23)$$

[0133] ここで、参照位相 δ_k は、下式 (24) で表される。

[0134] [数24]

$$\delta_k = 2\pi \frac{k}{M} \quad \dots (24)$$

[0135] 位相コントラスト画像生成部 14 b は、第 1 の実施形態と同様に位相微分画像に対して積分処理を行い、位相コントラスト画像を生成する。本実施形態の X 線撮影装置のその他の構成及び作用は、第 1 の実施形態と同一である。

[0136] なお、本実施形態では、図 18 に示すように、1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素数 M を、1 モアレ周期 T に含まれる画素数と同一としているが、図 21 に示すように、1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素数 M を、1 モアレ周期 T に含まれる画素数の N 倍（ここで、「 N 」は 2 以上の整数）としてもよい。

[0137] また、図 22 に示すように、1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素数 M は、1 モアレ周期 T に含まれる画素数またはその N 倍と一致しなくてもよい。さらに、図 23 に示すように、1 グループ $G_r(x, n)$ 内の画素数 M は、1 モアレ周期 T に含まれる画素数より少なくてもよい。

[0138] また、本実施形態では、図 20 に示すように、グループ $G_r(x, n)$ を

Y方向に1画素ずつシフトさせているが、グループ $G_r(x, n)$ を、Y方向に2以上の画素数を単位としてシフトさせてもよい。

[0139] また、本実施形態では、第2の格子22のX線吸収部22aの延伸方向をY方向とし、これに対して第1の格子21のX線吸収部21aの延伸方向を角度 θ だけ傾斜させているが、逆に、第1の格子21のX線吸収部21aの延伸方向をY方向とし、これに対して第2の格子22のX線吸収部22aの延伸方向を角度 θ だけ傾斜させてもよい。さらには、Y方向に対して、第1の格子21のX線吸収部21aの延伸方向と、第2の格子22のX線吸収部22aの延伸方向とを逆方向に傾斜させ、両者が角度 θ をなすようにしてもよい。

[0140] また、本実施形態では、X線画像検出器20は、第2の格子22の背後に近接して配置され、第2の格子22により生成されるG2像をほぼ等倍率で検出しているが、X線画像検出器20と第2の格子22との間に間隔を設けてもよい。X線画像検出器20と第2の格子22とのZ方向への間隔を L_3 とすると、下式(25)の倍率Rで拡大されたG2像がX線画像検出器20により検出される。

[0141] [数25]

$$R = \frac{L_1 + L_2 + L_3}{L_1 + L_2} \dots (25)$$

[0142] この場合には、X線画像検出器20により検出されるモアレ縞の周期 T' は、上式(16)で表されるモアレ周期 T のR倍（すなわち $T' = RT$ ）となる。このため、モアレ周期 T' に基づいて、同様にグループ $G_r(x, n)$ の設定を行えばよい。

[0143] (第14の実施形態)

第13の実施形態では、第1及び第2の格子21, 22の格子面内方向への相対的な傾斜によりG2像にモアレ縞を生じさせているが、本実施形態では、第1及び第2の格子21, 22を傾斜させずに、上式(1)の関係を僅かに崩すように第1及び第2の格子21, 22の位置関係（距離 L_1 , L_2 ）

、若しくは第1及び第2の格子21、22の格子ピッチ p_1 、 p_2 を調整することで、図24に示すように、X方向に周期を有するモアレ縞MSをG2像に生じさせる。

[0144] 第2の格子22の位置でのG1像のX方向へのパターン周期 p_3 は、第2の格子22の格子ピッチ p_2 とは僅かにずれている。モアレ縞MSは、X方向に、下式(26)で表される周期Tを有する。

[0145] [数26]

$$T = \frac{p_2 p_3}{|p_2 - p_3|} \quad \dots (26)$$

[0146] 本実施形態では、位相微分画像生成部40は、図25に示すように、Y方向に並ぶ画素30の各行について、グループ $G_r(n, y)$ の先頭の座標をX方向に1画素ずつシフトさせながら(n を1ずつインクリメントしながら)、設定可能な最終グループに達するまで、グループ $G_r(n, y)$ を順に設定する。

[0147] 位相微分画像生成部40は、各グループ $G_r(n, y)$ 内の複数の画素値により構成される各強度変調信号の位相ズレ量 $\phi(n, y)$ を算出することにより位相微分画像を生成する。位相ズレ量 $\phi(n, y)$ の算出方法は、第13の実施形態と同様である。具体的には、下記の連立方程式(27)～(29)を演算し、演算結果を次式(30)に適用すればよい。

[0148] [数27]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(n+k, y)) = 0 \quad \dots (27)$$

[数28]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(n+k, y)) \cos \delta_k = 0 \quad \dots (28)$$

[数29]

$$\sum_{k=0}^{M-1} (a_0 + a_1 \cos \delta_k + a_2 \sin \delta_k - I(n+k, y)) \sin \delta_k = 0 \quad \dots (29)$$

[数30]

$$\psi(n, y) = -\tan^{-1} \frac{a_2}{a_1} \dots (30)$$

[0149] なお、本実施形態においてもX線画像検出器20と第2の格子22との間に間隔 L_3 を設けてもよい。この場合には、上式(26)で表されるモアレ周期 T に、上式(25)で表される倍率 R を乗じたモアレ周期 T' に基づいてグループ $G_r(n, y)$ を設定すればよい。

[0150] 本実施形態においても第5の実施形態と同様に、1グループ $G_r(n, y)$ 内の画素数 M は、1モアレ周期 T に含まれる画素数またはその N 倍と一致しなくてもよい。さらに、グループ $G_r(n, y)$ を、X方向に2以上の画素数を単位としてシフトさせてもよい。

[0151] 本発明は、医療診断用の放射線撮影装置に限定されず、工業用等のその他の放射線撮影装置に適用することが可能である。また、放射線はX線に限られず、ガンマ線等を用いることも可能である。

符号の説明

- [0152] 10 X線撮影装置
20 X線画像検出器
21 第1の格子
21a X線吸収部
21b X線透過部
22 第2の格子
22a X線吸収部
22b X線透過部
30 画素
31 画素電極
33 ゲート走査線
35 信号線
42 表示用位相微分画像生成部

請求の範囲

- [請求項1] 放射線を放射する放射線源と、
前記放射線を検出して画像データを生成する放射線画像検出器と、
前記放射線源と前記放射線画像検出器との間に配置された少なくとも1つの格子と、
前記画像データに基づいて位相微分画像を生成する位相微分画像生成部と、
前記位相微分画像の値を部分的に反転する反転処理を行うことにより、前記位相微分画像に生じるピークを揃える部分反転処理部と、
を備えることを特徴とする放射線撮影装置。
- [請求項2] 前記部分反転処理部により位相微分画像の値が部分的に反転されたことにより値が存在しなくなった領域の階調を圧縮し、値が存在する領域に階調を割り当てるダイナミックレンジ圧縮処理部を備えることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項3] 前記部分反転処理部は、前記位相微分画像の各値の絶対値を取ることにより、前記反転処理を行うことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項4] 前記部分反転処理部は、前記位相微分画像の平均値を求め、この平均値を前記位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることにより前記反転処理を行うことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項5] 前記部分反転処理部は、前記位相微分画像に生じるピーク部分を検出し、このピーク部分以外の残成分の平均値を求め、この平均値を前記位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることにより前記反転処理を行うことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。
- [請求項6] 前記部分反転処理部は、前記位相微分画像に生じるピーク部分を検

出し、このピーク部分以外の残成分についてトレンドを除去したうえで平均値を求め、この平均値を前記位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることににより前記反転処理を行うことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。

[請求項7] 前記放射線画像検出器の検出面は、被検体を透過した放射線が入射する被検体検出領域と、放射線が被検体を透過せずにそのまま入射する素抜け領域とに区分されており、

前記部分反転処理部は、前記素抜け領域に含まれる前記位相微分画像の値の平均値を求め、この平均値を前記位相微分画像の各値から減算したうえで絶対値を取ることににより前記反転処理を行うことを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。

[請求項8] 前記素抜け領域の放射線入射側に、放射線吸収性を有する平板状の吸収板を備えることを特徴とする請求の範囲第7項に記載の放射線撮影装置。

[請求項9] 前記画像データに基づいて吸収画像を生成する吸収画像生成部と、前記吸収画像に前記部分反転処理部により前記部分反転処理が施された位相微分画像とを合成して合成画像を生成する画像合成処理部とをさらに備えることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の放射線撮影装置。

[請求項10] 前記画像合成処理部は、前記吸収画像における吸収がない部分に対する吸収がある部分の方向と、前記位相微分画像のピーク方向とを同一方向とするように合成することを特徴とする請求の範囲第9項に記載の放射線撮影装置。

[請求項11] 前記画像合成処理部は、前記吸収画像における吸収がない部分に対する吸収がある部分の方向と、前記位相微分画像のピーク方向とを逆方向とするように合成することを特徴とする請求の範囲第9項に記載の放射線撮影装置。

[請求項12] 被検体を配置しない状態で前記位相微分画像生成部により生成され

た位相微分画像を補正画像として記憶する補正画像記憶部と、

被検体を配置した状態で前記位相微分画像生成部により生成された位相微分画像から、前記補正画像記憶部に記憶された補正画像を減算する補正処理部とをさらに備え、

前記部分反転処理部は、前記補正処理部によって補正された補正済みの位相微分画像の値を部分的に反転してピークの方角を揃えることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。

[請求項13] 前記補正済みの位相微分画像を、前記格子の格子方向に直交する方向に沿って積分処理して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部をさらに備えることを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。

[請求項14] 前記少なくとも1つの格子は、前記放射線源から放射された放射線を通して第1の周期パターン像を生成する第1の格子と、前記第1の周期パターン像を部分的に遮蔽することにより第2の周期パターン像を生成する第2の格子との2つの格子であり、

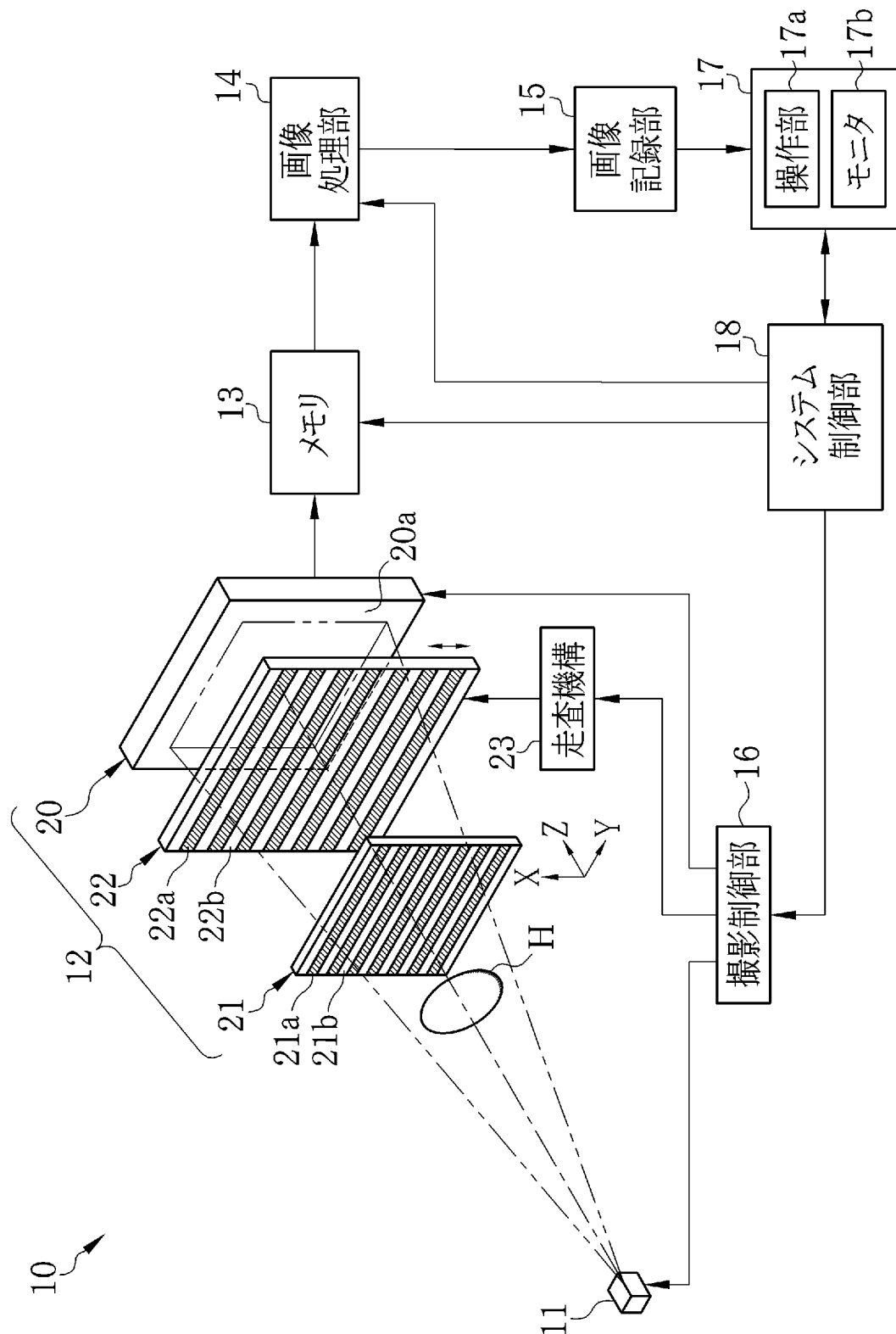
前記放射線画像検出器は、前記第2の周期パターン像を検出して画像データを生成することを特徴とする請求の範囲第2項に記載の放射線撮影装置。

[請求項15] 前記放射線源から放射された放射線を部分的に遮蔽して焦点を分散化するマルチスリットをさらに備えることを特徴とする請求項の範囲第14項に記載の放射線撮影装置。

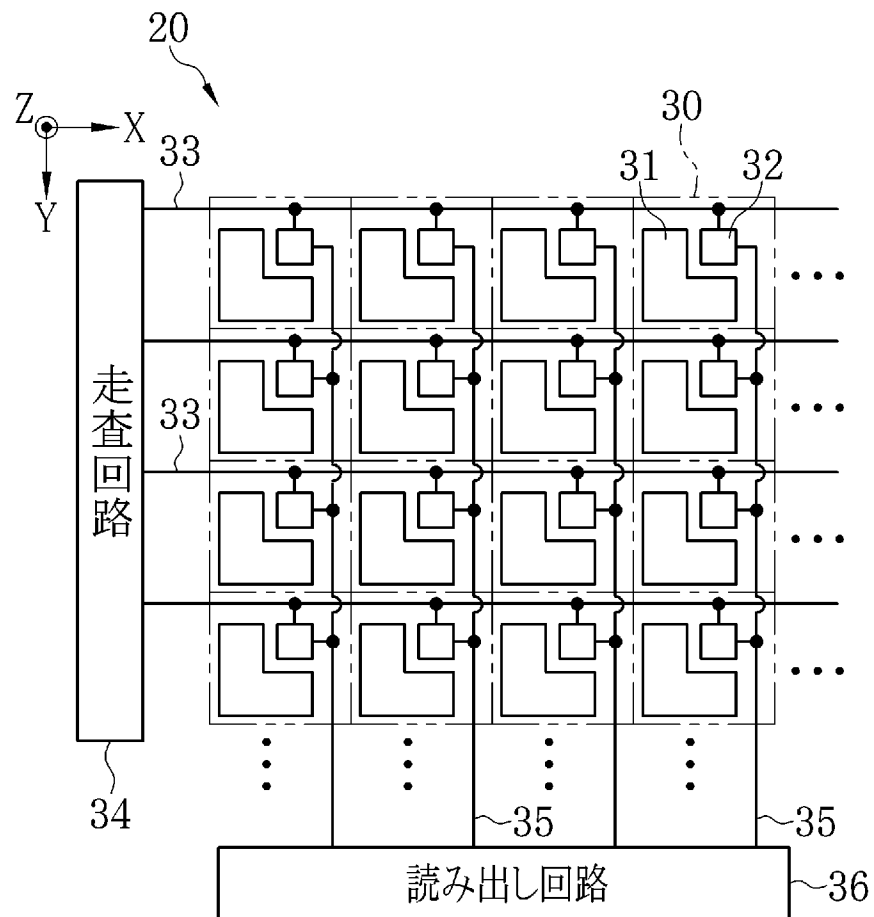
[請求項16] 放射線源から放射され、少なくとも1つの格子を通して放射線を放射線画像検出器により検出して画像データを生成し、この画像データに基づいて位相微分画像を生成する放射線撮影装置に用いられる画像処理方法において、

前記位相微分画像の値を部分的に反転して、前記位相微分画像に生じるピークの方角を揃えることを特徴とする画像処理方法。

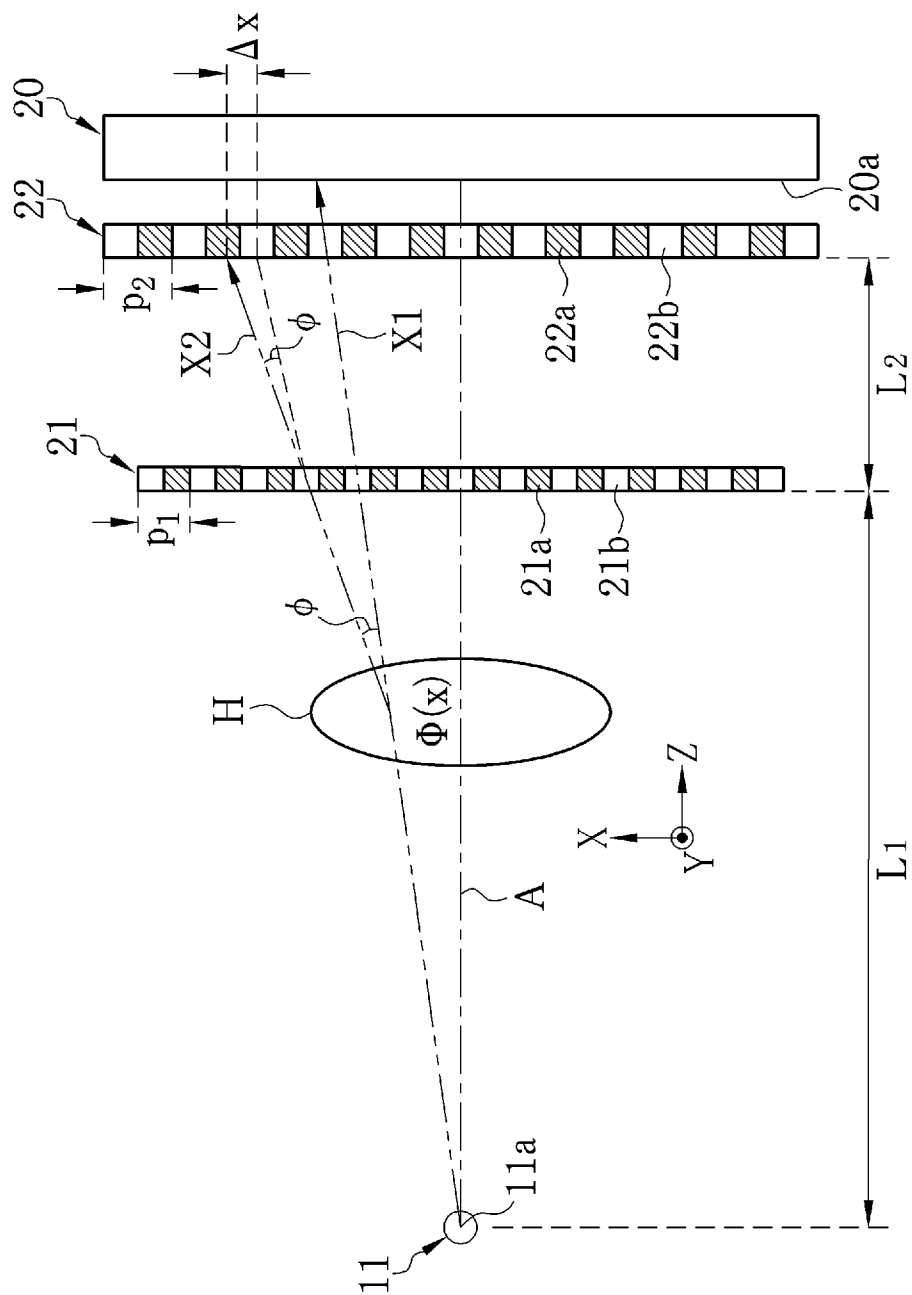
[図1]



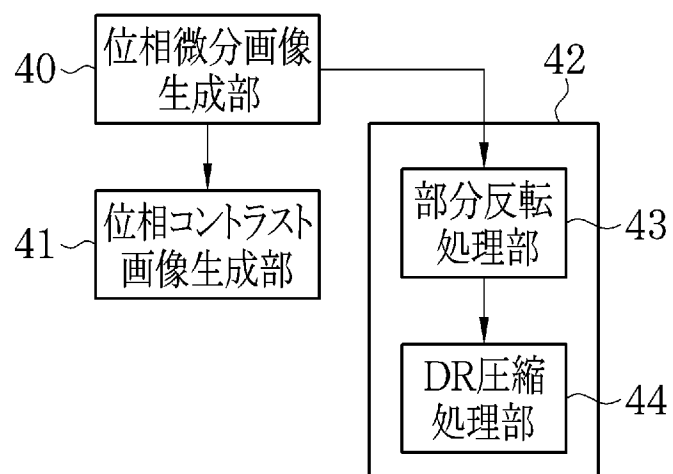
[図2]



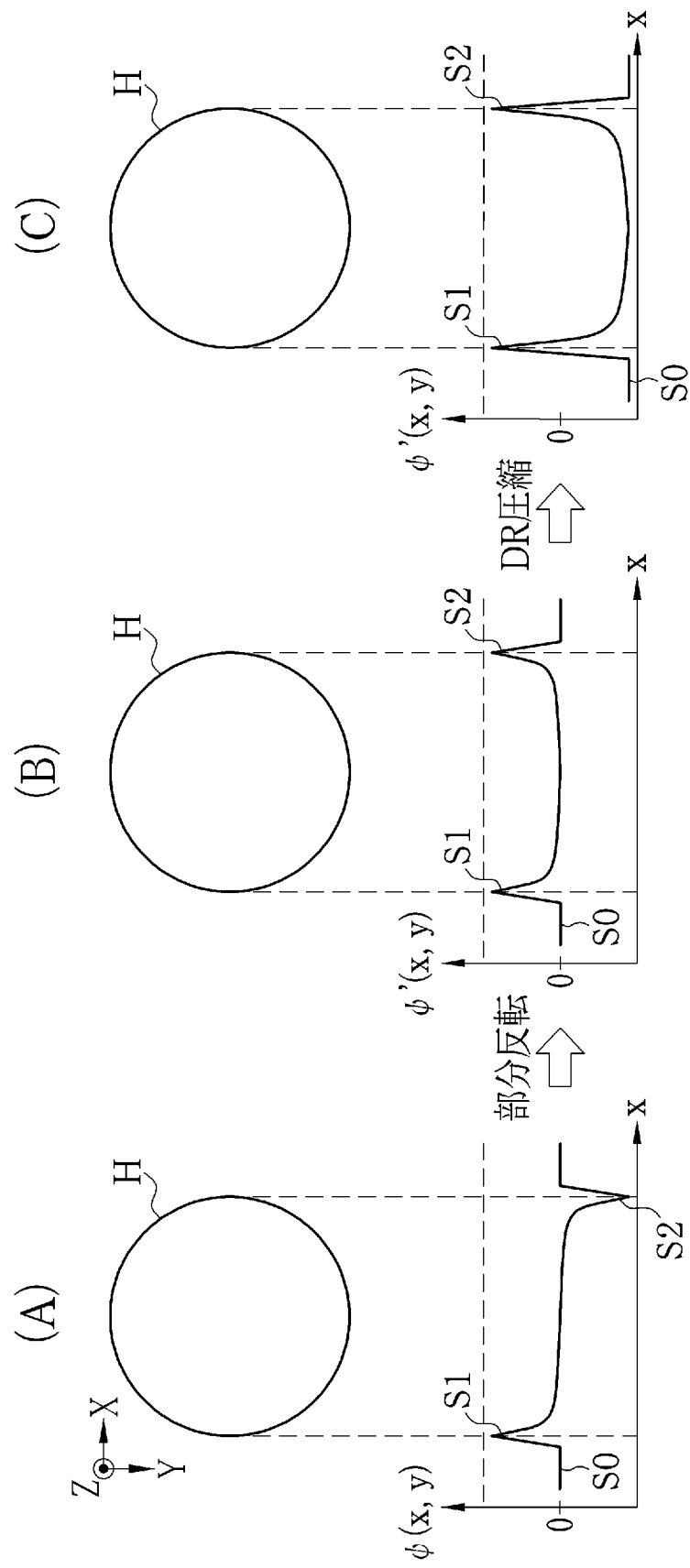
[図3]



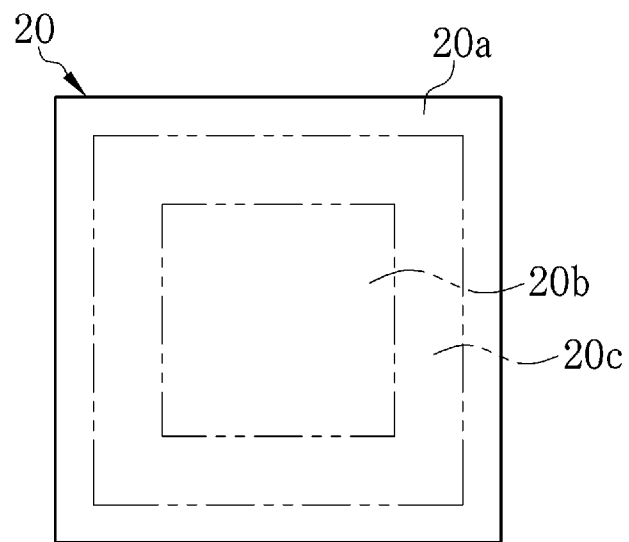
[図6]



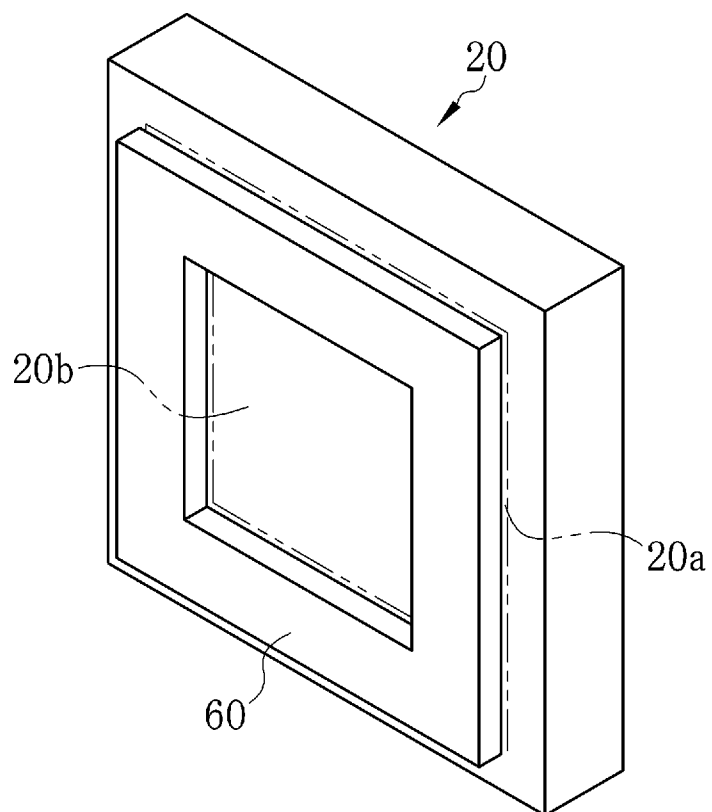
[図7]



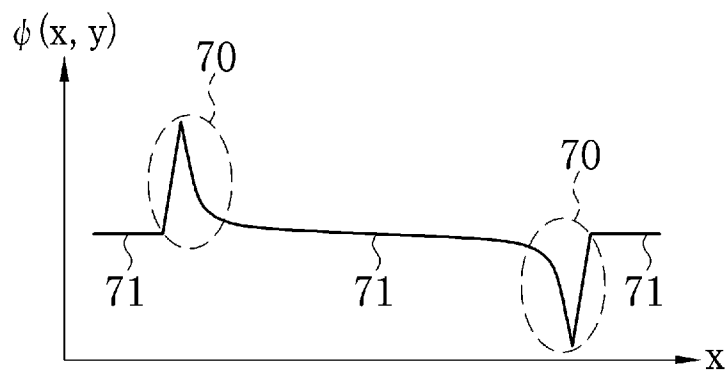
[図8]



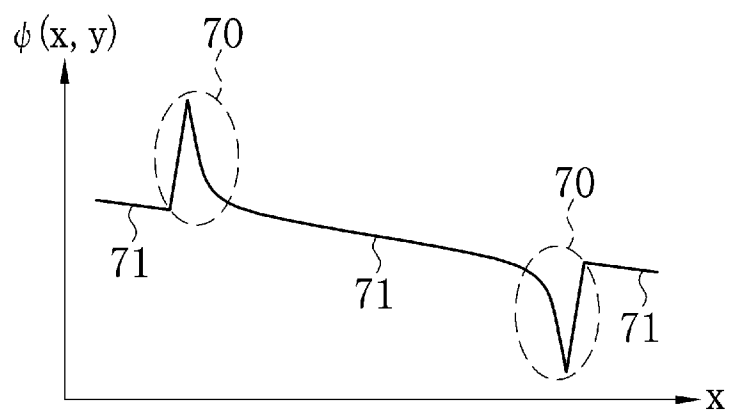
[図9]



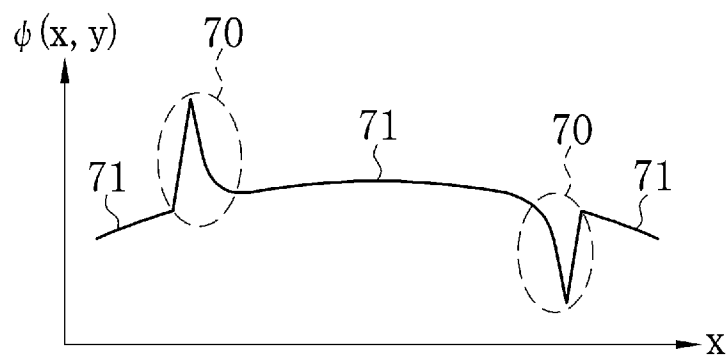
[図10]



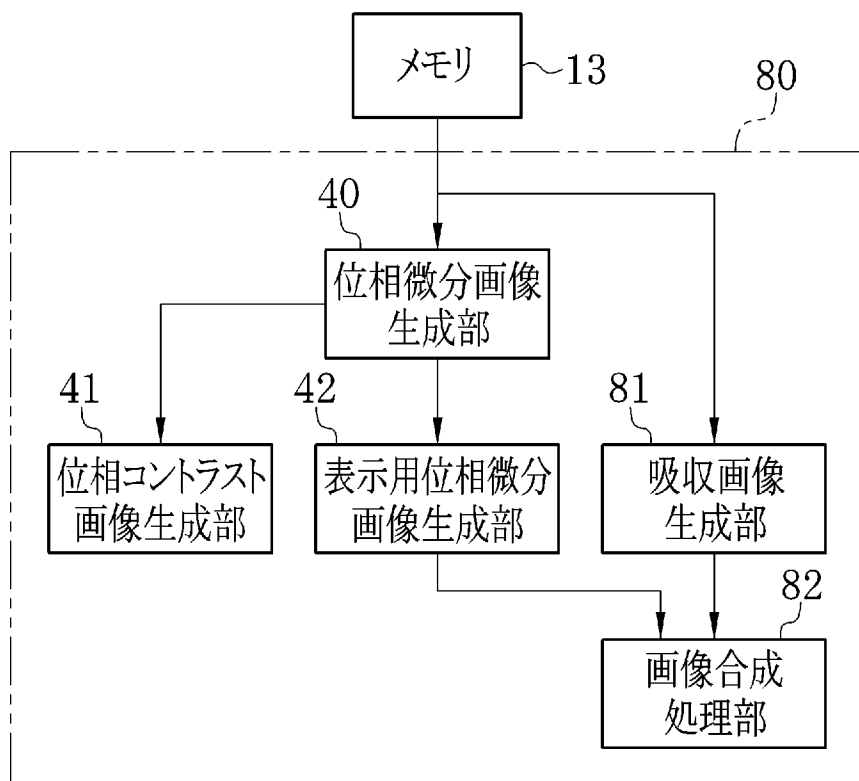
[図11]



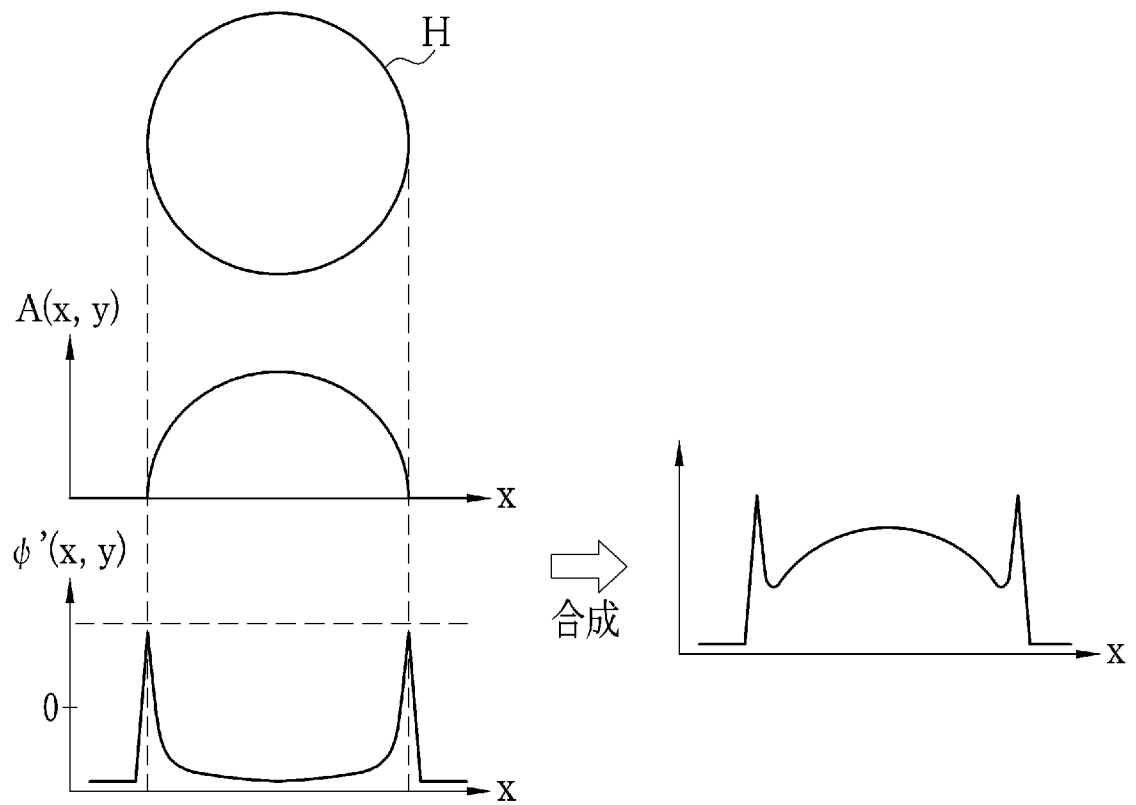
[図12]



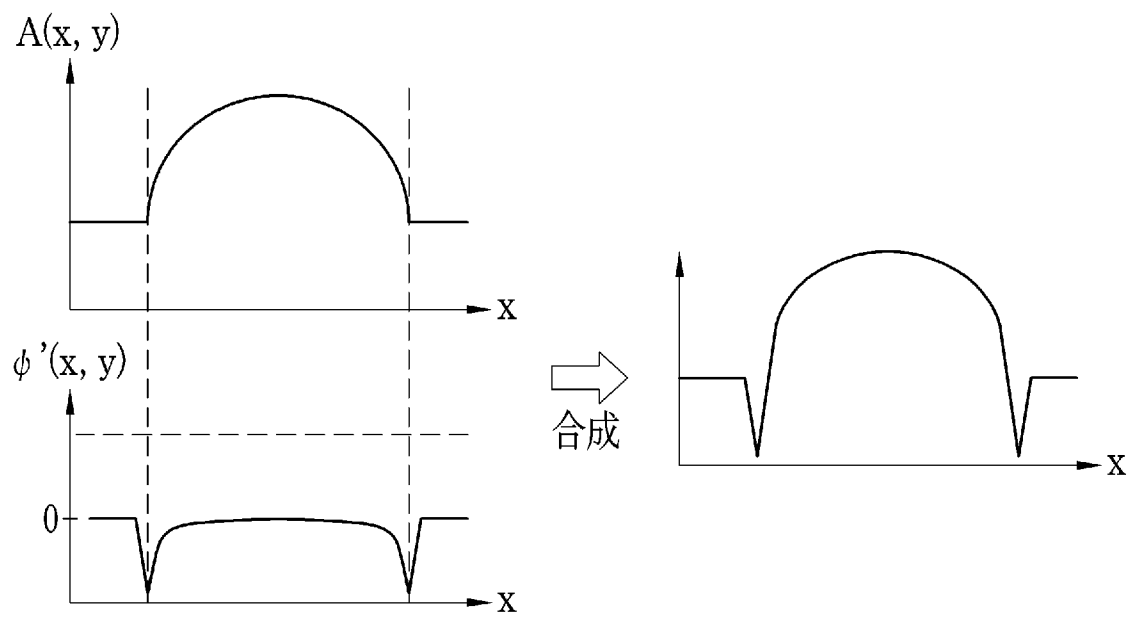
[図13]



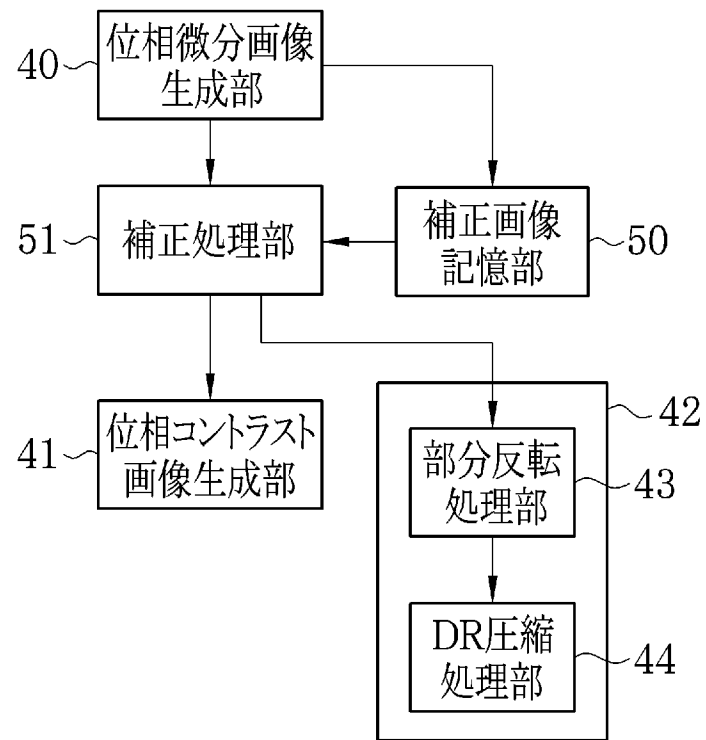
[図14]



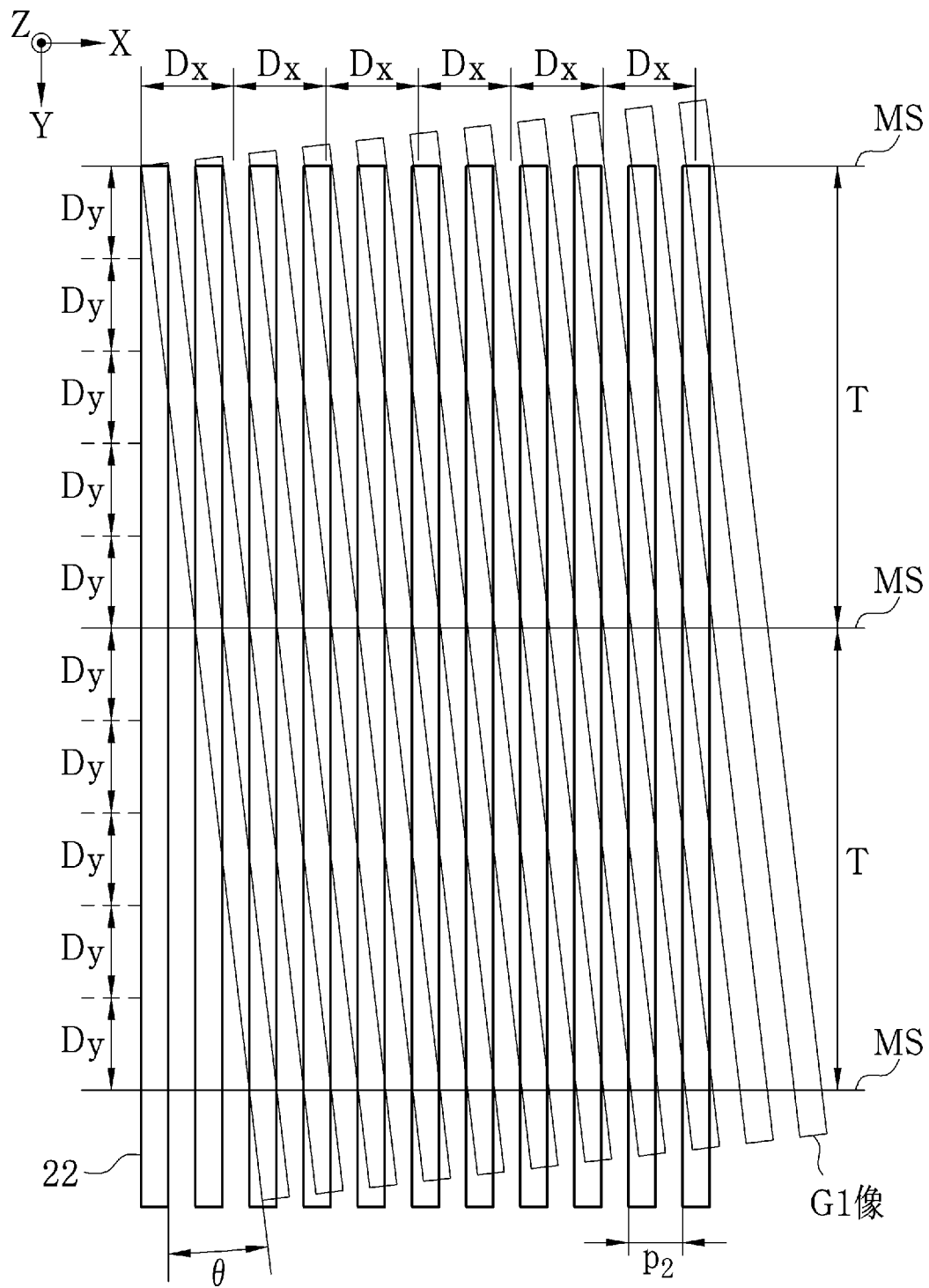
[図15]



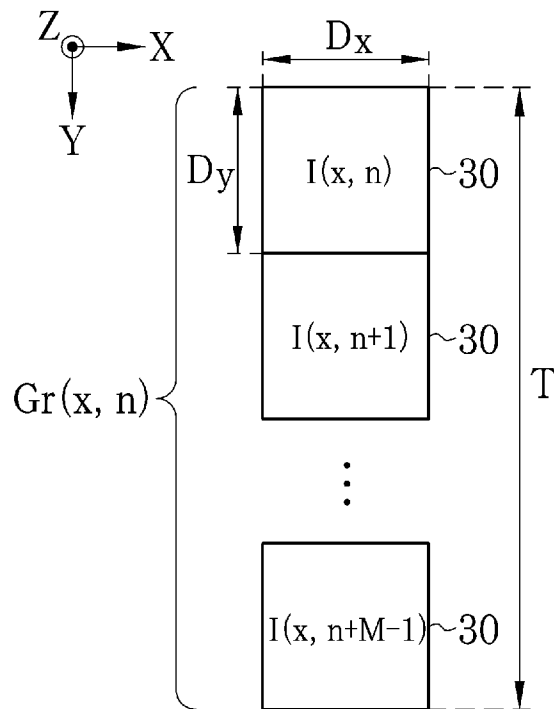
[図16]



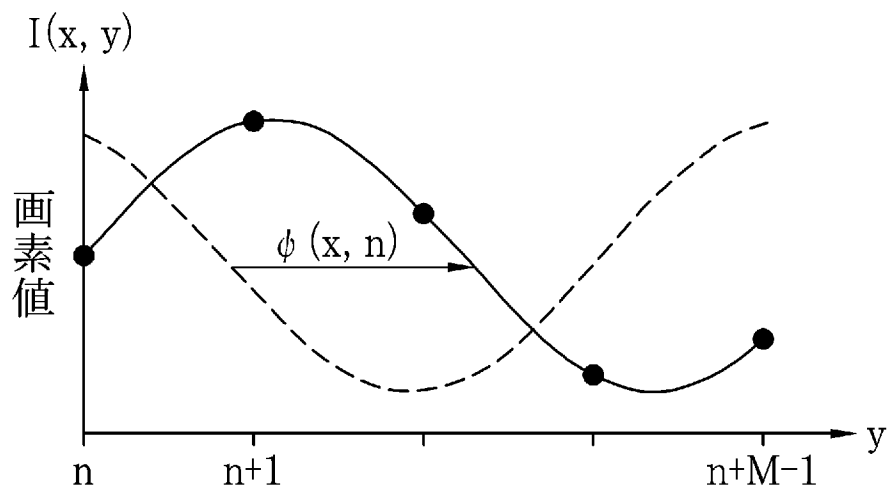
[図17]



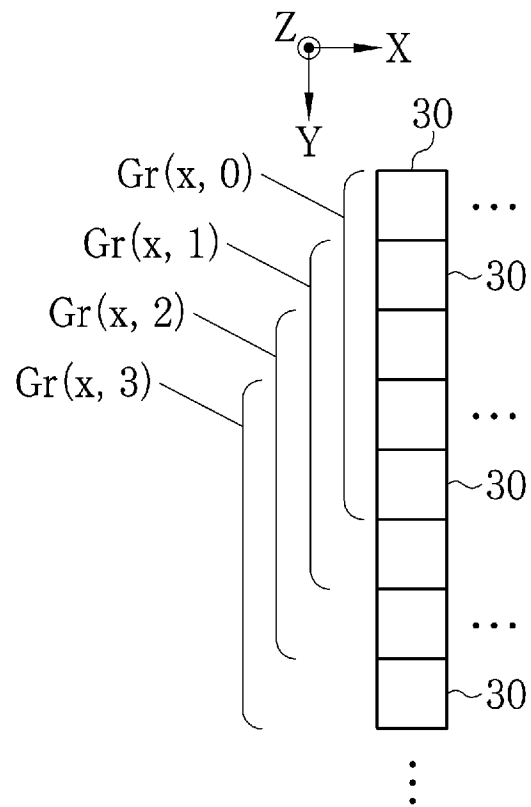
[図18]



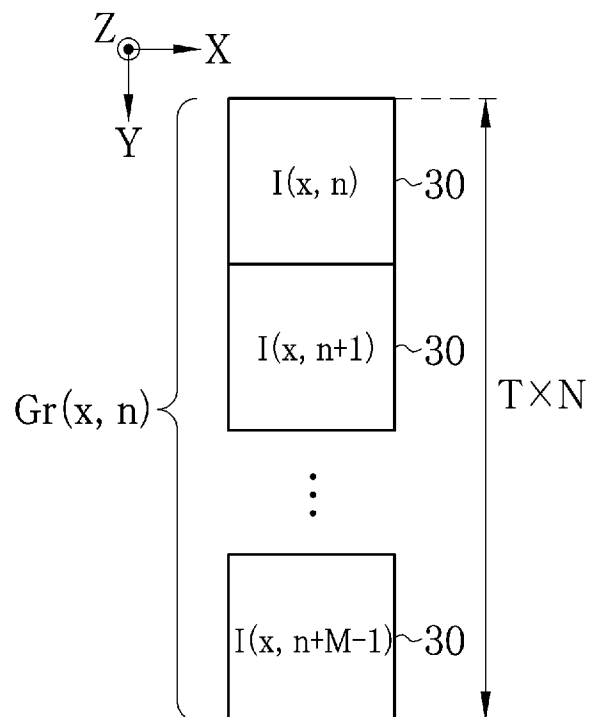
[図19]



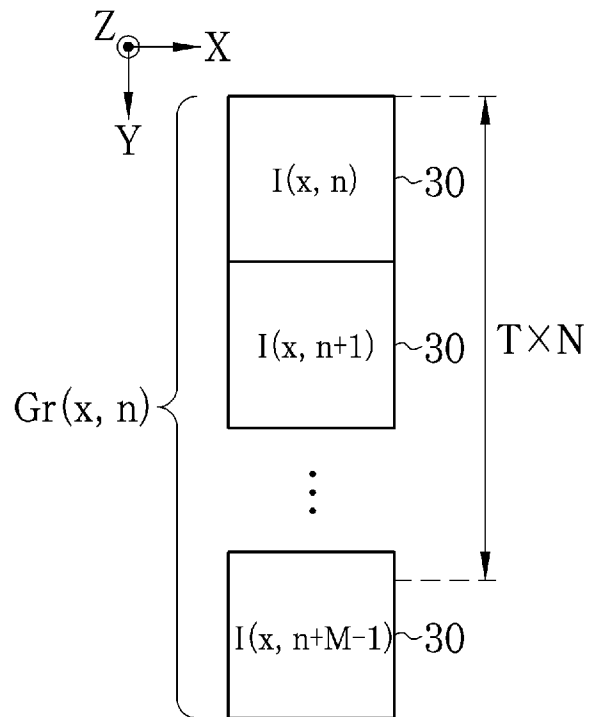
[図20]



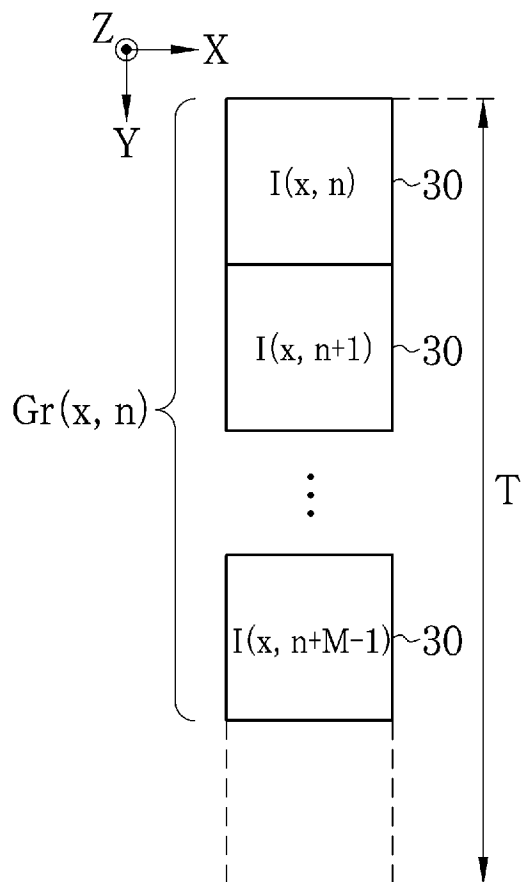
[図21]



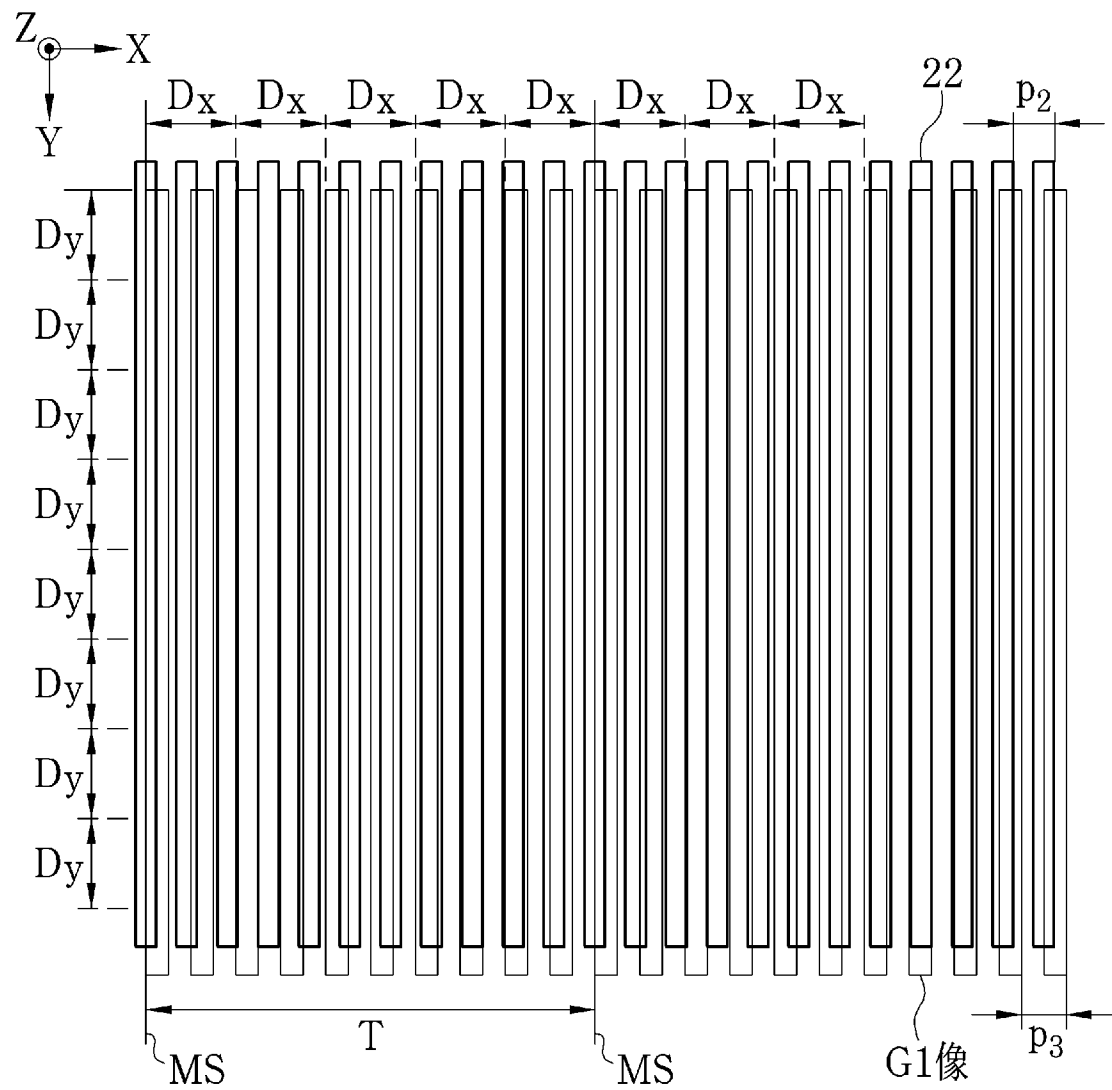
[図22]



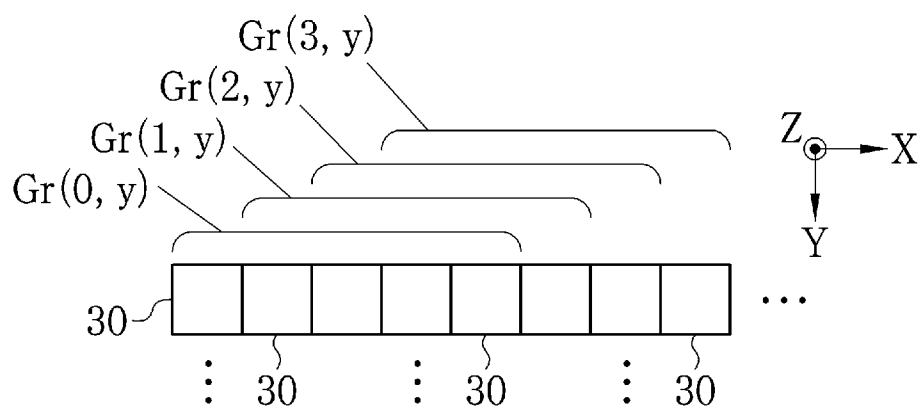
[図23]



[図24]



[図25]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/060819

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/00(2006.01) i, G01N23/04(2006.01) i, G01N23/20(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, G01N23/04, G01N23/20

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 A	JP 2009-543080 A (Paul Scherrer Institute), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraphs [0016] to [0017]; fig. 1 to 3 & US 2009/0316857 A1 & EP 1879020 A1 & WO 2008/006470 A1 & CN 101495853 A	1-3, 9-16 4-8
A	JP 2008-545981 A (Paul Scherrer Institute), 18 December 2008 (18.12.2008), entire text; fig. 1 to 12 & US 2009/0092227 A1 & EP 1731099 A1 & WO 2006/131235 A1 & CN 101257851 A	1-16
A	WO 2008/102654 A1 (Konica Minolta Medical & Graphic, Inc.), 28 August 2008 (28.08.2008), entire text; fig. 1 to 22 (Family: none)	1-16

☒ 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
31 May, 2012 (31.05.12)Date of mailing of the international search report
12 June, 2012 (12.06.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/060819

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2007/125833 A1 (The University of Tokyo), 08 November 2007 (08.11.2007), entire text; fig. 1 to 7 (Family: none)	1-16

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, G01N23/04(2006.01)i, G01N23/20(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, G01N23/04, G01N23/20

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 A	JP 2009-543080 A (パウル・シェラー・インスティトゥート) 2009.12.03, 段落[0016]-[0017], 第1-3図 & US 2009/0316857 A1 & EP 1879020 A1 & WO 2008/006470 A1 & CN 101495853 A	1-3, 9-16 4-8
A	JP 2008-545981 A (パウル・シェラー・インスティトゥート) 2008.12.18, 全文, 第1-12図 & US 2009/0092227 A1 & EP 1731099 A1 & WO 2006/131235 A1 & CN 101257851 A	1-16

☒ 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

3 1 . 0 5 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 2 . 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)

原 俊文

2 Q

4 0 7 8

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
A	WO 2008/102654 A1 (コニカミノルタエムジー株式会社) 2008.08.28, 全文, 第 1-22 図 (ファミリーなし)	1-16
A	WO 2007/125833 A1 (国立大学法人東京大学) 2007.11.08, 全文, 第 1-7 図 (ファミリーなし)	1-16