

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4137574号
(P4137574)

(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

A 6 1 B	6/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 5 O S
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/00	3 5 O N
H 0 4 N	5/325	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 O A
G 0 6 T	5/20	(2006.01)	G 0 6 T	1/00	4 0 O B
G 0 1 T	1/17	(2006.01)	H 0 4 N	5/325	

請求項の数 4 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2002-285252 (P2002-285252)

(22) 出願日

平成14年9月30日 (2002.9.30)

(65) 公開番号

特開2004-113708 (P2004-113708A)

(43) 公開日

平成16年4月15日 (2004.4.15)

審査請求日

平成17年3月31日 (2005.3.31)

(73) 特許権者 306037311

富士フィルム株式会社

東京都港区西麻布2丁目26番30号

(74) 代理人 100110777

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
富士写真フィルム株式会社内

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】

被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式 TIE を用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像装置であって、

エネルギーが 16 keV 以上 30 keV 以下である異なる波長 λ を有する複数の放射線を発生する放射線源と、

前記放射線源から発生され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検出データ D を得る検出手段と、

被写体を透過した異なる波長を有する複数の放射線の強度を検出することにより得られた複数の検出データ D に基づいて、位相のラプラシアン f を求め、求めた位相のラプラシアン f に対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、被写体を透過した放射線の位相情報を復元して位相データ ϕ を求め、それらの位相データ ϕ 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。

【請求項 2】

被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式 TIE を用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像装置であって、

エネルギーが 16 keV 以上 30 keV 以下である所定の波長 λ を有する放射線を発生

10

20

する放射線源と、

前記放射線源から発生され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検出データ₁を得る検出手段と、

被写体と前記検出手段との間の距離_zを変更するために用いられる駆動手段と、

被写体を透過した放射線の強度を異なる距離_zにおいて検出することにより得られた複数の検出データ₁に基づいて、位相のラプラシアン_fを求め、求めた位相のラプラシアン_fに対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、被写体を透過した放射線の位相情報を復元して位相データ₂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】

放射線源より放射線を発生し、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式TIEを用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像プログラムであって、

前記放射線源を制御し、エネルギーが16keV以上30keV以下の異なる波長を有する放射線を発生させる手順(a)と、

被写体を透過した異なる波長を有する放射線の強度を検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順(b)と、

位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順(c)と、

20

をCPUに実行させる放射線撮像プログラム。

【請求項4】

放射線源より放射線を発生し、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式TIEを用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像プログラムであって、

前記放射線源を制御し、エネルギーが16keV以上30keV以下の所定の波長を有する放射線を発生させる手順(a)と、

被写体を透過した放射線の強度を異なる距離において検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順(b)と、

位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順(c)と、

30

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、γ線、β線、α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。

【0002】

40

【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。

50

【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等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、従来の放射線撮像法は、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。10

【0005】

ここで、被写体を透過した放射線等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。

【0006】

位相コントラスト法には、干渉計やゾーンプレートを用いることにより生じた干渉X線に基づいて位相差を求める手法や、回折X線に基づいて位相差を求める手法がある。この内、回折X線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。2030

【0007】

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ので、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。このような位相コントラスト法を用いるために、放射線撮像における撮像条件や、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。

【0008】

下記の非特許文献1には、軟X線撮像を行うことによって得られた画像情報に基づいて位相復元を行い、X線画像を構成することが述べられている。この文献においては、位相復元の基本式であるTIE(transport of intensity equation)が用いられている。ここで、 r はベクトルである。40

【数1】

$$\kappa \frac{\partial I(r)}{\partial z} = -\nabla_{\perp} \cdot \{I(r) \nabla_{\perp} \phi(r)\} \quad \cdots (1)$$

ただし、 $r = (x, y, z)$ で、 $\nabla_{\perp} = \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y} \right)$ である。

また、 κ は波数である。

【0009】

次に、位相復元の原理について、図12を用いて説明する。図12に示すように、波長を有するX線は、図の左側から入射し、物体面101を透過し、物体面101から距離zだけ離れたスクリーン102に入射する。ここで、スクリーン102上の位置(x, y)におけるX線の強度をI(x, y)、位相をφ(x, y)とする。このとき、強度I(x, y)と位相φ(x, y)との間には、次式に示す関係が成り立つ。ここで、強度Iは、波の振幅の2乗である。

【数2】

$$\frac{2\pi}{\lambda} \frac{\partial I(x,y)}{\partial z} = -\nabla \cdot \{I(x,y) \nabla \phi(x,y)\} \quad \cdots(2)$$

10

式(2)において $\kappa = 2/\lambda$ とおき、(x, y)成分をベクトルrに書き換えると、式(1)に示すTIEが導かれる。

【0010】

しかしながら、このようなTIEを解くことは困難であるため、TIEは、主に近似して用いられていた。下記の非特許文献2には、硬X線撮像によって得られた画像情報に基づいて位相復元を行い、X線画像を構成することが述べられている。この文献においては、式(1)に示すTIEを次のように近似している。まず、式(1)を展開する。なお、以下において、上記文献におけるベクトルrは(x, y)成分に書き換えられている。

20

【数3】

$$\begin{aligned} -\kappa \frac{\partial I(x,y)}{\partial z} &= \left(\frac{\partial}{\partial x}, \frac{\partial}{\partial y} \right) \cdot \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x}, I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \right) \\ &= \frac{\partial}{\partial x} \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(I(x,y) \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \right) \\ &= I(x,y) \left(\frac{\partial^2 \phi(x,y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi(x,y)}{\partial y^2} \right) + \frac{\partial I(x,y)}{\partial x} \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial x} \\ &\quad + \frac{\partial I(x,y)}{\partial y} \frac{\partial \phi(x,y)}{\partial y} \\ &= I(x,y) \nabla^2 \phi(x,y) + \nabla I(x,y) \cdot \nabla \phi(x,y) \quad \cdots(3) \end{aligned}$$

30

ここで、 $\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$ である。

40

【0011】

式(3)の右辺第2項をゼロに近似すると、次式(4)に示す近似式が得られる。

【数4】

$$\frac{\partial I(x,y)}{\partial z} \cong -\frac{I(x,y)}{\kappa} \nabla^2 \phi(x,y) \quad \cdots(4)$$

式(4)においては、有限要素法等の解法により、I(x, y)から $\nabla^2 \phi(x,y)$ を求めることができる。

【0012】

また、下記の非特許文献3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

50

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。この文献においては、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。X撮像を行う際には、図13に示すような構成が想定されている。即ち、図13に示すように、波長 λ_0 、 λ_1 、 λ_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。

【0013】

この場合に、 $r = (x, y)$ とすると、波長 λ_0 で被写体100を透過した直後のX線の強度 $I(r, 0, \lambda_0)$ 及び位相 $\phi(r, 0, \lambda_0)$ と、波長 λ_m でスクリーン102において検出された回折X線の強度 $I(r, R, \lambda_m)$ との間には、次のような関係が成り立つ。ただし、次式(5)において、 $I(r, 0, \lambda_0) = \exp\{-M(r, 0, \lambda_0)\}$ である。

【数5】

$$A \begin{pmatrix} M(r_\perp, 0, \lambda_0) \\ -\nabla^2 \phi(r_\perp, 0, \lambda_0) \\ \nabla M \cdot \nabla \phi(r_\perp, 0, \lambda_0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} g_0 \\ g_1 \\ g_2 \end{pmatrix} \cdots (5)$$

ここで、 $A = \begin{pmatrix} -1 & \gamma_0 & \gamma_0 \\ -\sigma_1^3 & \sigma_1 \gamma_1 & \sigma_1^4 \lambda_1 \\ -\sigma_2^3 & \sigma_2 \gamma_2 & \sigma_2^4 \lambda_2 \end{pmatrix}$ である。

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

【0014】

式(5)において、 $M \cdot \phi(r_\perp, R, \lambda_m)$ 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6】

$$\begin{pmatrix} -1 & \gamma_0 \\ -\sigma_1^3 & \sigma_1 \gamma_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M(r_\perp, 0, \lambda_0) \\ -\nabla^2 \phi(r_\perp, 0, \lambda_0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} g_0 \\ g_1 \end{pmatrix} \cdots (6)$$

【0015】

さらに、式(6)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7】

$$M(r_\perp, 0, \lambda_0) = \frac{\lambda}{\Delta \lambda} (g_0 - \sigma^{-2} g_1) \cdots (7)$$

$$-\nabla^2 \phi(r_\perp, 0, \lambda_0) = \frac{2\pi}{R \Delta \lambda} (\sigma g_0 - \sigma^{-2} g_1) \cdots (8)$$

但し、 $\sigma = \sigma_1 - \sigma_0$ で、 $\gamma_1 = \gamma_1 / \gamma_0$ である。

式(8)における位相のラプラシアン $\nabla^2 \phi(r_\perp, R, \lambda_0)$ について逆ラプラシアン演算を施すことにより、位相 $\phi(r_\perp, R, \lambda_0)$ 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

10

20

30

40

50

。このように、式(8)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。そこで、非特許文献3においては、 $\omega_0 = 3.8$ ($E_0 = 3.3 \text{ keV}$)、 $\omega_1 = 7.3$ ($E_1 = 1.7 \text{ keV}$)及び $\omega_2 = 2.5$ ($E_2 = 5.0 \text{ keV}$)の3種類の波長(エネルギー)を有するX線を用いてX線撮像を行っている。

【0016】

しかしながら、これらの波長では、被写体を透過する際のX線吸収が大きすぎるため、薄い被写体であれば撮影は可能であるが、人体の胸部や乳房のような厚みを有する被写体を撮影する際には不適であるという問題があった。

【0017】

10

【非特許文献1】

オールマン(B. E. Allman)等「軟X線非干渉量測定位相撮像法(Noninterferometric quantitative phase imaging with soft x rays)」米国光学協会誌A(J. Optical Society of America A), Vol. 17, No. 10 (October 2000)、p. 1732 - 1743

【非特許文献2】

グレイエフ(T. E. Gureyev)等「硬X線量測定非干渉位相差撮像法(Hard X-ray quantitative non-interferometric phase-contrast imaging)」光学写真法研究専門家誌(SPIE) Vol. 3659 (1999)、p. 356 - 364

【非特許文献3】

グレイエフ(T. E. Gureyev)等「多重エネルギーX線量測定同直列位相差撮像法(Quantitative In-Line Phase-Contrast Imaging with Multienergy X Rays)」物理学報告誌(Physical Review Letter) Vol. 86, No. 25 (2001)、p. 5827 - 5830

20

【0018】

【発明が解決しようとする課題】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、位相コントラスト法により人体等の生体の放射線画像を構成する際に、透過率の高いエネルギーの放射線を用いることにより、位相の推定精度を高める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方法を用いた放射線撮像装置、並びに、放射線撮像プログラムを提供することを目的とする。

【0021】

30

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するため、本発明の第1の観点に係る放射線撮像装置は、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式TIEを用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像装置であって、エネルギーが16keV以上30keV以下である異なる波長を有する複数の放射線を発生する光源と、光源から発生され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検出データを得る検出手段と、被写体を透過した異なる波長を有する複数の放射線の強度を検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求め、求めた位相のラプラシアンに対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、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。

40

【0022】

また、本発明の第2の観点に係る放射線撮像装置は、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づき位相復元の基本式TIEを用いて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像装置であって、エネルギーが16keV以上30keV以下である所定の波長を有する放射線を発生する光源と、光源から発生され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検出データを得る検出手段と、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、被写体を透過した放射線の強度を異なる距離において検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求め、求めた位相のラプラシア

50

ンに対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、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。

【0023】

また、本発明の第1の観点に係る放射線撮像プログラムは、放射線源より放射線を発生し、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像プログラムであって、放射線源を制御し、エネルギーが16keV以上30keV以下である異なる波長を有する放射線を発生させる手順(a)と、被写体を透過した異なる波長を有する放射線の強度を検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順(b)と、位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順(c)とをCPUに実行させる。
10

【0024】

さらに、本発明の第2の観点に係る放射線撮像プログラムは、放射線源より放射線を発生し、被写体を透過した放射線の強度を検出することにより得られた検出データに基づいて、被写体を透過した放射線の位相情報を復元する放射線撮像プログラムであって、放射線源を制御し、エネルギーが16keV以上30keV以下である所定の波長を有する放射線を発生させる手順(a)と、被写体を透過した放射線の強度を異なる距離において検出することにより得られた複数の検出データに基づいて、位相のラプラシアンを求める手順(b)と、位相のラプラシアンに逆ラプラシアン演算を施すことにより位相データを求める手順(c)とをCPUに実行させる。
20

【0025】

本発明によれば、位相コントラスト法により人体等の生態の放射線画像を構成する際に、透過率の高いエネルギーの放射線を用いることにより、位相の推定精度を高めることができる。

【0026】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。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に、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示す。図1に示すように、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検出データを出力する撮像部1と、検出データ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、画像データに基づいて可視画像を表示する表示部3と、可視画像をフィルム等にプリント出力する出力部4とを有している。
30

【0027】

図2は、撮像部1の構成を示す模式図である。撮影部1は、X線源11と、モノクロメータ12と、センサ13とを有している。X線源11は、シンクロトロン放射光を利用し、モノクロメータ12で放射光からのX線の所定の波長成分だけを回折することにより、単色X線としている。なお、X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X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、主に单一波長を有するビームのことをいうが、厳密に单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、X線源11として、X線を発生するシンクロトロン放射光を用いている。シンクロトロン放射光とは、磁場中で電子を円運動させたり螺旋運動させたりす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、電子の求心加速度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。X線源11から発生したX線は、被写体10を透過し、センサ13に入射して回折縞を生じる。なお、以下において、被写体10とセンサ13との距離を、撮像距離といい、本実施形態においては、図3に示すように、同一撮像距離で、異なる波長 λ_0 及び λ_1 の2種類のX線を発生させている。
40

【0028】

センサ 1 3 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 1 3 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 1 3 としては、例えば、C C D (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。

【0029】

また、撮像部 1 は、増幅器 1 4 と、A / D 変換器 1 5 を有している。増幅器 1 4 は、センサ 1 3 から出力された検出信号を増幅する。A / D 変換器 1 5 は、増幅器 1 4 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）に変換し、検出データを画像構成部 2 に出力する。

【0030】

再び図 1 を参照すると、画像構成部 2 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記憶部 2 1 と、撮像距離が等しく波長の異なる 2 種類の X 線によって得られた 2 つの検出データに基づいて位相のラプラシアンに相当する値を算出するラプラシアン処理部 2 2 と、位相復元を行うための逆ラプラシアン演算を行う逆ラプラシアン処理部 2 3 と、復元された位相情報を基づいて画像データを生成する画像処理部 2 4 と、上記の各部 2 1 ~ 2 4 及び撮像部 1 における X 線の波長を制御する制御部 2 5 を有している。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 C P U で構成しても良い。その場合には、C P U を含む制御部 2 5 が、記録媒体 2 6 に記録された放射線撮像プログラムに基づいて検出データを処理する。記録媒体 2 6 としては、フレキシブルディスク、ハードディスク、M O 、M T 、R A M 、C D - R O M 、又はD V D - R O M 等が該当する。

【0031】

表示部 3 は、例えば、C R T 等のディスプレイ装置であり、画像構成部 2 によっ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 4 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。

【0032】

次に、X 線源 1 1 で発生する X 線の波長（エネルギー）と被写体 1 0 による透過率との関係について説明する。ここで、被写体 1 0 は、図 2 に示すように、厚み d を有することとする。被写体 1 0 の厚みを d 、屈折率を $n = 1 - i$ (i は虚数単位) で表すこととすると、被写体 1 0 の透過直後の X 線 I_{OUT} は、被写体 1 0 の透過直前の X 線 I_{IN} を用いて、次のように表される。

【数 8】

$$\phi_{OUT} = \phi_{IN} e^{-iknd} = \phi_{IN} e^{-k\beta d} e^{-ik(1-\delta)d} \quad \dots (9)$$

ここで、X 線の波長を λ とすると、 $k = 2\pi/\lambda$ である。

【0033】

したがって、被写体 1 0 の透過直後の X 線の強度 I_{OUT} は、被写体 1 0 の透過直前の X 線の強度 I_{IN} を用いて、次のように表される。

【数 9】

$$I_{OUT} = |\phi_{OUT}|^2 = |\phi_{IN}|^2 e^{-2k\beta d} = I_{IN} e^{-2k\beta d} \quad \dots (10)$$

このことから、透過率 T は、次のように表される。

【数 10】

10

20

30

40

$$T = \frac{I_{OUT}}{I_{IN}} = e^{-2k\beta d} \cdots (11)$$

【0034】

次に、被写体10として乳房を想定する。図4は、X線エネルギーの関数としての透過率を示している。但し、標準的な脂肪の組成を想定して β を定め、被写体10の厚みを $d = 5 \text{ cm}$ としている。図4に示すように、エネルギーが低いほど、透過率が急激に減少する。したがって、非特許文献3で用いられたX線エネルギー($E = 3.3 \text{ keV}, 1.7 \text{ keV}, 5.0 \text{ keV}$)では、乳房等の厚みを有する被写体を撮影する際には不適であった。また、高透過率でエネルギー効率を良くするためにには10%程度の透過率となる22 keV程度のX線エネルギーが望ましいが、被写体10によるX線吸収量(被爆量)を抑え、センサ13にX線を到達させるためには、少なくとも1%以上の透過率となる16 keV以上のX線エネルギーが必要である。

【0035】

一方、位相コントラスト法は、図2における被写体10とセンサ13とを所定の距離だけ離すことにより、位相変化を検出する撮像法である。被写体10によるX線の位相変化は、式(8)の $e^{-ik(1-\beta)d}$ として表される。ここで、被写体が真空($\beta = 0$)の場合におけるX線の位相変化 e^{-ikd} を基準にすると、被写体10によるX線の位相変化は $e^{ik\beta d}$ と表される。なお、位相は指數の肩に乗っている $k\beta d$ である。

【0036】

ここで、 β はX線のエネルギー依存性を持つため、図5に、標準的な脂肪の組成を想定した場合の d とエネルギーとの関係を示す。但し、 $d = 5 \text{ cm}$ としている。

【0037】

ところで、式(4)に示した位相推定の際に基本となるTIEを簡単のために1次元で考え、符号を無視し、更に、位相 $\delta = k\beta d$ を入れて整理すると、次のように表される。

【数11】

$$-\frac{1}{I} \frac{\partial I}{\partial Z} \cong \frac{\partial^2 d \delta}{\partial x^2} \cdots (12)$$

【0038】

ここで、左辺は、X線の強度 I が距離 z によってどれだけ変化するかを強度 I に対する割合として表した値であり、実験によって求められる値はせいぜい1%($| (1/I) \times (I/z) | < 10^{-2}$)である。また、右辺は、 d の値が局所的にどれだけ変化したのかに依存する値であり、診断目的としては、 $10 \mu\text{m}$ ($= 10^{-5}\text{m}$)のうちに 10^{-6} ラジアン程度の位相変化の検出が望ましい。したがって、式(12)の右辺は次のように表される。

【数12】

$$\frac{\partial^2 d \delta}{\partial x^2} \cong \frac{10^{-6} d \delta}{(10^{-5})^2} \cdots (13)$$

【0039】

また、式(12)の左辺に $- (1/I) \times (I/z) < 10^{-2}$ を代入して整理すると、次のように表される。

【数13】

$$10^{-2} \leq \frac{10^{-6}}{10^{-10}} d \delta \cdots (14)$$

$$d \delta \geq 10^{-6} \cdots (15)$$

10

20

30

40

50

【0040】

再び、図5を参照すると、 $d = 10^{-6}$ となるのは、X線エネルギーが、およそ30 keV以下の場合である。以上より、16 keV以上30 keV以下のエネルギーを有するX線を用いて撮影を行うことが望ましい。

【0041】

次に、図1、図3及び図6を参照しながら、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像方法について説明する。図6は、本発明の第1の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、図3に示すように、同一撮像距離で、異なる波長 λ_0 及び λ_1 のX線を用いて撮像された2枚の回折縞画像を表す検出データに基づいて、位相コントラスト法を用いて可視画像を構成する。なお、波長 λ_0 又は λ_1 のX線とは、波長 λ_0 又は λ_1 を中心波長とする単色性の高いX線のことをいい、厳密に波長 λ_0 又は λ_1 の単一波長のX線でなくても良い。但し、波長 λ_0 又は λ_1 のX線のエネルギーの中心値が16 keV以上30 keV以下の条件を満たすこととする。10

【0042】

まず、ステップS10において、X線撮像を行う。即ち、図3に示すように、撮像距離がRとなる位置にセンサ13を配置し、被写体10に波長 λ_0 のX線を照射することによりX線撮像を行う。次に、被写体10に波長 λ_1 のX線を照射することによりX線撮像を行う。これにより、回折縞画像を表す検出データが得られる。

【0043】

ステップS10におけるX線撮像により、検出データ $I(r, R, \lambda_0)$ 、 $I(r, R, \lambda_1)$ が、画像構成部2に順次入力される。ここで、検出データ $I(r, R, \lambda_0)$ は、撮像距離R面上の位置 $r = (x, y)$ における波長 λ_0 の回折光の強度を表す。同様に、検出データ $I(r, R, \lambda_1)$ は、撮像距離R面上の位置 $r = (x, y)$ における波長 λ_1 の回折光の強度を表す。これらの検出データは、画像構成部2の記憶部21に順次記憶される。20

【0044】

次に、ステップS11及びS12において、画像構成部2は、記憶部21に記憶されている検出データ $I(r, R, \lambda_0)$ 及び $I(r, R, \lambda_1)$ に基づいて、被写体を透過した直後のX線の位相 $(r, 0, \theta)$ を復元する。

まず、ステップS11において、ラプラシアン処理部22は、記憶部21に記憶されている検出データに基づいて、次式(16)を用いて位相 $(r, 0, \theta)$ のラプラシア $f(r, 0, \theta) = \nabla^2 \phi(r, 0, \theta)$ を求める。30

【数14】

$$f(r, 0, \theta) = \nabla^2 \phi(r, 0, \theta) = -\frac{2\pi}{R\Delta\lambda} (\sigma g_0 - \sigma^{-2} g_1) \cdots (16)$$

ここで、

$$g_0 = \ln [I(r, R, \lambda_0)] \cdots (17)$$

$$g_1 = \ln [I(r, R, \lambda_1)] \cdots (18)$$

$$= \lambda_1 - \lambda_0, \quad = \lambda_1 / \lambda_0$$

である。40

【0045】

従って、検出データ $I(r, R, \lambda_0)$ 及び $I(r, R, \lambda_1)$ を式(17)及び式(18)にそれぞれ代入して g_0 及び g_1 を求め、さらに、 g_0 及び g_1 を式(16)に代入することにより、位相のラプラシア $f(r, 0, \theta)$ が求められる。

【0046】

さらに、ステップS12において、逆ラプラシアン処理部24は、ステップS11において求められた位相のラプラシア $f(r, 0, \theta) = \nabla^2 \phi(r, 0, \theta)$ に対して逆ラプラシアン演算を行うことにより、位相 $(r, 0, \theta)$ を得る。ここで、逆ラプラシアン演算について、詳しく説明する。 $f(r, 0, \theta)$ のフーリエ変換は、50

次式(19)のように表される。

【数15】

$$F[f(r_1, 0, \lambda_0)] = F[\nabla^2 \phi(r_1, 0, \lambda_0)] = -4\pi^2(u^2+v^2)[\phi(r_1, 0, \lambda_0)] \cdots (19)$$

ここで、 $F[\quad]$ はフーリエ変換を示し、また、 u 、 v は x 、 y に対応する空間周波数である。

【0047】

これより、位相 $(r_1, 0, \lambda_0)$ は式(20)のように表される。

【数16】

10

$$\phi(r_1, 0, \lambda_0) = F^{-1} \left[-\frac{1}{4\pi^2(u^2+v^2)} F[f(r_1, 0, \lambda_0)] \right] \cdots (20)$$

ここで、 $F^{-1}[\quad]$ は逆フーリエ変換を示す。

【0048】

この式(20)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、 $f(r_1, 0, \lambda_0)$ をフーリエ変換し、 $\{-4^2(u^2+v^2)\}^{-1}$ 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 $(r_1, 0, \lambda_0)$ が得られる。

【0049】

ここで、 $|u|$ 及び $|v|$ が所定の値以下となる範囲内で $\{-4^2(u^2+v^2)\}^{-1}$ を予め算出しておき、式(20)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、 $|u|$ 、 $|v| > const$ の場合には、式(20)において次式の値を用いる。

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

また、 $|u|$ 、 $|v| > const$ の場合には、式(20)において、次式の値を用いる。

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

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。

【0050】

次に、ステップS13において、画像処理部24は、位相 $(r_1, 0, \lambda_0)$ 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 $(r_1, 0, \lambda_0)$ 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。

30

【0051】

その後、必要に応じて、ステップS14において、表示部3は、画像データに基づく可視画像をディスプレイに表示したり、ステップ15において、出力部4が、それをフィルム等に印刷する。

【0052】

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、被写体を透過して回折像を形成することができ、16keV以上30keV以下のエネルギー条件を満たす放射線であればX線に限らず用いることができる。例えば、電子線を含む粒子線等が挙げられる。また、本実施形態においては、エネルギーの異なる2つのX線を用いて位相を復元したが、非特許文献3に述べられているように、エネルギーの異なる3つのX線を用いて位相を復元しても良い。

40

【0053】

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X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

50

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（F E S T A）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、干渉性を有すると共に、指向性及び単色性の高いX線を発生することができる。なお、X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際に、拡大率を含めて補正することが望ましい。

【0054】

次に、本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像装置の変形例について、図7を参照しながら説明する。図7に示す放射線撮像装置は、撮影部5及び読み取り部6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。

【0055】

撮像部5においては、画像情報を記録するために用いられるスクリーンとして、図2に示す撮像部1におけるセンサ13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。

10

【0056】

輝尽性蛍光体（蓄積性蛍光体）とは、放射線等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

【0057】

図7に示す読み取り部6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8を参照しながら、読み取り部6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50は、読み取り部6の所定位置にセットされる。記録シート50は、モータ51により駆動されるシート搬送手段52により、Y軸方向に搬送される。一方、レーザ光源53より出射したビームL1は、モータ54により駆動されて矢印方向に高速回転する回転多面鏡55により反射偏向され、収束レンズ56を通過する。その後、ビームL1は、ミラー57により光路を変えて、記録シート50をX軸方向に走査する。この走査により、励起光L2が記録シート50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58により導かれ、フォトマルチプライヤ（光電子増倍管）59により光電的に検出される。フォトマルチプライヤ59から出力されたアナログ信号は、増幅器60により増幅され、A/D変換器61によりデジタル化される。A/D変換器61から出力された検出データは、画像構成部2に入力される。

30

【0058】

撮像部5において、出射するX線のエネルギー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、読み取り部6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、異なるX線のエネルギーにおいて得られた複数の干渉縞画像を表す検出データが得られる。画像構成部2は、この検出データ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6を用いて説明したのと同様である。

40

【0059】

次に、本発明の第2の実施形態に係る放射線撮像装置について説明する。図9に、本発明の第2の実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示す。

図9に示すように、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検出データを出力する撮像部7と、検出データ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8とを有している。その他の構成については、図1におけるのと同様である。

【0060】

図10は、撮像部7の構成を示す模式図である。撮影部7は、X線源11と、センサ1

50

3とを有している。X線源11から発生したX線は、被写体10を透過し、センサ13に入射して回折縞を生じる。

【0061】

センサ13は、保持部16によって保持されている。保持部16は、レール17上に移動可能な状態で支持されている。保持部16の位置は、後述する画像構成部8の制御部によって制御されており、この制御によって被写体10とセンサ13との撮像距離が変更される。

【0062】

また、撮像部7は、増幅器14と、A/D変換器15とを有している。増幅器14は、センサ13から出力された検出信号を増幅する。A/D変換器15は、増幅器14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）に変換し、検出データを画像構成部8に出力する。

10

【0063】

再び、図9を参照すると、画像構成部8は、撮像部7から出力された検出データを一時記憶する記憶部81と、撮像距離の異なる検出データの間における差分係数を求める差分処理部82と、位相のラプラシアンに相当する値を演算するラプラシアン処理部83と、位相復元を行うための逆ラプラシアン演算を行う逆ラプラシアン処理部84と、逆ラプラシアン処理部84から出力されたセンサ位置における位相情報に基づいて画像データを生成する画像処理部85と、上記の各部81～85及び撮像部7における撮像距離を制御する制御部86とを有している。画像構成部8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。その場合には、CPUを含む制御部86が、記録媒体87に記録された放射線撮像プログラムに基づいて検出データを処理する。記録媒体87としては、フレキシブルディスク、ハードディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又はDVD-ROM等が該当する。

20

【0064】

次に、本発明の第2の実施形態に係る放射線撮像方法について、図9～図11を参照しながら説明する。図11は、本発明の第2の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、単一波長のX線を用い、異なる撮像距離 z_0 及び z_1 において、同一波長のX線を用いて撮像された2枚の回折縞画像を示す画像情報を用いて可視画像を生成する。なお、波長のX線とは、波長を中心波長とする単色性の高いX線のことをいい、厳密に波長の単一波長のX線でなくても良い。但し、波長のX線のエネルギーの中心値が16keV以上30keV以下の条件を満たすこととする。

30

【0065】

まず、ステップS20において、X線源によって生成されるX線の波長をに設定し、センサ13の位置を変更しながらX線撮像を行う。即ち、図10に示すように、まず、撮像距離が z_0 となる位置にセンサ13を配置し、被写体10にX線を照射することによりX線撮像を行う。続いて、撮像距離が z_1 となる位置にセンサ13を移動させ、同様にX線撮像を行う。これにより、回折縞画像を表す画像情報が得られる。

【0066】

40

ステップS20におけるX線撮像により、検出データI(r , z_0 , θ)、I(r , z_1 , θ)が、画像構成部8に順次入力される。ここで、検出データI(r , z_0 , θ)は、撮像距離 z_0 面上の位置 $r = (x, y)$ における回折光の強度を表す。同様に、検出データI(r , z_1 , θ)は、撮像距離 z_1 面上の位置 $r = (x, y)$ における回折光の強度を表す。これらの検出データは、画像構成部8の記憶部81に順次記憶される。

【0067】

次に、ステップS21～S23において、画像構成部8は、記憶部81に記憶されている検出データに基づいてセンサ位置における位相を復元する。

まず、ステップS21において、差分処理部82は、次式(21)を用いて検出データI(r , z_1 , θ)と検出データI(r , z_0 , θ)との差分係数を求める。

50

【数17】

$$\frac{\partial I(r_1, z_0, \lambda)}{\partial z} = \frac{I(r_1, z_1, \lambda) - I(r_1, z_0, \lambda)}{z_1 - z_0} \dots (21)$$

【0068】

次に、ステップS22において、ラプラシアン処理部83は、ステップS21において求められた差分係数と、記憶部21に記憶されている検出データとに基づいて、次式(22)を用いて位相のラプラシアン $f(r_1, z_1, \lambda) = \nabla^2 I(r_1, z_1, \lambda)$ を求める。

【数18】

$$f(r_1, z_1, \lambda) = -\frac{\kappa}{I(r_1, z_0, \lambda)} \frac{\partial I(r_1, z_0, \lambda)}{\partial z} \dots (22)$$

10

ここで、式(22)においては、差分係数を撮像距離が小さい方の検出データ $I(r_1, z_0, \lambda)$ で割っているが、撮像距離が大きい方の検出データ $I(r_1, z_1, \lambda)$ で割っても良い。また、LPF (low pass filter: ローパスフィルタ) 処理された検出データで割っても良い。

【0069】

さらに、ステップS23において、逆ラプラシアン処理部84は、ステップS82において求められた位相のラプラシアン $f(r_1, z_1, \lambda) = \nabla^2 I(r_1, z_1, \lambda)$ について逆ラプラシアン演算を行うことにより、位相 $\phi(r_1, z_1, \lambda)$ を算出する。

20

【0070】

したがって、位相 $\phi(r_1, z_1, \lambda)$ は式(23)のように表される。

【数19】

$$\phi(r_1, z_1, \lambda) = F^{-1} \left[-\frac{1}{4\pi^2(u^2+v^2)} F[f(r_1, z_1, \lambda)] \right] \dots (23)$$

【0071】

この式(23)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、 $f(r_1, z_1, \lambda)$ 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 $\phi(r_1, z_1, \lambda)$ が得られる。

30

【0072】

次に、ステップS24において、画像処理部85は、位相 $\phi(r_1, z_1, \lambda)$ に基づいて画像データを生成する。すなわち、画像処理部85は、それぞれの画素における位相 $\phi(r_1, z_1, \lambda)$ 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。

【0073】

その後、必要に応じて、ステップS25において、表示部3は、画像データに基づく可視画像をディスプレイに表示したり、ステップ26において、出力部4が、それをフィルム等に印刷する。

【0074】

40

【発明の効果】

本発明によれば、位相コントラスト法により人体等の生体の放射線画像を構成する際に、16keV以上30keV以下の透過率の高いエネルギーの放射線を用いることにより、位相の推定精度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示す図である。

【図2】図1に示す撮像部の構成を示す模式図である。

【図3】同一撮像距離で、異なる波長 λ_0 及び λ_1 の2種類のX線を発生させている撮像部を示す図である。

【図4】X線エネルギーの関数として透過率を示す図である。

50

【図5】dとエネルギーとの関係を示す図である。

【図6】本発明の第1の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7】本発明の第1の実施形態に係る放射線撮像装置の変形例を示す図である。

【図8】図7に示す読み取り部の構成を示す図である。

【図9】本発明の第2の実施形態に係る放射線撮像装置の構成を示す図である。

【図10】図9に示す撮像部7の構成を示す模式図である。

【図11】本発明の第2の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12】位相復元の原理を説明するための図である。

【図13】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、5、7 撮像部

2、8 画像構成部

3 表示部

4 出力部

6 読取り部

10、100 被写体

11 X線源

12 モノクロメータ

13 センサ

14 増幅器

15 A/D変換器

16 保持部

17 レール

21、81 記憶部

22、83 ラプラスアン処理部

23、84 逆ラプラスアン処理部

24、85 画像処理部

25、86 制御部

26、87 記録部

50 輝尽性蛍光体シート(記録シート)

51 モータ

52 シート搬送手段

53 レーザ光源

54 モータ

55 回転多面鏡

56 収束レンズ

57 ミラー

58 光ガイド

59 フォトマルチプライヤ(光電子増倍管)

82 差分処理部

101 物体面

102 スクリーン

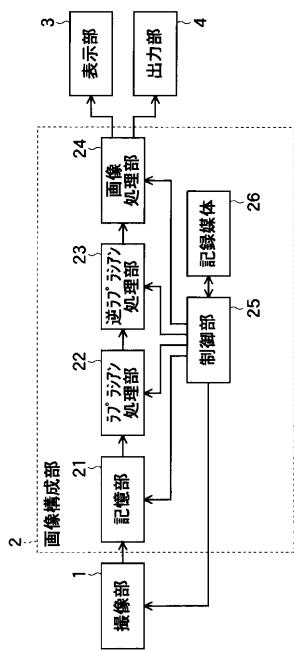
10

20

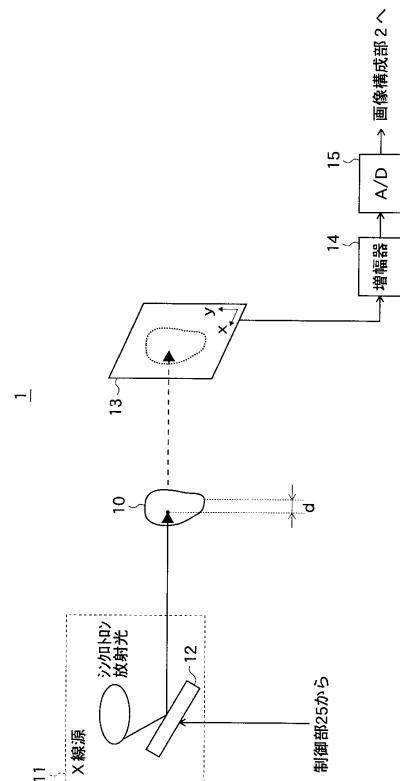
30

40

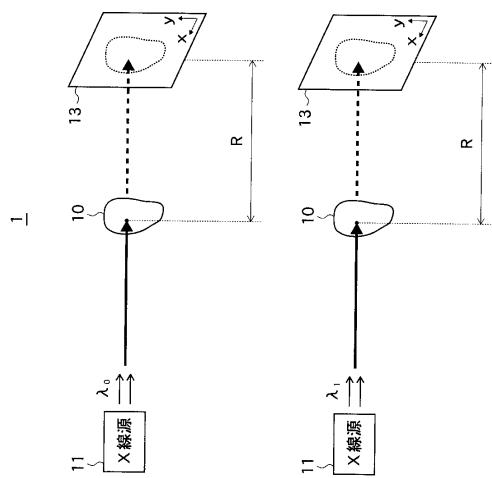
【図1】



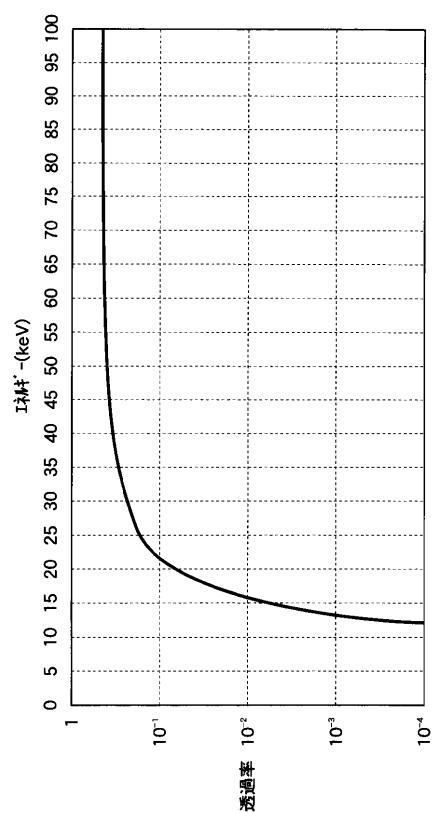
【図2】



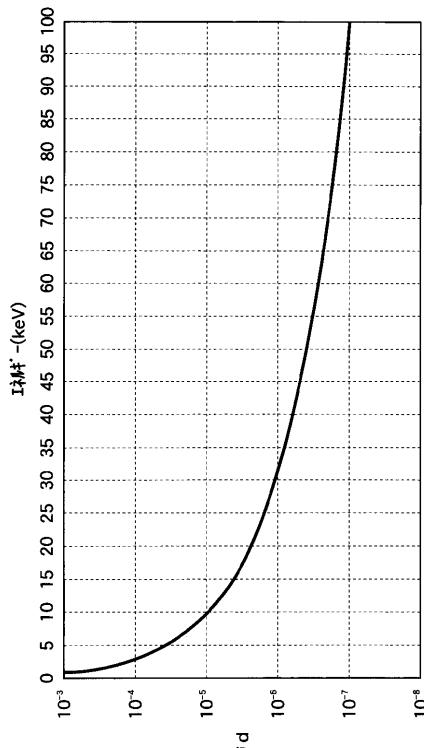
【図3】



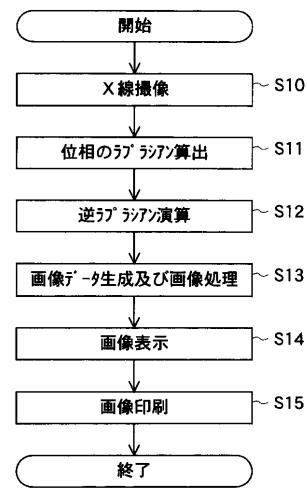
【図4】



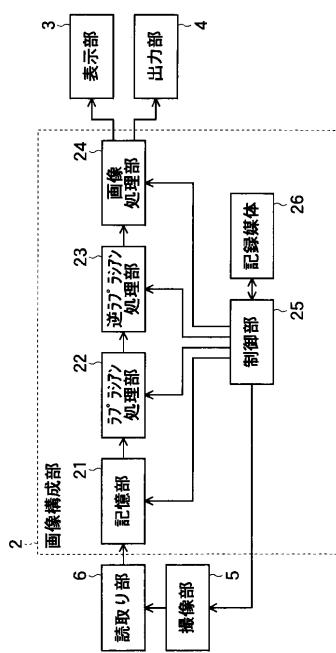
【図5】



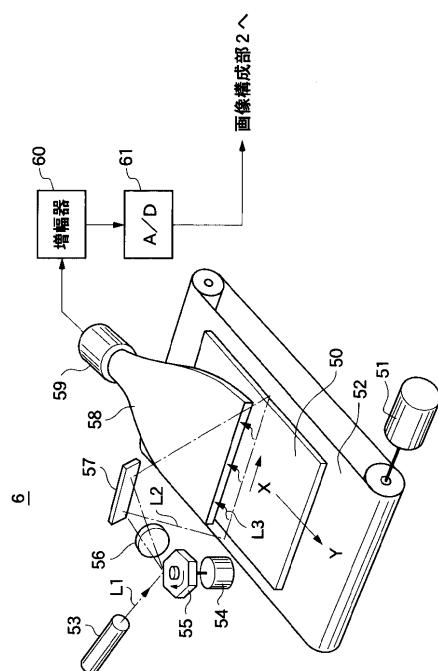
【図6】



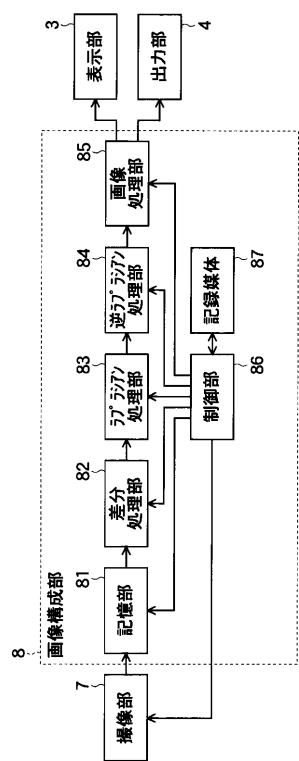
【図7】



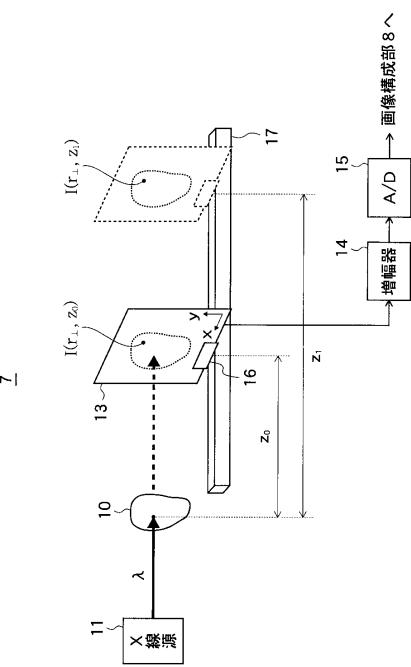
【図8】



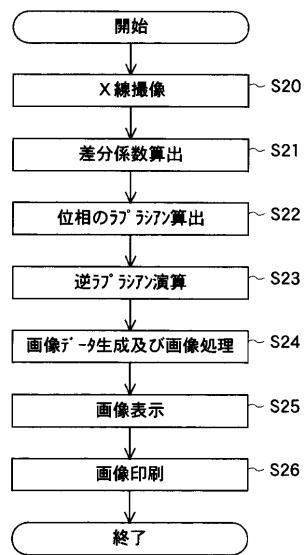
【図9】



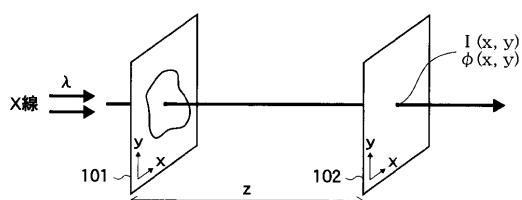
【 図 1 0 】



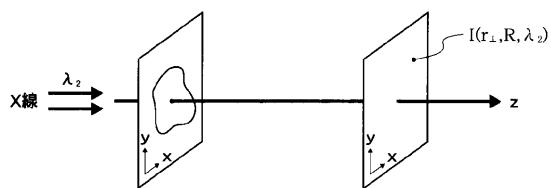
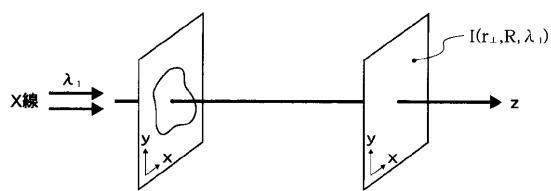
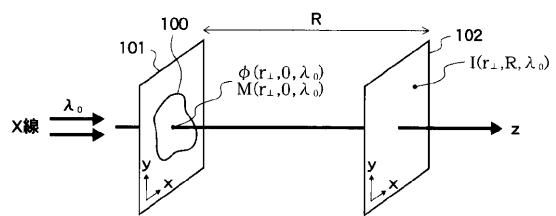
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【図 1 3】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		
G 0 3 B 42/02	(2006.01)	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 特表2001-506160 (JP, A)
 特開2001-170034 (JP, A)
 特開平9-237603 (JP, A)
 特開2000-347327 (JP, A)
 特開2001-299733 (JP, A)
 特開2002-102215 (JP, A)
 特表平11-502620 (JP, A)
 特表2001-511903 (JP, A)
 国際公開第00/20929 (WO, A1)
 米国特許出願公開第2001/38680 (US, A1)
 特開平11-51881 (JP, A)
 特開2001-29340 (JP, A)
 特開平9-187455 (JP, A)
 特開2002-172109 (JP, A)
 特開2001-238871 (JP, A)
 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, 2000年10月, 第17巻、第
 10号, p. 1732 - 1743
 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, 1999年 2月21日
 , 第3659巻、第1号, p. 356 - 364
 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, 2001年 6月18日, 第86巻、第25号, p. 58
 27 - 5830

(58)調査した分野(Int.Cl., DB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)