

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5635732号
(P5635732)

(45) 発行日 平成26年12月3日(2014.12.3)

(24) 登録日 平成26年10月24日(2014.10.24)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 O F
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 5 O P
	G 0 6 T 1/00 2 9 O B

請求項の数 12 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-545160 (P2008-545160)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成18年12月4日(2006.12.4)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2009-519074 (P2009-519074A)		オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成21年5月14日(2009.5.14)	(74) 代理人	100107766
(86) 国際出願番号	PCT/IB2006/054577		弁理士 伊東 忠重
(87) 国際公開番号	W02007/069121	(74) 代理人	100070150
(87) 国際公開日	平成19年6月21日(2007.6.21)		弁理士 伊東 忠彦
審査請求日	平成21年12月2日(2009.12.2)	(74) 代理人	100091214
(31) 優先権主張番号	05112189.5		弁理士 大貫 進介
(32) 優先日	平成17年12月15日(2005.12.15)	(72) 発明者	ツィーグラウ, アンディ
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アイン ドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6
前置審査			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数繰り返しアルゴリズムの進行的な収束

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

データ信号に基づき画像を生成する方法であって、
前記データ信号をデータプロセッサにロードするステップと、
一定値を加えることによって各データ信号を修正するステップと、
検査対象オブジェクトの3次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するステップと、
を有し、

前記データ信号は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得され、

各データ信号は、ビームを生成する前記放射線ソースと、前記ビームが前記検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する前記放射線検出手段とにより取得される投影データ信号であり、

各投影データ信号は、前記検査対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、
前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である方法。

【請求項 2】

前記一定の吸収係数は、水の吸収係数に等しい、請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

前記仮想的な体は、前記コンピュータ断層撮影システムの最大検査ボリュームより小さ

10

20

な所定のボリュームを有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 4】

前記所定のボリュームは、前記検査対象オブジェクトより大きく、

前記所定のボリュームは、前記検査対象オブジェクトのすべての領域をカバーする、請求項 3 記載の方法。

【請求項 5】

前記繰り返しアルゴリズムは、最尤アルゴリズムである、請求項 1 記載の方法。

【請求項 6】

前記画像の生成は、取得したすべての投影データ信号の少なくとも 2 つの投影のサブセットに基づく、請求項 1 記載の方法。

10

【請求項 7】

最終画像が取得されるように、前記 3 次元画像から前記一定値を減算するステップをさらに有する、請求項 1 記載の方法。

【請求項 8】

対象オブジェクトのデータ信号を格納するメモリと、

前記対象オブジェクトのデータ信号に基づき画像を生成するデータプロセッサと、を有するデータ処理装置であって、

前記データプロセッサは、

前記データ信号をロードし、

一定値を加えることによって各データ信号を修正し、

前記対象オブジェクトの 3 次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用する、

20

よう構成され、

前記データ信号は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得され、

各データ信号は、ビームを生成する前記放射線ソースと、前記ビームが前記対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する前記放射線検出手段とにより取得される投影データ信号であり、

各投影データ信号は、前記対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、

前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分であるデータ処理装置。

30

【請求項 9】

前記繰り返しアルゴリズムは、最尤アルゴリズムである、

前記生成された画像は、最も高い尤度を有する、請求項 8 記載のデータ処理装置。

【請求項 10】

放射線ビームを発するよう構成される放射線ソースと、

前記ビームが検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出するよう構成される放射線検出手段と、

前記放射線検出手段により取得されるデータ信号を格納するメモリと、

前記データ信号に基づき画像を生成するデータプロセッサと、を有する断層撮影システムであって、

40

前記データプロセッサは、

前記データ信号をロードし、

一定値を加えることによって各データ信号を修正し、

前記対象オブジェクトの 3 次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用する、

よう構成され、

各データ信号は、ビームを生成する前記放射線ソースと、前記ビームが前記検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する前記放射線検出手段とにより取得される投影データ信号であり、

50

各投影データ信号は、前記検査対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、
前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である
断層撮影システム。

【請求項 1 1】

データ信号に基づき画像を生成するコンピュータプログラムを格納するコンピュータ可読媒体であって、

前記コンピュータプログラムは、プロセッサにより実行されると、

前記データ信号をデータプロセッサにロードするステップと、

一定値を加えることによって各データ信号を修正するステップと、

検査対象オブジェクトの 3 次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するステップと、

を実行するよう構成され、

前記データ信号は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得され、

各データ信号は、ビームを生成する前記放射線ソースと、前記ビームが前記検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する前記放射線検出手段とにより取得される投影データ信号であり、

各投影データ信号は、前記検査対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、

前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である
コンピュータ可読媒体。

【請求項 1 2】

データ信号に基づき画像を生成するプログラム要素であって、

当該プログラム要素は、プロセッサにより実行されると、

前記データ信号をデータプロセッサにロードするステップと、

一定値を加えることによって各データ信号を修正するステップと、

検査対象オブジェクトの 3 次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するステップと、

を実行するよう構成され、

前記データ信号は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得され、

各データ信号は、ビームを生成する前記放射線ソースと、前記ビームが前記検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する前記放射線検出手段とにより取得される投影データ信号であり、

各投影データ信号は、前記検査対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、

前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である
プログラム要素。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療アプリケーションなどにおける画像認識の分野に関する。特に、本発明は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得されるデータ信号に基づき画像を生成又は再構成する方法に関する。本発明はさらに、データ信号に基づき画像を生成する、特にコンピュータ断層撮影システムにより取得されるデータ信号に基づき画像を生成するデータ処理装置、断層撮影システム、コンピュータ可読媒体及びプログラム要素に関する。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影 (CT) は、デジタル処理を利用して、1つの回転軸の周りで撮影された 2 次元 X 線画像系列から、検査対象となるオブジェクト (対象オブジェクト) の内部の 3 次元画像を生成する処理である。CT 画像の再構成は、適切なアルゴリズムを適

10

20

30

40

50

用することにより実行可能である。

【0003】

医療用CTでは、等方的で高い空間解像度と極めて低いノイズによる高精度な画像が、患者への最小線量で求められる。さらに、CT画像再構成は、リアルタイムに実行するため計算効率的なものでなければならない。これは、2次元若しくは3次元のFBP(Filtered Backprojection)又はフーリエ再構成アプローチに基づき、画像再構成アルゴリズムを利用することによって実現できる。

【0004】

これらの解析的方法と対照的に、数値的な観点から再構成問題を見る繰り返し再構成アルゴリズムが存在する。それらは、システムマトリックスをインバースし、又は空間ドメインとプロジェクションドメインとの間の繰り返しによる測定に基づき、再構成対象となるボリュームの尤度を最大化しようとするものである。それらの主要な効果は、スキャンの量子統計を正確にモデリングすることによって、低減された患者線量で実行可能とすることである。しかしながら、これらの技術は、十分な収束には数百回までの繰り返しを必要とする。各繰り返しは、画像と処理データのそれぞれの1回の再投影(reprojection)と1回の逆投影(backprojection)から構成される。このため、1回の繰り返しは、2回のFBP再構成と少なくとも同程度のコストがかかる。

10

【0005】

WO2005/088544A1では、繰り返しアルゴリズムの更新が測定された光子計数の固有の統計誤差により重み付けされる繰り返しアルゴリズムによりCT画像を再構成する方法が開示されている。これは、画像再構成におけるアーチファクトの効率的な除去を導くかもしれない。しかしながら、最新のすべての繰り返しアルゴリズムと同様に、この開示された3次元画像の再構成方法は、計算量が大きなものである。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

より少ない計算パワーで実行可能な改良された乗法繰り返しアルゴリズムが必要とされるかもしれない。

【課題を解決するための手段】

【0007】

この要求は、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得されるデータ信号に基づき画像を生成する方法により充足されるかもしれない。さらに、この要求は、独立形式の各請求項に記載されたデータ処理装置、断層撮影システム、コンピュータ可読媒体及びプログラム要素により充足されるかもしれない。

30

【0008】

請求項1記載の本発明の実施例によると、データ信号に基づき画像を生成する方法が提供される。特に、放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するCTシステムにより取得されるデータ信号に基づき画像を生成する方法が提供される。本方法は、前記データ信号をデータプロセッサにロードするステップと、一定値を加えることによって各データ信号を修正するステップと、検査対象オブジェクトの3次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するステップとを有する。繰り返しアルゴリズムは通常は、終了基準が満たされるまで、複数の更新ステップが実行されるアルゴリズムである。

40

【0009】

本方法は、何れかの軌跡、検出手段の形状及びビームジオメトリ(ファンビーム、コーンビームなど)により取得されるデータ信号の画像再構成に適用可能であることが留意されるべきである。

【0010】

上述した方法の趣旨として、各データ信号に一定値を加えることによって人為的に修正

50

されたデータを利用することによって、もとの測定され修正されていないデータ信号の評価に基づく画像再構成と比較して、はるかに高速な収束を示す信頼性の高い画像生成が実現可能である。このため、3次元画像の生成又は再構成は、はるかに高速に及び/又は大きく低減された計算パワーにより実現可能である。

【0011】

他の実施例によると、各データ信号は、ビームを生成する放射線ソースと、前記ビームが検査対象オブジェクトを通過した後に前記ビームを検出する放射線検出手段とにより取得される投影データ信号である。これにより、各データ信号は、異なる角度により検査対象オブジェクトの投影を表す。

【0012】

他の実施例によると、各投影データ信号は、前記検査対象オブジェクトにより生じる吸収値を表し、前記一定値は、空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である。この人為的なデータ修正の影響が、以下に説明される。

【0013】

3次元画像を再構成するための従来の繰り返しアルゴリズムを利用するとき、検査対象オブジェクトの選択されたボクセル*i*において評価される吸収係数 μ の乗法的な更新がなされるかもしれない。ステップ*n*からステップ*n + 1*までの以降の繰り返しについて、この更新は、以下の式による良好な近似により記述できる。

【0014】

$$\mu_i^{n+1} = \mu_i^n \cdot c \quad (\text{式1})$$

このような更新によって、 $c = 0$ である場合に限って、検査対象オブジェクトの凹んだ空間に存在する $\mu = 0$ の吸収係数が実現可能である。しかしながら、3次元画像を再構成する繰り返しアルゴリズムについて、 $c = 0$ による更新式は、再構成された画像のクオリティが、特に凹んだ空間にあるボクセルやゼロに近い吸収係数 μ の物質を含むボクセルについて、劣化するような大変可能性の低いものである。

【0015】

仮想的な体のボリューム内で一定値を加えることは、吸収係数の上述した更新の影響を大きく低減する。従って、再構成された画像のクオリティは、特に低い又はゼロの吸収係数を有する領域については、従来の繰り返しアルゴリズムと比較してはるかに良好なものとなるかもしれない。

【0016】

さらに、従来の解析的な再構成アルゴリズムと比較して、上述した方法は、はるかに良好な信号対ノイズレシオを提供する。例えば、FBP再構成方法と比較して、上述した方法は、同一の空間解像度において1.4のファクタだけ良好な信号対ノイズレシオを提供する。

【0017】

他の実施例によると、一定の吸収係数は、水の吸収係数に等しい。水の吸収係数は周知であるため、これは、データ信号の修正が高い再生性と精度により実行可能であるという効果を提供する。検査対象オブジェクト内ですべての吸収値を人為的にシフトするため、水の吸収係数を利用するとき、最大吸収係数 μ は、 0.0183 cm^{-1} となる μ_{water} となる、従って、頭部の洞内など、人体内部の凹んだ空間内では、この最大吸収係数は検査対象オブジェクトの再構成のための基礎となる。

【0018】

他の実施例によると、仮想的な体は、前記コンピュータ断層撮影システムの最大検査ボリュームより小さな所定のボリュームを有する。これは、一定の吸収係数が、対象オブジェクトより僅かに大きな領域内でのみ加えられるという効果を有するかもしれない。このため、データ信号は、妥当な範囲でのみ増加する。これにより、修正されたデータ信号などのコントラストが不必要に低減されないかもしれない。

【0019】

他の実施例によると、前記所定のボリュームは、前記検査対象オブジェクトより大きく

10

20

30

40

50

、前記所定のボリュームは、前記検査対象オブジェクトのすべての領域をカバーする。検査対象オブジェクトは、分離不可なオブジェクト全体の一部であるかもしれないことに留意すべきである。例えば、オブジェクト全体は、患者の人体とすることが可能であり、検査対象オブジェクトは、患者の頭部とすることが可能である。

【0020】

他の実施例によると、前記繰り返しアルゴリズムは、最尤アルゴリズムである。他の再構成アルゴリズムと比較して、最尤アルゴリズムは、再構成された画像内において、かなり高い信号対ノイズレシオが取得可能であるという効果を有する。このため、最尤アルゴリズムを使用することは、対象オブジェクトを貫通するより低い強度の放射線ビームにより同等の画像クオリティが取得可能であるという効果を提供する。最尤アルゴリズムのより高い信号対ノイズレシオにより、ノイズの多いデータ信号でさえ高いクオリティの画像をもたらすことが可能である。これについて、ノイズの多いデータ信号は、通常は放射線検出手段として使用される2次元空間分解能検出アレイの各検出要素について小数の検出計数しか含まない投影データ信号となる。ノイズの多いデータ信号を利用することは、検査対象オブジェクトが低減された放射線量にしか露出されないという効果を有する。これは、特に人間が検査されるときに効果的である。

10

【0021】

大きな利用可能な情報、すなわち、検出されたすべての光子の情報をまとめて利用することによって、様々な観察角度による測定から最大の情報が求められるかもしれない。従って、上述した方法を利用するCTシステムの精度が向上するかもしれない。

20

【0022】

他の実施例によると、画像の生成は、取得したすべての投影データ信号の少なくとも2つの投影のサブセットに基づく。このような手順は、通常はオーダード・サブセットアルゴリズムと呼ばれる。“オーダード・サブセット(Ordered Subset)”という用語は、再構成された画像の高速な収束が実現されるように、異なる検査角度からの異なる投影データが所定の順序により利用されることを意味する。これは、投影データの利用が、着実に増加された投影角度を表すデータ信号を有するシーケンス内で実行されないことを意味する。例えば、画像再構成について、データ信号は、第1投影データが0°の検査角度を表し、第2投影データが90°の検査角度を表し、第3投影データが0° + の検査角度を表し、第4投影データが90° + の検査角度を表し、第5投影データが0° + 2 の検査角度を表し、第6投影データが90° + 2 の検査角度を表すなどの順序により利用されるかもしれない。しかしながら、もちろん他の検査角度シーケンスが適用可能であることが留意されるべきである。何れにしても、オーダード・サブセット最尤アルゴリズムに基づく画像再構成は、通常的最尤アルゴリズムと比較してさらに高速な収束を示すかもしれない。

30

【0023】

他の実施例によると、本方法は、最終画像が取得されるように、前記3次元画像から前記一定値を減算するステップをさらに有する。この実施例は、長い間よく知られているCT画像と同様に読み取り可能な画像が生成されるという効果を有するかもしれない。この場合、最終画像を読み取り及び/又は解釈すると想定される医療従事者などの人は、提案された方法により取得された画像からすべての情報を取得するため、特別なトレーニングを必要としない。

40

【0024】

本発明の他の実施例によると、データ処理装置が提供される。データ処理装置は、対象オブジェクトのデータ信号を格納するメモリと、対象オブジェクトのデータ信号に基づき画像を生成するデータプロセッサとを有する。データプロセッサは、前記データ信号をロードし、一定値を加えることによって各データ信号を修正し、前記対象オブジェクトの3次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するよう構成される。

【0025】

50

効果的には、これは、CTスキャナシステム内における加速された画像再構成と、特に検査対象内の凹んだ空間や極めて低い吸収係数を有する物質を含む領域における画像クオリティの向上を可能にするかもしれない。

【0026】

他の実施例によると、繰り返しアルゴリズムは最尤アルゴリズムであり、生成された画像は最も高い尤度を有する。効果的には、最尤アルゴリズムの繰り返しアプローチは、より少ないアーチファクトによる画像の向上を可能にするかもしれない。さらに、高速な収束により、画像を再構成する際、高いクオリティの画像が、従来の最尤アルゴリズムを利用したデータ処理装置と比較してはるかに高速に取得される。

【0027】

本発明の他の実施例によると、断層撮影システムが提供される。断層撮影システムは、放射線ビームを発するよう構成された放射線ソースと、ビームが検査対象オブジェクトを通過した後にビームを検出するよう構成された放射線検出手段と、放射線検出手段により取得されたデータ信号を格納するメモリと、データ信号に基づき画像を生成するデータプロセッサとを有する。データプロセッサは、前記データ信号をロードし、一定値を加えることによって各データ信号を修正し、前記対象オブジェクトの3次元画像が生成されるまで、繰り返しアルゴリズムを前記修正されたデータ信号に適用するよう構成される。さらに、データプロセッサは、上述した方法の何れかの実施例を実行するよう構成される。

【0028】

放射線ソースは、多色性又は単色性放射線を発することが可能な従来のX線ソースであってもよい。放射線検出手段は、単一の放射線センサ、複数の放射線センサ又はセンサアレイから構成することができる。

【0029】

断層撮影システムは、物質検査装置、医療用装置又は3次元画像を測定する他の何れかの装置として適用されるかもしれない。断層撮影システムはまた、干渉性散乱CT装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置又はシングルPET装置であってもよい。何れにしても、本発明はX線コンピュータ断層撮影に限定されるものでないことが明らかであるべきである。

【0030】

本発明の他の実施例によると、データ信号、特に放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得されるデータ信号に基づき、画像を生成するコンピュータプログラムを格納するコンピュータ可読媒体が提供される。前記コンピュータプログラムは、プロセッサにより実行されると、上述した方法の実施例を実行するよう構成される。

【0031】

本発明の他の実施例によると、データ信号、特に放射線ソースと放射線検出手段とを有する断層撮影装置を有するコンピュータ断層撮影システムにより取得されるデータ信号に基づき、画像を生成するプログラム要素が提供される。前記プログラム要素は、プロセッサにより実行されると、上述した方法の実施例を実行するよう構成される。

【0032】

プログラム要素は、C++などの何れか適切なプログラミング言語により記述され、CD-ROMなどのコンピュータ可読媒体に格納されるかもしれない。また、コンピュータプログラムは、画像処理ユニット若しくはプロセッサ又は何れか適切なコンピュータにダウンロードされるワールド・ワイド・ウェブなどのネットワークから利用可能であるかもしれない。

【0033】

本発明の上記及びさらなる特徴は、後述される実施例から明らかであり、実施例を参照して説明される。本発明は、実施例を参照して以降で詳細に説明されるが、本発明はそれに限定されるものでない。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【0034】

図面の記載は概略的なものである。異なる図面において、同様の又は同一の要素には同一の参照符号又は最初の桁のみ互いに異なる参照符号が設けられることに留意されたい。

【0035】

図1は、コーンビームCTスキャナであるコンピュータ断層撮影装置100を示す。しかしながら、本発明はまた、ファンビームジオメトリを有するCTスキャナにより実行されてもよい。

【0036】

CTスキャナ100は、回転軸102の周りに回転可能なガントリ101を有する。ガントリ101は、モータ103により駆動される。参照番号104は、X線ソースなどの放射線ソースを示し、本発明の特徴によると、それは多色性又は単色性放射線を発する。

10

【0037】

参照番号105は、放射線ソース104からコーン状放射線ビーム106に発せられた放射線を形成する開口システムを示す。コーン状ビーム106は、ガントリ101の中心に配置された対象オブジェクト107を貫通するよう方向付けされる。ガントリ101の中心は、CTスキャナの検査領域を表す。対象オブジェクト107を貫通した後、ビーム106は検出手段108に衝突する。

【0038】

図1から理解されるように、検出手段108は、検出手段108の表面がコーンビーム106によりカバーされるように、放射線ソース104に対向してガントリ101に配置される。検出手段108は、各検出要素123が対象オブジェクト107により散乱又は通過したX線を検出可能な複数の検出要素123を有する。

20

【0039】

対象オブジェクト107のスキャン中、放射線ソース104、開口システム105及び検出手段108は、矢印116により示される方向にガントリ101と共に回転する。放射線ソース104、開口システム105及び検出手段108を備えたガントリ101を回転させるため、モータ103は、再構成ユニット130(計算又は判断ユニットとしても示されるかもしれない)に接続されるモータ制御ユニット117に接続される。さらに、再構成ユニット130はまた、ガントリ101の動きとテーブル119の動きとを協調させるため、モータ制御ユニット117と通信する制御ユニットとして機能する。

30

【0040】

図1から理解できるように、対象オブジェクト107は、操作テーブル119上に配置された人体である。人体107の頭部107aのスキャン中、ガントリ101が頭部107aの周りを回転しながら、操作テーブル119は、ガントリ101の回転軸102に平行な方向に人体107を移動させる。この移動は、頭部107aが螺旋状のスキャンパスに沿ってスキャンされるように、モータ120により実行される。操作テーブル119はまた、スキャン中に停止されるかもしれず、これにより、高い精度により頭部107aのスライスを測定することができる。

【0041】

記載されるケースのすべてにおいて、円状スキャンを実行することが可能であることに留意すべきである。そこでは、回転軸102に平行な方向への移動はなく、回転軸102の周りのガントリ101の回転しかない。

40

【0042】

さらに、図1に示されるコーンビーム構成の代わりに、本発明はファンビーム構成により実現可能であることが強調される。プライマリーファンビームを生成するため、開口システム105はマルチスリットコリメータとして構成可能である。

【0043】

検出手段108は、再構成ユニット130に接続される。再構成ユニット130は、検出結果、すなわち、検出手段108の検出要素123からのリードアウトを受け付け、これらのリードアウトに基づきスキャンニング結果を決定する。

50

【0044】

図2は、図1に示されるコンピュータ断層撮影装置100により取得される投影データ信号の画像再構成を実行するための本発明による一例となる方法のフローチャートを示す。しかしながら、当該方法はCT検査装置により取得されたデータセットだけでなく、PET (Positron Emission computed Tomography) システムなどの他の検査装置により取得された他のデータセットにも適用可能であることに留意すべきである。

【0045】

本方法は、ステップS1からスタートし、異なる投影角度により取得された複数の投影データが取得される。各投影角度に対して、放射線ソースにより発せられ、対象オブジェクトを透過する電磁放射線の強度が、空間分解能検出アレイにより測定される。対象オブジェクトなしに測定される場合の強度と比較した測定された強度の減少から、複数の吸収値が取得される。ここで、検出アレイの各検出要素は1つの吸収値を提供する。

10

【0046】

強度という用語はまた量子理論に基づき理解可能であることが強調される必要がある。この文脈では、強度という用語は、検出アレイを形成する各検出要素に衝突する光子計数の個数に対応する。特に対象オブジェクトの検査が少ない放射線量により実行されるとき、測定されたデータは、光子統計による統計的な変動効果を含んでいる。

【0047】

その後ステップS2において、測定された複数の投影データがデータプロセッサにロードされる。すべての投影データのデータ量は通常は大きいため、中央処理ユニット(CPU)とメモリとを有するデータプロセッサが利用される。CPUに接続されたメモリは、3次元画像再構成に使用されるすべてのデータを格納することが可能である。

20

【0048】

その後ステップS3において、ロードされたデータは、一定の値が検出アレイの各検出要素により測定された投影データに加えられるように修正される。CTイメージングでは、投影データは、検査対象オブジェクトにより生じた吸収値を表す。従って、この一定値は、空間的に一定の吸収を有する仮想的な体における吸収線積分(absorption line integral)である。

【0049】

加えられる一定の吸収係数の好ましい値は、水の吸収係数である。水の吸収係数は、高い再生可能性と精度を有する方法により周知である。このため、検査対象のオブジェクト内のすべての吸収値は、 0.0183 cm^{-1} である μ_{water} の吸収係数だけシフトされる。

30

【0050】

修正された投影データのコントラストを不必要に減少させないため、一定の吸収係数が検査対象オブジェクト(図1に示される患者107の頭部107aなど)より僅かに大きな所定のボリューム内においてのみ加えられる。これにより、対象オブジェクトの外部であるが、CTスキャナの最大検査ボリュームの内部の領域における不要な吸収値は、修正されたデータに導入されない。

40

【0051】

その後ステップS4において、完全な修正された投影データセットに対して、繰り返しアルゴリズムが実行される。好ましくは、凸最尤アルゴリズムが利用される。最尤法は、 $L(\mu_j) / \mu_j = 0$ をセットすることによって、最大尤度 $L(\mu)$ を有する画像を規定する式を決定することができる。ただし、 μ は減衰パラメータ μ_j のベクトルである。この式は超越的なものであるため、それは正確には解くことができず、繰り返しアプローチが解を導くことができる。これら繰り返しアプローチの1つが、参照することによりここに含まれる、K. LangeとJ. A. Fesslerの“Globally convergent algorithms for maximum a posteriori transmission tomography”(IEEE Trans

50

. Med. Imaging 4, 1430 - 1450 (1995))に記載される“凸アルゴリズム”である。1つの繰り返しステップの更新は、

【0052】

【数1】

$$\mu_j^{n+1} = \mu_j^n + \mu_j^n \frac{\sum_i l_{ij} [d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle} - Y_i]}{\sum_i l_{ij} \langle l_i, \mu^n \rangle d_i e^{-\langle l_i, \mu^n \rangle}}, \quad (\text{式 } 2)$$

となる。ただし、 d_i と Y_i はそれぞれ発せられた光子計数と観察された光子計数であり、 l_i は第*i*投影のベース関数 l_{ij} のベクトルであり、 $\langle l_i, \mu \rangle$ は内積 $\sum_j l_{ij} \mu_j$ である。この更新は、最適ポイントの近傍における尤度の増加を保証し、これにより、最適画像が導かれる。

【0053】

ステップ*n*からステップ(*n*+1)の更新は、上述した式1による良好な近似により記述することが可能である。 $c = 0$ である場合に限って、検査対象オブジェクトの凹んだ空間に存在する $\mu = 0$ の吸収係数が実現可能であることは明らかである。しかしながら、3次元画像を再構成するための繰り返しアルゴリズムに対して、 $c = 0$ の更新式は大変可能性が低いものである。このため、最尤アルゴリズムが修正されていない投影データに適用されるとき、再構成された画像のクオリティは、特に対象オブジェクトの内部の凹んだ空間にあるボクセルについて劣化する。

【0054】

加えられた一定値が空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である上述した修正された投影データの使用は、式1による吸収係数の更新の影響を大きく低減する。このため、修正されたデータに適用される繰り返しアルゴリズムは、未修正の生の投影データに適用される繰り返しアルゴリズムと比較して、はるかに速い収束を示す。さらに、特に低い又はゼロの吸収係数 μ を有する領域について再構成された画像のクオリティは、未修正の生の投影データに適用される繰り返しアルゴリズムと比較してはるかに良好であることが信じられている。

【0055】

最後にステップ5において、再構成された画像の各スライスが、例えば、グラフィカルユーザインタフェースなどを介し出力される。これは、医師が検査対象オブジェクトの任意のスライスの画像を解析することを可能にする。

【0056】

図3は、本発明による方法の一実施例を実行するための本発明によるデータ処理装置330の一実施例を示す。データ処理装置330は、中央処理ユニット(CPU)又は画像プロセッサ331を有する。画像プロセッサ331は、患者や手荷物などの対象オブジェクトを示す画像を格納するためのメモリ332に接続される。バスシステム335を介し、画像プロセッサ331はCT装置などの複数の入出力ネットワーク又は診断装置に接続される。さらに、画像プロセッサ331は、画像プロセッサ331において計算又は構成された情報又は画像を表示するため、コンピュータモニタなどの表示装置333に接続される。オペレータ又はユーザは、キーボード334及び/又は図3には図示されない他の何れかの出力装置を介し画像プロセッサ331とやりとりするかもしれない。

【0057】

図4a及び4bは、頭部ファントム440の画像スライスを示す。図4bは、図4aの上部中心部の拡大図である。CT画像再構成の分野において、いわゆる、forbuild head phantomとして周知である(<http://www.imp.uni-erlangen.de/forbuild/deutsch/results/head/head.html>を参照されたい)頭部ファントム440は、球状、円筒状、楕円状又はコーン状などのシンプルなジオメトリックオブジェクトにより規定される。頭部フ

10

20

30

40

50

ファントム 440 は、Calotte 441、前頭洞 442 及び周囲の骨 443, 444, 445, 446、右内耳 447 並びに内部の後頭隆起 448 など、CT 画質を評価するのに重要な解剖学的構造のシンプルな表示から構成される。左（内耳）、両眼、同質な脳質及び脳室や硬膜下血腫などのさらなる低コントラストオブジェクトなどの他の解剖学的構造は、図 4 a 及び 4 b に示されるスライスでは観察できない。

【0058】

前頭洞 442 は、凹んだ空間を表している。このため、この凹んだ空間内の対応する吸収係数 μ がゼロとなることは明らかである。本発明の一実施例による最尤アルゴリズムのクオリティをテストするため、前頭洞 442 内の小さなボックス 450 が選択された。この小さなボックス 450 内の係数 $\mu_{b,x}$ は、オーダード・サブセット最尤アルゴリズムを利用して繰り返し計算された。

10

【0059】

この計算は、2つの方法により実行された。第1の計算は、測定された投影データに基づきオーダード・サブセット最尤アルゴリズムを使用した。第2の計算は、修正された投影データに基づきオーダード・サブセット最尤アルゴリズムを使用した。この修正は、一定の吸収値を測定された投影データに加えることを含むものである、一定の吸収値は、空間的に一定の吸収係数 μ_{water} を有する水ファントムである仮想的な体における吸収線積分である。水ファントムは、一方では頭部ファントム 440 より僅かに大きく、他方では頭部ファントム 440 を完全に含んだボリュームを有している。

【0060】

20

図 5 は、ボックス 450 内の吸収係数 $\mu_{b,x}$ の計算値の収束速度が示されている図 560 を示す。この図 560 では、計算された吸収係数 $\mu_{b,x}$ が、各オーダード・サブセット最尤アルゴリズムの繰り返し回数に対してプロットされている。

【0061】

参照番号 561 は、トータルで 29 個の測定された（すなわち、未修正の）投影データに基づくオーダード・サブセット最尤アルゴリズムの収束を示す曲線を示す。67 回の繰り返しステップ内においては正しい吸収係数 $\mu = 0$ に到達しないことが確認できる。

【0062】

参照番号 562 は、トータルで 29 個の修正された投影データに基づくオーダード・サブセット最尤アルゴリズムの収束を示す曲線を示す。この修正は、上述した一定の吸収値を測定された投影データに加えることを含んでいる。曲線 562 の収束とプロットの曲線 562 を直接比較するため、吸収係数 μ_{water} が、ボックス 450 内の吸収値 $\mu_{b,x}$ の計算が各繰り返しステップに対して終了した後に減算された。曲線 561 に比較して、修正されたデータに基づく繰り返しアルゴリズムを示す曲線 562 ははるかに速く収束することが確認できる。10 回の繰り返し内で、吸収係数 $\mu_{b,x}$ の正しい最終的な値に到達する。

30

【0063】

曲線 562 の収束速度は曲線 561 の収束速度よりはるかに速いことが強調される必要があるだけでなく、吸収係数 $\mu_{b,x}$ の最終値は、修正された投影データが上述したオーダード・サブセット最尤アルゴリズムについて使用されるとき、はるかに正確なものとなる。このため、画像再構成のスピードとクオリティの双方が、本発明の実施例による方法を使用するとき実現される。

40

【0064】

“有する”という用語は、他の要素又はステップを排除するものでなく、“ある”という用語は複数を排除するものでないことが留意されるべきである。また、各実施例に関して説明された要素は組み合わせ可能である。請求項における参照符号は請求項の範囲を限定するものとして解釈されるものでないことに留意すべきである。

【0065】

本発明の上述した実施例を要約すると、コンピュータ断層撮影システムにより取得される投影データ信号に基づき 3 次元画像を再構成する繰り返し方法は、しばしば特に検査対

50

象オブジェクトの凹んだ空間を含む領域について誤った吸収係数をもたらす。さらに、繰り返し方法は、このような吸収係数を計算するための収束が遅いことを示す。本発明の実施例によると、修正された投影データ信号に基づき3次元画像の高度な再構成のための方法が提供される。この修正は、一定の吸収値を測定された投影データに加えることを含む。効果的には、一定の吸収値は、水の空間的に一定の吸収係数を有する仮想的な体における吸収線積分である。仮想的な体は、好ましくは、対象オブジェクトより僅かに大きなボリュームを有する。

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】図1は、CT (Computer Tomography) システムの単純化された概略図を示す。 10

【図2】図2は、繰り返しアルゴリズムに基づき3次元画像を再構成する方法に関するフローチャートを示す。

【図3】図3は、本発明による方法の一実施例を実行する画像処理装置を示す。

【図4】図4 a 及び 4 b は、頭部ファントムの画像スライスを示す。

【図5】図5は、図4に示される頭部ファントムの凹んだ空間にある小さなボックス内の吸収係数を評価するため、2つの異なる最尤アルゴリズムの収束を示す図を示す。

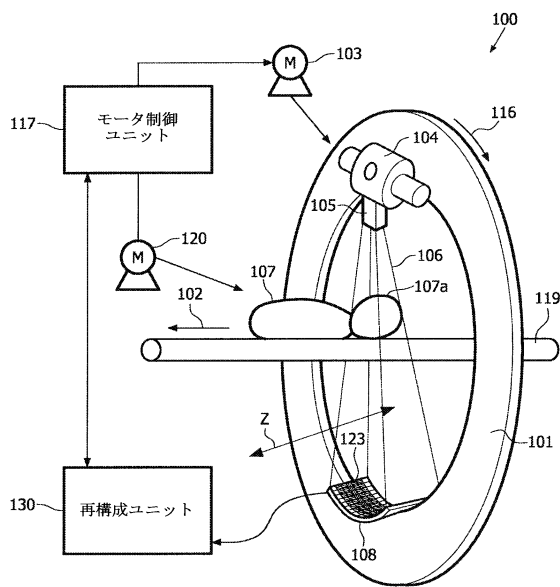
【符号の説明】

【0067】

100	コンピュータ断層撮影装置 / CTスキャナ	20
101	ガントリ	
102	回転軸	
103	モータ	
104	放射線ソース	
105	開口システム	
106	放射線ビーム	
107	対象オブジェクト / 検査対象オブジェクト / 患者	
107 a	患者の頭部	
108	放射線検出手段	
116	回転方向の矢印	30
117	モータ制御ユニット	
119	テーブル	
120	モータ	
123	検出要素	
130	再構成ユニット	
S1	ステップ1	
S2	ステップ2	
S3	ステップ3	
S4	ステップ4	
S5	ステップ5	40
330	データ処理装置	
331	中央処理ユニット / 画像プロセッサ	
332	メモリ	
333	表示装置	
334	キーボード	
335	バスシステム	
440	forbild head phantom	
441	calotte	
442	前頭洞	
443	前頭洞の周囲の骨	50

- 4 4 4 前頭洞の周囲の骨
- 4 4 5 前頭洞の周囲の骨
- 4 4 6 前頭洞の周囲の骨
- 4 4 7 右内耳
- 4 5 0 小さなボックス
- 5 6 0 図
- 5 6 1 オーダード・サブセット最尤シミュレーション
- 5 6 2 水ファントムの減算によるオーダード・サブセット最尤シミュレーション

【図 1】



【図 2】

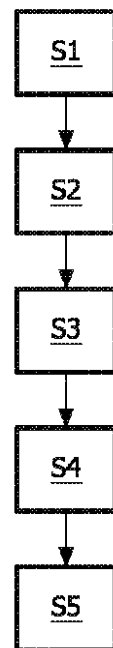


FIG. 2

【 図 3 】

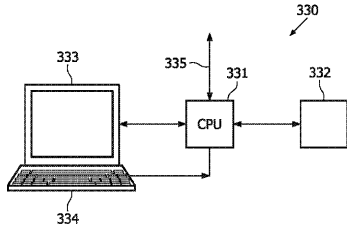


FIG. 3

【 図 4 b 】

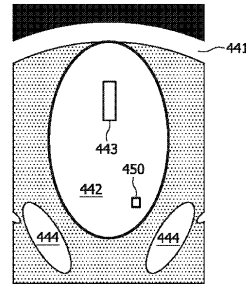


FIG. 4b

【 図 4 a 】

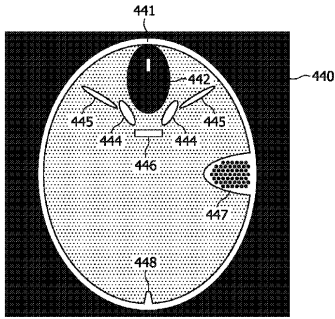
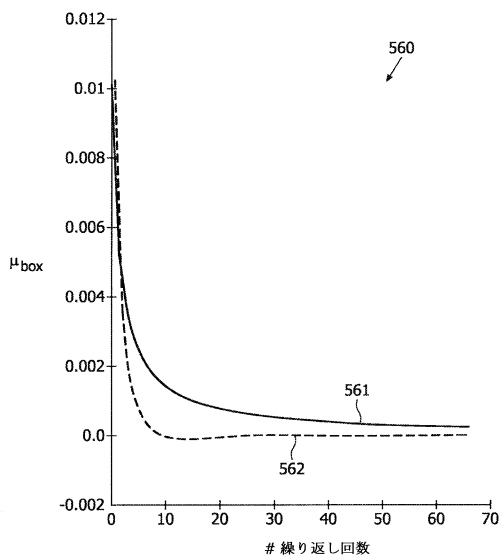


FIG. 4a

【 図 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 グラス, ミハエル
オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開2002-119504(JP,A)
特開平09-276263(JP,A)
特開平09-253079(JP,A)
特開平10-033520(JP,A)
特開2005-000297(JP,A)
特開2003-310600(JP,A)
特開2003-135450(JP,A)
特開2003-052687(JP,A)
特開2001-286463(JP,A)
特開平05-168620(JP,A)
特開平02-051788(JP,A)
特開昭61-154646(JP,A)
特開昭60-017568(JP,A)
特開昭59-098276(JP,A)
特開昭51-146884(JP,A)
特開2002-085397(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/00 - 6/14