

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4137514号  
(P4137514)

(45) 発行日 平成20年8月20日(2008.8.20)

(24) 登録日 平成20年6月13日(2008.6.13)

|                                |         |              |
|--------------------------------|---------|--------------|
| (51) Int.Cl.                   | F 1     |              |
| <b>A 6 1 B</b> 6/00 (2006.01)  | A 6 1 B | 6/00 3 5 0 S |
| <b>G 0 6 T</b> 1/00 (2006.01)  | A 6 1 B | 6/00 3 5 0 N |
| <b>H 0 4 N</b> 5/325 (2006.01) | G 0 6 T | 1/00 2 9 0 A |
| <b>G 0 6 T</b> 5/20 (2006.01)  | G 0 6 T | 1/00 4 0 0 B |
| <b>G 0 1 T</b> 1/17 (2006.01)  | H 0 4 N | 5/325        |

請求項の数 3 (全 14 頁) 最終頁に続く

|           |                               |           |                    |
|-----------|-------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2002-141000 (P2002-141000)  | (73) 特許権者 | 306037311          |
| (22) 出願日  | 平成14年5月16日(2002.5.16)         |           | 富士フイルム株式会社         |
| (65) 公開番号 | 特開2003-325498 (P2003-325498A) |           | 東京都港区西麻布2丁目26番30号  |
| (43) 公開日  | 平成15年11月18日(2003.11.18)       | (74) 代理人  | 100110777          |
| 審査請求日     | 平成17年3月31日(2005.3.31)         |           | 弁理士 宇都宮 正明         |
|           |                               | (74) 代理人  | 100100413          |
|           |                               |           | 弁理士 渡部 温           |
|           |                               | (72) 発明者  | 境田 英之              |
|           |                               |           | 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 |
|           |                               |           | 富士写真フイルム株式会社内      |
|           |                               | 審査官       | 遠藤 孝徳              |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】放射線画像構成方法及びこれを使用する放射線撮像装置、並びに、放射線撮像プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線撮像装置の放射線画像構成方法であって、

第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で順次検出して得た前記複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第1群の画像信号、及び、

第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を第1の順序と逆の第2の順序で順次検出して得た前記複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第2群の画像信号、に基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、複数の位相データを求めるステップ(a)と、

ステップ(a)において求められた複数の位相データに基づいて画像データを生成するステップ(b)と、

を具備する放射線画像構成方法。

【請求項2】

第1の波長を有する放射線及び第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を発生することが可能な可変波長放射線源と、

被写体を透過した放射線の強度を検出することにより、放射線画像情報を表す画像信号を得る検出手段と、

被写体と前記検出手段との間の距離を変更するために用いられる駆動手段と、

第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で前記検出手段が順次検出を行った後、第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、第1の順序と逆の第2の順序で前記検出手段が順次検出を行うように、前記可変波長放射線源及び前記駆動手段を制御する制御手段と、

被写体からの距離が異なる複数の位置に前記検出手段を配置することにより得られた複数の画像信号に基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより複数の位相データを求め、それらの位相データに基づいて画像データを生成する画像構成手段と、

を具備する放射線撮像装置。

10

### 【請求項3】

第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で順次検出し、前記複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第1群の画像信号を得る手順(a)と、

第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を第1の順序と逆の第2の順序で順次検出し、前記複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第2群の画像信号を得る手順(b)と、

前記第1群の画像信号及び前記第2群の画像信号に基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、複数の位相データを求める手順(c)と、

20

手順(c)において求められた複数の位相データに基づいて画像データを生成する手順(d)と、

をCPUに実行させる放射線撮像プログラム。

### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

#### 【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線撮像により得られた放射線画像情報に基づいて画像を構成するために用いられる放射線撮像方法及び放射線撮像装置、並びに、放射線撮像プログラムに関する。なお、本願において、放射線とは、X線、線、線、線、紫外線等の一般的な放射線に加えて、電子線等の粒子線や電磁波を含む広義の放射線を指すものとする。

30

#### 【0002】

#### 【従来の技術】

従来より、X線等を用いた撮像方法は様々な分野で利用されており、特に医療分野においては、診断のための最も重要な手段の一つとなっている。最初のX線写真が実現されてから、X線写真法は数々の改良を重ねられ、現在では蛍光スクリーンとX線フィルムを組み合わせた方法が主流となっている。一方、近年においては、X線CTや超音波、MRI等の様々なデジタル化された装置が実用化されており、病院内での診断情報処理システム等の構築が進められようとしている。X線画像についても、撮像システムをデジタル化するための多くの研究がなされている。撮像システムをデジタル化することにより、画質の劣化を招くことなく、大量のデータを長期間保存することが可能であり、医療診断情報システムへの発展にも役立つものである。

40

#### 【0003】

ところで、このようにして得られる放射線画像は、被写体を透過した放射線の強度を画像の明度に換算することにより生成されたものである。例えば、骨部を含む領域を撮像する場合に、骨部を透過した放射線は大きく減衰し、骨部以外の部位、即ち、軟部を透過した放射線は僅かに減衰する。この場合には、異なる組織を透過した放射線の強度差が大きいので、高コントラストの放射線画像を得ることができる。

#### 【0004】

一方、例えば、乳房等の軟部領域を撮像する場合に、軟部においては全体的に放射線が透

50

過しやすいので、軟部における組織の違いが透過放射線の強度差として現れ難い。このため、軟部については、低コントラストの放射線画像しか得ることができない。このように、放射線撮像法は、軟部における僅かな組織の違いを可視化する方法としては適当ではない。

【 0 0 0 5 】

ここで、被写体を透過した放射線に含まれている情報としては、強度情報の他に位相情報がある。近年、この位相情報を利用して画像を生成する位相コントラスト法が研究されている。位相コントラスト法は、X線等が被写体を透過することにより生じた位相差を画像の明度に変換する画像構成技術である。

【 0 0 0 6 】

位相コントラスト法には、干渉計やゾンプレートを用いることにより生じた干渉光に基づいて位相差を求める手法や、回折光に基づいて位相差を求める手法がある。この内、回折光に基づいて位相差を求める回折法は、次のような原理に基づいて位相差を求める。例えば、X線は、光と同様に波が進行することにより物質中を伝搬する。その伝搬する速度は、物質が有する屈折率によって異なる。このため、位相の揃ったX線を被写体に向けて照射すると、被写体における組織の違いによりX線の伝わり方に相違が生じる。これにより被写体を透過するX線の波面が歪むので、透過X線に基づいて得られたX線画像に回折縞が生じる。この回折縞のパターンは、X線を結像させるスクリーンと被写体との距離やX線の波長によって異なっている。従って、回折縞パターンの異なる2枚以上のX線画像を解析することにより、スクリーンの各位置において生じたX線の位相差を求めることができる。この位相差を明度に換算することにより、被写体における組織の違いが明確に現れたX線画像を得ることができる。

【 0 0 0 7 】

特に、被写体の軟部を透過した後の放射線においては、透過した組織の違いにより、透過放射線において強度差よりも位相差の方が大きくなる。このため、位相コントラスト法を用いることにより、組織間の微妙な相違を可視化することができる。

【 0 0 0 8 】

このような位相コントラスト法を用いるために、放射線撮像を行う際の撮像条件や、回折縞パターンから位相を復元する手法が検討されている。例えば、T. E. Gureyevらによる「Quantitative In-Line Phase-Contrast Imaging with Multienergy X Rays」(Physical Review Letter Vol. 86, No. 25 (2001), pp. 5827-5830)には、異なる波長を有する3種類のX線を用いてX線撮像を行い、得られた画像情報に基づいて位相復元することが述べられている。

【 0 0 0 9 】

上記文献においては、X線が被写体を透過した直後のX線の位相及び強度と、被写体から所定の距離だけ離れた位置におけるX線の強度との関係に注目している。上記文献においては、X線撮像を行う際に、図8に示すような構成が想定されている。即ち、図8に示すように、波長 $\lambda_0$ 、 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ をそれぞれ有する3種類のX線は、被写体100を透過し、物体面101から距離Rだけ離れた位置に配置されているスクリーン102に入射する。

【 0 0 1 0 】

この場合に、被写体100を透過した直後のX線の強度 $I(r_0, 0, \lambda_0)$ 及び位相 $(r_0, 0, \lambda_0)$ と、スクリーン102において検出されたX線回折光の強度 $I(r_m, R, \lambda_m)$ との間には、次のような関係が成り立つ。ただし、次式(1)において、 $I(r_0, 0, \lambda_0) = \exp\{-M(r_0, 0, \lambda_0)\}$ である。

【数1】

10

20

30

40

$$A \begin{pmatrix} M(r_{\perp}, 0, \lambda_0) \\ -\nabla^2 \phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0) \\ \nabla M \cdot \nabla \phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} g_0 \\ g_1 \\ g_2 \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

ここで、 $A = \begin{pmatrix} -1 & \gamma_0 & \gamma_0 \\ -\sigma_1^3 & \sigma_1 \gamma_1 & \sigma_1^4 \lambda_1 \\ -\sigma_2^3 & \sigma_2 \gamma_2 & \sigma_2^4 \lambda_1 \end{pmatrix}$  である。

ただし、 $\sigma_m = \frac{\lambda_m}{\lambda_0}$ ,  $\gamma_m = \frac{R \lambda_m}{2\pi}$ ,  $g_m = \ln\{I(r_{\perp}, R, \lambda_m)\}$  ( $m = 0, 1, 2$ )

10

## 【0011】

式(1)において、 $M \cdot (r_{\perp}, 0, \lambda_0)$  が充分小さいときには、次のように近似することができる。

## 【数2】

$$\begin{pmatrix} -1 & \gamma_0 \\ -\sigma_1^3 & \sigma_1 \gamma_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M(r_{\perp}, 0, \lambda_0) \\ -\nabla^2 \phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} g_0 \\ g_1 \end{pmatrix} \quad \dots (2)$$

20

## 【0012】

さらに、式(2)より、被写体100を透過した直後のX線の強度及び位相は、次のように表される。

## 【数3】

$$M(r_{\perp}, 0, \lambda_0) = \frac{\lambda_0}{\Delta \lambda} (g_0 - \sigma^{-2} g_1) \quad \dots (3)$$

30

$$-\nabla^2 \phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0) = \frac{2\pi}{R \Delta \lambda} (\sigma g_0 - \sigma^{-2} g_1) \quad \dots (4)$$

式(4)における位相のラプラシアン $-\nabla^2 \phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0)$ について逆ラプラシアン演算を施すことにより、位相 $\phi(r_{\perp}, 0, \lambda_0)$ を求めることができる。さらに、この位相を画像における明度に換算することにより、被写体を表す可視画像を得ることができる。このように、式(4)を用いることにより、波長を変えて得られた少数の放射線画像に基づいて、位相復元のための演算を簡単に行うことができる。

## 【0013】

しかしながら、2~3枚程度の放射線画像に基づいて位相を復元すると、ノイズ等の影響により画質が劣化している場合に、位相復元の精度が悪くなるという問題が生じる。位相復元の精度を上げるためには、被写体に照射する放射線の波長を様々に変化させて放射線画像の枚数を増やすことが考えられるが、1つの放射線源を用いて波長を様々に変化させる場合には、波長を変更する毎に時間がかかってしまう。また、波長の異なる放射線を発生する複数の放射線源を用いる場合には、装置が大型化してしまう。一方、放射線の波長は変化させずに、物体面101とスクリーン102との距離を様々に変更して放射線画像の枚数を増やすことも考えられるが、スクリーン102の移動距離が大きくなるために装置が大型化してしまうという問題が生じる。

40

## 【0014】

【発明が解決しようとする課題】

50

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、位相コントラスト法を用いて画像構成を行う際に、短時間で効率良く撮像を行うことができると共に、推定精度の高い位相復元を行うことができる放射線撮像方法を提供することを目的とする。また、本発明は、そのような放射線撮像を行うための放射線撮像装置、並びに、そのような放射線撮像をCPUに実行させるための放射線撮像プログラムを提供することを目的とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明に係る放射線画像構成方法は、第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で順次検出して得た複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第1群の画像信号、及び、第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を第1の順序と逆の第2の順序で順次検出して得た複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第2群の画像信号とに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、複数の位相データを求めるステップ(a)と、ステップ(a)において求められた複数の位相データに基づいて画像データを生成するステップ(b)と、を具備する。

10

【0016】

また、本発明に係る放射線撮像装置は、第1の波長を有する放射線及び第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を発生することが可能な可変波長放射線源と、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより、放射線画像情報を表す画像信号を得る検出手段と、被写体と検出手段との間の距離を変更するために用いられる駆動手段と、第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で検出手段が順次検出を行った後、第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、第1の順序と逆の第2の順序で検出手段が順次検出を行うように可変波長放射線源及び駆動手段を制御する制御手段と、被写体からの距離が異なる複数の位置に検出手段を配置することにより得られた複数の画像信号に基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより複数の位相データを求め、それらの位相データに基づいて画像データを生成する画像構成手段とを具備する。

20

30

【0017】

さらに、本発明に係る放射線撮像プログラムは、第1の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を被写体からの距離が増加又は減少する第1の順序で順次検出し、複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第1群の画像信号を得る手順(a)と、第1の波長と異なる第2の波長を有する放射線を用い、被写体からの距離が異なる複数の面において、被写体を透過した放射線の強度を第1の順序と逆の第2の順序で順次検出し、複数の面における放射線画像情報をそれぞれ表す第2群の画像信号を得る手順(b)と、第1群の画像信号及び第2群の画像信号に基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元することにより、複数の位相データを求める手順(c)と、手順(c)において求められた複数の位相データに基づいて画像データを生成する手順(d)とをCPUに実行させる。

40

【0018】

本願の請求項中において、第1の波長又は第2の波長を有する放射線とは、単一波長の放射線のみを意味するものではなく、第1の波長又は第2の波長を中心波長とした複数の波長における放射線強度分布を有し、かつ、放射線強度分布の幅が狭く実質的に単一波長の放射線とみなせるものを含むものとする。

【0019】

本発明によれば、往路と復路とにおいて異なる波長を有する放射線を用い、それぞれ複数箇所において撮像を行うので、放射線の波長又は被写体と撮像面との間の距離が異なる複数の画像信号を、短時間で効率良く取得することができる。また、それらの画像信号に基

50

づいて、被写体を透過した放射線に関する位相情報を復元して画像データを生成するので、ノイズが低減された良質な画像データを得ることができる。

【0020】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照しつつ詳細に説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示すブロック図である。この放射線撮像装置は、被写体にX線を照射することにより、被写体に関する放射線画像情報を表す画像信号を出力する撮像部1と、画像信号に基づいて位相情報を復元することにより画像データを生成する画像構成部2と、撮像部1及び画像構成部2を制御する制御部3と、この放射線撮像装置に画像構成を行わせるためのプログラム等を記録する記録媒体4と、復元された位相情報に基づいて可視画像を表示する表示部5と、可視画像をフィルム等にプリント出力する出力部6とを有している。

10

【0021】

図2は、撮像部1の構成を示す模式図である。撮像部1は、放射線源11と、センサ12とを有している。放射線源11は、放射線ビームを発生する可変波長放射線源である。放射線源11としては、コヒーレント性及び単色性が高いビームを発生することができる放射線源を用いることが望ましい。ここで、単色性が高いビームとは、主に単一波長を有するビームのことをいうが、厳密に単一波長である必要はない。このため、本実施形態においては、放射線源11として、X線を発生する放射光源を用いている。放射光とは、電子を加速したり、電子の進行方向を曲げることによって発生する電磁波のことをいう。このような放射光源においては、電子の加速度等を変更することにより、発生するX線の波長を変更することができる。放射線源11から発生したX線は、被写体10を透過し、センサ12に入射して回折縞を生じる。

20

【0022】

センサ12は、X線を入射させて回折縞を生じさせるためのスクリーンとして用いられ、センサ12の各位置に入射した回折光の強度を表す検出信号を出力する。センサ12としては、例えば、CCD(coupled charge device)等のように、入射したX線の強度を電気信号に変換して出力する複数の検出素子を有する2次元センサが用いられる。

【0023】

また、撮像部1は、増幅器15と、A/D変換器16とを有している。増幅器15は、センサ12から出力された検出信号を増幅する。また、A/D変換器16は、増幅器15によって増幅された検出信号をデジタル信号(「画像信号」又は「検出データ」という)に変換する。

30

【0024】

さらに、撮像部1は、センサ12を保持する保持部13と、保持部13を移動可能な状態で支持しているレール14と、保持部13を駆動するセンサ駆動部17とを有している。センサ駆動部17は、後述する制御部3の制御の下で保持部13を駆動することにより、被写体10とセンサ12との距離を変化させる。なお、以下において、被写体10とセンサ12との間の距離を、「撮像距離」という。

40

【0025】

再び、図1を参照すると、画像構成部2は、記憶部21と、位相復元部22と、平均値算出部23と、画像処理部24とを含んでいる。記憶部21は、撮像部1から出力された検出データを一時的に記憶する。また、位相復元部22は、波長の異なる2種類のX線によってそれぞれ得られた撮像距離の等しい2つの検出データに基づいて、撮像距離ごとに位相情報を復元する。さらに、平均値算出部23は、撮像距離ごとに復元された複数の位相情報の平均値を求める。また、画像処理部24は、復元された位相情報の平均値に基づいて画像データを生成すると共に、生成された画像データに対して階調処理等の所定の画像処理を施す。

【0026】

50

画像構成部 2 は、デジタル回路で構成しても良いし、ソフトウェアと CPU で構成しても良い。後者の場合には、画像構成部 2 の各部 2 1 ~ 2 4 に所定の処理を行わせるための画像構成プログラムを記録媒体 4 に記録し、CPU を含む制御部 3 が、記録媒体 4 に記録された画像構成プログラムに基づいて検出データを処理する。記録媒体 4 としては、フレキシブルディスク、ハードディスク、MO、MT、RAM、CDROM、又は、DVDROM 等が該当する。

制御部 3 は、画像構成部 2 の各部 2 1 ~ 2 4 における動作を制御すると共に、撮像部 1 に含まれるセンサ駆動部 1 7 や放射線源 1 1 の動作を制御する。

【0027】

表示部 5 は、例えば、CRT 等のディスプレイ装置であり、画像構成部 2 において復元された位相情報を表す画像データに基づいて可視画像を表示する。また、出力部 6 は、例えば、レーザプリンタであり、画像データに基づいて可視画像をフィルム等にプリント出力する。

10

【0028】

次に、図 1 ~ 図 4 を参照しながら、本発明の一実施形態に係る放射線撮像方法について説明する。図 3 は、本発明の一実施形態に係る放射線撮像方法を示すフローチャートである。本実施形態においては、波長又は撮像距離を変えて回折縞画像を撮像し、これらの回折縞画像情報を表す画像信号に基づいて、位相コントラスト法を用いて可視画像を構成する。なお、以下において、放射線撮像に用いられる波長  $\lambda_0$  又は  $\lambda_1$  を有する光とは、波長  $\lambda_0$  又は  $\lambda_1$  を中心波長とする単色性の高い光のことをいい、厳密に波長  $\lambda_0$  又は  $\lambda_1$  の単一波長の光でなくても良い。

20

【0029】

まず、ステップ S 1 において、放射線源によって生成される X 線の波長を  $\lambda_0$  に設定し、被写体からの距離が増加するようにセンサ 1 2 の位置を変更しながら、往路の X 線撮像を行う。即ち、図 4 の (a) に示すように、まず、センサ 1 2 を  $z = z_1$  の位置に配置し、被写体 1 0 に X 線を照射することにより X 線撮像を行う。次に、センサ 1 2 を  $z = z_2$  の位置に移動させて X 線撮像を行う。さらに、 $z = z_3$  の位置においても、同様に X 線撮像を行う。

【0030】

ステップ S 1 における X 線撮像により、それぞれの撮像距離面において画素  $(x, y)$  に入射した回折光の強度を表す検出データ  $I_{0,1}(x, y)$ 、 $I_{0,2}(x, y)$ 、及び、 $I_{0,3}(x, y)$  が画像構成部 2 に順次入力され、記憶部 2 1 に記憶される。これらの検出データは、それぞれの撮像距離面における回折縞画像情報を表している。

30

【0031】

次に、ステップ S 2 において、図 4 の (b) に示すように、放射線源によって生成される X 線の波長を  $\lambda_1$  に変更し、被写体からの距離が減少するようにセンサ 1 2 の位置を変更しながら、復路の X 線撮像を行う。これにより、撮像距離  $z = z_3$ 、 $z_2$ 、 $z_1$  面における回折縞画像情報をそれぞれ表す検出データ  $I_{1,3}(x, y)$ 、 $I_{1,2}(x, y)$ 、及び、 $I_{1,1}(x, y)$  が、記憶部 2 1 に順次記憶される。

【0032】

次に、ステップ S 3 及び S 4 において、画像構成部 2 は、記憶部 2 1 に記憶されている検出データ  $I_{0,1} \sim I_{1,3}$  の内、撮像距離の等しい検出データに基づいて、被写体を透過した直後の X 線の位相  $\phi_N(x, y)$  を復元する。ここで、 $N = 1, 2, 3$  である。

40

【0033】

ステップ S 3 においては、位相復元部 2 2 は、撮像距離  $z_1$  において得られた検出データ  $I_{0,1}(x, y)$  及び  $I_{1,1}(x, y)$  に基づいて、位相  $\phi_1(x, y)$  のラプラシアン  $f_1(x, y) = \nabla^2 \phi_1(x, y)$  を求める。

【0034】

ここで、波長  $\lambda_0$  及び  $\lambda_1$  を有する 2 種類の X 線を用いて撮像距離  $z_N$  において得られた検出データ  $I_{0,N}(x, y)$  及び  $I_{1,N}(x, y)$  を用いると、位相ラプラシアン  $f_N(x, y)$

50

$y$ ) は、次のように表される。

【数 4】

$$f_N(x, y) = -\nabla^2 \phi_N(x, y) = \frac{2\pi}{z_N \Delta \lambda} \{ \sigma g_{0,N} - \sigma^{-2} g_{1,N} \} \quad \dots (5)$$

ここで、

$$g_{0,N} = \ln \{ I_{0,N}(x, y) \} \quad \dots (6)$$

$$g_{1,N} = \ln \{ I_{1,N}(x, y) \} \quad \dots (7)$$

$$= \ln \{ I_{0,N} / I_{1,N} \}, \quad = \ln \{ I_{1,N} / I_{0,N} \}, \quad N = 1, 2, 3$$

である。

【0035】

従って、検出データ  $I_{0,1}(x, y)$  及び  $I_{1,1}(x, y)$  を式 (6) 及び式 (7) にそれぞれ代入して  $g_{0,1}$  及び  $g_{1,1}$  を求め、さらに、 $g_{0,1}$  及び  $g_{1,1}$  を式 (5) に代入することにより、位相のラプラシアン  $f_1(x, y)$  が求められる。なお、式 (5) の導出については、T. E. Gureyev らによる「Quantitative In-Line Phase-Contrast Imaging with Multienergy X Rays」(Physical Review Letter Vol. 86, No. 25 (2001), pp. 5827-5830) を参照されたい。

【0036】

ステップ S4 においては、位相復元部 22 は、位相のラプラシアン  $f_1(x, y)$  に対して逆ラプラシアン演算を施すことにより、位相  $\phi_1(x, y)$  を求める。

ここで、逆ラプラシアン演算について、詳しく説明する。 $f_N(x, y)$  のフーリエ変換は、次式 (8) のように表される。

【数 5】

$$F[f_N(x, y)] = F[-\nabla^2 \phi_N(x, y)] = -4\pi^2(u^2 + v^2)F[\phi_N(x, y)] \quad \dots (8)$$

ここで、 $F[ ]$  はフーリエ変換を示す。

また、 $u$ 、 $v$  は、 $x$ 、 $y$  に対応する空間周波数である。

【0037】

これより、位相  $\phi_N(x, y)$  は次式 (9) のように表される。

【数 6】

$$\phi_N(x, y) = F^{-1} \left[ -\frac{1}{4\pi^2(u^2 + v^2)} F[f_N(x, y)] \right] \quad \dots (9)$$

ここで、 $F^{-1}[ ]$  は逆フーリエ変換を示す。

【0038】

この式 (9) を利用することにより、逆ラプラシアン演算を行うことができる。即ち、 $f_N(x, y)$  をフーリエ変換し、 $\{ -4\pi^2(u^2 + v^2) \}^{-1}$  を掛け、さらに、これを逆フーリエ変換することにより、復元された位相  $\phi_N(x, y)$  を得ることができる。

【0039】

ここで、 $|u|$  及び  $|v|$  が所定の値以下となる範囲内で  $\{ -4\pi^2(u^2 + v^2) \}^{-1}$  を予め算出しておき、式 (9) に示す演算を行う際にこれを利用しても良い。即ち、所定の値  $const$  を設定すると、 $|u|, |v| \leq const$  の場合には、式 (9) に

10

20

30

40

50



において次式の値を用いる。

$$\{ -4 \sqrt{u^2 + v^2} \}^{-1} = (\text{予め算出された値})$$

また、 $|u|, |v| > \text{const}$  の場合には、式(9)において、次式の値を用いる。

$$\{ -4 \sqrt{u^2 + v^2} \}^{-1} = 0$$

これにより、逆ラプラシアン演算を高速に行うことができる。

【0040】

このようなステップS3及びS4における処理を、撮像距離 $z_2$ において得られた検出データ $I_{0,2}(x, y)$ 及び $I_{1,2}(x, y)$ を用いて行い、位相 $\phi_2(x, y)$ を求める。同様に、撮像距離 $z_3$ において得られた検出データ $I_{0,3}(x, y)$ 及び $I_{1,3}(x, y)$ を用いて、位相 $\phi_3(x, y)$ を求める。

10

【0041】

次に、ステップS5において、平均値算出部23は、次式(10)を用いて位相 $\phi_1(x, y) \sim \phi_3(x, y)$ の平均値を算出する。

【数7】

$$\phi(x, y) = \frac{1}{3} \sum_{N=1,2,3} \phi_N(x, y) \quad \dots (10)$$

20

これにより、ノイズのレベルを $1/3$ とし、SN比を3倍にすることができる。一般に、N個の位置において取得したN組の検出データを用いることにより、SN比をN倍にすることができる。

【0042】

次に、ステップS6において、画像処理部24は、位相 $\phi(x, y)$ に基づいて画像データを生成する。すなわち、画像処理部24は、それぞれの画素における位相 $\phi(x, y)$ を、明度を表すデータに変換すると共に、階調処理や補間処理等の必要な画像処理を施す。

最後に、ステップS7において、表示部5や出力部6は、このようにして生成された画像データに基づいて可視画像を画面やフィルム等に表示する。

30

【0043】

本実施形態においては、往路と復路において、撮像距離を変更しながら3回ずつ撮像を行ったが、撮像距離を変更しながら2回ずつ、或いは、4回ずつ以上撮像を行っても良い。撮像回数、即ち、撮像箇所を増やす場合には、位相情報を復元する際に用いられる情報量が増えるので、位相復元の精度を一層高めることができる。

【0044】

また、本実施形態においては、被写体を撮像する際にX線を用いているが、被写体を透過することにより回折縞を生じるビームであればX線に限らず用いることができる。このようなビームとして、例えば、電子線を含む粒子線等が挙げられる。

【0045】

さらに、本実施形態においては、被写体を撮像する際に放射光源を用いているが、放射光ではないビームを発生する放射線源を用いても良い。例えば、立命館大学が開発した電子蓄積型高輝度硬X線発生装置は、卓上型でありながら放射光並みに輝度及び指向性の高いX線を発生することができる。この装置が発生するX線はコヒーレント性を有しており、また、単一波長ではないが、単色化結晶と組み合わせることにより、単色化することが可能である。また、技術研究組合フェムト秒テクノロジー研究機構(FESTA)が開発した線源は、逆コンプトン散乱の原理に基づいて極短パルス高輝度X線を発生する。この線源は、小型で持ち運びが可能であり、コヒーレント性を有すると共に、指向性及び単色性の高いX線を発生することができる。

40

【0046】

50

放射線源として点放射線源を用いる場合には、画像構成部においてデータ処理を行う前に、X線撮像によって得られた検出データに対して拡大率を含めて補正することが望ましい。図5は、点放射線源を用いる際に画像構成部において行われる補正について説明するための図である。図5において、X線の拡がり角度の仮想原点Oと被写体10との距離をとする。この場合に、 $z = z_N$ に配置されているN番目のセンサにおける画像の拡大率は、 $(z_N + \quad) / \quad$ となる。従って、検出データ $I_N$ に対して、 $\quad / (z_N + \quad)$ を乗算する縮小処理を施せば良い。

#### 【0047】

次に、本発明の一実施形態に係る放射線撮像装置の変形例について、図6を参照しながら説明する。図6に示す放射線撮像装置は、読取り部8及び撮像部7を有している。その他の構成については、図1に示す放射線撮像装置と同様である。

10

#### 【0048】

撮像部7においては、X線を入射させて回折縞画像を生じさせるためのスクリーンとして、図2に示す撮像部1におけるセンサ12の替わりに、輝尽性蛍光体シート(記録シート)が用いられる。

輝尽性蛍光体(蓄積性蛍光体)とは、放射線を照射するとその放射線エネルギーの一部が蓄積され、その後、可視光等の励起光を照射すると、蓄積されたエネルギーに応じて輝尽発光する物質である。この輝尽性蛍光体を塗布したシートに人体等の被写体の放射線画像を撮像記録し、この輝尽性蛍光体シートをレーザー光等の励起光で走査すると輝尽発光光が生じるので、この光を光電的に読み取ることにより検出データを得ることができる。この検出データを適切に処理した後、CRT等のディスプレイに出力したり、レーザープリンタ等によりフィルムに印刷して、放射線画像を可視画像として表示することができる。

20

#### 【0049】

図6に示す読取り部8は、記録シートに記録された放射線画像を読み取るために用いられる。ここで、図7を参照しながら、読取り部8の構成及び動作について説明する。画像情報が記録された記録シート80は、読取り部8の所定位置にセットされる。記録シート80は、モータ81により駆動されるシート搬送手段82により、矢印Y方向に搬送される。一方、レーザー光源83より発振したビームL1は、モータ84により駆動されて矢印方向に高速回転する回転多面鏡85により反射偏向され、収束レンズ86を通過する。その後、ビームL1は、ミラー87により光路を変えて、記録シート80を矢印X方向に走査する。この走査により、励起光L2が記録シート80に照射され、照射された部分からは蓄積記録されている放射線画像情報に応じた光量の輝尽発光光L3が発散される。輝尽発光光L3は、光ガイド88により導かれ、フォトマルチプライヤ(光電子増倍管)89により光電的に検出される。フォトマルチプライヤ89から出力されたアナログ信号は、増幅器90により増幅され、A/D変換器91によりデジタル化される。A/D変換器91から出力された検出信号(データ)は、画像構成部2に入力される。

30

#### 【0050】

撮像部7において、往路と復路とにおいて放射線の波長を変えると共に、撮像距離を変えて複数枚の記録シートを用いて放射線撮像を行い、読取り部8において、それぞれの記録シートから画像情報を読み取ることにより、波長又は撮像距離の異なる複数の回折縞画像情報を表す検出信号が得られる。画像構成部2は、これらの検出信号に基づいて位相復元を行い、画像データを生成する。画像構成部2における処理については、図3を用いて説明したのと同様である。

40

#### 【0051】

##### 【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、往路と復路とにおいて異なる波長を有するビームを用い、それぞれ複数箇所において撮像を行うので、波長又は撮像距離の異なる複数の回折縞画像情報を表す画像信号を、短時間で効率良く取得することができる。また、撮像距離の異なる面において得られた回折縞画像情報を表す画像信号に基づいて複数の位相を復元し、これらの位相を平均することにより位相情報を求めるので、精度の高い位相復元を行

50

うことができる。従って、位相コントラスト法によって、ノイズが低減された良好な画質の可視画像を得ることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】 図 1 に示す撮像部の構成を示す模式図である。

【図 3】 本発明の一実施形態に係る放射線撮像方法を示すフローチャートである。

【図 4】 本発明の一実施形態に係る放射線撮像方法において行われる撮像動作を説明するための模式図である。

【図 5】 点放射線源を用いる場合における検出データの補正について説明するための図である。

10

【図 6】 本発明の一実施形態に係る放射線撮像装置の変形例を示すブロック図である。

【図 7】 図 6 に示す読取り部の構成を示す模式図である。

【図 8】 位相復元の原理を説明するための図である。

【符号の説明】

1、7 撮像部

2 画像構成部

3 制御部

4 記録媒体

5 表示部

6 出力部

20

8 読取り部

10、100 被写体

11 放射線源

12 センサ

13 保持台

14 レール

15、90 増幅器

16、91 A / D 変換器

17 センサ駆動部

21 記憶部

30

22 位相復元部

23 平均値算出部

24 画像処理部

80 輝尽性蛍光体シート（記録シート）

81 モータ

82 シート搬送手段

83 レーザ光源

84 モータ

85 回転多面鏡

86 収束レンズ

40

87 ミラー

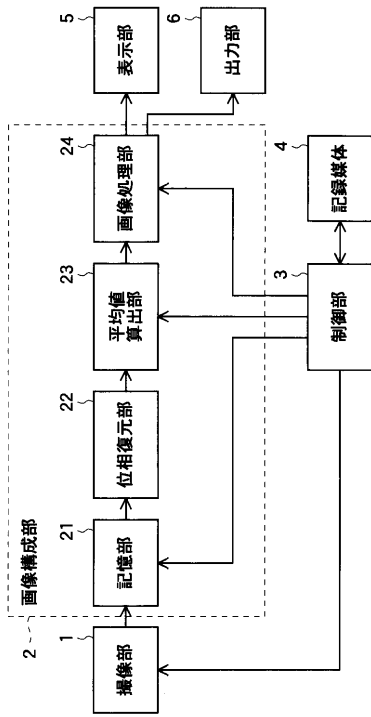
88 光ガイド

89 フォトマルチプライヤ（光電子増倍管）

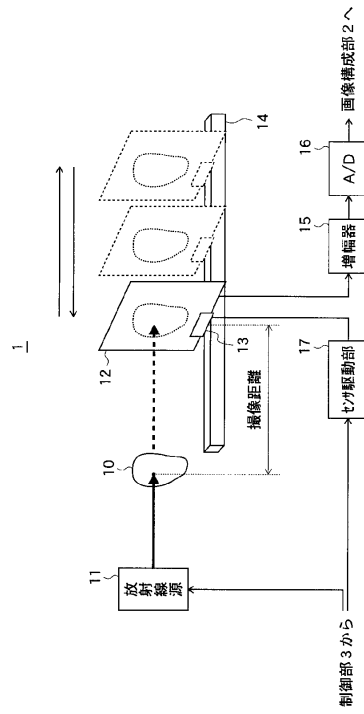
101 物体面

102 スクリーン

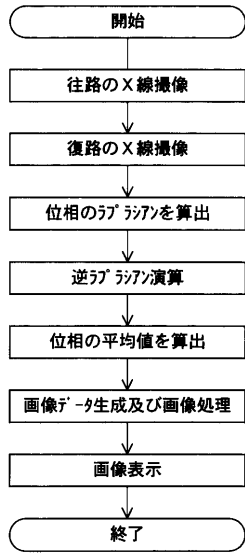
【図1】



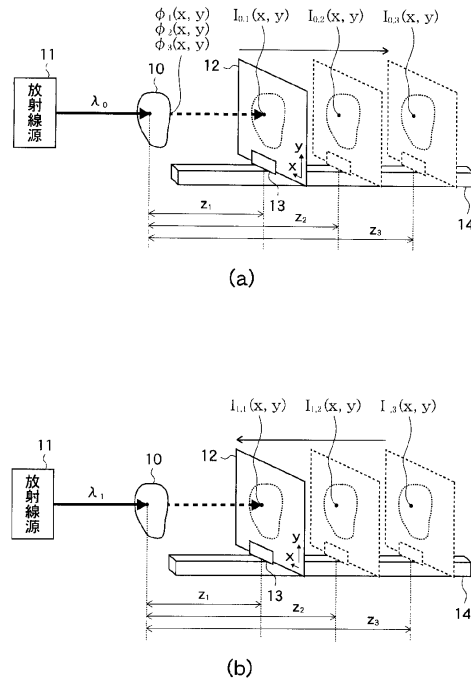
【図2】



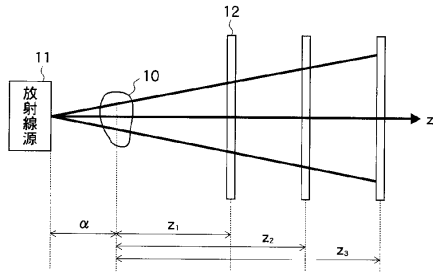
【図3】



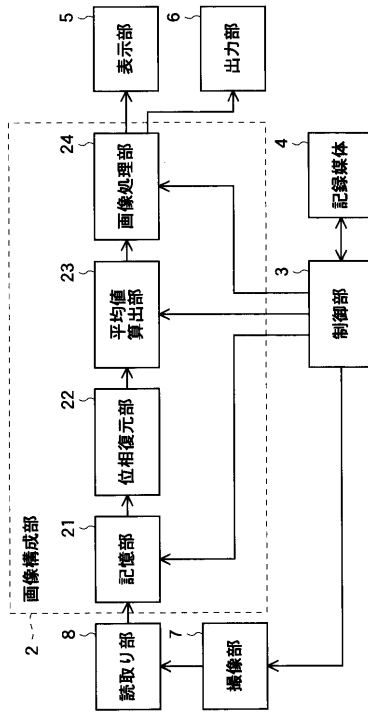
【図4】



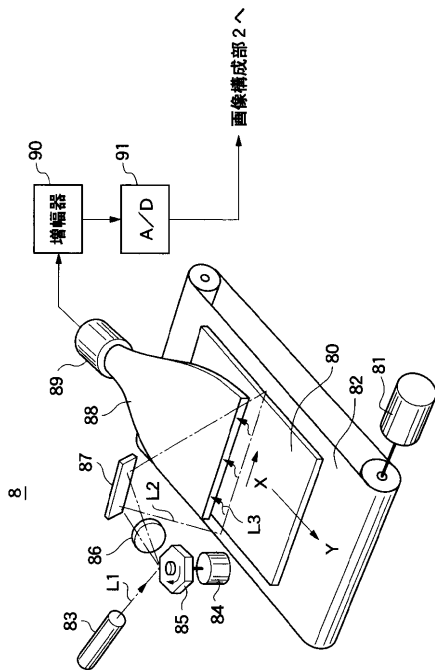
【図5】



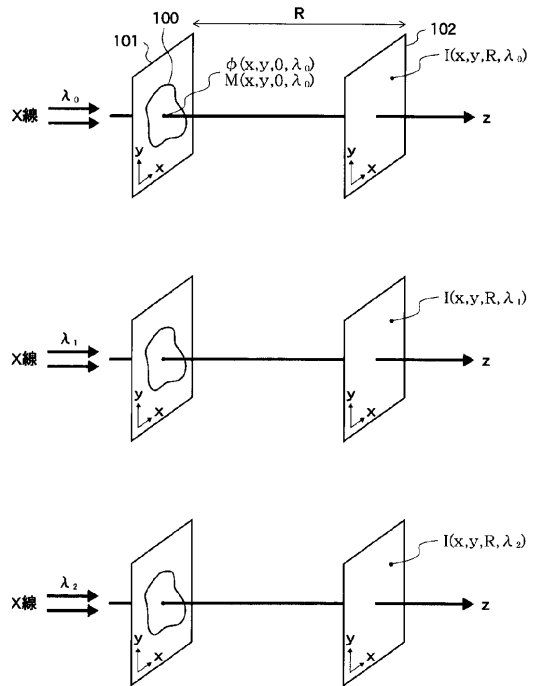
【図6】



【図7】



【図8】



## フロントページの続き

|                |              |                  |         |       |   |
|----------------|--------------|------------------|---------|-------|---|
| (51)Int.Cl.    |              | F I              |         |       |   |
| <b>G 0 3 B</b> | <b>42/02</b> | <b>(2006.01)</b> | G 0 6 T | 5/20  | B |
|                |              |                  | G 0 1 T | 1/17  | Z |
|                |              |                  | G 0 3 B | 42/02 | Z |

(56)参考文献 特開平9 - 2 3 7 6 0 3 ( J P , A )  
 特開平 1 1 - 5 1 8 8 1 ( J P , A )  
 特開平 9 - 1 8 7 4 5 5 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 0 - 3 4 7 3 2 7 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 1 - 2 9 9 7 3 3 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 2 - 1 0 2 2 1 5 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 1 - 2 3 8 8 7 1 ( J P , A )  
 特開 2 0 0 3 - 1 1 6 8 2 7 ( J P , A )  
 特表平 1 1 - 5 0 2 6 2 0 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 1 - 5 1 1 9 0 3 ( J P , A )  
 特表 2 0 0 1 - 5 0 6 1 6 0 ( J P , A )  
 国際公開第 0 0 / 2 0 9 2 9 ( W O , A 1 )  
 米国特許出願公開第 2 0 0 1 / 3 8 6 8 0 ( U S , A 1 )  
 Brendan. E. Allman, Phillip J. McMahon, Justine B. Tiller, Keith A. Nugent, David Pang  
 anin, Anton Barty, Ian McNulty, Scan P. Frigo, Yuxin Wang, and Cornelia C. Retsch , "No  
 ninterferometric quantitative phase imaging with soft x rays" , Journal of the Optical  
 Society of America A , 米国 , Optical Society of America , 2 0 0 0 年 1 0 月 , 第 1 7 卷、第  
 1 0 号 , p . 1 7 3 2 - 1 7 4 3  
 Timur E. Gureyev, Carsten Raven, Anatoly Snigirev, Irina Snigireva, Stephen W. Wilkins  
 , "Hard X-ray quantitative non-interferometric phase-contrast imaging" , PROCEEDINGS OF  
 SPIE , 米国 , The International Society for Optical Engineering , 1 9 9 9 年 2 月 2 1 日  
 , 第 3 6 5 9 卷、第 1 号 , p . 3 5 6 - 3 6 4  
 T. E. Gureyev, S. Mayo, S. W. Wilkins, D. Paganin, and A. W. Stevenson, "Quantitative  
 In-Line Phase-Contrast Imaging with Multienergy X Rays " , PHYSICAL REVIEW LETTERS , 米  
 国 , The American Physical Society , 2 0 0 1 年 6 月 1 8 日 , 第 8 6 卷、第 2 5 号 , p . 5  
 8 2 7 - 5 8 3 0

## (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 6/00 - 6/14  
 G06T 1/00  
 H04N 5/30 - 5/335  
 G06T 5/00 - 5/50  
 G01T 1/00 - 1/40  
 G03B 42/00 - 42/08  
 G01N 23/00 - 23/227  
 JSTPlus(JDreamII)  
 JMEDPlus(JDreamII)  
 JST7580(JDreamII)