

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5601748号  
(P5601748)

(45) 発行日 平成26年10月8日 (2014. 10. 8)

(24) 登録日 平成26年8月29日 (2014. 8. 29)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 6/03 (2006.01)** A 6 1 B 6/03 3 5 0 S  
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 T

請求項の数 31 (全 13 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2006-287630 (P2006-287630)                  (22) 出願日 平成18年10月23日 (2006. 10. 23)                  (65) 公開番号 特開2007-117736 (P2007-117736A)                  (43) 公開日 平成19年5月17日 (2007. 5. 17)                  審査請求日 平成21年9月18日 (2009. 9. 18)                  (31) 優先権主張番号 102005050917.7                  (32) 優先日 平成17年10月24日 (2005. 10. 24)                  (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)</p>	<p>(73) 特許権者 390039413                  シーメンス アクチエンゲゼルシャフト                  Siemens Aktiengesellschaft                  ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン                  ヴィッテルスバッハープラッツ 2                  Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany                  (74) 代理人 100075166                  弁理士 山口 巖                  (74) 代理人 100133167                  弁理士 山本 浩</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 対象の断層撮影表示を再構成するための方法および断層撮影装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

移動させられる放射線源 (11) の対象 (18) を通した検出器 (13) への投影データから対象 (18) の断層撮影表示を再構成するための方法であって、再構成時に投影データのフィルタ処理および逆投影が行なわれる方法において、

1. 1. 放射線源 (11) と検出器 (13) と走査すべき対象 (18) の代わりに試験対象 (58) との少なくとも1つの同じ空間的配置の使用下で、試験投影および反復式の再構成技術によって、与えられた配置において断層撮影表示のための試験対象の投影データの最適なフィルタ処理を行いかつ該試験対象の投影データのフィルタ逆投影を行うフィルタが決定され、

1. 2. 対象 (18) が、試験対象の代わりに、与えられた配置において走査されて、投影データが求められ、

1. 3. これらの投影データと特徴 1. 1 により求められたフィルタとにより、断層撮影表示の再構成が行なわれ、

各投影角について固有のフィルタが求められ、再構成において使用されることを特徴とする方法。

【請求項 2】

対象 (18) の少なくとも1つの 2D 断層表示が再構成されることを特徴とする請求項 1 記載の方法。

【請求項 3】

対象(18)の少なくとも1つの3Dボリューム表示が再構成されることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項4】

フィルタの決定および1D投影の再構成のために使用されることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載の方法。

【請求項5】

フィルタの決定および2D投影の再構成のために使用されることを特徴とする請求項1乃至3の1つに記載の方法。

【請求項6】

投影の撮影がコーンビームジオメトリにて行なわれることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の方法。

10

【請求項7】

投影の撮影がファンビームジオメトリにて行なわれることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の方法。

【請求項8】

投影の撮影が平行ビームジオメトリにて行なわれることを特徴とする請求項1乃至5の1つに記載の方法。

【請求項9】

測定されたデータにより組み替えが行なわれることを特徴とする請求項1乃至8の1つに記載の方法。

20

【請求項10】

特徴1.1にしたがって定められたフィルタが位置依存性であることを特徴とする請求項1乃至9の1つに記載の方法。

【請求項11】

対象(18)の走査が、 $180^\circ$ よりも小さい角度範囲において行なわれることを特徴とする請求項1乃至10の1つに記載の方法。

【請求項12】

対象(18)の走査が、投影間において少なくとも $2^\circ$ の角度間隔において行なわれることを特徴とする請求項1乃至11の1つに記載の方法。

【請求項13】

30

走査が、個々の測定された投影間において可変のステップ幅にて行なわれることを特徴とする請求項1乃至12の1つに記載の方法。

【請求項14】

放射線源および/または検出器(13)の各投影位置について、固有のフィルタが求められて、再構成において使用されることを特徴とする請求項1乃至13の1つに記載の方法。

【請求項15】

使用すべきフィルタの決定のために、少なくとも1つの試験対象における測定が行なわれることを特徴とする請求項1乃至14の1つに記載の方法。

【請求項16】

40

使用すべきフィルタの決定のために、シミュレーションされた試験対象からの投影が算定されることを特徴とする請求項1乃至14の1つに記載の方法。

【請求項17】

使用すべきフィルタの決定のために、線材(58)が試験対象として使用されることを特徴とする請求項1乃至16の1つに記載の方法。

【請求項18】

使用すべきフィルタの決定のために、小さな球体の装置が試験対象として使用されることを特徴とする請求項1乃至16の1つに記載の方法。

【請求項19】

使用すべきフィルタの決定のために、ノイズ画像が試験対象として使用されることを特

50

徴とする請求項 1 乃至 1 6 の 1 つに記載の方法。

【請求項 2 0】

使用すべきフィルタの決定のために、ノイズが与えられた投影として使用されることを特徴とする請求項 1 乃至 1 6 の 1 つに記載の方法。

【請求項 2 1】

使用すべきフィルタが、先ず決定され、次に記憶され、その後使用されることを特徴とする請求項 1 乃至 2 0 の 1 つに記載の方法。

【請求項 2 2】

反復的に決定されたフィルタから、位置および／または投影角にわたる平均化によって、より少ない個数の新たな平均化されたフィルタが算定されることを特徴とする請求項 1 乃至 2 1 の 1 つに記載の方法。

10

【請求項 2 3】

定められた位置および／または定められた投影のためのフィルタが、他の位置および／または投影に属するフィルタ間における補間によって算定されることを特徴とする請求項 1 乃至 2 2 の 1 つに記載の方法。

【請求項 2 4】

多数の検出器および／または放射線源が使用されることを特徴とする請求項 1 乃至 2 3 の 1 つに記載の方法。

【請求項 2 5】

請求項 1 乃至 2 4 の少なくとも 1 つに記載の方法ステップを実行するプログラム (P r g<sub>x</sub>) が存在し動作中に実行されることを特徴とする投影が X 線画像から得られる断層撮影装置。

20

【請求項 2 6】

請求項 1 乃至 2 4 の少なくとも 1 つに記載の方法ステップを実行するプログラム (P r g<sub>x</sub>) が存在し動作中に実行されることを特徴とする投影が磁気共鳴画像から得られる断層撮影装置。

【請求項 2 7】

請求項 1 乃至 2 4 の少なくとも 1 つに記載の方法ステップを実行するプログラム (P r g<sub>x</sub>) が存在し動作中に実行されることを特徴とする投影が超音波画像から得られる断層撮影装置。

30

【請求項 2 8】

請求項 1 乃至 2 4 の少なくとも 1 つに記載の方法ステップを実行するプログラム (P r g<sub>x</sub>) が存在し動作中に実行されることを特徴とする投影が光学的画像から得られる断層撮影装置。

【請求項 2 9】

予め定められたフィルタが長期間記憶されるデータメモリ (1 7) が存在することを特徴とする請求項 2 5 乃至 2 8 の 1 つに記載の断層撮影装置。

【請求項 3 0】

求められた投影および付加的に記憶されたフィルタを分離された画像コンピュータに伝送するプログラム (P r g<sub>x</sub>) が設けられていることを特徴とする請求項 2 5 乃至 2 9 の 1 つに記載の断層撮影装置。

40

【請求項 3 1】

多数の検出器および／または放射線源を有することを特徴とする請求項 2 5 乃至 3 0 の 1 つに記載の断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、移動させられる放射線源の検出器への投影データから対象の断層撮影表示を

50

再構成するための方法であって、再構成時に投影データのフィルタ処理および逆投影が行なわれる方法に関する。更に、本発明は投影が異なる放射の使用のもとで得られる断層撮影装置に関する。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影 (CT) は、医療および検査技術に対する診断および測定方法を使用し、その助けにより、患者に手術を施すことなくまたは検査対象を破損させることなく、患者または検査対象の内部構造の検査を可能にする。検査すべき対象から、種々の角度からの多数の投影が撮影され、これらの投影から対象の3D描画が算定される。

【0003】

一般に、この問題を、いわゆるフィルタ逆投影 (FBP=Filtered Back Projection) によって解決することは公知である (例えば、非特許文献1および非特許文献2参照)。FBPは、測定された投影がフィルタ処理されて、画像が逆投影される非常に有効な計算方法である。この方法の場合、画質は使用されるフィルタまたは畳み込み核に依存する。簡単な走査ジオメトリに関しては、フィルタまたは畳み込み核は解析的に正確に指定することができる。主として走査ジオメトリは、多数の投影が均一な角度ステップにて撮影される円軌道である。この前提に反する複雑な撮影ジオメトリは、フィルタの解析的決定を試みる際に問題をもたらす。これの例はトモシンセシスである。トモシンセシスの場合、最も一般的には、自由軌道上において限られた角度範囲からの僅かな投影しか得られない。

【0004】

この種の再構成問題に対して、代数学的な再構成技術 (ART) のような反復法が有効であることが実証された (例えば、先に挙げた非特許文献1および非特許文献2のほかに、非特許文献3参照)。このARTの場合に有利なことは、反復法が、FBPにおいて必要であるようなフィルタを使用しないことである。しかしながら、反復法の性質に基づいて計算時間が著しくかかり、このために実務においてしばしば考慮の対象外になる。ARTの更なる欠点は、対象の部分範囲 (ROI=関心領域) の再構成がFBPと違ってこの方法では可能でないことにある。

【0005】

補足的に指摘しておくに、再構成フィルタを解析的に非常強く簡略化した発見的推定を用いて算定する本発明者による方法も公知である (例えば、特許文献1参照)。したがって、この方法は、ほんの僅かな簡単な撮影ジオメトリに限定され、しかもトモシンセシスに限定される。

【0006】

一方では再構成に必要な計算能力に関して過大な要求をせずに、しかし他方では任意の撮影ジオメトリおよび測定中における放射線源と検出器と対象との間の相対移動に対しても使用できる投影データから対象の断層撮影表示の再構成のための方法を見つけだすべきであるという問題が存在する。

【特許文献1】米国特許出願公開第2005/0058240号明細書

【非特許文献1】“Einfuehrung in die Computertomographie (コンピュータ断層撮影への案内)”, 1. Auflage 2004, Springer-Verlag, ISBN3-540-20808-9

【非特許文献2】Kak, Slaney: “Principles of Computerized Tomographic Imaging (コンピュータ断層撮影の原理)”, 1987, IEEE Press, ISBN0-87942-198-3

【非特許文献3】T. Wu, J. Zhang, R. Moore, E. Rafferty, D. Kopans, W. Meleis, D. Kaeli: “Digital Tomosynthesis Mammography Using a Parallel Maximum Likelihood Reconstruction Method (平行最尤推定再構成法を用いたデジタルトモシンセシス乳房撮影法)”, Medical

10

20

30

40

50

Imaging 2004: Physics of Medical Imaging, Proceedings of SPIE Vol., 5368 (2004) 1-11

【非特許文献4】Oppenheim, Alan V. Schaffer, Ronald: "Digital Signal Processing (デジタル信号処理)", Prentice Hall, 1975, ISBN 0132146355

【非特許文献5】Kachelriess M., Knaup M., Kalender W. A.: "Phase-Related Imaging from Multithreaded Spiral Cone-Beam CT Scan of the Heart (マルチスレッドのスパイラルコーンビームによる心臓CT走査からの位相関連画像化)", International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction, Salt Lake City; Utah USA, July 6-9, 2005; Proceedings of Fully3D pp. 159-162

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の課題は、上述の問題を解消する方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この課題は、独立の請求項による特徴によって解決される。本発明の有利な発展的構成は従属請求項の対象である。

20

【0009】

本発明者は、デジタル画像発生法において、より正確には1次元または2次元投影の撮影からもしくは1次元投影からの2次元画像から3次元の画像またはボリュームデータを得る場合において、反復法、とりわけARTの反復法により、FBP方法による再構成のために使用可能である任意の走査ジオメトリのためのデジタルフィルタを得ることができることを認識した。

【0010】

このために、X線源、検出器および走査すべき対象の代わりに試験対象の特定の空間的配置の使用のもとに、試験対象の投影の助けにより、投影ごとの反復式の再構成技術により、与えられた配置において試験対象への投影データの最適な逆投影を発生するフィルタが決定される。そのようにして得られたこのフィルタは、ひき続き、与えられた配置において試験対象の代わりに走査された検査対象の投影データのフィルタ処理および逆投影によって、再構成のために使用される。

30

【0011】

正しいフィルタの算定は、確かに計算の割合が高いが、与えられた走査ジオメトリに付いては一度しか行なわれない。この与えられたフィルタによるFBPのための計算費用は典型的なFBPとは異なる。

【0012】

典型的なFBPと比較すると、この方法は、任意の走査ジオメトリのための問題に適応したフィルタを発生させて使用する可能性を提供する。ARTと比較すると、著しい速度上昇が達成される。更に、この方法は、典型的なFBPから知られているように、対象の選択的な部分範囲(ROI、関心領域)を再構成する可能性を提供する。

40

【0013】

基本的にはこの方法は断層撮影表示にもトモシンセシスにも適用可能であり、描出を行なうあらゆる断層撮影法にビーム種類に関係なく使用可能である。

【0014】

この認識にしたがって、本発明者は、移動させられる放射線源の対象を通した検出器への投影データから対象の断層撮影表示を再構成するための方法であって、再構成時に投影データのフィルタ処理および逆投影が行なわれる公知の方法において、上記趣旨に基づい

50

て改善ために、放射線源と検出器と走査すべき対象の代わりに試験対象との少なくとも1つの同じ空間的配置の使用下で、試験投影および反復式の解析的再構成技術によって、与えられた配置において断層撮影表示のための試験対象の投影データの最適なフィルタ処理および逆投影をもたらすフィルタが決定され、対象が試験対象の代わりに与えられた配置のもとで走査されて、投影データが求められ、これらの投影データと求められたフィルタとにより、断層撮影表示の再構成が行なわれることを提案する。

**【0015】**

本発明によれば、対象の少なくとも1つの2D断層表示も3Dボリューム表示も再構成することができる。更に、フィルタの決定および再構成のために1D投影または2D投影を使用することができる。

10

**【0016】**

撮影ジオメトリに関して全く制限がないので、投影の撮影を模範的にファンジオメトリおよびコーンビームジオメトリにて行なうことができる。一般的に放射線源および検出器は、走査すべき対象に対して相対的に円軌道またはスパイラル軌道上を移動する。しかしながら、この方法においてはこれらの軌道は自由に選択可能である。

**【0017】**

再構成のための投影が、例えば平行ジオメトリにて存在するように、測定されたデータを用いて組み替えを行なうことも可能である。

**【0018】**

この本発明による方法の他の特徴は、対象の検出のために180°よりも小さい角度範囲にて走査を行なうことができることである。

20

**【0019】**

更に、この方法においては、対象の走査を比較的大きな角度間隔にて行なうことができ、例えば投影間において少なくとも2°の角度間隔が可能である。個々の測定された投影間の可変のステップ幅による走査を行なうことも可能である。

**【0020】**

特に放射線源の経路が非円形の経過をとる場合には、各投影角について固有のフィルタが求められて再構成に使用される。したがって、放射線源および/または検出器の各投影位置について固有のフィルタを求めて、再構成に使用することもできる。このフィルタは、最も一般的な場合、位置依存性であり得る。

30

**【0021】**

使用すべきフィルタの決定のために、少なくとも1つの試験対象において測定が行なわれるか、またはシミュレーションされた試験対象において投影が算定されることが好ましい。

**【0022】**

試験対象は、できるだけ多数の位置周波数を含むべきである。したがって、例えば1つ以上の線材または小さな球体を使用するとよい。シミュレーションされた試験対象としては、例えば上述の試験対象のほかに、ガウス状の密度分布を有するノイズ、球体または棒体も適している。

**【0023】**

その都度使用されるコンピュータシステムにおける過大なメモリ要求を回避するためには、もともと反復的に決定されたフィルタから位置および/または投影角にわたる平均化によって少ない個数の新たな平均化されたフィルタを算定することが好ましい。このような個数を低減されたフィルタが使用される場合には、または既にもともと本来の走査中に投影が測定されるよりも大きな跳躍のフィルタのみが存在する場合には、定められた位置および/または定められた投影のためのフィルタが、異なる位置および/または投影に属するフィルタ間の補間によって算定されるとよい。

40

**【0024】**

基本的な本発明思想および上述の方法にしたがって、方法はあらゆる種類の断層撮影装置に適用可能であるが、特に投影が、X線画像、磁気共鳴画像、超音波画像または光学的

50

画像から得られる断層撮影装置に適用可能である。このような断層撮影装置において、本発明者は、更に予め定められたフィルタが長期間記憶されるデータメモリが存在すべきであることを提案する。

#### 【0025】

特に大きな病院へ適用する場合には、求められた投影データおよび付加的に記憶されたフィルタを他の分離された画像コンピュータに伝送するプログラムを設けることも好ましいことである。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0026】

以下において、図面を参照しながら有利な実施例に基づいて、本発明を、特に改善された再構成方法のため数学的基礎も、詳しく説明する。ここでは本発明の理解のために必要な特徴だけが示されている。ここでは次の符号が使用されている。11：第1の位置におけるX線源、11'：他の位置におけるX線源、12：第1の投影のX線ビーム、12'：他の投影のX線ビーム、13：第1の位置における検出器、13'：他の位置における検出器、14：再構成領域、15：評価コンピュータ、16：表示ユニット、17：フィルタ用メモリ、18：対象/患者、21：測定された投影、22：フィルタ処理/畳み込み、23：フィルタ処理された投影、24：フィルタ、25：逆投影、26：画像/ボリュームデータ、31：測定された投影、32：初期画像、33：n番目反復後の変更された投影、34：n番目反復後の再構成画像、35：算定投影の算定(プロジェクタ)、36：算定された投影と測定された投影との間の差の決定、38：変更された投影の逆投影(逆プロジェクタ)、41：測定された投影、42：反復変更された投影、43：アルゴリズム、44：フィルタ、51：X線源、53：検出器、54：再構成、58：線材モデル、61：X線源、62：X線ビーム、63：検出器、65：評価コンピュータ、66：表示ユニット、67：フィルタ用メモリ、68：胸部、69：圧迫板。

#### 【0027】

図1は1つのX線源を有する典型的なCT装置を示し、図2はFBPの算定ステップの流れ図を示し、図3は反復式の再構成の流れ図を示し、図4はフィルタ算定の概略図を示し、図5は乳房撮影システムの撮影ジオメトリを示し、図6は乳房撮影システムを示す。

#### 【0028】

図1は、1つのX線源11を備えた公知の典型的なCT装置を示し、第1の位置にあるX線源11は第1の投影のためのX線ビーム12を送出し、このX線ビーム12は、再構成領域14内にある検査すべき対象を透過した後に、ここでは患者18を透過した後に、第1の位置にある検出器13において検出される。検出器のデータは再構成を行なう評価コンピュータ15に達し、それから表示ユニット16において表示される。X線源11は、ここでは理想的なやり方にて円軌道上を移動し、異なる角度から多数の投影が撮影される。図1には他の角度位置におけるX線源11'も示され、他の投影のためのX線ビーム12'が送出され、その際にX線ビーム12'は、この他の位置にある検出器13'において検出される。

#### 【0029】

このようなCT装置の標準の再構成法はフィルタ逆投影(FBP)である。大抵はこの場合に算定前に、更に等間隔の投影角での平行ビームを有する投影セットが存在するように、走査ビームの分類(組み替え)が行なわれる。この平行ビームおよび等間隔走査される円状走査軌道の最も簡単なケースでは、FBPの算定規則が2つのステップに分けられ、これらのステップが図2に概略的に示されている。

1. 全ての投影に対して同じ、周波数応答 $|w|$ を有するフィルタ24を用いた投影データ21の畳み込み22( $|w|$ は投影のフーリエ変換の周波数の値である)。
2. フィルタ処理された投影23の完成画像またはボリュームデータ26への逆投影25。

#### 【0030】

走査ビームが1つの焦点からコーン状に出射する場合には、畳み込み前にジオメトリに

10

20

30

40

50

依存したデータ重み付けまたは平行ビームへの分類し直しが必要である（「組み替え」）。付加的にフィルタのジオメトリに依存した変更が必要である。アルゴリズムの詳しい説明は先に挙げた非特許文献2もしくは非特許文献1に見いだすことができる。一般的な走査ジオメトリに対して是認できる費用で解析的にフィルタを指定することはもはやできない。

#### 【0031】

数学的には、FBPは次の方程式により公式化される。

$$\text{式(1)} \quad X = R W Y$$

ただし、再構成すべき対象の求めようとするベクトルがXで示され、逆投影のマトリックスがRで示され、そして測定投影データがYで示されている。マトリックスWは、フィルタ処理と重み付けとの組み合わせを含んでいて、以下において簡潔にフィルタとして定義される。

#### 【0032】

後続のFBPにおいて使用すべき最適なフィルタを決定するための本発明による反復式のART方法は、測定された投影（測定投影）が既に再構成された対象から算定された投影と比較され、しかる後に誤差が対象画像の補正のために使用されるという原理に基づく。この場合に、n番目の反復 $X_n$ における画像は、

$$\text{式(2)} \quad X_n = X_{n-1} + R V (Y - P X_{n-1})$$

更新方程式により算定される。反復の開始時には適当な初期画像 $X_0$ 、例えば零画像が存在する。この場合に、Pはシステムマトリックスであり、このシステムマトリックスの助けにより、走査された対象画像から、走査ジオメトリの認識のもとに投影が算定される。Vは、収束速度に影響を及ぼす調整マトリックスである。最も簡単な場合これは、同一の値、例えば値1を有する対角マトリックスである。

#### 【0033】

文献において一般に使われているARTのこの記述は次のとおり書き直すことができる。ただし、 $X_{n-1}$ は、「補正されたデータ」 $Y_{n-1}$ の逆投影として表される。

$$\text{式(3)} \quad X_{n-1} = R Y_{n-1}$$

したがって、式(2)は次のとおり書き直すことができる。

$$\begin{aligned} \text{式(4)} \quad X_n &= R Y_{n-1} + R V (Y - P R Y_{n-1}) \\ &= R (Y_{n-1} + V (Y - P R Y_{n-1})) \\ &= R ((1 - V P R) Y_{n-1} + V Y) \end{aligned}$$

したがって、 $Y_n$ は次のとおりである。

$$\text{式(5)} \quad Y_n = ((1 - V P R) Y_{n-1} + V Y) = K Y_{n-1} + V Y$$

ただし、

$$\text{式(6)} \quad K = (1 - V P R)$$

#### 【0034】

式(5)における繰り返し表現は、

$$\begin{aligned} \text{式(7)} \quad Y_n &= K^n Y + ((K^n - 1) / (K - 1)) V Y \\ &= (K^n + (K^n - 1) / (K - 1)) V Y \\ &= U_n Y \end{aligned}$$

なる明示的表現に移行させることができる。したがって、 $Y_n$ がYからマトリックス演算によって生じることが示されている。

#### 【0035】

式(3)および式(7)を式(1)と比較すると、 $U_n$ は、FBPにおいてフィルタ処理およびデータ重み付けを行なう式(1)のFBPフィルタマトリックスWに相当しなければならない。したがって、定められた投影について、反復式の解析的な再構成によって予め既知の対象を手掛かりに最適なフィルタを見つけ出すことができる。この最適なフィルタは、この投影に関して、与えられた走査ジオメトリにおいてFBPに使用可能である。

#### 【0036】

10

20

30

40

50



反復式の再構成のプロセスが図3に具体的に示されている。初期画像32からプロジェクタ35により算定された投影が求められる。ひき続いて、算定された投影と測定された投影31との間において差36が形成され、この差がブロック37において変更された投影33に加算される。ひき続いて、この加算結果が、一方では再び33に記憶され、他方では38において逆投影される。そのようにして得られた画像34によって、第2回目の反復において第2回目の算定された投影が決定される。収束が達成されるまでの間またはアルゴリズムが中断されるまでの間、この反復が実行される。プロセスは、開始時に33において投影が記憶されていて、この投影の簡単な逆投影によって初期画像32が発生するように初期化されなければならない。零画像の場合、33は0の値のみを有する。

【0037】

10

この構成によって、そのようにして得られたフィルタは、解決すべき再構成問題に固有に適合される。一般に重み付けおよびフィルタ処理が位置可変であり、たいていちょうど観察される投影に依存する。しかしながら、多くの場合、フィルタは位置および投影にともなって緩やかにしか変化しないので、しばしば、適切な位置範囲もしくは投影範囲にわたる平均化によってフィルタの個数を低減することができる。さまざまな位置範囲もしくは投影範囲に対するフィルタの補間も可能である。

【0038】

反復式の再構成による経験から、中間ステップに属するフィルタ $U_n$ が有利な再構成特性を有し得ることも分かっている。

【0039】

20

複雑性と、とりわけ投影マトリックスおよび逆投影マトリックスの大きさにより、解析的もしくは直接的な $U$ および $U_n$ の算定はたいてい不可能である。

【0040】

その代わりに、フィルタの算定が、予め与えられた撮影ジオメトリのために、本発明によれば、位置および投影に依存した伝達関数 $U_n$ の決定によって行なわれる。

【0041】

フィルタの算定のために、与えられた走査ジオメトリに対して最初に投影 $Y$ が決定されなければならない。一適用例では、これは、CT装置において、例えば細い線材のような適切な測定対象の投影を測定することによって行なわれる。他の適用例では、所望の走査ジオメトリにおいて同じ対象をシミュレーションすることによって、投影を求めることができる。

30

【0042】

そのようにして得られた投影により、描出すべき対象が式(5)にしたがって反復式にて再構成される。その場合に、反復は、所望の画像鮮明度もしくは所望の信号雑音比が達成されたとき中断させられる。この反復ステップ後に、 $Y_n$ と $Y$ との比較による一般的に知られた方法により、一般的には位置に依存したフィルタ $U_n$ が決定される(例えば、非特許文献4参照)。

【0043】

以下において、 $U_n$ の決定のためのいくつかの例が与えられる。例えば試験対象が細い線材である場合に、これはシステム理論上パルスとして示すことができる。この場合に、位置に依存した伝達関数 $U_n$ は、補正された投影 $Y_n$ から簡単に得られる。多数のずらされた線材による繰り返し測定によって位置および投影に依存した $U_n$ の決定が可能である。

40

【0044】

一般的な試験対象の場合には、 $U_n$ の決定が、例えば短時間フーリエ変換により可能である。

【0045】

更に別の実現において、投影は、シミュレーションまたは測定されたノイズも含み得る。その際に、 $U_n$ は、例えば局所的な自動相関関数により決定することができる(例えば、非特許文献4参照)。

【0046】

50

フィルタ算定の概略説明が図4に示されている。この場合に、測定された投影41およびそれから反復式にて変更された投影42から、投影に合わせられたアルゴリズム43によりフィルタ44が算定される。

【0047】

既述のとおり、本発明による方法は、例えば乳房撮影法におけるトモシンセシスでの使用にも適している。このために模範的に、図5の概略的な斜視図にて、X線源51、平面型検出器53および直方体状に示された再構成範囲54内における3本の平行な線材からなる線材ファントム58の撮影ジオメトリが示されている。このような装置により、試験測定において、当該投影に割り当てられるフィルタが反復的に決定される。

【0048】

これらのフィルタもしくはこのフィルタセットを決定したならば、本来の走査すべき対象を同じジオメトリ状態のもとで走査して、断層撮影データを、これらのフィルタによって極めて高速のFBPの助けにより算定することができる。

【0049】

図6はこれらの走査の状況を概略表示にて示す。これは女性の乳房68が平面型検出器63に対して位置決めされ、圧迫板69によって図示されていない再構成範囲内に保たれる。X線管61は、中心Mの周りにおいて矢印で示された円軌道の上を移動するので、このやり方で旋回されるファンビーム62によって乳房68が走査され、多数の投影角に対する吸収投影が、ここでは明確に図示されていない検出器エレメントを有する固定の平面型検出器63によって求められる。前に撮影された投影にしたがって、計算ユニット65において予めメモリ67内に存在するフィルタが呼び出され、これによりFBPが実行される。このために必要なプログラムPrgは同様にメモリ67内に存在し、必要なときに呼び出すことができる。再構成された断層撮影データは、有効な方法によって、走査後に非常に速やかに直接的に画面66に表示可能である。

【0050】

本発明による方法は、図1による典型的なCTにも適用可能であるばかりでなく、撮影のために多数の検出器およびX線源が使用される装置（例えば、非特許文献5参照）にも適用可能である。

【0051】

本発明の上述の特徴は、その都度示された組み合わせのみならず、本発明の枠を逸脱することなく他の組み合わせまたは単独状態にて使用可能であることは自明である。

【図面の簡単な説明】

【0052】

【図1】 1つのX線源を有する典型的なCT装置を示す概略図

【図2】 FBPの算定ステップの流れ図

【図3】 反復式の再構成の流れ図

【図4】 フィルタ算定の概略図

【図5】 乳房撮影システムの撮影ジオメトリの概略図

【図6】 乳房撮影システムの構成を示す概略図。

【符号の説明】

【0053】

- 1 1 第1の位置におけるX線源
- 1 1' 他の位置におけるX線源
- 1 2 第1の投影のX線ビーム
- 1 2' 他の投影のX線ビーム
- 1 3 第1の位置における検出器
- 1 3' 他の位置における検出器
- 1 4 再構成領域
- 1 5 評価コンピュータ
- 1 6 表示ユニット

10

20

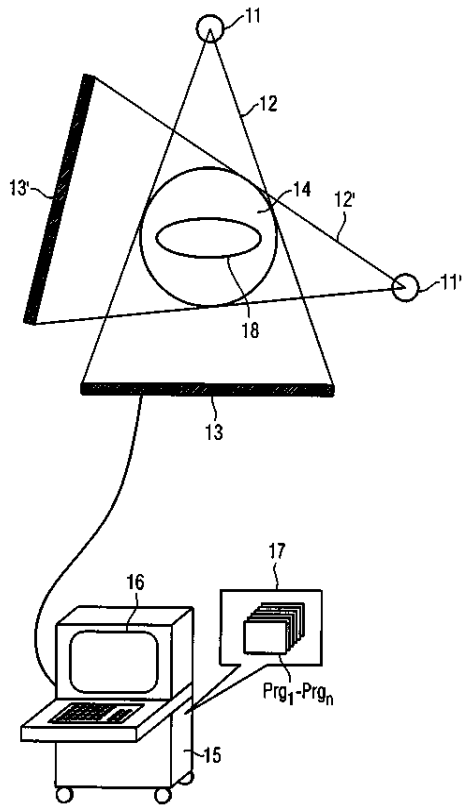
30

40

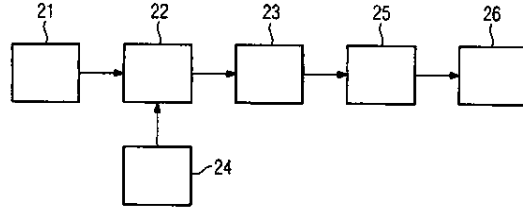
50

1 7	フィルタ用メモリ	
1 8	対象／患者	
2 1	測定された投影	
2 2	フィルタ処理／畳み込み	
2 3	フィルタ処理された投影	
2 4	フィルタ	
2 5	逆投影	
2 6	画像／ボリュームデータ	
3 1	測定された投影	
3 2	初期画像	10
3 3	n 番目反復後の変更された投影	
3 4	n 番目反復後の再構成画像	
3 5	算定投影の算定 (プロジェクタ)	
3 6	算定された投影と測定された投影との間の差の決定	
3 8	変更された投影の逆投影 (逆プロジェクタ)	
4 1	測定された投影	
4 2	反復変更された投影	
4 3	アルゴリズム	
4 4	フィルタ	
5 1	X線源	20
5 3	検出器	
5 4	再構成	
5 8	線材モデル	
6 1	X線源	
6 2	X線ビーム	
6 3	検出器	
6 5	評価コンピュータ	
6 6	表示ユニット	
6 7	フィルタ用メモリ	
6 8	乳房	30
6 9	圧迫板。	

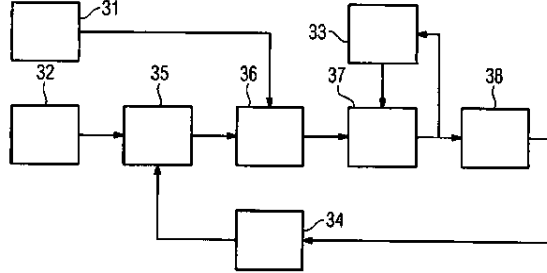
【図 1】



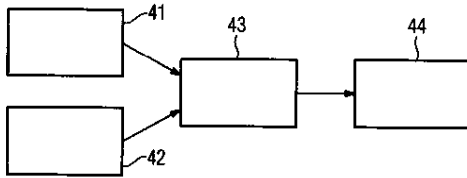
【図 2】



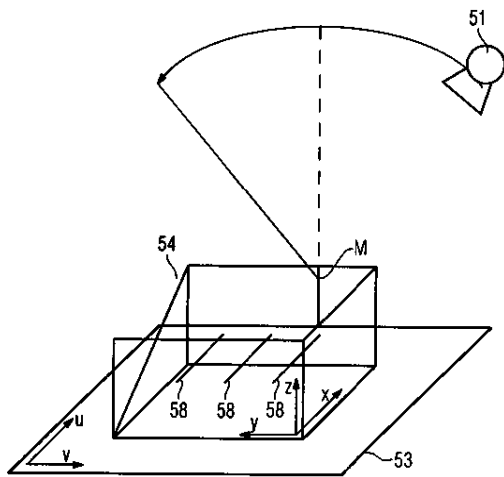
【図 3】



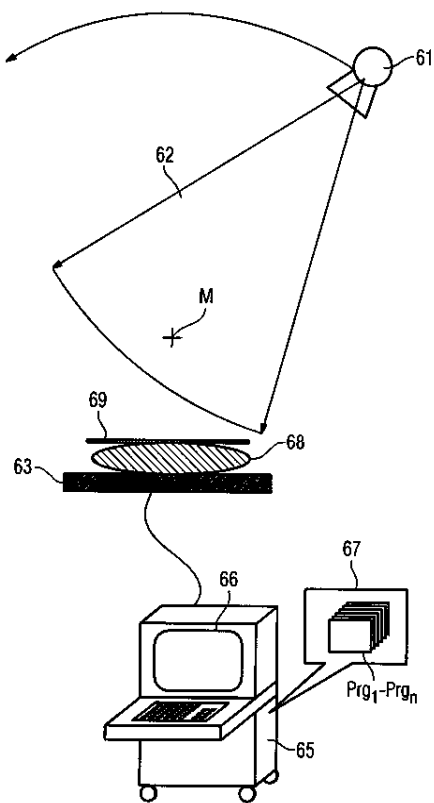
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 マルチン ホーアイゼル  
ドイツ連邦共和国 91056 エルランゲン シュピッツヴェークシュトラッセ 10
- (72)発明者 ヴォルフガング ヘーラー  
ドイツ連邦共和国 91052 エルランゲン アンナービルゾーヴェーク 52
- (72)発明者 ホルガー クンツェ  
ドイツ連邦共和国 91088 ブーベンロイト ドンパファッフシュトラッセ 4
- (72)発明者 カール シュティールシュトルファー  
ドイツ連邦共和国 91052 エルランゲン エスターライヒアー シュトラッセ 13

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 特開2005-095329 (JP, A)  
特開2001-224588 (JP, A)  
特開平09-271471 (JP, A)  
特表2005-522305 (JP, A)  
特開2003-180677 (JP, A)  
国際公開第2005/036466 (WO, A1)  
特開2004-329661 (JP, A)  
特開2005-021345 (JP, A)  
特開平11-262484 (JP, A)  
特開平10-021372 (JP, A)  
特開平09-253079 (JP, A)  
特開昭61-056946 (JP, A)  
特開2004-305349 (JP, A)  
特開2001-286464 (JP, A)

(58)調査した分野(Int. Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14