

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-135989
(P2014-135989A)

(43) 公開日 平成26年7月28日(2014.7.28)

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
G01T 7/00 (2006.01)

F

A 61 B 6/00 330Z
GO 1 T 7/00 B

テーマコード（参考）

2G088

2G188

4 C093

審査請求 未請求 請求項の数 6 O.L. (全 37 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日

特願2013-5047 (P2013-5047)

(22) 出願日

平成25年1月16日(2013.1.16)

(71) 出願人 000001270

コニカミノルタ株式会社

東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
110001254

(74)代理人 11000123456789
特許業務士

(72) 發明者 津原 滉子

(12) 先着順 消原 浮子
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
ルタエムジー株式会社内

(72) 発明者 星野 嘉秀
東京都日野市さくら町1番地 コニカミノ
トニコミノ株式会社

ルタエムシー株式会社内
F ターム(参考) 2G088 FF02 GG19 GG21 JJ15 KK32
LL12

最終頁に続く

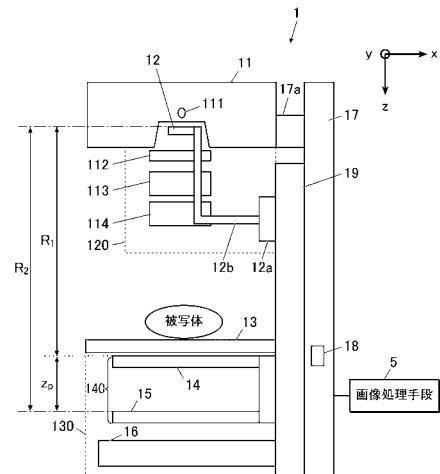
(54) 【発明の名称】 医用画像システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置により撮影されたモアレ画像から再構成された吸収画像や小角散乱画像に格子縞やアーチファクト等の画像ムラが写り込むことを的確に防止することが可能な医用画像システムを提供する。

【解決手段】医用画像システムは、X線源11と、X線検出器16と、被写体台13とを備えるタルボ干渉計またはタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置1と、画像処理手段5とを備え、画像処理手段5は、被写体の代わりに、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られたバックグラウンド信号と、被写体が撮影された画像信号とを用いて、被写体の吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像を生成する。

【選択図】図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

X線を照射するX線源と、
照射されたX線に応じて電気信号を生成する変換素子が配置され、前記変換素子により生成された電気信号を画像信号として読み取るX線検出器と、
被写体を保持する被写体台と、
を備えるタルボ干渉計またはタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置と、
前記X線撮影装置で撮影された被写体の画像信号に基づいて、少なくとも被写体によるX線の吸収画像、微分位相画像または小角散乱画像を生成する画像処理手段と、
を備え、

前記画像処理手段は、被写体の代わりに、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質および／または厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られたバックグラウンド信号と、被写体が撮影された前記画像信号とを用いて、少なくとも被写体の前記吸収画像、微分位相画像または前記小角散乱画像を生成することを特徴とする医用画像システム。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、
前記材質および／または前記厚さを変化させた前記部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた複数の前記バックグラウンド信号を予め備えており、
被写体が撮影された前記画像信号に基づいて、前記複数のバックグラウンド信号の中から、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる前記材質および／または前記厚さの前記部材を介在させた状態で得られた前記バックグラウンド信号を選択して用いることを特徴とする請求項1に記載の医用画像システム。

【請求項 3】

前記画像処理手段は、
被写体のX線照射方向の厚さおよび／または被写体の撮影部位と、前記部材の、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる前記材質および／または前記厚さとの関係を予め有しており、

前記被写体のX線照射方向の厚さおよび／または前記被写体の撮影部位の情報を入手すると、前記関係に基づいて前記部材の最適な前記材質および／または前記厚さを特定し、特定した前記材質および／または前記厚さの前記部材、またはそれに最も近い前記材質および／または前記厚さの前記部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた前記バックグラウンド信号を選択して用いることを特徴とする請求項2に記載の医用画像システム。

【請求項 4】

前記画像処理手段は、
被写体のX線撮影条件および被写体の撮影部位および被写体の撮影画像の特定部分の画像信号と、前記部材の、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる前記材質および／または前記厚さとの関係を予め有しており、

被写体のX線撮影条件および被写体の撮影部位および被写体の撮影画像の特定部分の画像信号と、前記関係に基づいて前記部材の最適な前記材質および／または前記厚さを特定し、特定した前記材質および／または前記厚さの前記部材、またはそれに最も近い前記材質および／または前記厚さの前記部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた前記バックグラウンド信号を選択して用いることを特徴とする請求項2に記載の医用画像システム。

【請求項 5】

前記画像処理手段は、前記X線撮影装置で被写体を撮影する前または後に、被写体も前記部材も前記被写体台に保持しない状態で、被写体を撮影する際の撮影条件と同じ撮影条件で前記X線源からX線を照射して前記X線検出器で読み取られた信号を用いて、選択し

た前記バックグラウンド信号を画像補正して用いることを特徴とする請求項2から請求項4のいずれか一項に記載の医用画像システム。

【請求項6】

被写体のX線照射方向の厚さおよび/または被写体の撮影部位と、前記部材の、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる前記材質および/または前記厚さとの関係を予め有しており、前記関係に基づいて前記部材の前記材質および/または前記厚さを特定するために必要な前記被写体のX線照射方向の厚さおよび/または前記被写体の撮影部位の情報を入手すると、前記関係に基づいて、バックグラウンド撮影において介在させる前記部材の前記材質および/または前記厚さを特定して報知する報知手段を備えることを特徴とする請求項1に記載の医用画像システム。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置を備える医用画像システムに関する。 20

【背景技術】

【0002】

照射されたX線に応じて電気信号を生成する変換素子が配置され、これらの変換素子によって生成された電気信号を画像信号として読み取るX線検出器(Flat Panel Detector: FPD)を備えるX線撮影装置としては、例えば、X線検出器にX線を照射するX線源や、複数の回折格子等を備えたタルボ(Talbot)干渉計やタルボ・ロー(Talbot-Lau)干渉計を用いたX線撮影装置が知られている(例えば特許文献1、2参照)。 20

【0003】

そして、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計は、後述するように、一定の周期でスリットが設けられた第1格子を可干渉性(コヒーレント)の光が透過すると光の進行方向に一定周期でその格子像を結ぶタルボ効果を利用するものである。そして、第1格子の格子像を結ぶ位置に第2格子を配置し、この第2格子の格子方向を第1格子の方向に対してわずかに傾けることでモアレ縞を形成させる。 30

【0004】

そして、このモアレ縞が乗った画像(以下、モアレ画像という。)を縞走査法の原理に基づく方法(例えば非特許文献1、2参照)で撮影したり、フーリエ変換法(例えば非特許文献3参照)を用いてモアレ画像を解析したりすることで、少なくともX線の吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像の3種類の画像を再構成して生成することができることが知られている。 30

【0005】

ところで、上記のようにしてタルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置でモアレ画像を撮影し、それを単純に再構成してX線の3種類の画像を生成すると、格子構造の周期・厚みのムラ等に起因するアーチファクトが写り込む。 40

【0006】

そこで、後述するように、通常、被写体を撮影した撮影条件と同じ撮影条件で、被写体が介在しない状態でモアレ画像の撮影を行い、モアレ画像から被写体の吸収画像や小角散乱画像を再構成する画像処理では、被写体が介在しない状態で撮影されたモアレ画像から得られた信号(以下、バックグラウンド信号といい、BG信号と略記する。)を用いてバックグラウンド補正を行い、被写体が撮影されたモアレ画像から得られた画像信号から上記の格子起因のアーチファクトを除去する処理が行われる。 40

【0007】

そして、このような処理を行うことで、再構成して生成された3種類の画像中に、格子構造の周期・厚みのムラ等に起因するアーチファクト(以下、これらを簡単に画像ムラという。)が写り込んでしまうことを防止していた。 50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2008-200359号公報

【特許文献2】国際公開第2011/033798号パンフレット

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】K. Hibino et al, J. Opt. Soc. Am. A, Vol.12, (1995) p.761-768

【非特許文献2】A. Momose et al, J. Appl. Phys., Vol.45, (2006) p.5254-5262

【非特許文献3】M. Takeda et al, J. Opt. Soc. Am, Vol.72, No.1, (1982) p.156

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

しかしながら、本発明者らの研究では、上記のように被写体が介在しない状態でモアレ画像を撮影し、そのモアレ画像から得られたBG信号と、被写体が撮影されたモアレ画像から得られた画像信号とを用いて吸収画像や小角散乱画像を生成しても、必ずしも十分に画像ムラを除去することができず、吸収画像や小角散乱画像中に画像ムラが残ってしまう場合があることが分かってきた。

【0011】

吸収画像や小角散乱画像中にこのような画像ムラが存在すると、吸収画像や小角散乱画像が見づらくなる。また、それとともに、画像中にわずかに写っている患者の病変部が画像ムラに隠れて見づらくなり、病変部を見落としてしまう等の悪影響を生じさせてしまう虞れがある。

20

【0012】

本発明は、上記の問題点を鑑みてなされたものであり、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置により撮影されたモアレ画像から再構成された吸収画像や小角散乱画像に格子縞やアーチファクト等の画像ムラが写り込むことを的確に防止することができる医用画像システム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】

【0013】

前記の問題を解決するために、本発明の医用画像システムは、

30

X線を照射するX線源と、

照射されたX線に応じて電気信号を生成する変換素子が配置され、前記変換素子により生成された電気信号を画像信号として読み取るX線検出器と、

被写体を保持する被写体台と、

を備えるタルボ干渉計またはタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置と、

前記X線撮影装置で撮影された被写体の画像信号に基づいて、少なくとも被写体によるX線の吸収画像、微分位相画像または小角散乱画像を生成する画像処理手段と、を備え、

40

前記画像処理手段は、被写体の代わりに、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質および/または厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られたバックグラウンド信号と、被写体が撮影された前記画像信号とを用いて、少なくとも被写体の前記吸収画像、微分位相画像または前記小角散乱画像を生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明のような方式の医用画像システムによれば、被写体撮影の際に被写体と透過したX線のエネルギーのスペクトルと、バックグラウンド撮影の際に部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルとが同等となる（後述する図6参照）。そのため、被写体が撮影された画像信号とバックグラウンド信号にそれぞれ含まれる画像ムラの大きさが同程度になるため、バックグラウンド補正を行うことで画像ムラの成分が的確に相殺されて、吸収画

50

像や小角散乱画像中から画像ムラが的確に除去される。

【0015】

そのため、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置により撮影されたモアレ画像から再構成されて生成された吸収画像中や小角散乱画像中に格子縞やアーチファクト等の画像ムラが写り込むことを的確に防止することが可能となり、画像中に画像ムラが残ることによって上記のような悪影響を生じることを的確に防止することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本実施形態に係る医用画像システムを模式的に示した図である。 10

【図2】マルチスリットや第1格子、第2格子の概略平面図である。

【図3】タルボ干渉計の原理を説明する図である。

【図4】画像信号に対して従来のバックグラウンド撮影で得られたBG信号を用いてバックグラウンド補正を行って得られた(A)吸収画像の例と(B)小角散乱画像の例を示す写真である。

【図5】被写体が存在しない場合に比べて被写体が存在する場合にX線のエネルギーのスペクトルが高エネルギー側にシフトすることを表すグラフである。

【図6】部材が介在する状態でバックグラウンド撮影を行うと、部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルが変化し、被写体が存在する場合のX線のエネルギーのスペクトルと同等のスペクトルにすることが可能であることを説明するグラフである。 20

【図7】画像信号に対して部材を介在させた状態で行ったバックグラウンド撮影で得られたBG信号を用いてバックグラウンド補正を行って得られた(A)吸収画像の例と(B)小角散乱画像の例を示す写真である。

【図8】被写体の体動が小さい場合には比較的鮮明な(A)吸収画像や(B)微分位相画像が得られることを表す写真である。

【図9】被写体の体動が大きいとぼやけた状態の(A)吸収画像や(B)微分位相画像が得られることを表す写真である。

【図10】吸収画像等の中に見出された骨部の端部の位置に対応する画素を示す図である。

【図11】関節部分が撮影された微分位相画像の例、および画像中に撮影されている関節部分の軟骨部の端部を示す写真である。 30

【図12】微分位相画像中の骨部の端部の位置に対応する画素、および軟骨部の端部に対応する画素を示す図である。

【図13】(A)被写体の体動が小さい場合にはヒストグラムの度数Fの分布の幅が拡がることを説明する図であり、(B)被写体の体動が大きい場合にはヒストグラムの度数Fの分布の幅が狭まることを説明する図である。

【図14】m回目の被写体撮影とm+1回目の被写体撮影との間で被写体の体動が生じた場合を説明する図である。

【図15】M個の各画像信号を2つのグループG1、G2に分割すること、およびグループG2に属する各画像信号をグループG1に属する各画像信号に対して平行移動させることを説明する図である。 40

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明に係る医用画像システムの実施の形態について、図面を参照して説明する。

【0018】

[医用画像システムの構成について]

前述したように、本発明に係る医用画像システムは、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置を備える医用画像システムとして構成される。

【0019】

10

20

30

40

50

ここで、タルボ干渉計等を構築する基本となるタルボ効果とは、一定の周期でスリットが設けられた第1格子（G1格子等ともいう。）を可干渉性（コヒーレント）の光が透過すると、光の進行方向に一定周期でその格子像を結ぶ現象をいう。この格子像は自己像と呼ばれ、前述したように、タルボ干渉計は、自己像を結ぶ位置に第2格子（G2格子等という。）を配置し、この第2格子の格子方向を第1格子の方向に対してわずかに傾けることでモアレ縞を形成する。

【0020】

そして、第2格子の前に物体を配置するとモアレ縞が乱れることから、タルボ干渉計を用いたX線撮影装置を備える医用画像システムでは、第1格子の前に被写体を配置して可干渉性X線を照射した場合と、被写体を配置しない状態で可干渉性X線を照射した場合にそれぞれ得られるモアレ縞を有する画像（以下、モアレ画像という。）を解析することによって被写体の再構成画像を得ることができる。なお、この点における本発明の構成については、後で詳しく説明する。

10

【0021】

また、X線源と第1格子間にマルチスリット（G0格子）を設置したタルボ・ロー干渉計も知られている。タルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置を備える医用画像システムは、基本的には、上記のタルボ干渉計を用いたシステムと同様に構成されるが、マルチスリットを用いることで、より出力が高いインコヒーレントなX線源を使用することが可能で、単位時間当たりの照射線量を増大させることができる等のメリットが得られる。

20

【0022】

そして、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置では、上記のようにモアレ画像が撮影されるが、前述したように、そのモアレ画像を縞走査法の原理に基づく方法で撮影したり、フーリエ変換法を用いてモアレ画像を解析したりすることで、少なくともX線の吸収画像と、微分位相画像と、小角散乱画像の3種類の画像を再構成することができる。

【0023】

以下、本実施形態に係る医用画像システムの構成について簡単に説明する。図1は、本実施形態に係る医用画像システムを模式的に示した図である。

【0024】

図1に示すように、医用画像システムは、X線撮影装置1と画像処理手段5とを備える。なお、図1では、X線撮影装置1として、タルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置1が示されており、以下の説明においてもタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置1について説明するが、タルボ干渉計を用いたX線撮影装置を用いることも可能であり、その場合にも本発明が適用される。また、タルボ干渉計を用いたX線撮影装置を用いる場合も、以下と同様に説明される。

30

【0025】

また、画像処理手段5は、X線撮影装置1により得られたモアレ画像を用いて被写体の再構成画像、すなわちX線の吸収画像、微分位相画像および小角散乱画像を生成するようになっている。しかし、後述するように、画像処理手段5で、吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像の全てを生成するように構成する必要はなく、それらのうちのいずれかの画像を生成するものであればよい。なお、画像処理手段5における処理等については、後で詳しく説明する。

40

【0026】

[X線撮影装置の構成について]

医用画像システムのX線撮影装置1は、図1に示すように、X線源11と、マルチスリット12を含む第1のカバーユニット120と、被写体台13、第1格子14、第2格子15、およびX線検出器16を含む第2のカバーユニット130と、支柱17と、本体部18と、基台部19とを備える。

【0027】

図1に示されるX線撮影装置1は縦型であり、X線源11（111はX線源の焦点）、

50

マルチスリット 12、被写体台 13、第1格子 14、第2格子 15、X線検出器 16は、この順序に重力方向であるz方向に配置される。また、z方向が、X線源 11からのX線の照射軸方向ということになる。

【0028】

図1において、第1のカバーユニット 120内の、12aは調整部、12bは取付用アーム、112は付加フィルター、113は照射野絞り、114は照射野ランプを表す。また、第2のカバーユニット 130内の140は第1格子 14および第2格子 15を含む格子ユニットを表す。

【0029】

そして、本実施形態では、第1、第2のカバーユニット 120、130内の各構成要素が、それぞれ図示しないカバー部材に覆われて保護されるようになっている。なお、X線撮影装置1で縞走査法を用いてモアレ画像の撮影を行うように構成される場合は、例えば第2のカバーユニット 130内に、第2格子 15を一定方向(図1や後述する図2におけるx方向)に移動させるための機構(図示省略)が設けられる。

【0030】

なお、調整部 12aは、マルチスリット 12のx、y、z方向の位置やx、y、z軸周りの回転角度を微調整するための機構であり、マルチスリット 12を精度よく基台部 19に固定できるのであれば、調整部 12aは必ずしも設けられる必要はない。また、図1において、17aはX線源 11と支柱 17とをつなぐ緩衝部材を表す。

【0031】

図2に示すように、マルチスリット 12(G0格子ともいう。)、第1格子 14(G1格子ともいう。)および第2格子 15(G2格子ともいう。)は、いずれも、X線照射軸方向であるz方向と直交するx方向に複数のスリットが配列されて設けられた回折格子である。これらを構成するための材料や形成方法等については、例えば前述した特許文献2等を参照されたい。

【0032】

また、図2に示すように、マルチスリット 12、第1格子 14、第2格子 15のスリットの各周期d(以下、それぞれd₀、d₁、d₂といふ。)が、それぞれ図1に示すマルチスリット 12と第1格子 14や第2格子 15との各距離R₁、R₂や、第1格子 14-第2格子 15間の距離z_pとの間で、下記の(1)~(4)式に示す条件、或いはそれに近い条件を満たすように定められる(参照文献:W. Yashiro et al., Efficiency of capturing a phase image using cone-beam x-ray Talbot interferometry. Opt. Soc. Am., 25, 2025, 2008.)。

【0033】

$$z_p = p d_1 \cdot d_2 / \dots (1)$$

$$d_2 = R_2 d_1 / (R_1) \dots (2)$$

$$R_1 / d_0 = z_p / d_2 \dots (3)$$

$$1 / d_0 = / d_1 - 1 / d_2 \dots (4)$$

【0034】

なお、上記の各式において、p、は第1格子 14の型によって決まるタルボ次数および定数であり、pやは第1格子 14の種類によって異なる。これらの代表例を以下に示す。なお、下記の表においてnは正の整数である。

10

20

30

40

【表1】

| | $\pi/2$ 位相型回析格子 | π 位相型回析格子 | 吸收型回析格子 |
|----------|-----------------|---------------|---------|
| p | $(2n-1)/2$ | $(2n-1)/8$ | n |
| α | 1 | 2 | 1 |

【0035】

10

そして、上記の条件が満たされるとき、マルチスリット12と第1格子14の各スリットを通過したX線により形成される自己像を、それぞれ第2格子15上で重なり合わせることが可能となる。

【0036】

20

[タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計の原理について]

ここで、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計に共通する原理について説明する。図3に示すように、X線源11から照射されたX線が第1格子14を透過すると、透過したX線がz方向に一定の間隔で像を結ぶ。この像を自己像といい、このように自己像がz方向に一定の間隔をおいて形成される現象をタルボ効果という。

【0037】

20

そして、第1格子14の自己像が像を結ぶ位置に第2格子15を配置し、その際、第2格子15の格子方向（すなわちスリットの延在方向。図2におけるy軸方向参照）が、第1格子14の格子方向に対して僅かに角度を持つように配置すると、第2格子15上でモアレ画像（図3においてM○で示す。）が得られる。

【0038】

30

なお、図3では、モアレ画像M○を第2格子15上に記載すると分かりにくくなるため、モアレ画像M○を第2格子15から離して記載しているが、実際には第2格子15上および第2格子15の下流側でモアレ画像M○が形成される。また、図3では、後述するようにX線源11と第1格子14との間に存在する被写体Hの影響がモアレ画像M○中に現れている場合が示されているが、被写体Hが存在しなければモアレ縞のみが現れる。

【0039】

30

また、X線源11と第1格子14間に被写体Hが存在すると、被写体によってX線の位相がずれるため、図3に示すようにモアレ画像M○上のモアレ縞が被写体の辺縁を境界に乱れる。そして、モアレ画像M○を処理することによってこのモアレ縞の乱れを検出し、被写体像を再構成して画像化することができる。これがタルボ干渉計の原理である。

【0040】

40

[X線撮影装置における他の構成について]

図1に示したX線撮影装置1の他の構成要素について説明すると、被写体台13は、被写体を保持するための保持台である。また、X線検出器16は、図示を省略するが、照射されたX線に応じて電気信号を生成する変換素子が2次元状に配置され、これらの変換素子によって生成された電気信号を画像信号として読み取る装置である。

【0041】

40

X線検出器16と第2格子15との距離が離れれば離れるほど、形成されたモアレ画像M○をX線検出器16で撮影する際にモアレ画像M○がぼけてしまうため、X線検出器16は、第2格子15に当接するように基台部19に位置固定されることが好ましい。

【0042】

50

X線検出器16としては、いわゆるフラットパネルディテクター（FPD）を用いることができる。FPDには、X線をシンチレーターを介して光電変換素子により電気信号に変換する間接変換型、X線を直接的に電気信号に変換する直接変換型があるが、何れを用いてもよい。また、X線検出器16として、CCD（Charge Coupled Device）やX線力

メラ等の撮影手段を用いることも可能である。

【0043】

本体部18は、X線源11やX線検出器16等に接続されており、X線源11からのX線照射を制御する。また、それとともに、X線検出器16で撮影されたモアレ画像Moを画像処理手段5に送信したり、或いはX線検出器16で読み取られた電気信号からモアレ画像Moを生成して画像処理手段5に送信する。また、

【0044】

本体部18は、その他、X線撮影装置1に対する全般的な制御を行うようになっている。なお、本体部18が入力手段や表示手段、記憶手段等の適宜の手段や装置を備えるように構成されることは言うまでもない。

10

【0045】

[画像処理手段の構成等について]

次に、本実施形態に係る医用画像システムの画像処理手段5の構成等について説明する。なお、本実施形態では、画像処理手段5は、上記のようにしてX線撮影装置1により得られたモアレ画像Moを用いて被写体の再構成画像、すなわちX線の吸収画像、微分位相画像および小角散乱画像を生成するように構成されているが、前述したように、画像処理手段で必ずしもこれらの3種類の再構成画像を全て生成するように構成する必要はない。

【0046】

本実施形態では、画像処理手段5は、図示しないCPU(Central Processing Unit)やROM(Read Only Memory)、RAM(Random Access Memory)、入出力インターフェース等がバスに接続されたコンピューターが用いられており、X線撮影装置1と画像処理手段5とはネットワークを介して接続されている。

20

【0047】

そして、画像処理手段5は、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置1で縞走査法を用いて撮影された複数枚のモアレ画像Moの各画像信号が送信されてくると、それらの各画像信号を用いてX線の吸収画像、微分位相画像および小角散乱画像を再構成するようになっている。

【0048】

なお、X線撮影装置1が縞走査法を用いた撮影を行わない場合には、例えば、前述した第1格子14と第2格子15の各格子方向の間の角度を大きくし、より細かなモアレ縞が形成される状態で撮影されたモアレ画像Moの画像信号をX線撮影装置1から画像処理手段5に送信し、画像処理手段5で、送信されてきた画像信号をフーリエ変換法を用いて解析することで、上記と同様にX線の吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像を生成することができる。

30

【0049】

[医用画像システムにおける吸収画像等の生成までの基本手順について]

前述したように、医用画像システムにおけるX線撮影から画像処理手段におけるモアレ画像Moからの吸収画像等の生成までの従来の手順は、以下のようにして行われていた。そして、以下の手順は、基本的に、本実施形態に係る医用画像システムにおいても踏襲されている。

40

【0050】

すなわち、上記のようなX線撮影装置1を用い、被写体を被写体台13に保持した状態で被写体にX線を照射してX線検出器16でモアレ画像Moを撮影する(以下、被写体撮影という。)。

【0051】

その際、X線撮影で上記の縞走査法を用いるように構成されている場合には、前述したように、例えば第2格子15(図1や図2参照)を一定方向(すなわちx方向)に移動させながら複数枚のモアレ画像Moを撮影する。また、例えば画像処理手段5でフーリエ変換法を用いてモアレ画像Moを解析するように構成されている場合には、1枚或いは所定枚のモアレ画像Moを撮影する。

50

【0052】

また、それと前後して、被写体撮影における撮影条件と同じ撮影条件の下で、バックグラウンド撮影を行う。すなわち、被写体を被写体台13に保持しない状態でX線を照射してX線検出器16でモアレ画像Moを撮影する。

【0053】

なお、このように被写体が存在しない状態でバックグラウンド撮影されたモアレ画像Moを、以下、被写体が撮影されたモアレ画像Moと区別するために、BGモアレ画像Mbという。また、前述したように、BGモアレ画像Mbから得られた信号を、以下、バックグラウンド信号といい、BG信号と略記する。

【0054】

また、被写体撮影の場合と同様に、バックグラウンド撮影の場合も、縞走査法を用いる場合は、例えば第2格子15を一定方向に移動させながらBGモアレ画像Mbを複数枚撮影し、また、例えば画像処理手段5でフーリエ変換法を用いてBGモアレ画像Mbを解析する場合には、1枚或いは所定枚のBGモアレ画像Mbを撮影する。

10

【0055】

そして、被写体撮影やバックグラウンド撮影が終了すると、X線撮影装置1から、被写体が撮影されたモアレ画像Moの全ての画像信号と、バックグラウンドが撮影されたBGモアレ画像Mbの全てのBG信号が画像処理手段5に送信される。

【0056】

そして、画像処理手段5では、これらの画像信号とBG信号から、以下のようにして吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像の各画素値を算出して、吸収画像等を再構成して生成するように構成される。なお、以下、被写体撮影で得られたモアレ画像Moの画素(すなわち変換素子。以下同じ。)ごとの画像信号をIs(x, y)と表し、バックグラウンド撮影で得られたBGモアレ画像Mbの画素ごとのBG信号をIBG(x, y)と表す。

20

【0057】

画像処理手段5は、例えば縞走査法を用いて撮影された場合には、複数のモアレ画像MoやBGモアレ画像Mbを解析する。なお、以下では、このように縞走査法を用いる場合について説明するが、1枚或いは所定枚のモアレ画像MoやBGモアレ画像Mbをフーリエ変換して画像処理を行う場合も同様に説明することができる。

30

【0058】

そして、画像処理手段5は、以下のように、画像信号Is(x, y)やBG信号IBG(x, y)を、少なくともモアレ縞の直流成分Ioと1次の振幅成分I1とに分解した形に近似する。なお、下記の各式においてxやyは画素位置を表し、Mは縞走査回数、1回の格子移動量は1/M周期で、k番目の格子位置での信号を表す。

$$I_s(x, y, k) = I_0(E_{s0}, x, y) + I_1(E_{s1}, x, y) \times \cos 2 \left(\frac{y}{d_2} + \frac{x}{M} \right) \dots (5)$$

$$I_{BG}(x, y, k) = I_0(E_{BG0}, x, y) + I_1(E_{BG1}, x, y) \times \cos 2 \left(\frac{y}{d_2} + \frac{k}{M} \right) \dots (6)$$

【0059】

ここで、Es0は格子および被写体を、EBG0は格子をそれぞれ透過したX線のエネルギーのスペクトルを代表する値であり、例えば、透過したX線のエネルギーの平均値やピーク値等である。また、Es1は格子および被写体を、EBG1は格子をそれぞれ透過したX線のエネルギーのスペクトルと、格子の厚さや配置を設計する際に設定されたエネルギーとで決まるモアレ縞の振幅を代表するエネルギー値である。

40

【0060】

また、は第1格子14と第2格子15の格子方向間の相対角を表し、d2は前述したように第2格子15の周期d(図2参照)を表し、は格子や配置によって決まる係数を表し、xは被写体によるX線の屈折角を表す。

【0061】

そして、画像信号Is(x, y)やBG信号IBG(x, y)が上記のように表される場合、吸収画像や微分位相画像、小角散乱画像の各画素値IAB(x, y)、IDP(x, y)

50

、 $I_V(x, y)$ はそれぞれ以下の演算を行うことにより算出される。

$$I_{AB}(x, y) = I_0(E_{S0}, x, y) / I_0(E_{BG0}, x, y) \quad \dots (7)$$

$$I_{DP}(x, y) = (y / d_2 + x(E_{S1}, x, y) - y / d_2) / \dots (8)$$

$$I_{DP}(x, y) = x(E_{S1}, x, y) \quad \dots (9)$$

$$I_V(x, y) = (I_1(E_{S1}, x, y) / I_0(E_{S0}, x, y)) / (I_1(E_{BG1}, x, y) / I_0(E_{BG0}, x, y)) \dots (10)$$

【0062】

従来から、画像処理手段5におけるモアレ画像 M_o 等からの吸収画像等の生成は、基本的には以上のようにして行われていた。すなわち、吸収画像の各画素値 $I_{AB}(x, y)$ を算出する際には、上記(5)式で表される画像信号 $I_s(x, y)$ におけるモアレ縞の直流成分 I_0 を、上記(6)式で表されるBG信号 $I_{BG}(x, y)$ における I_0 で除算する。

10

【0063】

また、微分位相画像の各画素値 $I_{DP}(x, y)$ は被写体によるX線の屈折角 χ として算出され、さらに、小角散乱画像の各画素値 $I_V(x, y)$ を算出する際には、画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ におけるモアレ縞の1次の振幅成分 (I_1) とモアレ縞の直流成分 (I_0) の比同士を除算する。

【0064】

すなわち、少なくとも吸収画像や小角散乱画像を生成する際には、上記(7)式や(10)式に示すように、画像信号 $I_s(x, y)$ の I_0 や I_1 をBG信号 $I_{BG}(x, y)$ の I_0 や I_1 で除算する。

20

【0065】

そして、このようにして、従来の吸収画像等の生成方法では、画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ とにそれぞれ写り込んでいる、格子構造の周期や厚みのムラ等に起因するアーチファクト、すなわち画像ムラの成分同士を相殺することで、生成した吸収画像や小角散乱画像等に画像ムラが写り込むことを防止していた。

【0066】

なお、微分位相画像は、上記(8)式に示すように、画像信号 $I_s(x, y)$ の余弦関数の変数からBG信号 $I_{BG}(x, y)$ の余弦関数の変数を減算することで画像ムラ同士が相殺されるが、結局、上記(9)式に示すように、被写体によるX線の屈折角 χ として算出されるため、画像ムラの影響はほとんどないと考えられる。よって、基本的に、微分位相画像は、吸収画像や小角散乱画像を作成した際に用いたのと同じBG画像を用いて(8)式に基づき再構成を行うことで問題はない。

30

【0067】

[従来の方法で生成された吸収画像等から画像ムラが消えない現象について]

しかし、前述したように、本発明者らの研究では、上記のようにバックグラウンド撮影を行ってBGモアレ画像 M_b を撮影し、BGモアレ画像 M_b から得られたBG信号 I_{BG} の各成分を用いて上記のようにして画像信号 I_s の対応する各成分に対して除算や減算を行っても、少なくとも吸収画像や小角散乱画像では、必ずしも十分に画像ムラを除去することができず、吸収画像や小角散乱画像中に画像ムラが残ってしまう場合があることが分かってきた。

40

【0068】

図4(A)、(B)は、管電圧40kV(AL1.0mm付加)の条件の下で、被写体に見立てた厚さ1.3mmのアルミニウム板を付加して、撮影して得られた画像信号 I_s に対して、この厚さ1.3mmのアルミニウム板を介在させない状態でバックグラウンド撮影を行って得られたBG信号 I_{BG} を用いて、上記のよう(上記(7)式および(10)式参照)バックグラウンド補正を行って得られた吸収画像 I_{AB} の例(図4(A)参照)と小角散乱画像 I_V の例(図4(B)参照)を表す図である。

【0069】

なお、図4(A)、(B)や後述する図7(A)、(B)に示す例では、図示しないモアレ画像 M_o の全域に厚さ1.3mmのアルミニウム板が被写体撮影されているため、モアレ画像 M_o や吸収画像 I_{AB} 、小角散乱画像 I_V 中にはアルミニウム板の端部(エッジ部

50

分)は撮影されていない。

【0070】

例えば図4(A)に示す吸収画像 I_{AB} では、第1格子14や第2格子15の厚みのムラ等に起因すると思われる画像ムラが除去し切れずに画像中に残った状態になっている。また、例えば図4(B)に示す小角散乱画像 I_V では、この場合は、第1格子14の厚みのムラ等に起因すると思われる略円形状の模様すなわち画像ムラが除去し切れずに画像中に残った状態になっている。

【0071】

すなわち、上記の例では、上記のような処理(上記(7)式や(10)式参照)を行っても、画像信号 $I_s(x, y)$ やBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にそれぞれ写り込んでいる画像ムラの成分同士が相殺されない状態になっている。このように、従来の方法では、モアレ画像 M_o やBGモアレ画像 M_b を用いて再構成された少なくとも吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V 中から画像ムラを除去し切れない場合があることが分かった。

10

【0072】

【画像ムラが残る現象が発生する原因等について】

このような現象が発生する原因等について本発明者らが研究を重ねた結果、以下のような原因が考えられた。

【0073】

すなわち、吸収画像 I_{AB} のバックグラウンド補正では、上記(7)式に示したように、 E_{s0} と E_{BG0} が画像信号 $I_s(x, y)$ やBG信号 $I_{BG}(x, y)$ のモアレ縞の直流成分 I_0 に含まれている。また、小角散乱画像 I_V のバックグラウンド補正では、上記(10)式に示したように、 E_{s0} 、 E_{BG0} のほか、 E_{s1} と E_{BG1} が画像信号 $I_s(x, y)$ やBG信号 $I_{BG}(x, y)$ のモアレ縞の1次の振幅成分 I_1 に含まれている。

20

【0074】

前述したように、 E_{BG0} や E_{BG1} が格子のみを透過したX線のエネルギーのスペクトルに依存する値であるのに対し、 E_{s0} や E_{s1} は、格子と被写体の両方を透過したX線のエネルギーのスペクトルに依存する値である。そして、X線は被写体を透過する際に、主に波長が長い成分(すなわちエネルギーが低い成分)が被写体によって散乱される。

【0075】

そのため、第1格子14(図3等参照)に到達するX線のエネルギーは、被写体が介在する場合(すなわち被写体撮影の場合)と介在しない場合(すなわちバックグラウンド撮影の場合)とで、例えば図5に示すようにスペクトルが変化する。すなわち、被写体が存在しない場合に比べて、X線のエネルギーのスペクトルは、その平均値やピーク等が高エネルギー側にシフトする。

30

【0076】

なお、図5は、タンゲステン管、管電圧40kV(AL2.5mm付加)の条件の下で、被写体として50%乳腺+50%脂肪(厚さは一様に45mm)を介在させた場合と介在させない場合における、第1格子14のX線入射面側でのX線のエネルギーのスペクトルを文献値より計算したもので、実線は被写体を介在させた場合、破線は被写体を介在させない場合をそれぞれ表す。なお、図5、図6は、X線スペクトル分布を表わしたもので、透過X線量の絶対値を表すものではない。

40

【0077】

被写体が存在する場合(被写体撮影の場合)と存在しない場合(バックグラウンド撮影の場合)とでX線のエネルギーのスペクトルが上記のように変化すると、X線のエネルギーのスペクトル中で第1格子14に感度があるX線のエネルギーの割合や第2格子15のX線透過率が変化する。そのため、被写体が存在する場合と存在しない場合とで第1格子14を透過後に生成される自己像の強度分布や第2格子15のX線透過率分布が変化すると考えられる。

【0078】

そのため、画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にそれぞれ含まれる画像

50

ムラの大きさが同程度でなくなるため、上記(7)式や(10)式に示したように除算処理を行っても、画像ムラの成分が相殺されなくなる。このことが、図4(A)、(B)に示したように吸収画像 I_{AB} 中や小角散乱画像 I_V 中に画像ムラが残る原因の1つと考えられた。

【0079】

このことを逆に考えると、被写体が介在しないバックグラウンド撮影で第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルが、被写体が介在する被写体撮影で被写体を介して第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルと同じスペクトルになるようすれば、第1格子14を透過後に生成される自己像の強度分布や第2格子15のX線透過率分布の、被写体が存在する場合と存在しない場合との比が視野内で一様となる。

10

【0080】

そのため、画像信号 $I_S(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にそれぞれ含まれる画像ムラの大きさが同程度になるため、上記(7)式や(10)式に従って演算を行えば、それらが相殺されて、吸収画像 I_{AB} 中や小角散乱画像 I_V 中から画像ムラが消えると考えられた。

【0081】

そして、上記のように、X線のエネルギーのスペクトルが変化するのは、X線が被写体を透過する際にX線の一部（主に波長が長い成分）が被写体によって吸収されるためであることから、バックグラウンド撮影の際に、被写体と同程度にX線を吸収させるアクリルのような部材を介在させてX線を照射すれば、バックグラウンド撮影の際に第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルを、被写体撮影の際に被写体を介して第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルと同等のスペクトルにすることができる。

20

【0082】

図6は、図5に示した条件と同じ条件、すなわちタンクステン管、管電圧40kV（AL2.5mm付加）の条件の下で、バックグラウンド撮影の際に、厚さが一様に40mmのアクリル板を被写体として、第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルを文献値より計算した結果であり、上記と同様に、実線は被写体を介在させた被写体撮影の場合、破線はアクリル板を介在させたバックグラウンド撮影の場合をそれぞれ表す。

【0083】

この結果から分かるように、バックグラウンド撮影の際に、アクリル板等の部材を介在させるようにすることで、部材を透過して第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルを変化させることができることが分かった。また、図6では図示を省略するが、部材の材質を変えたり（例えばアクリル板をアルミニウム板等に変えたり）、或いは部材の厚さを変えることで、X線のエネルギーのスペクトルを変化させる度合いを変えることが可能であることも分かった。

30

【0084】

そして、このようにして、バックグラウンド撮影の際に部材を介在させて、部材を透過して第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルを被写体撮影の際に第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルと同等のスペクトルにする。そして、その状態で撮影されたモアレ画像 M_0 やBGモアレ画像 M_b から算出される画像信号 $I_S(x, y)$ やBG信号 $I_{BG}(x, y)$ に基づいて吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成すると、図7(A)、(B)に示すように、吸収画像 I_{AB} にも小角散乱画像 I_V にも画像ムラが残らなくなり、画像ムラが画像中から消えることが分かった。

40

【0085】

なお、図7(A)、(B)では、図4(A)、(B)の場合と同じく管電圧40kV（AL1.0mm付加）の条件の下で、被写体として厚さ1.3mmのアルミニウム板を付加して、撮影して得られた画像信号 I_S に対して、部材として厚さ1.3mmのアルミニウム板を介在させた状態でバックグラウンド撮影を行って得られたBG信号 I_{BG} を用いて得られた吸収画像 I_{AB} の例（図7(A)参照）と小角散乱画像 I_V の例（図7(B)参照）が示されている。

50

【0086】

以上のように、本発明者らが研究を重ねた結果、被写体が介在する場合（すなわち被写体撮影の場合）と介在しない場合（すなわちバックグラウンド撮影の場合）とで、第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルが変化してしまうこと（例えば図5参照）が、前述した従来の方法で生成された吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V 中から画像ムラを除去し切れないことの原因の1つであるという知見を得た。

【0087】

また、バックグラウンド撮影の際に、被写体の代わりに、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化（図6参照）を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でBGモアレ画像 M_b を撮影するように構成する。

10

【0088】

このように構成すれば、上記のようして得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と被写体撮影で得られた画像信号 $I_s(x, y)$ とに対して上記の従来の演算処理と同じ処理を行い、上記(7)式や(10)式に従ってバックグラウンド補正を行って吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を算出することで、吸収画像 I_{AB} （図7(A)参照）や小角散乱画像 I_V （図7(B)参照）から画像ムラを的確に除去することが可能であり、吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V に画像ムラが写り込むことを的確に防止することが可能であることが分かった。

【0089】

なお、上記の「同等」とは、被写体撮影の際のX線のエネルギーのスペクトルとバックグラウンド撮影の際のX線のエネルギーのスペクトルが完全に同一である場合だけでなくほぼ同一である場合を含む概念である。そして、「ほぼ同一」とは、そのようなX線のエネルギーのスペクトルとなる状態で被写体撮影とバックグラウンド撮影を行って得られた画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ に対して上記の演算処理を行って生成された吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V 中に目視で画像ムラを視認することができない状態をいう。

20

【0090】

[本発明に係る医用画像システムの構成等について]

本実施形態に係る医用画像システムでは、上記のように、画像処理手段15における画像処理、すなわち上記(5)～(10)式に示した演算処理等については、従来の医用画像システムと同様であるが、X線撮影装置1によるバックグラウンド撮影の際に、従来のようにX線源11と第1格子14との間に何も介在させない状態でバックグラウンド撮影を行うのではなく、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影を行う点で、従来の医用画像システムと異なっている。

30

【0091】

そして、上記のように、バックグラウンド撮影において部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルが、被写体撮影において被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトルと同等になる（すなわち図5ではなく図6の状態になる）ようにするために、介在させる部材の材質や厚さを的確に選択することが必要になる。

40

【0092】

以下、これを実現するための具体的な構成等について、いくつかの例を挙げて説明する。また、本実施形態に係る医用画像システムの作用についてもあわせて説明する。

【0093】

なお、上記の説明では、説明を簡単にするために、被写体や部材が大きなものであり、それらの端部（エッジ部分）がモアレ画像 M_o やBGモアレ画像 M_b 、吸収画像 I_{AB} 、小角散乱画像 I_V 中に撮影されないことを前提として説明した。そして、以下の説明においても、説明を簡単にするために、同じ前提の下で説明する。

【0094】

しかし、実際の被写体撮影では、被写体の端部がモアレ画像 M_o に写り込む状態で撮影される場合、すなわち、モアレ画像 M_o 中に被写体が撮影されている領域と背景の領域と

50

がある状態（例えば図3に示した状態）で撮影される場合が多い。そして、この場合、モアレ画像 M_o 中の被写体が撮影されている領域の内部に対応する第1格子14上の部分と、その外側の背景の領域に対応する第1格子14上の部分とでは、前述した第1格子14に到達するX線のエネルギーのスペクトルが異なる状態になる。

【0095】

すなわち、被写体が撮影されている領域の内部に対応する第1格子14上の部分では、X線のエネルギーのスペクトルが例えば図5において実線で示したようなスペクトルになるのに対し、その外側の背景の領域に対応する第1格子14上の部分では、X線のエネルギーのスペクトルが例えば図5において破線で示したようなスペクトルになる。

【0096】

そして、この場合、吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V 中において格子縞やアーチファクト等の画像ムラが生じないようにしたいのは、画像の背景の領域ではなく被写体が撮影されている領域である。

【0097】

そのため、上記のようにモアレ画像 M_o 中に被写体が撮影されている領域と背景の領域とが存在する場合には、モアレ画像 M_o 中の被写体が撮影されている領域を含む関心領域を画像中に設定する。そして、下記の各例に従って、当該関心領域に対応する第1格子14上の部分におけるX線のエネルギーのスペクトルが被写体撮影の場合と同等のスペクトルになるような材質や厚さの部材の選択等を行うように構成することが望ましい。

【0098】

[例1]

上記の目的、すなわちバックグラウンド撮影において部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルを被写体撮影において被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトルと同等にするという目的を実現するための最も端的な方法としては、例えば、以下の方法が挙げられる。

【0099】

すなわち、被写体撮影の際に、被写体台13（図1参照）の直下や第1格子14の被写体に対向する側の面（図1では上側の面）で実際にX線のエネルギーのスペクトルを測定する。そして、被写体撮影後にバックグラウンド撮影を行い、その際、種々の材質や厚さの部材を被写体台13に保持した状態で、上記と同じ位置でX線のエネルギーのスペクトルを測定する。

【0100】

そして、X線のエネルギーのスペクトルが同等となる材質や厚さの部材を選択し、画像処理手段5に対して、当該部材を用いた場合に得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を用いて上記の演算処理を行うように指示する。そして、画像処理手段5は、指示された部材を用いた場合に得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と被写体が撮影された画像信号 $I_s(x, y)$ と用いて上記の演算処理を行って、被写体の吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成する。

【0101】

このように構成すれば、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ （すなわちこの場合は指示されたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ ）と、被写体が撮影された画像信号 $I_s(x, y)$ を用いて、上記の演算処理を行うことが可能となり、画像ムラが的確に除去された吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成することが可能となる。

【0102】

上記の【例1】の方法を採用すれば、被写体撮影が行われた条件（各格子の温度等を含む。）と同じ条件でバックグラウンド撮影を行うことができるため、非常に精密に部材の選択を行うことが可能となるといったメリットがある。

10

20

30

40

50

【0103】

しかし、被写体撮影を行うごとに、種々の材質や厚さの部材を介在させてバックグラウンド撮影を行うことは非効率であり、また、バックグラウンド撮影を行うごとにX線を照射しなければならないため、電力が無駄に消費されるとともにX線源11の寿命を縮めることにつながるなど、必ずしも現実的な方法とは言い難い面もある。

【0104】

そこで、より現実的な方法としては、例えば、被写体撮影にあわせて行うバックグラウンド撮影の際に介在させるべき部材の材質や厚さを割り出して、放射線技師等に報知するという方法があり得る。

【0105】

被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトル変化に影響を与えるのは、被写体のX線の照射方向の厚さである。また、被写体の撮影部位が例えば手や腕部、脚部等である場合には、被写体である患者が極端に太っていたり痩せていたりしない限り、被写体のX線の照射方向の厚さはほぼ同じ厚さである。そのため、被写体の撮影部位を特定すれば、被写体のX線照射方向の厚さが分かる場合もある。

10

【0106】

そこで、被写体のX線照射方向の厚さや被写体の撮影部位と、そのような厚さを有する被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる部材の材質や厚さとの関係を予め求めておく。

【0107】

すなわち、例えば、X線照射方向の厚さがある厚さの被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化を例えば予め実験的に測定し、部材の材質や厚さを種々変化させて、当該厚さの被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる部材の材質や厚さを特定する。そして、この作業を、被写体のX線照射方向の厚さを種々変化させることによって、上記の関係を予め求めておく。

20

【0108】

なお、被写体の撮影部位の厚さによるX線エネルギーのスペクトル変化と同等のスペクトル変化を生じさせる部材の材質・厚さの関係については、実写による実験対応付けに替えて、理化学事典等で一般的に知られている各材料の物性値等を用いて計算することも可能である。

30

【0109】

そして、この関係を報知手段が予め備えるようにしておき、被写体のX線照射方向の厚さや被写体の撮影部位の情報を、放射線技師等が報知手段に入力したり、或いは報知手段がHIS (Hospital Information System; 病院情報システム) やRIS (Radiology Information System; 放射線科情報システム) 等からその情報を取得する等して入手する、報知手段が、上記の関係に基づいて、バックグラウンド撮影において介在させる部材の材質や厚さを特定して報知するように構成することが可能である。

【0110】

この場合、画像処理手段5を報知手段として用いるように構成したり、X線撮影装置1の本体部18(図1参照)を報知手段として用いるなど報知手段をX線撮影装置1側に設けたり、或いは、それらとは別の装置として報知手段を設けることが可能である。また、報知の方法としては、表示や音声など放射線技師等に適切に報知することが可能な方法が採用される。

40

【0111】

このように構成すれば、被写体撮影の前または後に、報知手段によって報知された材質や厚さの部材を被写体台13上に保持した状態でバックグラウンド撮影を行うことで、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせてBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を得ることが可能となる。そして、このようなBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と、被写体撮影で得られた画像信号 $I_S(x, y)$ とを用いて、上記の演算処理を行うことが可能となり、画像ムラが的確に除去された吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を

50

生成することが可能となる。

【0112】

また、上記のように構成すれば、被写体撮影に伴うバックグラウンド撮影を1回だけ行えば済むようになるため、電力の消費量をより低減させることが可能となり、また、X線源11の短寿命化を防止することも可能となる。

【0113】

なお、[例2]では、X線照射方向の被写体の厚さや被写体の撮影部位と、当該被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる部材の材質や厚さとの関係を予め求めておく、としたが、被写体の厚さの正確な測定は困難な場合もある。

10

【0114】

被写体の厚さ情報は当該被写体を撮影したモアレ縞の直流成分 I_0 の画像信号に反映されるため、各mA s値(すなわち管電流(mA)と時間(sec)との積)等の撮影条件と、当該撮影条件(mA s値)にて各撮影部位を撮影した際に生成されるモアレ縞の直流成分 I_0 の画像信号と、当該被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる部材の材質や厚さとの関係を予め求めておき、被写体を撮影する際のmA s値(すなわち撮影条件)、撮影部位、および生成されたモアレ縞の直流成分 I_0 から、予め求めておいた関係を用いて、部材の材質や厚さを求めるように構成することも可能である。

20

【0115】

[例3]

しかし、上記の[例2]の方法を採用しても、被写体撮影を行うごとにバックグラウンド撮影を少なくとも1回行うことが必要になるが、放射線技師等にとっては被写体撮影ごとにバックグラウンド撮影を行うことは避けたいというのが現実的な要請であろう。

【0116】

そこで、画像処理手段5が、予め、材質や厚さを種々変化させた部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた複数のBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を備えておき、状況に応じて適切なBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を選択して用いるように構成することができる。このように構成すれば、上記のように被写体撮影を行うごとにバックグラウンド撮影を行う必要がなくなる。以下、これを実現するための具体例について説明する。

30

【0117】

[例3-1]

例えば、上記のように部材の材質や厚さを種々変化させてバックグラウンド撮影を行う際に、部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルもあわせて測定し、各部材ごとのBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にスペクトルをそれぞれ予め対応付けておく。

【0118】

そして、画像処理手段5は、被写体撮影で得られたモアレ画像 M_0 から被写体の画像信号 $I_s(x, y)$ を算出すると、算出した画像信号 $I_s(x, y)$ に基づいて被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトルを推定する。そして、推定したスペクトルと同等のスペクトルを上記の各BG信号 $I_{BG}(x, y)$ に対応付けられたスペクトルの中から選択し、特定したスペクトルに対応付けられているBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を選択する。

40

【0119】

そして、選択したBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と、被写体の画像信号 $I_s(x, y)$ とを用いて上記の演算処理を行って、被写体の吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成する。

【0120】

このように構成すれば、画像処理手段5が、予め備えている種々のBG信号 $I_{BG}(x, y)$ の中から、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態で得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を的確かつ自動的に選択し、選択したBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と被写体の画像信号 $I_s(x, y)$ とを用いて、上記の演算処理を行うことが可能となり、画像ムラが的確に除去さ

50

れた吸收画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成することが可能となる。

【0121】

なお、予め備えた種々の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ に対応付けられた X 線のエネルギーのスペクトルの中に、被写体の画像信号 $I_S(x, y)$ に基づいて推定された被写体を透過した X 線のエネルギーのスペクトルと同等のスペクトルが存在しない場合には、推定された被写体を透過した X 線のエネルギーのスペクトルに最も近い 2 つのスペクトルを抽出し、例えば当該 2 つのスペクトルにそれぞれ対応付けられた 2 つの BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を画素ごとに線形補間する等して、BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を算出するように構成することが可能である。

【0122】

また、下記の [例 3-2] や [例 3-3] においても同様であるが、画像処理手段 5 に予め備えられている複数の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ は、X 線撮影装置 1 を用いて撮影を行う日に、撮影前に部材の材質や厚さを種々変化させてバックグラウンド撮影を行って取得するように構成することが可能である。或いは、数日ごとや数カ月ごとに定期的に、または X 線撮影装置 1 等のキャリブレーション時等に取得するように構成してもよい。

10

【0123】

[例 3-2]

画像処理手段 5 が、前述した [例 2] で示した、被写体の X 線照射方向の厚さや被写体の撮影部位と、そのような厚さを有する被写体による X 線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる部材の材質や厚さとの関係を予め備えるように構成することも可能である。

20

【0124】

従って、この場合、画像処理手段 5 は、被写体の X 線照射方向の厚さや被写体の撮影部位と部材の材質や厚さとの関係と、前述した材質や厚さを種々変化させた部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた複数の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を、予め備えていることになる。

20

【0125】

そして、この場合、被写体の X 線照射方向の厚さや被写体の撮影部位の情報を、放射線技師等が入力したり、或いは HIS や RIS 等からその情報を取得する等して入手すると、画像処理手段 5 は、上記の関係に基づいて、まず、バックグラウンド撮影において介在させる部材の材質や厚さを特定する。

30

【0126】

そして、予め備えている複数の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ の中から、上記のようにして特定した材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を選択する。そして、選択した BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ と、被写体の画像信号 $I_S(x, y)$ とを用いて上記の演算処理を行って、被写体の吸收画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成する。

30

【0127】

このように構成すれば、画像処理手段 5 が、予め備えている種々の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ の中から、入手した被写体の X 線照射方向の厚さや被写体の撮影部位の情報を適合する BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を的確かつ自動的に選択し、選択した BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ と被写体の画像信号 $I_S(x, y)$ とを用いて、上記の演算処理を行うことが可能となり、画像ムラが的確に除去された吸收画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成することが可能となる。

40

【0128】

[例 3-3]

なお、上記の [例 3-1] や [例 3-2] では、予め、材質や厚さを種々変化させた部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影されて得られた複数の BG 信号 $I_{BG}(x, y)$ を備えておき、それを用いて吸收画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V の生成を行う場合について説明した。

50

【0129】

しかし、上記のバックグラウンド撮影が予め行われた時点と、実際に被写体撮影が行われる時点では、例えば、第1格子14と第2格子15の格子方向間の相対角 θ がわずかに変化してモアレ画像M₀やBGモアレ画像M_bにおけるモアレ縞の周期（すなわち例えば図3のモアレ画像M₀において白黒で表されているモアレ縞の周期）が変化している場合等、格子配置がわずかに変化している場合がある。

【0130】

すなわち、上記のバックグラウンド撮影が予め行われた時点で撮影されたBGモアレ画像M_bのモアレ縞と、被写体撮影が行われる時点で撮影されるモアレ画像M₀のモアレ縞の周期が変化している場合等がある。そのため、生成された吸収画像I_{AB}や小角散乱画像I_Vに、モアレ縞の周期の違いによる影響が現れてしまう可能性がある。また、微分位相画像も吸収画像、小角散乱画像と同じBG画像を用いて再構成を行うが、(8)式では被写体撮影とBG撮影で第1格子14と第2格子15の格子方向間の相対角 θ が同じとしている場合を記述しているが、これが異なる場合には面内にアーチファクトが発生してしまう可能性がある。

10

【0131】

そこで、例えば、以下のようにして、[例3-1]や[例3-2]で画像処理手段5が選択したBG信号I_{BG}(x, y)を画像補正したうえで、画像補正したBG信号I_{BG}(x, y)と被写体の画像信号I_S(x, y)とを用いて被写体の吸収画像I_{AB}や小角散乱画像I_Vを生成するように構成することが可能である。

20

【0132】

本発明では、これまで説明してきたように、バックグラウンド撮影を行う際に、従来のように被写体台13に何も保持しない状態でバックグラウンド撮影を行うのではなく、被写体台13に部材を保持した状態でバックグラウンド撮影を行ってBG信号I_{BG}(x, y)を得るように構成される。そして、この[例3-3]においても、その点は同じである。

【0133】

そして、この[例3-3]では、それとは別に、従来と同様に被写体台13に何も保持しない状態（すなわち被写体も部材も保持しない状態）でバックグラウンド撮影を行って得られた信号を、リファレンス用の信号として改めて用いるように構成される。

30

【0134】

具体的には、まず、上記のように予め材質や厚さを種々変化させた部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影して複数のBG信号I_{BG}(x, y)を得る時点で、同時に、被写体台13に何も保持しない状態でバックグラウンド撮影を行って信号を得る。以下、この信号をそれぞれ、上記のBG信号I_{BG}(x, y)と区別して、BG_S信号I_{BGS}(x, y)、BG_N信号I_{BGN}(x, y)という。また、BG_N信号I_{BGN}(x, y)は、部材の材質や厚さを種々変化させてバックグラウンド撮影を行うごとに得てもよいが、一連のバックグラウンド撮影の中で1回だけ得るように構成してもよい。

【0135】

上記のようにして、BG_N信号I_{BGN}(x, y)と、部材の材質や厚さを種々変化させてバックグラウンド撮影を行うごとにBG_S信号I_{BGS}(x, y)を得ると、画像処理手段5は、材質や厚さがそれぞれ異なる各部材ごとのBG_S信号I_{BGS}(x, y)と、それらの信号を得る際に同時に得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)とを対応付けて記憶手段に保存しておく。

40

【0136】

なお、前述したように、BG_S信号I_{BGS}(x, y)を得た時点とBG_N信号I_{BGN}(x, y)を得た時点は同時点であり、BG_S信号I_{BGS}(x, y)とBG_N信号I_{BGN}(x, y)には同じ画素位置(x, y)に同じモアレ縞が撮影されている。また、上記の場合、前述した[例3-1]、[例3-2]とは異なり、各BG_S信号I_{BGS}(x, y)やBG_N信号I_{BGN}(x, y)を予め記憶手段に備えておくように構成される。

50

【0137】

一方、被写体撮影を行う際にも、X線撮影装置1で被写体を撮影する前や後に、上記と同様に、被写体台13に何も保持しない状態（すなわち被写体も部材も保持しない状態）でバックグラウンド撮影を行ってBG_N信号I_{BGN}(x, y)を得る。

【0138】

なお、この被写体撮影の際に得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)を、以下、今回の撮影で得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)という意味でBG_N信号I_{BGN}(x, y)_{NEW}という。また、この場合、BG_N信号I_{BGN}(x, y)_{NEW}には、今回の撮影時点での第1格子14と第2格子15の格子方向間の相対角等に起因する周期のモアレ縞の成分が含まれている。

10

【0139】

そして、画像処理手段5は、前述した[例3-1]や[例3-2]で説明した方法を用いて、予め備えている複数のBG_S信号I_{BGS}(x, y)の中から1つのBG_S信号I_{BGS}(x, y)を選択する（すなわち特定の材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影を行って得られたBG_S信号I_{BGS}(x, y)を選択する）。

【0140】

前述したように、選択したBG_S信号I_{BGS}(x, y)には、当該BG_S信号I_{BGS}(x, y)を得るためのバックグラウンド撮影を行った時点での第1格子14と第2格子15の格子方向間の相対角等に起因する周期のモアレ縞の成分が含まれている。そして、このモアレ縞の周期は、前述したように、今回得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)_{NEW}に含まれるモアレ縞の周期とは異なっている可能性がある。

20

【0141】

そこで、画像処理手段5は、上記(6)式に示したように、選択したBG_S信号I_{BGS}(x, y)、それに対応付けられているBG_N信号I_{BGN}(x, y)（すなわち当該BG信号I_{BGS}(x, y)が得られた時点で同時に得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)）、今回得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)_{NEW}それぞれに対して、モアレ縞の直流成分I₀と1次の振幅成分I₁とに分解した形に近似する演算処理を行い、選択したBG_S信号I_{BGS}(x, y)由来の成分をそれに対応付けられたBG_N信号I_{BGN}(x, y)由来の成分で除算したものを今回得られたBG_N信号I_{BGN}(x, y)_{NEW}由来の成分に乗算することにより、被写体撮影が行われた時点での格子配置および被写体によるスペクトル変化に対応したBG信号の吸収信号I₀(E_{BG0}, x, y)、小角散乱信号I₁(E_{BG1}, x, y) / I₀(E_{BG0}, x, y)が、それぞれ(11)式、(12)式により得られる。

30

$$I_0(E_{BG0}, x, y) = I_0(E_{BGN_NEW0}, x, y) \times (I_0(E_{BGS0}, x, y) / I_0(E_{BGN0}, x, y)) \quad \dots (11)$$

$$I_1(E_{BG1}, x, y) / I_0(E_{BG0}, x, y) = (I_1(E_{BGN_NEW1}, x, y) / I_0(E_{BGN_NEW0}, x, y)) \times ((I_1(E_{BGS1}, x, y) / I_0(E_{BGS0}, x, y)) / (I_1(E_{BGN1}, x, y) / I_0(E_{BGN0}, x, y))) \quad \dots (12)$$

【0142】

後は、上記と同様にして、今回の被写体撮影で得られた画像信号I_S(x, y)とを用いて上記の演算処理を行って、被写体の吸収画像I_{AB}や小角散乱画像I_Vを生成する。

40

【0143】

そのため、上記のバックグラウンド撮影が予め行われた時点で撮影されたBGモアレ画像M_bのモアレ縞と、被写体撮影が行われる時点で撮影されるモアレ画像M_oのモアレ縞の周期が変化している場合であっても、そのことによって、生成された吸収画像I_{AB}や小角散乱画像I_Vに、モアレ縞の周期の違いによる影響等が現れてしまうことを的確に防止することが可能となる。

【0144】

なお、上記のように、被写体撮影が行われた時点で上記(11)、(12)式の演算を行う代わりに、上記(11)、(12)式中のI_{BGS}(x, y)およびI_{BGN}(x, y)由来の項の演算を、BG_S信号I_{BGS}(x, y)やBG_N信号I_{BGN}(x, y)を得た時点で予

50

め行っておき、例えば、下記(13)、(14)式で算出される補正データ $r_1(x, y)$ 、 $r_2(x, y)$ の形で記憶手段に保存しておくように構成することも可能である。

$$r_1(x, y) = I_0(E_{BGS0}, x, y) / I_0(E_{BGN0}, x, y) \dots (13)$$

$$r_2(x, y) = (I_1(E_{BGS1}, x, y) / I_0(E_{BGS0}, x, y)) / (I_1(E_{BGN1}, x, y) / I_0(E_{BGN0}, x, y)) \dots (14)$$

【0145】

そして、このように構成する場合には、被写体撮影の時点では、画像処理手段5は、吸収信号の場合、上記(13)式と同内容の下記(15)式に従って、被写体撮影が行われた時点での格子配置および被写体によるスペクトル変化に対応したBG信号由来の成分を算出するように構成される。

10

$$I_0(E_{BG}, x, y) = r_1(x, y) \times I_0(E_{BGN_NEW0}, x, y) \dots (15)$$

小角散乱信号の項についても同様である。

【0146】

なお、この場合についても、予め備えた種々の補正データ r_1 に対応付けられたX線のエネルギーのスペクトルの中に、被写体の画像信号 $I_s(x, y)$ に基づいて推定された被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトルと同等のスペクトルが存在しない場合には、推定された被写体を透過したX線のエネルギーのスペクトルに最も近い2つのスペクトルを抽出し、例えば当該2つのスペクトルにそれぞれ対応付けられた2つの補正データ $r_1(x, y)$ を画素ごとに線形補間する等して、補正データ $r_1(x, y)$ を算出するように構成することが可能である。

20

【0147】

或いは、予め備えた種々の補正データ r_1 間で、補正值の相対関係を得てテーブル化する、あるいは、その相対関係と該当する被写体の厚みとの関係を関数化しておき、基準となるX線スペクトルの補正データ r_1 とそのテーブルあるいは関数から、被写体を透過したX線スペクトルに対応した補正データ r_1 を算出するように構成することも可能である。

20

【0148】

また、【例3-1】、【例3-2】、【例3-3】は画素毎の画像信号 $I_s(x, y)$ に応じて適当なBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を選択するかあるいはそれを用いて補正データを作成して補正する例を示したが、被写体画像 M_o の関心領域のX線スペクトルに該当するBG画像 M_b を選択するあるいは用いて補正データを作成し補正を行う、ということも可能である。

30

【0149】

[効果]

以上のように、本実施形態に係る医用画像システムによれば、被写体撮影で得られた画像信号 $I_s(x, y)$ に対するバックグラウンド補正を行うためのBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を、従来のシステムのように、被写体台13に何も保持しない状態でバックグラウンド撮影して得るのではなく、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影してBG信号 $I_{BG}(x, y)$ を得る。そして、画像処理手段5で、このようにして得られたBG信号 $I_{BG}(x, y)$ と、被写体が撮影された画像信号 $I_s(x, y)$ とを用いて、被写体の吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V を生成する。

40

【0150】

従来のシステムでは、被写体と透過したX線のエネルギーのスペクトルが、被写体を透過しない場合のX線のエネルギーのスペクトルから変化してしまうため(図5参照)、第1格子14を透過するX線の量が変わる。そのため、画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にそれぞれ含まれる画像ムラの大きさが同程度でなくなってしまい、上記(7)式や(10)式に示したように除算処理を行ってバックグラウンド補正を行っても、画像ムラの成分が相殺されなくなる。そのため、図4(A)、(B)に示したように吸収画像 I_{AB} 中や小角散乱画像 I_V 中に画像ムラが残ってしまった。

50

【0151】

それに対して、本実施形態に係る医用画像システムでは、上記のように、BG信号 $I_{BG}(x, y)$ を得る際に、被写体によるX線のエネルギーのスペクトルの変化と同等のスペクトルの変化を生じさせる材質や厚さの部材を介在させた状態でバックグラウンド撮影を行うように構成した。

【0152】

そのため、被写体と透過したX線のエネルギーのスペクトルと、部材を透過したX線のエネルギーのスペクトルとが同等となり(図6参照)、第1格子14を透過するX線の量が同じ量或いはほぼ同じ量になる。そのため、画像信号 $I_s(x, y)$ とBG信号 $I_{BG}(x, y)$ にそれぞれ含まれる画像ムラの大きさが同程度になるため、上記(7)式や(10)式に示したように除算処理を行ってバックグラウンド補正を行うことで、画像ムラの成分が的確に相殺される。

10

【0153】

そのため、図7(A)、(B)に示したように、吸収画像 I_{AB} 中や小角散乱画像 I_V 中から画像ムラが的確に除去される。このように、本実施形態に係る医用画像システムによれば、タルボ干渉計やタルボ・ロー干渉計を用いたX線撮影装置1により撮影されたモアレ画像 M_o から再構成されて生成された吸収画像 I_{AB} 中や小角散乱画像 I_V 中に格子縞やアーチファクト等の画像ムラが写り込むことを的確に防止することが可能となる。

【0154】

そのため、吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V 中に画像ムラが残って吸収画像 I_{AB} や小角散乱画像 I_V が見づらくなったり、画像中にわずかに写っている患者の病変部が画像ムラに隠れて見づらくなって病変部を見落としてしまう等の悪影響を生じさせてしまうことを的確に防止することが可能となる。

20

【0155】

[縞走査法において体動があった場合の処理について]

ところで、前述したように、X線撮影装置1で撮影したモアレ画像 M_o やバックグラウンド撮影で撮影されたBGモアレ画像 M_b から、X線の吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} 、小角散乱画像 I_V を再構築して生成する方法としては、例えば縞走査法の原理に基づく方法が挙げられる。

30

【0156】

そして、この縞走査法では、例えば第2格子15(図3等参照)をx方向にM回走査して行う場合には、第2格子15をその周期 d_2 の $1/M$ の距離だけ移動させるごとに被写体に対してX線を照射するようにしてM回の被写体撮影を行う。そして、その後(或いはそれ以前に)、同様にして第2格子15を移動させながら被写体が存在しない状態でX線を照射してM回のバックグラウンド撮影を行う。なお、上記の実施形態を適用する場合には、所定の材質や厚さの部材を被写体台13に保持した状態でM回のバックグラウンド撮影を行う。

【0157】

そして、このM回の被写体撮影が行われる間に、被写体が動いてしまう(すなわち体動が生じてしまう)場合がある。その際、被写体の体動が小さければ、例えば図8(A)、(B)に示すように、被写体の吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} は、輪郭等が比較的鮮明に写し出された状態になる。

40

【0158】

しかし、被写体の体動が大きいと、例えば図9(A)、(B)に示すように、被写体の吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} が、いわばぼやけた状態になってしまう。なお、図8(A)、(B)や図9(A)、(B)では図示を省略したが、小角散乱画像 I_V においても同様である。

【0159】

そこで、縞走査法を用いた1回の被写体撮影およびそれに伴うバックグラウンド撮影で得られたM個の画像信号 $I_s(x, y, k)$ やM個のBG信号 $I_{BG}(x, y, k)$ (いずれもkは0~M

50

- 1。上記(5)式および(6)式参照)を用いて、体動の有無や体動が生じた方向を判別し、体動補正を行う処理について、以下説明する。なお、この処理は、前述した画像処理手段5(図1参照)で行われる。

【0160】

以下で説明する処理の基本的な考え方は、M回の被写体撮影が行われる間に体動が生じたのであれば、体動が生じた後の被写体撮影で得られた画像信号を、体動が生じた分だけ元の位置に戻して処理を行うことで、体動が生じなかつた状況、或いは体動が小さい状況を作り出すことが可能となる。そして、上記の処理を行って画像信号等を補正することで、例えば図9(A)、(B)に示したようなぼやけた画像を例えば図8(A)、(B)に示したような輪郭等が鮮明に写し出された画像に画像補正することが可能となるというものである。

【0161】

いま仮に、M=2の場合を考える。すなわち、第2格子15が初期位置に配置された状態で1回目の被写体撮影を行い、第2格子15等を移動(走査)させて2回目の被写体撮影を行う場合について考える。なお、この場合、体動は1回目と2回目の被写体撮影の間に生じたことになる。

【0162】

この場合、各回の被写体撮影で生(raw)の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, k)$ が得られる。また、それに伴う各回のバックグラウンド撮影で生のBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, k)$ が得られる。そして、これらの2枚の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ 、 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ および2枚のBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 0)$ 、 $I_{BG_RAW}(x, y, 1)$ を対象として以下の処理が行われる。

【0163】

まず、上記の計4枚の画像を用い、通常通りに上記(5)～(10)式に従って演算処理を行って、吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} 、小角散乱画像 I_V を生成する。この場合に生成される吸収画像 I_{AB} 等を、吸収画像 $I_{AB}(0)$ 等と表す。

【0164】

次に、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ やBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 0)$ に対して画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ やBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 1)$ の位置を所定の方向に平行移動させる処理を行う。以下の説明では、所定の方向としてx方向に平行移動させる場合について説明するが、所定の方向がy方向である場合も同様に説明される。

【0165】

なお、以下では、生(raw)の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, k)$ やBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, k)$ に対して処理を行う場合について説明するが、これらの信号をモアレ縞の直流成分 I_0 と1次の振幅成分 I_1 とに分解した形に近似して算出した画像信号 $I_S(x, y, k)$ やBG信号 $I_{BG}(x, y, k)$ (上記(5)、(6)式参照)に対して処理を行うように構成することも可能である。

【0166】

また、以下では、BG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, k)$ に対する処理について説明が省略される場合があるが、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, k)$ に対する処理を行った場合には、それに対応するBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, k)$ についても同様の処理が行われる。

【0167】

この処理では、まず、2回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ を1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対してx方向(すなわち所定の方向)に+1画素分だけ平行移動させて画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:+1)$ を作成する。そして、この場合、BG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 1)$ もBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 0)$ に対してx方向に+1画素分だけ平行移動させてBG信号 $I_{BG_RAW}(x, y, 1)(x:+1)$ を作成する。

【0168】

そして、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ と、作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:+1)$ を対象として上記(5)～(10)式に従って演算処理を行うことで、吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} 、小角散乱画像 I_V を生成する。この場合に生成される吸収画像 I_{AB} 等を、x方向

に + 1 画素分だけ平行移動させて位置補正処理を行った画像信号等に基づいて得られた画像という意味で、吸收画像 $I_{AB}(x:+1)$ 等と表す。

【 0 1 6 9 】

そして、上記と同様にして、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)$ を、今度は画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ に対して x 方向に + 2 画素分だけ平行移動させて、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:+2)$ を作成する。そして、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ と、作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:+2)$ に対して上記 (5) ~ (10) 式に従って演算処理を行って、吸收画像 $I_{AB}(x:+2)$ や微分位相画像 $I_{DP}(x:+2)$ 、小角散乱画像 $I_V(x:+2)$ を生成する。

【 0 1 7 0 】

以下、上記と同様にして、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)$ を画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ に対して x 方向に + n 画素分だけ順次平行移動させて画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:+n)$ をそれぞれ作成し、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:+n)$ を作成するごとに、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ と作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:+n)$ に対して上記 (5) ~ (10) 式に従って演算処理を行って、吸收画像 $I_{AB}(x:+n)$ や微分位相画像 $I_{DP}(x:+n)$ 、小角散乱画像 $I_V(x:+n)$ を順次生成していく。

【 0 1 7 1 】

また、上記とは反対方向、すなわち x 方向 (所定の方向) におけるマイナスの方向においても同様の処理を行う。

【 0 1 7 2 】

すなわち、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)$ を画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ に対して x 方向に - n 画素分だけ順次平行移動させて画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:-n)$ をそれぞれ作成し、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:-n)$ を作成するごとに、画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ と作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)(x:-n)$ に対して上記 (5) ~ (10) 式に従って演算処理を行って、吸收画像 $I_{AB}(x:-n)$ や微分位相画像 $I_{DP}(x:-n)$ 、小角散乱画像 $I_V(x:-n)$ を順次生成していく。

【 0 1 7 3 】

なお、縞走査法で複数回連続して被写体撮影を行う際には、被写体である患者は放射線技師等から静止しているように指示されているため、体動があったとしてもさほど大きな動きはない。そのため、上記のように画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,1)$ を画像信号 $I_{S_RAW}(x,y,0)$ に対して所定の方向に平行移動させる範囲は、数画素分、或いは多くても十数画素分程度で十分である。

【 0 1 7 4 】

そして、上記のようにして生成された複数の吸收画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ 等の中から、例えば輪郭等が最も鮮明に写し出されている吸收画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を、体動補正処理後の画像として選択するように構成される。このようにして縞走査法における体動補正処理を行うことが可能となる。複数の吸收画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ 等の中から特定の吸收画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択する方法については、後で説明する。

【 0 1 7 5 】

そして、選択された体動補正処理後の画像が、吸收画像 $I_{AB}(0)$ や微分位相画像 $I_{DP}(0)$ 、小角散乱画像 $I_V(0)$ であれば、縞走査法による被写体撮影の際に被写体の体動はなかつたと判別することができる。また、選択された体動補正処理後の画像が、吸收画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等 (ただし $n^* \neq 0$) であれば、 n^* の正負や絶対値から、縞走査法による被写体撮影の際の被写体の体動が、 x 方向 (所定の方向) の正負のどちらの方向にどの程度生じたかを判別することが可能となる。

【 0 1 7 6 】

[生成された複数の画像の中から特定の画像を選択する方法について]

[選択方法 1]

上記の体動補正処理において、生成された複数の吸收画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ 等の中から特定の吸收画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択する方法としては、例えば、上記のように、輪郭等が最も鮮明に写し出されている吸收画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択するように構成することが可能である。

10

20

30

40

50

【0177】

この場合、例えば、図8(A)や図9(A)に示した吸収画像 I_{AB} や、図8(B)や図9(B)に示した微分位相画像 I_{DP} では(図示を省略した小角散乱画像 I_V においても同様である。)、画像中で骨部の端部の位置を特定することが可能である。

【0178】

すなわち、例えば図8(A)や図9(A)に示したような吸収画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ の各画素行(すなわち画像の左右方向(x 方向)に延在する1画素幅の画素行)において、隣接する画素との信号値 $I_{AB}(x, y)$ (上記(7)式参照)同士の差分を算出する。

【0179】

そして、算出した差分の絶対値が例えば設定された閾値以上になる画素にチェックを入れると、例えば図10に示すように、チェックをいれた画素...、 $p_c 3$ 、 $p_c 2$ 、 $p_c 1$ 、 $p_c 0$ 、 $p_c 1^*$ 、 $p_c 2^*$ 、 $p_c 3^*$ 、...が連続して並ぶ部分が現れる。このような部分を、各吸収画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ 中での骨部の端部の位置として特定することができる。

【0180】

そして、例えばこのようにして特定した骨部の端部に相当する各画素 $p_c 0$ 等の左右方向の各画素の信号値 $I_{AB}(x, y)$ の減少や増加の度合いを見ることで、画像の鮮明性を把握することができる。すなわち、骨部の端部に相当する各画素 $p_c 0$ 等の左右で、各画素の信号値 $I_{AB}(x, y)$ がより急激に減少したり増加したりしている方が、より鮮明な画像であると判別することができる。

【0181】

[選択方法2]

また、このように骨部の端部部分の各画素の信号値 $I_{AB}(x, y)$ の傾き(すなわち減少や増加の度合い)を見る代わりに、例えば、その部分での信号値 $I_{AB}(x, y)$ の極大値と極小値との差の大きさで画像の鮮明性を判別するように構成することも可能である。この場合、例えば信号値 $I_{AB}(x, y)$ の極大値と極小値との差が大きいほどより鮮明であると判別することができる。

【0182】

[選択方法3]

一方、本発明者らの研究では、関節部分を撮影したモアレ画像 M_0 から生成した微分位相画像 I_{DP} の鮮明性が上がると、例えば図11に矢印で示すように、関節部分を構成する2つの骨部の間に存在する軟骨部の端部が微分位相画像 I_{DP} 中に見出せるようになることが分かっている。

【0183】

そこで、微分位相画像 I_{DP} の鮮明性の指標として、この軟骨部の端部がどれだけ鮮明に写し出されているかを判定するように構成することも可能である。

【0184】

この場合、軟骨部の端部の位置は、上記のようにして特定された骨部の端部を拠り所として特定することができる。具体的には、図12に示すように、上記のようにして特定された骨部の端部の位置の画素...、 $p_c 3$ 、 $p_c 2$ 、 $p_c 1$ 、 $p_c 0$ 、 $p_c 1^*$ 、 $p_c 2^*$ 、 $p_c 3^*$ 、...から左右方向に隣接する画素との信号値 $I_{DP}(x, y)$ 同士の差分を算出し、算出した差分の絶対値が予め設定された閾値以上になる画素...、 $P_c 3$ 、 $P_c 2$ 、 $P_c 1$ 、 $P_c 0$ 、 $P_c 1^*$ 、 $P_c 2^*$ 、 $P_c 3^*$ 、...を軟骨の端部の位置として検出するよう構成することができる。

【0185】

そして、この場合も、特定した軟骨部の端部に相当する各画素 $P_c 0$ 等の近傍の各画素の信号値 $I_{DP}(x, y)$ の減少や増加の度合いを見たり、その部分での信号値 $I_{DP}(x, y)$ の極大値と極小値との差の大きさを算出することで、少なくとも微分位相画像 I_{DP} の鮮明性を判別することができる。

【0186】

ところで、以上の説明では、体動補正処理において、生成された複数の吸収画像 $I_{AB}(x$

10

20

30

40

50

$: \pm n$)等の中から特定の吸収画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択する方法として、画像の鮮明性に着目して、最も鮮明性が高い吸収画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択するように構成する場合について説明した。

【0187】

しかし、それに代えて、或いはそれと併行して、例えば以下のような方法で、生成された複数の吸収画像 $I_{AB}(x:\pm n)$ 等の中から特定の吸収画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択するように構成することも可能である。

【0188】

前述したように、縞走査法を用いた被写体撮影の際に生じた被写体の体動が大きい場合には、例えば図9(A)に示したように被写体の吸収画像 I_{AB} がぼやけた状態になる。これは、図8(A)に示した体動が小さく画像が鮮明に写し出されている場合に比べて、信号値 $I_{AB}(x, y)$ の大小の差が小さくなっていることを意味する。

10

【0189】

すなわち、図8(A)に示した体動が小さい場合には、吸収画像 I_{AB} ではいわば白く写った部分と黒く写った部分との差がはっきり現れるが、図9(A)に示した体動が大きい場合には、吸収画像 I_{AB} 中の白い部分と黒い部分がいずれも灰色がかった色になり(すなわち中間色に近づいた色になり)、全体的に灰色がかった色になっている。

20

【0190】

そこで、上記のようにして吸収画像 $I_{AB}(x:\pm n)$ 等を順次生成していくごとに、生成した画像の信号値 I をヒストグラムに投票する。すると、上記のように、図8(A)に示したような体動が小さい場合には画像中で白く写った部分と黒く写った部分との差がはっきり現れるため、信号値 I が大きい画素も小さい画素も存在するようになり、図13(A)に示すように、度数 F の分布の幅が拡がる。

20

【0191】

それに対し、図9(A)に示したような体動が大きい場合には、上記のように、画像中の白い部分と黒い部分がいずれも中間色に近づいた色になり全体的に灰色がかった色になるため、中間色に近い信号値 I が多くなり、図13(B)に示すように、度数 F の分布の幅が狭まる。

30

【0192】

そこで、生成した複数の画像についてそれぞれヒストグラムを作成し、各画像の信号値 I をそれぞれ対応するヒストグラムに投票する。そして、例えば度数 F の分布の標準偏差や分散²を算出する等して度数 F の分布の幅を比較して、度数 F の分布の幅が最も広い画像を選択するようにして、体動補正処理において、生成された複数の吸収画像 $I_{AB}(x:\pm n)$ 等の中から特定の吸収画像 $I_{AB}(x:n^*)$ 等を選択するように構成することも可能である。なお、ヒストグラムを作成する対象となる画像は吸収画像に限らない。

30

【0193】

[体動補正処理の変形例]

上記の体動補正処理では、2回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ を1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して所定の方向(例えば x 方向)に平行移動させ、移動させる画素数を種々変えて画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:\pm n)$ をそれぞれ作成しながら、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ と、作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:\pm n)$ に対して上記(5)～(10)式に従って演算処理を行って、吸収画像 $I_{AB}(x:\pm n)$ 等を順次生成する。そして、生成した複数の吸収画像 $I_{AB}(x:\pm n)$ 等の中から特定の画像を選択することについて説明した。

40

【0194】

[変形例1]

そして、これを拡張して、2回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ を1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して平行移動させる方向を x 方向や y 方向等の1次元に限定せず、2次元的に平行移動させるように構成することも可能である。

50

【0195】

この場合、2回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ を1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して、例えば x 方向に i 画素分、 y 方向に j 画素分平行移動させた場合の画像信号を $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:i, y:j)$ と表すと、 i や j (負の値である場合を含む。) 所定の数値範囲内で2次元的に振って平行移動させて、各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:i, y:j)$ を順次作成する。

【0196】

そして、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:i, y:j)$ を作成するごとに、画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ と、作成した画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)(x:i, y:j)$ に対して上記(5)~(10)式に従つて演算処理を行つて、吸収画像 $I_{AB}(x:i, y:j)$ 等を順次生成する。そして、生成した複数の吸収画像 $I_{AB}(x:i, y:j)$ 等の中から、上記と同様にして特定の画像を選択するように構成することも可能である。

10

【0197】

このように構成すれば、被写体の2次元的な体動を的確に把握して、吸収画像 I_{AB} 等の体動補正処理をより的確に行つうことが可能となる。

【0198】

[変形例2]

また、上記の体動補正処理では、説明を簡単にするために、縞走査回数 M が2の場合、すなわち第2格子15が初期位置に配置された状態で1回目の被写体撮影を行い、第2格子15等を移動(走査)させて2回目の被写体撮影を行う場合について説明した。しかし、実際には縞走査回数 M はより大きな数値に設定され、第2格子15を2回以上移動(走査)させて被写体撮影が行われる場合も多い。

20

【0199】

この場合、例えば、上記の1次元的な体動補正処理や2次元的な体動補正処理をいわば総当たり的に行つうように構成することが可能である。

【0200】

すなわち、1次元的な体動補正処理の場合を例に挙げて説明すると、2回目、3回目、…、 M 回目の被写体撮影で得られた各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1)$ 、 $I_{S_RAW}(x, y, 2)$ 、…、 $I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ に対して、それぞれ1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して平行移動させる画素数を設定し、上記と同様にして、各場合について吸収画像 $I_{AB}(x: \pm n)$ 等をそれぞれ生成する。そして、生成した複数の吸収画像 I_{AB} 等の中から特定の画像を選択するように構成することが可能である。

30

【0201】

このように構成すれば、縞走査法を用いて行われる被写体撮影の間に、被写体にどのような体動が生じても、体動補正処理でそれを的確に把握して適切に体動補正を行うことが可能となり、より鮮明な吸収画像 I_{AB} 等を選択することが可能となる。

【0202】

[変形例3]

一方、本発明者らの研究では、縞走査法を用いて行われる被写体撮影の間に生じる被写体の体動は、常時生じている(すなわち被写体が常時動き続けている)のではなく、一瞬、突発的にわずかに生じる場合がほとんどであることが分かっている。

40

【0203】

すなわち、図14に模式的に示すように、例えば1回目の被写体撮影から m 回目の被写体撮影までは被写体 H の体動が生じていないが、 m 回目の被写体撮影と $m+1$ 回目の被写体撮影の間に体動が生じ、 $m+1$ 回目の被写体撮影から M 回目の被写体撮影までの間は、また体動がなくなる、というように被写体 H の体動が生じることが分かっている。

【0204】

そこで、その知見を利用して、上記のように総当たり的に体動補正処理を行つて膨大な演算処理を行う代わりに、より現実に近い形でより容易に体動補正処理を行うように構成することも可能である。

50

【0205】

具体的には、1回目からM回目の被写体撮影で得られたM個の各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0) \sim I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ を、例えば図15に示すように、m回目とm+1回目の間で、1回目の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ を含むグループG1と、M回目の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ を含むグループG2とに分割する。

【0206】

そして、グループG1に属する各画像信号、すなわち2回目からm回目までの被写体撮影で得られた各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 1) \sim I_{S_RAW}(x, y, m-1)$ は1回目の被写体撮影で得られた画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して平行移動させず、グループG2に属する各画像信号、すなわちm+1回目からM回目までの各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, m) \sim I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ を1回目の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して、同じ画素数分だけ一斉に平行移動させる。なお、この場合、グループG2に属するm+1回目からM回目までの各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, m) \sim I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ 同士の間では平行移動は生じない。

10

【0207】

そして、この状態の1回目からM回目の各画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0) \sim I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ に対して上記(5)～(10)式に従って演算処理を行って、吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} 、小角散乱画像 I_V を生成する。

【0208】

そして、M個の各画像信号を2つのグループG1、G2に分割するパラメーターである上記のmを1からM-1の間で変えながら、グループG2に属する各画像信号(すなわちm+1回目からM回目までの各画像信号) $I_{S_RAW}(x, y, m) \sim I_{S_RAW}(x, y, M-1)$ を1回目の画像信号 $I_{S_RAW}(x, y, 0)$ に対して一斉に平行移動させる画素数を、上記と同様に所定の数値範囲内で種々変化させて、それぞれの場合について吸収画像 I_{AB} や微分位相画像 I_{DP} 、小角散乱画像 I_V を生成する。

20

【0209】

そして、生成した各吸収画像 I_{AB} 等の中から、上記の選択方法1～3等を用いてより鮮明な画像を選択することで、吸収画像 I_{AB} 等の体動補正処理を行ったり、被写体の体動の有無を判別したり、被写体の体動がどの方向にどの程度生じたかを判別することが可能となる。

30

【0210】

なお、この体動補正処理等の場合も、吸収画像 I_{AB} 等の中で動くのは被写体だけであり、被写体の体動が生じても背景は動かない。そのため、体動補正処理で画像補正を行う範囲を、前述した被写体が撮影されている領域を含む関心領域内のみに限定し、背景の部分では体動補正処理を行わないように構成することも可能である。

【0211】

また、本発明が上記の実施形態に限定されず、本発明の趣旨を逸脱しない限り、適宜変更可能であることは言うまでもない。

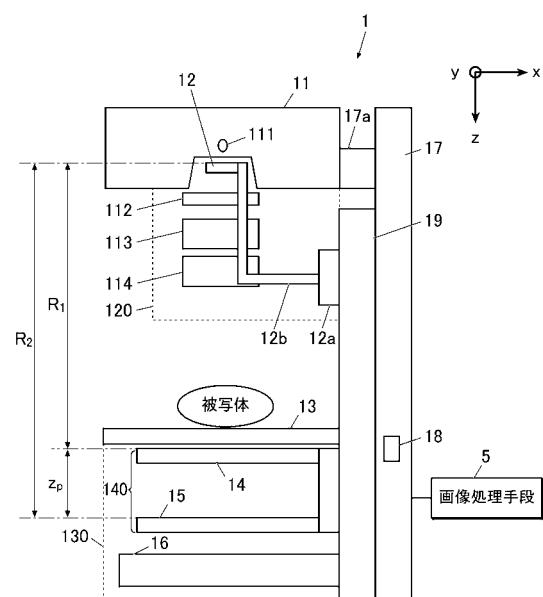
【符号の説明】

【0212】

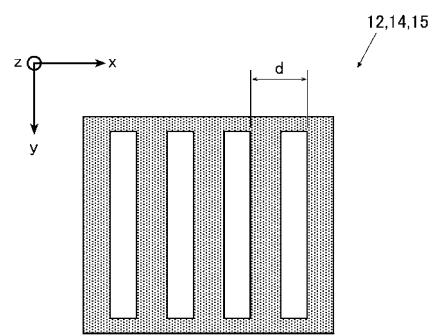
40

- 1 X線撮影装置
- 5 画像処理手段
- 11 X線源
- 13 被写体台
- 16 X線検出器
- H 被写体
- I_{AB} 吸収画像
- I_{BG} BG信号(バックグラウンド信号)
- I_S 画像信号
- I_V 小角散乱画像

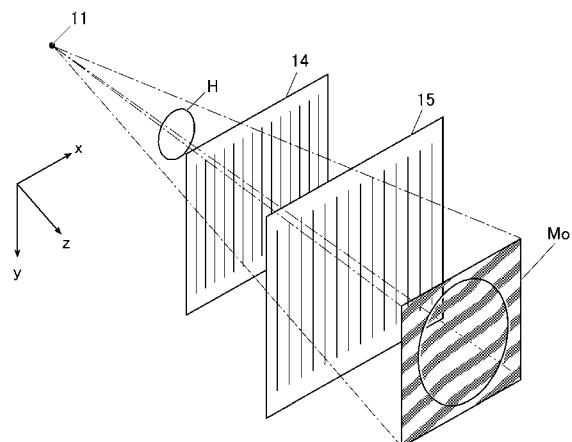
【図1】



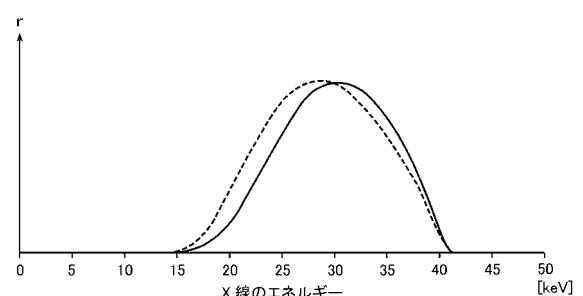
【図2】



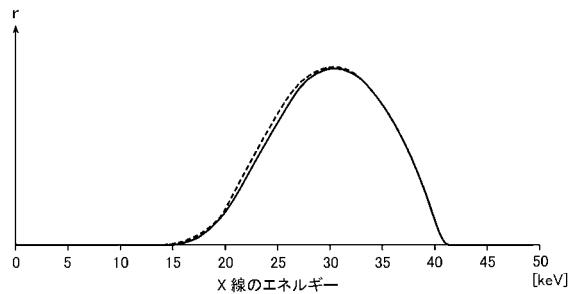
【図3】



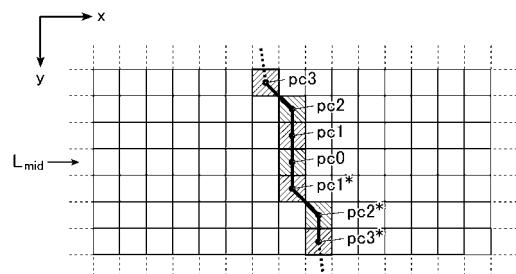
【図5】



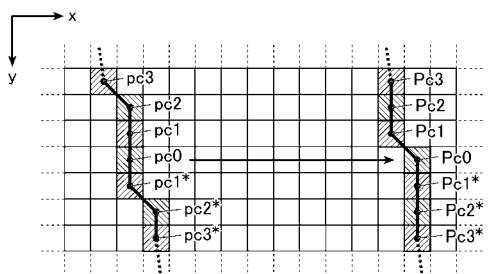
【図 6】



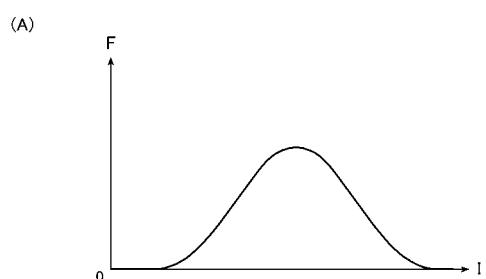
【図 10】



【図 12】



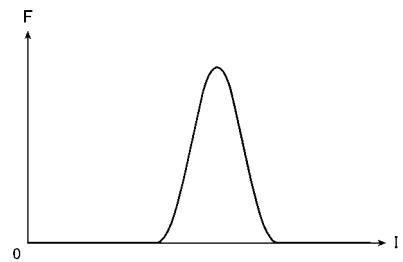
【図 13】



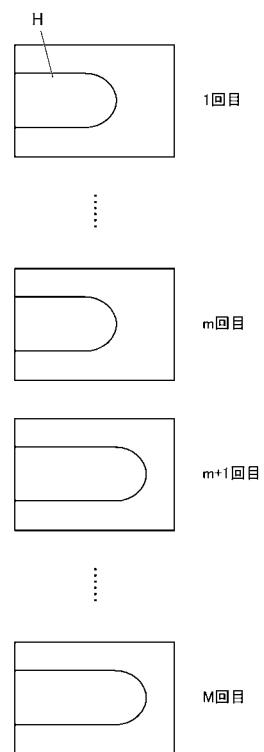
(A)



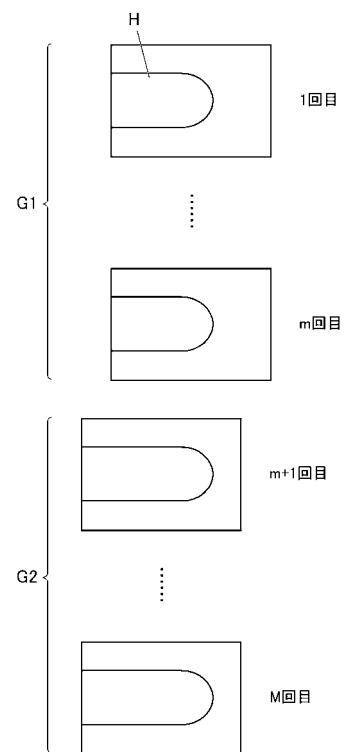
(B)



【図14】

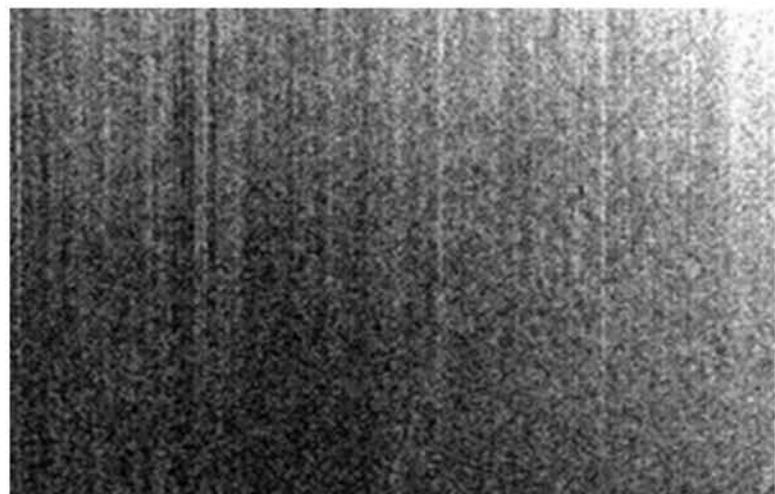


【図15】



【図4】

(A)

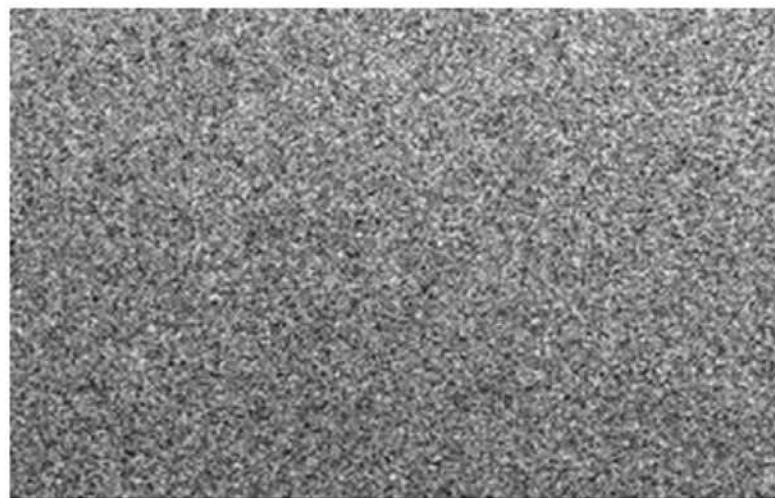
 I_{AB}

(B)

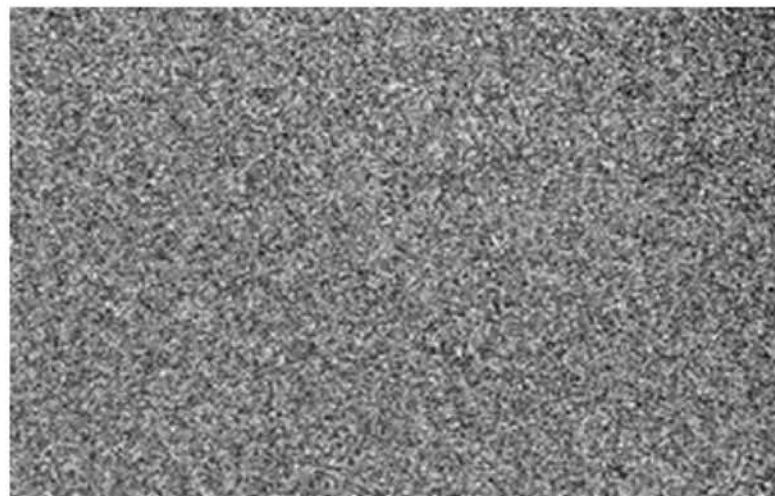
 I_V

【図7】

(A)

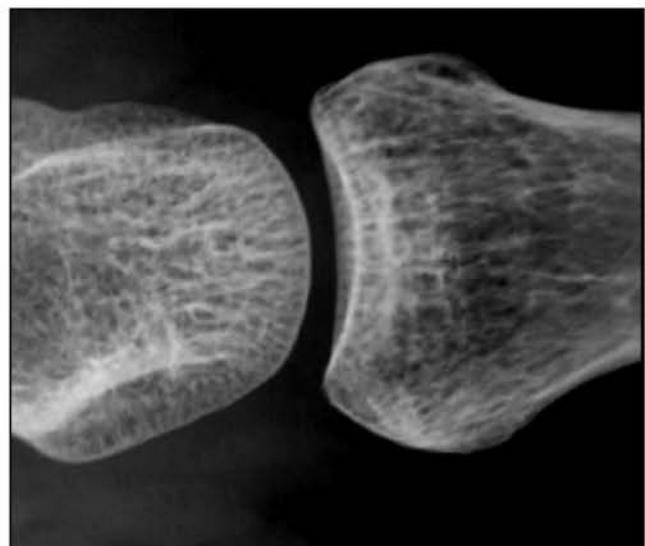
 I_{AB}

(B)

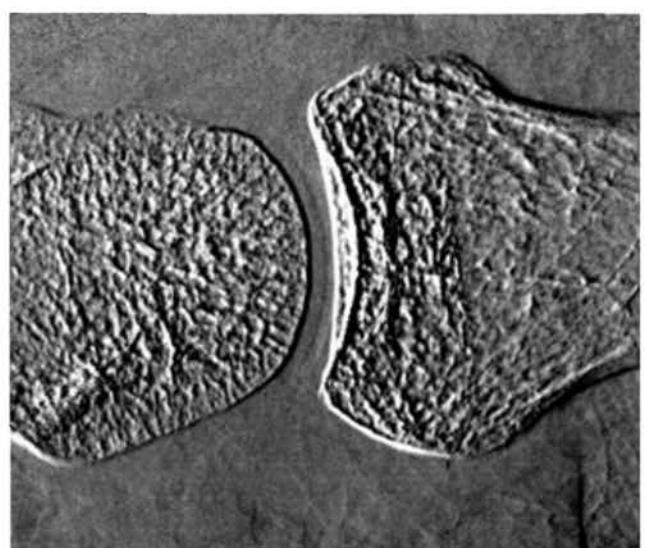
 I_V

【図8】

(A)

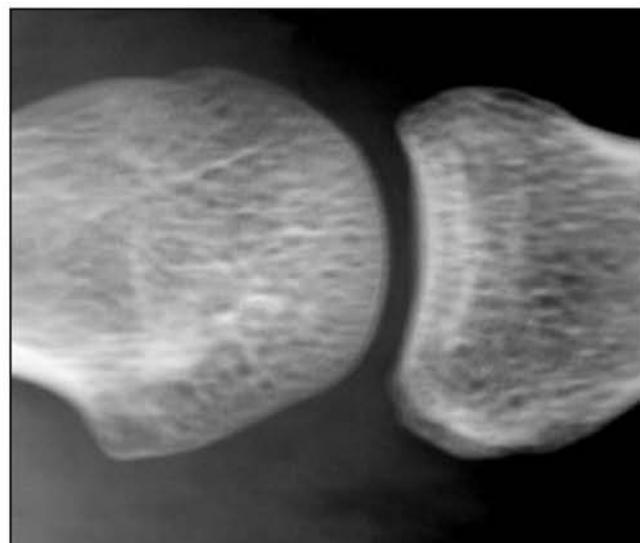
 I_{AB}

(B)

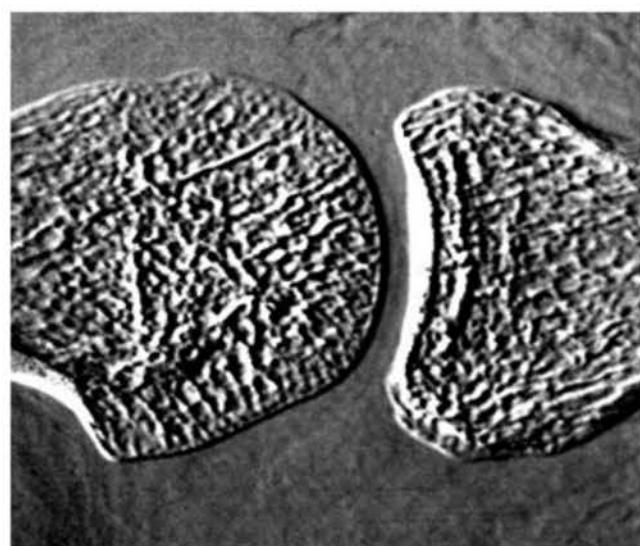
 I_{DP}

【図9】

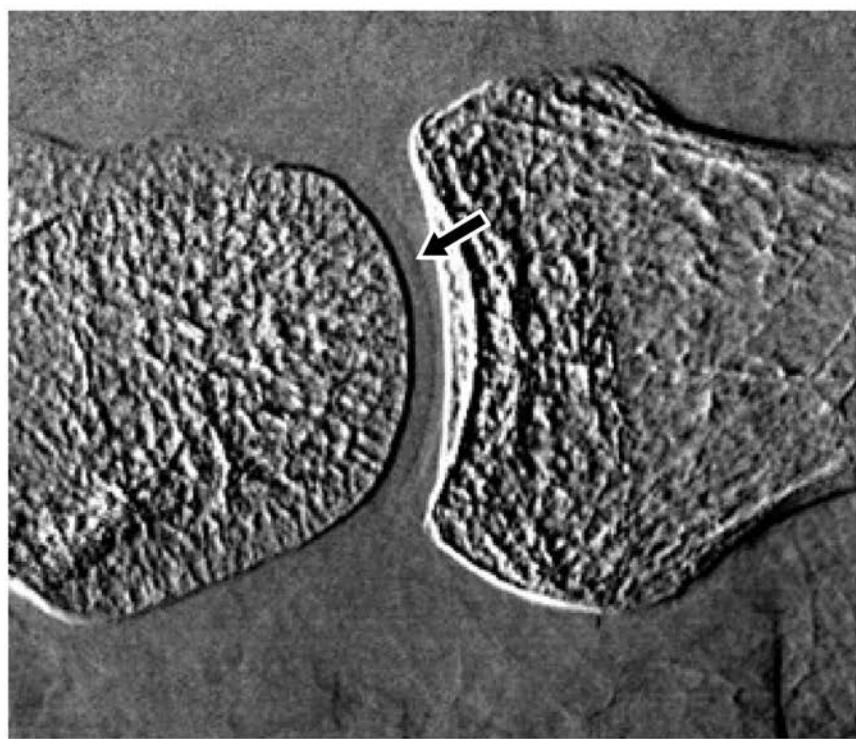
(A)

 I_{AB}

(B)

 I_{DP}

【図 11】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G188 AA03 BB02 CC22 CC26 CC28 CC32 DD01 DD20 DD23 DD24
DD25 DD28 EE27 EE36 FF02 FF04 FF05 FF12 FF14 FF20
FF30
4C093 AA07 CA13 EA02 EB24 FA13 FA33 FA54