

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4401751号  
(P4401751)

(45) 発行日 平成22年1月20日(2010.1.20)

(24) 登録日 平成21年11月6日(2009.11.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/03 373  
A 6 1 B 6/03 350 R  
A 6 1 B 6/03 350 S

請求項の数 10 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2003-395093 (P2003-395093)  
 (22) 出願日 平成15年11月26日 (2003.11.26)  
 (65) 公開番号 特開2004-188187 (P2004-188187A)  
 (43) 公開日 平成16年7月8日 (2004.7.8)  
 審査請求日 平成18年11月21日 (2006.11.21)  
 (31) 優先権主張番号 10/306,197  
 (32) 優先日 平成14年11月27日 (2002.11.27)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聰志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】アーティファクト低減を容易にする方法及び装置

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

源エネルギーの連続的変更により、単一のスキャンの間に高いエネルギーと低いエネルギーのエネルギー・スペクトルに連続的に変更するように構成された1以上の放射線源(14)と、

1以上の放射線検出器(18)と、

前記1以上の放射線源及び前記1以上の放射線検出器に動作に関して結合されているコンピュータ(36)とを備えた多重エネルギー型計算機式断層写真法(MECT)システム(10)であって、前記コンピュータは、

対象(22)の走査について投影データを受け取り、

前記投影データが、第一のエネルギー・スペクトルに対応した第一の組の投影データと、第二のエネルギー・スペクトルに対応した第二の組の投影データとを含む複数の連続的投影データに対応しており、

前記第一の組の投影は前記第二の組の投影とインタリープされており、

前記コンピュータは、

前記第一の組の投影に対応する投影データをスペクトル・シフト補償して前記第二のエネルギー・スペクトルに対応した変換後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データとし、

前記第二の組の投影に対応する投影データをスペクトル・シフト補償して前記第一のエネルギー・スペクトルに対応した変換後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データとし、

前記第一の組の投影データを用いて1以上の第一のエネルギー画像を再構成し、

10

20

前記第二の組の投影データを用いて1以上の第二のエネルギー画像を再構成し、前記変換後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データを用いて1以上の変換後の第一のエネルギー画像を再構成し、前記変換後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データを用いて1以上の変換後の第二のエネルギー画像を再構成し、1以上の前記第一のエネルギー画像を1以上の前記変換後の第一のエネルギー画像と結合して1以上の結合後の第一のエネルギー画像を形成し、1以上の前記第二のエネルギー画像を1以上の前記変換後の第二のエネルギー画像と結合して1以上の結合後の第二のエネルギー画像を形成するように構成されている、多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

10

【請求項2】

前記コンピュータ（36）はさらに、1以上の定量的物質特徴評価画像を形成するために前記結合後の第二のエネルギー画像及び前記結合後の第一のエネルギー画像を分解するように構成されている、請求項1に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

【請求項3】

前記コンピュータ（36）は、コンプトン及び光電分解、基底物質分解（BMD）、並びに対数減算分解（LSD）の1以上を用いて1以上の結合後の第二のエネルギー画像を分解するように構成されている、請求項2に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

20

【請求項4】

1以上の放射線源（14）と、

1以上の放射線検出器（18）と、

前記1以上の放射線源及び前記1以上の放射線検出器に動作に関して結合されているコンピュータ（36）とを備えた多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）であって、前記コンピュータは、

対象（22）の走査について投影データを受け取り、

前記投影データが、第一のエネルギー・スペクトルに対応した第一の組の投影データと、第二のエネルギー・スペクトルに対応した第二の組の投影データとを含む複数の連続的投影データに対応しており、

30

前記第一の組の投影は前記第二の組の投影とインタリープされており、

前記コンピュータは、

前記第一の組の投影に対応する投影データをスペクトル・シフト補償して前記第二のエネルギー・スペクトルに対応した変換後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データとし、

前記第二の組の投影に対応する投影データをスペクトル・シフト補償して前記第一のエネルギー・スペクトルに対応した変換後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データとし、

前記第一の組の投影データを前記変換後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データと結合して、結合後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データを形成し、

前記第二の組の投影データを前記変換後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データと結合して、結合後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データを形成するように構成されている、多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

40

【請求項5】

前記コンピュータ（36）はさらに、1以上の定量的物質特徴評価画像を形成するために前記結合後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データ及び前記結合後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データを分解するように構成されている、請求項4に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

【請求項6】

前記コンピュータ（36）はさらに、前記結合後の第一のエネルギー・スペクトル・投影データを用いて1以上の結合後の第一のエネルギー画像を再構成するように構成されている、請求項4に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

50

## 【請求項 7】

前記コンピュータ（36）はさらに、前記結合後の第二のエネルギー・スペクトル・投影データを用いて1以上の結合後の第二のエネルギー画像を再構成するように構成されている、請求項6に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

## 【請求項 8】

前記コンピュータ（36）はさらに、1以上の定量的物質特徴評価画像を形成するために前記結合後の第一のエネルギー画像及び前記結合後の第二のエネルギー画像を分解するように構成されている、請求項7に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

## 【請求項 9】

前記コンピュータ（36）は、コンプトン及び光電分解、基底物質分解（BMD）、並びに対数減算分解（LSD）の1以上を用いて前記結合後の第一及び第二のエネルギー・スペクトル・投影データを分解するように構成されている、請求項5に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

## 【請求項 10】

前記コンピュータ（36）は、コンプトン及び光電分解、基底物質分解（BMD）、並びに対数減算分解（LSD）の1以上を用いて前記結合後の第一及び第二のエネルギー画像を分解するように構成されている、請求項8に記載の多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システム（10）。

10

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は一般的には、多重エネルギー型計算機式断層写真法データの取得及び処理に関し、さらに具体的には、スペクトル・シフト補償及びビュー・エイリアシング・アーティファクト補償を同時に行なう方法及び装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

走査速度の高速化、多数の検出器横列（row）による撮像範囲の拡張及びスライス幅の細密化等の計算機式断層写真法（CT）技術の近年の発展にも拘わらず、エネルギー分解は依然として実現されていない。従来のCT画像は被検体のX線減弱を表わしている。厳密に言うと、従来のCTシステムで用いられているX線源からのX線フォトン・エネルギー・スペクトルは幅広く、検出系にはエネルギー分解が欠如しているので、上の定義は正確ではない。所与の対象によるX線減弱は一定でない。寧ろ、X線減弱はX線フォトン・エネルギーに大きく依存している。

30

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

特定の点における減弱は一般的には、フォトンのエネルギーが低いほど大きくなり、これによりエネルギー・スペクトルは体内を透過するにつれてシフトする。異なる方向から体内の特定の点に到達する各X線ビームは典型的には、当該点に到達する前に様々な減弱特性を有する物質を透過しているので異なるスペクトルを有するものとなる。これにより、被走査体内の特定の点における減弱に単一の値を割り当てようすると問題が生ずる。この物理的現象は、非一様性、陰影（shading）及び縞（streak）のようなビーム・ハードニング・アーティファクトとして画像内に現われる。これらのアーティファクトの中には目立ちを抑えられるものもあるが、除去が困難なものもある。アルミニウム製又は銅製のフィルタによって患者透過前のビームをフィルタリングすることにより、比較的エネルギーの低いスペクトルの構成要素を選択的に除去することができる。これにより、ビーム・ハードニング効果の影響を減じることはできるが完全に除去することはできない。加えて、実

40

50

行可能なフィルタリング量には実用上の制限もある。フィルタリングは全エネルギー束を減少させて、結果的に雑音を増大させる。加えて、相対的に低エネルギーのフォトンが失われるとコントラスト識別が損なわれる。

#### 【0004】

フィルタリングを強化する作用のあるビーム・ハードニング補正アルゴリズムについての文献は多数ある。医療CTで典型的に用いられているX線スペクトル及びピーク・キロ電圧による主として軟組織から成る解剖学的構造の走査では、ビーム・ハードニング効果は殆ど全て、コンプトン散乱によって生ずる。単一エネルギーでの走査の場合には、軟組織におけるこの現象を扱う一般的な方法は水較正であって、水較正では一様な水ファントムを用いて高次多項式線形化アルゴリズムのパラメータを最適化する。しかしながら、骨でのX線減弱に対しては、光電相互作用もまた重要な寄与作用であるため、水較正では十分でない。典型的には、繰り返し式骨補正アルゴリズムを用いており、このアルゴリズムでは、骨をセグメント分割して一回目の画像とし、次いで二回目で骨によるビーム・ハードニングを補正する。しかしながら、金属及び造影剤のように水及び骨以外の物質によるビーム・ハードニングは、補正が極めて困難になる。上述の補正の適用後も、従来のCTは定量的な画像値を与えず、寧ろ、異なる位置に位置する同じ物質が異なるCT数をしばしば呈する。

10

#### 【0005】

従来のCTのもう一つの欠点は、物質特徴評価（キャラクタリゼーション）が欠如していることである。例えば、低密度の高減弱性物質が、画像では高密度の低減弱性物質と同じCT数を生じ得る。このため、CT数のみに基づいていたのでは走査対象の物質組成に関する情報は殆ど或いは全く得られない。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0006】

一観点では、アーティファクト低減を容易にする方法を提供する。この方法は、対象の走査について第一のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取る工程と、対象の走査について、第一のエネルギー・スペクトルと異なる第二のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取る工程とを含んでいる。この方法はさらに、第一のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の元の第一のエネルギー画像を再構成する工程と、第二のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の元の第二のエネルギー画像を再構成する工程と、1以上の元の第二のエネルギー画像を変換して1以上の変換後の第一のエネルギー画像とする工程と、結合後の第一のエネルギー画像を形成するために1以上の元の第一のエネルギー画像を1以上の変換後の第一のエネルギー画像と結合する工程とを含んでいる。

30

#### 【0007】

他の観点では、アーティファクト低減を容易にする方法を提供する。この方法は、対象の走査について第一のエネルギー・スペクトルのデータを受け取る工程と、対象の走査について、第一のエネルギー・スペクトルと異なる第二のエネルギー・スペクトルのデータを受け取る工程とを含んでいる。この方法はさらに、第一のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の元の第一のエネルギー画像を再構成する工程と、第二のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の元の第二のエネルギー画像を再構成する工程と、1以上の元の第二のエネルギー画像を変換して1以上の変換後の第一のエネルギー画像とする工程と、再投影後の第一のエネルギー・スペクトル・データを生成するために1以上の変換後の第一のエネルギー画像を再投影する工程と、結合後の第一のエネルギー・スペクトル・データを生成するために第一のエネルギー・スペクトル・データを再投影後の第一のエネルギー・スペクトル・データと結合する工程とを含んでいる。

40

#### 【0008】

さらにもう一つの観点では、多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システムを提供する。このMECTシステムは、1以上の放射線源と、1以上の放射線検出器と、これら1以上の放射線源及び1以上の放射線検出器に動作に関して結合されているコンピュータとを含んでいる。コンピュータは、対象の走査について第一のエネルギー・スペクトル

50

ルのデータを受け取り、対象の走査について、第一のエネルギー・スペクトルと異なる第二のエネルギー・スペクトルのデータを受け取るように構成されている。コンピュータはさらに、第二のエネルギー・スペクトル・データを変換して変換後の第一のエネルギー・スペクトル・データとし、第一のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の第一のエネルギー画像を再構成し、変換後の第一のエネルギー・スペクトル・データを用いて1以上の変換後の第一のエネルギー画像を再構成し、1以上の結合後の第一のエネルギー画像を形成するために1以上の第一のエネルギー画像を1以上の変換後の第一のエネルギー画像と結合するように構成されている。

#### 【0009】

また、多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）システムを提供する。このMECTシステムは、1以上の放射線源と、1以上の放射線検出器と、これら1以上の放射線源及び1以上の放射線検出器に動作に関して結合されているコンピュータとを含んでいる。コンピュータは、対象の走査について第一のエネルギー・スペクトルのデータを受け取り、対象の走査について、第一のエネルギー・スペクトルと異なる第二のエネルギー・スペクトルのデータを受け取るように構成されている。コンピュータはさらに、第二のエネルギー・スペクトル・データを変換して変換後の第一のエネルギー・スペクトル・データとして、結合後の第一のエネルギー・スペクトル・データを生成するために第一のエネルギー・スペクトル・データを変換後の第一のエネルギー・スペクトル・データと結合するように構成されている。

#### 【0010】

本書に記載する方法及び装置は、複数種のエネルギー・スペクトルの連続的変更によって取得される多重エネルギー型計算機式断層写真法データに対するビュー・エイリアシング・アーティファクト補正方法とスペクトル・シフト補償アルゴリズムとの相乗的両立を図っている。以下に述べるアルゴリズムの出力は、エイリアシングを含んでおらず、スペクトル・シフトに関して補償されており、多重エネルギー型分解アルゴリズムの適用に適した高エネルギー・データ及び低エネルギー・データ（投影又は再構成画像）となる。

#### 【0011】

加えて、本書に記載する方法は、X線と物質との相互作用の基本的な特性を利用した新規のアプローチを含んでいる。例えば、各々の射線軌跡毎に、異なる平均X線エネルギーでの多数の測定値を取得する。これらの測定値に対してコンプトン及び光電分解、並びにノ又は基底物質分解（BMD）を実行すると、精度の向上及び特徴評価を可能にする付加的情報が得られる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0012】

幾つかの公知のCTイメージング・システム構成においては、X線源がファン（扇形）形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のx y平面であって、一般に「イメージング平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X線ビームは患者等の撮像対象を透過する。ビームは対象によって減弱された後に放射線検出器のアレイに入射する。検出器アレイで受光される減弱した放射線ビームの強度は、対象によるX線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子が、検出器の位置でのビーム強度の測定値である別個の電気信号を発生する。全ての検出器からの強度測定値を別個に取得して透過プロファイル（断面）を形成する。

#### 【0013】

第三世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが撮像対象と交差する角度が定常的に変化するように撮像平面内で撮像対象の周りをガントリと共に回転する。一つのガントリ角度での検出器アレイからの一群のX線減弱測定値すなわち投影データを「ビュー」と呼ぶ。対象の「走査（スキャン）」は、X線源及び検出器が一回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成される一組のビューを含んでいる。

#### 【0014】

10

20

30

40

50

アキシャル・スキャン（軸方向走査）では、投影データを処理して、対象を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。投影データ集合から画像を再構成する一方法に、当業界でフィルタ補正逆投影法と呼ばれるものがある。この方法は、走査からの減弱測定値を「CT数」または「ハンスフィールド単位」（HU）と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて陰極線管表示器上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【0015】

全走査時間を短縮するために、「ヘリカル」・スキャン（螺旋走査）を行なうこともできる。「ヘリカル」・スキャンを実行するためには、所定の数のスライスのデータを取得しながら患者を移動させる。かかるシステムは、一回のファン・ビーム・ヘリカル・スキャンから単一の螺旋を生成する。ファン・ビームによって悉く写像された螺旋から投影データが得られ、投影データから各々の所定のスライスにおける画像を再構成することができる。

【0016】

ヘリカル・スキャンのための再構成アルゴリズムは典型的には、収集したデータにビュー角度及び検出器チャネル番号の関数として加重する螺旋加重アルゴリズムを用いる。明確に述べると、フィルタ補正逆投影法の前に、ガントリ角度及び検出器角度の両方の関数である螺旋加重ファクタに従ってデータに加重する。次いで、加重したデータを処理してCT数を生成すると共に、対象を通して得られる二次元スライスに対応する画像を構築する。

【0017】

全取得時間をさらに短縮するために、マルチ・スライスCTが導入されている。マルチ・スライスCTでは、あらゆる時間的瞬間に、多数の横列を成す投影データを同時に取得する。ヘリカル・スキャン・モードと併用すると、システムは単一の螺旋分のコーン・ビーム投影データを生成する。シングル・スライス螺旋加重法の場合と同様に、フィルタ補正逆投影アルゴリズムの前に投影データに加重を乗算する方法を導き出すことができる。

【0018】

本書で用いる場合には、单数形で記載されており单数不定冠詞を冠した要素又は工程という用語は、排除を明記していない限りかかる要素又は工程を複数備えることを排除しないものと理解されたい。さらに、本発明の「一実施形態」に対する参照は、所載の特徴を同様に組み入れている他の実施形態の存在を排除しないものと解釈されたい。

【0019】

また、本書で用いられる「画像を再構成する」という表現は、画像を表わすデータが生成されるが可視画像は形成されないような本発明の実施形態を排除するものではない。但し、多くの実施形態は1以上の可視画像を形成する（か又は形成するように構成されている）。

【0020】

図1及び図2には、多重エネルギー型走査イメージング・システム、例えば多重エネルギー型マルチ・スライス計算機式断層写真法（MECT）イメージング・システム10が、「第三世代」CTイメージング・システムに典型的なガントリ12を含むものとして示されている。ガントリ12はX線源14を有しており、X線源14は、X線ビーム16をガントリ12の反対側に設けられている検出器アレイ18に向かって投射する。検出器アレイ18は、複数の検出器素子20を含む複数の検出器横列（図示されていない）によって形成されており、検出器素子20は一括で、患者22のような対象を透過した投射X線を感知する。各々の検出器素子20は、入射X線ビームの強度を表わし従って対象又は患者22を透過する際のビームの減弱を推定するのに用いることのできる電気信号を発生する。X線投影データを取得するための一回の走査の間に、ガントリ12及びガントリ12に装着されている構成部品は回転中心24の周りを回転する。図2は、検出器素子20の単一の横列（すなわち検出器横列一列）のみを示している。しかしながら、マルチ・スライス検出器アレイ18は、一回の走査中に複数の準平行スライス又は平行スライスに対応する投影データが同時に取得され得るように検出器素子20の複数の平行な検出器横列を含ん

10

20

30

40

50

ている。

【0021】

ガントリ12上の構成要素の回転及びX線源14の動作は、MECTシステム10の制御機構26によって制御される。制御機構26はX線制御器28とガントリ・モータ制御器30とを含んでおり、X線制御器28はX線源14に電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器30はガントリ12上の構成要素の回転速度及び位置を制御する。制御機構26内に設けられているデータ取得システム(DAS)32が検出器素子20からのアナログ・データをサンプリングして、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成器34が、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS32から受け取って高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記憶装置38に画像を記憶させる。画像再構成器34は、特殊化したハードウェアであってもよいし、コンピュータ36上で実行されるコンピュータ・プログラムであってもよい。10

【0022】

コンピュータ36はまた、キーボードを有するコンソール40を介して操作者から指令及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器42によって、操作者は、再構成された画像及びコンピュータ36からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給した指令及びパラメータはコンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線制御器28及びガントリ・モータ制御器30に制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御するテーブル・モータ制御器44を動作させて、患者22をガントリ12内で配置する。具体的には、テーブル46は患者22の各部分をガントリ開口48を通して移動させる。20

【0023】

一実施形態では、コンピュータ36は、フレキシブル・ディスク、CD-ROM、DVD、MOD(光磁気ディスク)、又はネットワーク若しくはインターネットのような他のデジタル・ソース等のコンピュータ読み取り可能な媒体52からの命令及び/又はデータを読み取る装置50、例えばフレキシブル・ディスク・ドライブ、CD-ROMドライブ、DVDドライブ、光磁気ディスク(MOD)装置、又はイーサネット(商標)装置等のネットワーク接続装置を含めたその他任意のデジタル装置、並びに開発中のデジタル手段を含んでいる。他の実施形態では、コンピュータ36はファームウェア(図示されていない)に記憶されている命令を実行する。コンピュータ36は、本書に記載する作用を実行するようにプログラムされており、本書で用いられるコンピュータという用語は当技術分野でコンピュータと呼ばれている集積回路のみに限らず、コンピュータ、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコンピュータ、プログラマブル論理コントローラ、特定応用向け集積回路、及び他のプログラム可能な回路を広範に指しており、これらの用語は本書では互換的に用いられている。30

【0024】

MECTシステム10は、異なるX線スペクトルに応答するように構成されている。MECT10は、従来のCTに付随する複数の問題点、限定しないが例えばエネルギー識別及び物質特徴評価の欠如等を軽減し又は解消することを容易にする。対象散乱が存在しない場合には、フォトン・エネルギー・スペクトルの二つの領域すなわち入射したX線スペクトルの低エネルギー部分及び高エネルギー部分を別個に検出するシステム10があればよい。その他任意のエネルギーでの挙動は、これら二つのエネルギー領域からの信号に基づいて導き出すことができる。この現象は、医療CTが関心を持つエネルギー領域では、二つの物理的過程すなわち(1)コンプトン散乱及び(2)光電効果がX線減弱を支配するという基本的事実によって生じている。X線減弱を生じている物体の挙動の特徴を評価するために、独立パラメータが2個だけ測定される。このようにして、二つのエネルギー領域から検出される信号は、被撮像物質のエネルギー依存性を解明するのに十分な情報を提供する。上述の特定の実施形態は第三世代CTシステムを参照しているが、本書に記載する方法は第四世代CTシステム(静止型検出器・回転式X線源)にも第五世代CTシステム(静止型検出器4050

及び静止型 X 線源 ) にも同等に適用可能である。

【 0 0 2 5 】

実施形態の一例では、 M E C T は、限定しないが例えば C T 数差アルゴリズム、コンプトン及び光電分解アルゴリズム、基底物質分解 ( B M D ) アルゴリズム、並びに対数減算分解 ( L S D ) アルゴリズムのような分解アルゴリズムを用いる。

【 0 0 2 6 】

C T 数差アルゴリズムは、異なる管ポテンシャルで得られる二つの画像の間の C T 数又はハンスフィールド数の差の値を算出することを含んでいる。一実施形態では、差の値はピクセル毎に算出される。もう一つの実施形態では、関心領域全体での平均 C T 数差を算出する。コンプトン及び光電分解アルゴリズムは、 M E C T 1 0 を用いて一対の画像を取得し、コンプトン過程及び光電過程からの減弱を別個に表わすことを含んでいる。 B M D アルゴリズムは、各々基底物質の一つの等価密度を表わす 2 枚の C T 画像を取得することを含んでいる。物質密度は X 線フォトン・エネルギーに独立であるので、これらの画像にはビーム・ハードニング・アーティファクトが略存在しない。加えて、操作者は何らかの関心のある物質を目標として基底物質を選択し、これにより画像コントラストを強調することができる。利用について述べると、 B M D アルゴリズムは、所与の任意の物質の X 線減弱 ( 医療 C T のエネルギー領域での ) が他の 2 種類の所与の物質の固有密度の混合によって表わされ得るとの概念に基づいており、従って、これら 2 種類の物質を基底物質と呼ぶ。また、一実施形態では、 L S D アルゴリズムを用いて、準單一エネルギー X 線スペクトルで画像を取得して、 2 種類の物質の各々の実効減弱係数によって撮像対象を特徴評価することができ、従って、 L S D アルゴリズムはビーム・ハードニング補正を組み入れない。加えて、 L S D アルゴリズムは、較正はされず、各回の照射の平均エネルギーでの所与の物質の実効減弱係数の比である組織相殺パラメータの決定を用いる。実施形態の一例では、組織相殺パラメータは、画像を取得するのに用いられるスペクトルと、一対の理想的な单一エネルギー照射に期待される信号強度から測定信号強度を変化させる任意の追加ファクタとに主に依存している。

【 0 0 2 7 】

尚、多重エネルギー型 C T システムを最適化するためには、スペクトル分離が大きいほど画質が良好になる。また、これらの二つのエネルギー領域でのフォトン統計は相似でなければならず、さもないと相対的に不良な統計学的領域が画像雑音を支配することになる。

【 0 0 2 8 】

二重重エネルギー型計算機式断層写真法データを取得する幾つかの方法が提案されている。各回で異なる X 線スペクトルを用いて同じ解剖学的構造をカバーする 2 回の走査を連続して行なうことができる。この方法は、ハードウェアの修正を必要としない標準的な C T システムで具現化することができるが、望ましいとは言えない幾つかの影響を与える。各回の走査の間の時間差が有限である ( 現在のハイ・エンド第三世代 C T システムで約 0.3 秒 ~ 0.5 秒 ) ため、各回の走査の間での随意的運動 ( 例えば筋骨格運動 ) 又は不随意的運動 ( 例えば心搏運動若しくは蠕動運動 ) のいずれかの結果として患者の解剖学的構造が移動して、高エネルギー・データ及び低エネルギー・データの適当な任意の結合によって再構成される画像に整列不正アーティファクトが生ずる可能性が出てくる。また、 2 種類の異なるエネルギーで 2 回の走査を連続して行なうことは、かなりの量のスペクトル重畳が存在するため、理想的とは言えない。この重畳を図 3 に示す。さらに、 2 種類の異なるスペクトルで続けて走査することに関わる照射量は約 2 倍であり、追加の線量の大部分は低 k V p での走査に属する。 M E C T データを取得するもう一つの方法は、検出器での透過深さに応じてフォトン・エネルギーを検出するものである。この方法の一つの欠点は、フォトンの停止が統計的であることである。このため、依然として幾分かの量のエネルギー・スペクトルの重畳が存在する。 M E C T データを取得する第三の方法は、フォトン計数である。この方法は、フォトン統計を均衡させるための明確なスペクトル分離及び調節可能なエネルギー分離点を提供する点で最適である。フォトン透過深さを検出する方法及びフォトン計数方法は、患者のモーション・アーティファクト及び過剰な患者照射線量を余り生じな

10

20

30

40

50

いので好ましいと言えるが、X線検出器アセンブリを完全に交換しないと現状のシステムで具現化することができない。

【0029】

多重エネルギー計算機式断層写真法データを取得するもう一つの方法は、単一回の走査の間にエネルギー・スペクトルを高エネルギーと低エネルギーとの間で相次いで変化させるものである。このビーム・エネルギーの連続的変更は、X線源の前面に異なる減弱特性を備えた2種類以上の材質のスピンドル・フィルタを挿入することにより達成される。この方法は、検出器の変更は必要としないが、それでもここでは管側のフィルタ・アセンブリを変更すると共に制御を具現化しなければならない。X線管に電力を供給する高圧電源の出力を相次いで変化させることによっても同様の効果が得られる。kV変調は、ファームウェア変更及び/又はハードウェア変更の形態でのX線発生器制御サーチキットリの変更を必要とする場合があるが、検出器又は管フィルタの再設計は必要でない。検出器コリメータの交番型スリットを薄い金属箔で被覆することによっても同様の効果が得られる。この方法は、検出器コリメータに対する最小限の内部設計変更しか必要でないが、単一エネルギー走査モードと二重エネルギー走査モードとの間でシステムを容易に変換することができず、また患者に照射される線量が増大する場合がある。このことを念頭に置いて、本発明の一実施形態は、高圧電源の変調を利用する。尚、このkV変調を管電流の変調と結合させてもよい。mA変調は典型的には、フィラメントに対する物理的(例えば熱的)制限から、kV変調よりも遙かに低い周波数で行なわれる。

【0030】

これら三つの多重エネルギー型データ取得手法すなわちスピンドル・フィルタリング、kVの変調、及び検出器弧に沿った検出器セル位置による交番型フィルタリングのすべてが多くの点で有利である。先ず、近似的に等価な角度の射線経路に沿って行なわれる取得の間の時間間隔の大きさが2桁以上短縮され得る。高周波数(HF)発生器のkV応答時間すなわち設定電圧に達するまでの所要時間は、閉ループ電圧制御設計では約250μsである。すると、1つ置きのビュー、2つ置きのビュー、又はその他任意の適当な変調関数でインタリーブさせた投影を形成することが可能になる。本発明は、本書では、二重エネルギー・データが1つ置きのビューでインタリーブされているものと想定する。このことから、低エネルギー取得と高エネルギー取得とを時間に関して本質的に位置合わせすることにより整列不正アーティファクトが減少するが、走査の時間分解能は変化しない。このデータから再構成される画像は、2mを検出器ファン角度とすると180°+2mをカバーする最小投影集合を依然必要とする。場合によっては、患者の不随意運動又は随意運動が走査の開始時のデータと終了時のデータとの間に依然として不正合を生じて、縞、二重表示又はボケのようなモーション・アーティファクトを形成する可能性がある。本データ取得方法に特別な訳ではないが、多重エネルギー型走査での走査内アーティファクトと走査間アーティファクトとを区別するための時間分解能の考慮点をここに特記しておく。kV変調型取得のもう一つの利点は患者照射線量の減少である。異なるエネルギーで投影データ集合を相次いで取得することと比較すると、インタリーブ型取得は少なくとも50%の照射量低減を実現することができる。

【0031】

但し、この取得態様にも欠点がない訳ではない。単一回の走査の間に高エネルギーと低エネルギーとの間でエネルギー・スペクトルを相次いで変化させることにより、取得される投影の数の合計は一定に留まるが、この場合には2種類のエネルギーに分割される。従って、一方のエネルギーで1つ置きのビューを収集するならば、各々のエネルギー・スペクトルについて投影数が半分になる。適当な数の投影が存在しないと、エイリアシングが生ずる。

【0032】

シャノンのサンプリング定理によれば、エイリアシングを回避するためには、信号に含まれる最大空間周波数の少なくとも2倍の速度で原データをサンプリングしなければならない。ビュー・エイリアシング・アーティファクトは再構成画像の縞として見える場合がある。理論的には、等角ファン・ビーム幾何学的構成での方位角方向の最低サンプリング

10

20

30

40

50

周波数は、 $N_{min} = 4 R_m / (1 - \sin_m)$  によって与えられ、ここで、 $N_{min}$  はビューの最小数であり、 $R$  は再構成のアーティファクト不在域の半径であり、 $\sin_m$  は分解可能な最大空間周波数であり、 $\sin_m$  は検出器ファン角度の 2 分の 1 である。超高速  $kV$  変調を用いて MECT 取得データをインタリーブすることにより、回転当たり収集される全ビューの数は同じに保たれるが、各々のエネルギーで収集されるビューの数は減少する。この問題点は、エネルギーの種類の数が増すにつれて益々大きくなる。二重重エネルギー CT の場合には、1 つ置きのビューで  $kVp$  を変調させると各々のスペクトルで収集される投影の数は半分になる。上の式から、 $360^\circ$  で収集される投影の数が半分になると、望ましい分解可能な最高周波数が固定されているとしてアーティファクト不在域の半径は 50% だけ減少することは明らかである。同様に、投影の数が半分になると、同じ視野 (FOV) 10 半径での分解可能な最高周波数が 2 分の 1 になる。心臓検査又は頭部検査のような小さい FOV に注目した走査では、このことは然程重大な影響はない。

#### 【0033】

実際には、上の式は厳密には満たされない。寧ろ、多様な方法を用いてビュー・エイリアシング・アーティファクトの目立ちを最低限に抑える。かかる方法の一つは検出器四半オフセット (quarter-detector offset) である。検出器素子の幅の正確に 4 分の 1 だけ検出器アレイをオフセットすることにより、共役ビューすなわち  $180^\circ$  離隔したビューは僅かながらシフトした射線を有するものとなる。この構成からビュー・エイリアシング・アーティファクトを最小限に抑えるために必要な追加のデータが得られる。ハードウェアの幾何学的構成に加えて、ビュー・エイリアシングの影響を抑制する多くのソフトウェア手法がある。一般的には、どの種類の平滑化アルゴリズムでもエイリアシング・アーティファクトの目立ちを抑えるのに有益である。しかしながら、このような低域通過フィルタ補正手法では高周波数画像成分が犠牲になる。再構成前補間法も多数存在している。これらの手法にはビュー補間、ラドン空間での補間、及びフーリエ領域での補間等がある。これらの補間法は単純な一次アルゴリズム若しくは双一次アルゴリズム、ラグール (Laguerre) 多項式を用いた高次アルゴリズム、又はさらに複雑な適応型方法であってよい。加えて、ビュー・エイリアシングの影響を緩和する再投影に基づく方法が多数提案されており、限定しないが例えば、中間ビュー再投影 (IVR)、中間ビュー・デコンボリューション再投影 (IDVR)、誤差補正 (EC) 及び混成法等がある。これらの中には典型的には、ビュー・エイリアシングを伴う單一エネルギー型計算機式断層写真法 (SECT) 走査として記載されているが、ビュー・エイリアシングを伴う各々の ME 投影集合毎に別個に容易に適用することができる。これにより、再構成画像においてアーティファクトの目立ちが幾分減少するが、最適とは言えない結果が得られる。さらに、 $kV$  変調型 MECT の基本的制限が残っており、つまり最終的な多重エネルギー分解画像は、1 種類のエネルギーのデータしか取得されておらず他のエネルギー (1 種類又は複数) からのデータは「欠落」ビューに存在しているようなボクセルを有するものとなる。本書に記載するのは、この問題点を解決するのに相互に有利な態様でインタリーブ式多重エネルギー・データを利用し得るよう構成されている方法及び装置である。

#### 【0034】

ビュー・エイリアシング・アーティファクト補正法及びスペクトル・シフト補償アルゴリズムの相乗的両立のための方法、並びにエネルギー・スペクトルの連続的変更によって取得される多重エネルギー型計算機式断層写真法データへの応用について以下に述べる。このアルゴリズムの出力は、エイリアシングを含んでおらず、スペクトル・シフトに関して補償されており、多重エネルギー型分解アルゴリズムの適用に適した高エネルギー・データ及び低エネルギー・データ (投影又は再構成画像) となる。

#### 【0035】

加えて、 $kV$  変調型多重エネルギー投影データを用いてスペクトル・シフト補償及びビュー・エイリアシング・アーティファクトの減少を同時に行う方法を提供する。本書に記載する方法は、單一管 / 単一検出器システム及び多数管 / 多数検出器システムを有する第一世代、第二世代、第三世代及び第四世代の CT システム、並びに他の多数管 / 数多検出器 50

システム又は立体 CT 方法において具現化可能である。乳房専用の CT システムでの応用も可能である。本書に記載する方法及び装置は、多脂肪 / 少脂肪組織特徴評価、物理的原理に基づくセグメント分割、多種造影剤識別、及び骨密度測定を含め、多重エネルギー CT の利点を享受する任意の臨床的応用に適用され得る。本書に記載する方法及び装置は、爆発物及び密輸品の検出を含めた非破壊試験応用にも同等に適用可能である。

#### 【 0 0 3 6 】

ここで、アーティファクト低減を容易にする二つの方法を説明し、図 4 及び図 5 に示す。従来のスペクトル・シフト補償方法は再構成後の画像データに対して作用する。しかしながら、MECT データが入手可能であることから、スペクトル・シフト補償アルゴリズムを投影領域に適用することも容易になる。図 4 は、アーティファクト低減を容易にする画像に基づく方法 60 を示す。方法 60 は、二重重エネルギー CT の環境で説明されるが、3 種類以上のエネルギー・スペクトルを用いた応用を含めた MECT 応用に拡張可能である。方法 60 は、偶数ビューが高エネルギーでのものとなり奇数ビューが低エネルギーでのものとなるようにインタリープ式二重重エネルギー投影データ 62 を取得する工程を含んでいる。尚、高エネルギー及び低エネルギーの偶数ビュー及び奇数ビューへの割り当ては、アルゴリズムに影響を及ぼさずに反転させることができる。加えて、前述のように、インタリープを 1 つ置きのビューとしなくてもよい。一般的には、インタリープは  $n$  個置きのビューとしてよく、ここで、 $n$  は 1 以上で且つ得られるビューの総数の 2 分の 1 未満である。尚、ハーフ・スキャン画像再構成手法及びフルスキャン画像再構成手法に用いられる KV インタリープ式でない投影集合に設けられる最小角度範囲の確定済要件は、KV インタリープ式の投影集合にも当てはまる。適用可能である場合には KV 依存型の較正を用いて、標準的なゲイン、オフセット、残光 (afterglow)、検出器温度、一次ビーム強度、及び他の決定論的誤差の補正を投影データ集合に対して行なう。このデータは、ファン・ビーム若しくはコーン・ビームの幾何学的構成、ゲート式 (先行式か遡及式) 若しくは非ゲート式のいずれを用いても、またヘリカル・モードでもアキシャル・モードでも取得することができる。

#### 【 0 0 3 7 】

方法 60 は、選択随意で投影データ 62 の欠落ビューを補間する工程 64、及び選択随意でファン・ビーム投影データ集合を等価なパラレル・ビーム投影データ集合へリビニングする工程 66 を含んでいる。方法 60 はまた、公知の再構成手法を用いて低エネルギー断面画像 70 及び高エネルギー断面画像 71 をそれぞれ再構成する工程 68 を含んでいる。例えば、フィルタ補正逆投影法 (FBP)、代数再構成手法 (ART)、及び / 又は同時型代数再構成手法 (SART) を用いることができる。典型的には、ART アルゴリズムを用いて限定されたビュー投影集合を再構成するが、計算効率に劣る傾向がある。ハーフ・スキャン再構成又はフルスキャン再構成を適用してもよい。画像 70 は、ビューの不完全な集合を用いて再構成されている (工程 68) ので、特に走査視野 (SFOV) の周辺部にエイリアシング・アーティファクトが存在する。

#### 【 0 0 3 8 】

方法 60 はさらに、ビュー・エイリアシングを伴う低エネルギー画像 70 及び高エネルギー画像 71 を用いてスペクトル・シフト補償を行なう工程 72 を含んでおり、この工程では任意の数のスペクトル・シフト補償アルゴリズムを適用することができる。スペクトル・シフト補償アルゴリズムは較正に基づく方法を含んでおり、又は多重エネルギー型基底エネルギー分解を含めた任意の数の单一回若しくは繰り返し式ビーム・ハードニング・アルゴリズムを用いていてよい。この工程の目標は、二重重エネルギー画像を用いて、高エネルギー・データ集合及び低エネルギー・データ集合を取得するのに用いられた各エネルギーでの実効減弱を決定することにある。一旦、所望の任意のエネルギーでの実効減弱が決定されたら、低エネルギー画像 70 (奇数投影から再構成されている) を高エネルギー画像 75 (奇数投影での) へ変換する。同様に、高エネルギー画像 71 (偶数投影から再構成されている) を低エネルギー画像 74 (偶数投影での) へ変換する。従って、すべての投影角度でサンプリングされている低エネルギー画像及び高エネルギー画像が得られる。換言すると、対象の走査は、2

10

20

30

40

50

種類以上の異なるエネルギー・スペクトルを用いて実行されて、走査から受け取ったデータに基づいて複数の元の第一のエネルギー画像及び複数の第二のエネルギー画像が形成される。本書に記載されているように、元の第一のエネルギー画像は複数の第二のエネルギー画像へ変換される。加えて、元の第二のエネルギー画像は複数の第一のエネルギー画像へ変換される。一実施形態では、後述するように、元の第一のエネルギー画像と変換後の第一のエネルギー画像とを結合して、ビュー・エイリアシング・アーティファクトを補償した第一のエネルギー画像の完全な集合を形成する。

#### 【 0 0 3 9 】

さらに明確に述べると、一実施形態では、方法 6 0 は、偶数投影での低エネルギー画像 7 4 を奇数投影での低エネルギー画像 7 0 と結合して（工程 7 6 ）低エネルギー画像データの完全な集合 7 8 を形成する工程を含んでいる。代替的な実施形態では、方法 6 0 は偶数及び奇数の低エネルギー・データを投影空間内で結合する工程 8 0 を含んでいる。さらに明確に述べると、変換後の低エネルギー画像 7 4 （偶数投影から再構成されている）をラドン空間に再投影し（工程 8 2 ）、元の低エネルギー投影（奇数投影での）と結合して（工程 8 0 ）、ビュー・エイリアシング・アーティファクトを補償した低エネルギーでの投影データの完全な集合 8 4 （奇数投影及び偶数投影の両方）を形成する。一実施形態では、方法工程 7 6 の代替として、低エネルギー投影データの完全な集合 8 4 に対して画像再構成 8 6 を実行して、低エネルギー画像データの完全な集合 7 8 を形成する。方法 6 0 は、低エネルギー画像データの完全な集合 7 8 に対して、限定しないが例えれば雑音低減及びエッジ強調等の後処理 8 8 を実行する工程を選択随意で含んでいてよい。

#### 【 0 0 4 0 】

一実施形態では、方法 6 0 は、高エネルギー画像（偶数投影から再構成されている）を奇数投影での高エネルギー画像と結合して（工程 9 0 ）、高エネルギー画像データの完全な集合 9 2 を形成する工程を含んでいる。代替的な実施形態では、方法 6 0 は、偶数及び奇数の高エネルギー・データを投影空間内で結合する工程 9 4 を含んでいる。さらに明確に述べると、変換後の高エネルギー画像 7 5 （偶数投影から再構成されている）をラドン空間に再投影し（工程 9 6 ）、元の高エネルギー投影（偶数投影での）と結合して（工程 9 4 ）、ビュー・エイリアシング・アーティファクトを補償した高エネルギーでの投影データの完全な集合 9 8 （奇数投影及び偶数投影の両方）を形成する。一実施形態では、方法工程 9 0 の代替として、高エネルギー投影データの完全な集合 9 8 に対して画像再構成 1 0 0 を実行して、高エネルギー画像データの完全な集合 9 2 を形成する。方法 6 0 は、高エネルギー画像データの完全な集合 9 2 に対して、限定しないが例えれば雑音低減及びエッジ強調等の後処理 1 0 2 を実行する工程を選択随意で含んでいてよい。一実施形態では、次いで、高エネルギー画像データの完全な集合 9 2 及び低エネルギー画像データの完全な集合 7 8 を再構成後分解 1 0 4 に入力すると、結果として得られる基底物質画像 1 0 6 が選択随意の後処理及び観測者への表示に利用可能になる。

#### 【 0 0 4 1 】

代替的な実施形態では、高エネルギー投影データの完全な集合 9 8 及び低エネルギー投影データの完全な集合 8 4 を再構成前 M E C T 分解アルゴリズム 1 1 0 に入力し（線 1 0 8 ）、次いで再構成する（工程 1 1 2 ）。すると、結果として得られる基底物質画像 1 0 6 が選択随意の後処理及び観測者への表示に利用可能になる。

#### 【 0 0 4 2 】

画像再構成に関して述べると、F B P アルゴリズムのように画像再構成過程が線形である場合には、結果的に、奇数投影及び偶数投影からそれぞれ再構成された画像を結合することは、奇数でサンプリングされた投影及び偶数でサンプリングされた投影を結合した後に完全なデータ集合の再構成を行なうことと等価である。

#### 【 0 0 4 3 】

図 5 は、アーティファクト低減の投影に基づく方法を容易にするもう一つの実施形態である方法 1 2 0 を示している。方法 1 2 0 は、二重エネルギー C T の環境で説明されるが、3 種類以上のエネルギー・スペクトルを用いた応用を含めた M E C T 応用に拡張可能である

10

20

30

40

50

。方法 120 は、偶数ビューが高エネルギーでのものとなり奇数ビューが低エネルギーでのものとなるようにインタリープ式二重エネルギー投影データ 122 を取得する工程を含んでいる。尚、高エネルギー及び低エネルギーの偶数ビュー及び奇数ビューへの割り当ては、アルゴリズムに影響を及ぼさずに反転させることができる。加えて、前述のように、インタリープを 1 つ置きのビューとしなくてもよい。一般的には、インタリープは  $n$  個置きのビューとしてよく、ここで、 $n$  は 1 以上で且つ得られるビューの総数の 2 分の 1 未満である。尚、ハーフ・スキャン画像再構成手法及びフルスキャン画像再構成手法に用いられる  $kV$  インタリープ式でない投影集合に設けられる最小角度範囲の確定済要件は、 $kV$  インタリープ式の投影集合にも当てはまる。適用可能である場合には  $kV$  依存型の較正を用いて、標準的なゲイン、オフセット、残光、検出器温度、一次ビーム強度、及び他の決定論的誤差の補正を投影データ集合に対して行なう。このデータは、ファン・ビーム若しくはコーン・ビームの幾何学的構成、ゲート式（先行式か遡及式）若しくは非ゲート式のいずれを用いても、またヘリカル・モードでもアキシャル・モードでも取得することができる。  
10

#### 【 0044 】

方法 120 は、選択随意で投影データ 122 の欠落ビューを補間する工程 124、及び選択随意でファン・ビーム投影データ集合を等価なパラレル・ビーム投影データ集合へリビニングする工程 126 を含んでいる。方法 120 はまた、ビュー・エイリアシングを伴う低エネルギー投影データ 130 及び高エネルギー投影データ 131 を用いてスペクトル・シフト補償を行なう工程 128 を含んでおり、この工程では任意の数のスペクトル・シフト補償アルゴリズムを適用することができる。スペクトル・シフト補償アルゴリズムは較正に基づく方法を含んでおり、又は多重エネルギー型基底エネルギー分解を含めた任意の数の單一回若しくは繰り返し式ビーム・ハードニング・アルゴリズムを用いていてよい。この工程の目標は、二重エネルギー投影データを用いて、高エネルギー・データ集合及び低エネルギー・データ集合を取得するのに用いられた各エネルギーでの実効減弱を決定することにある。一旦、所望の任意のエネルギーでの実効減弱が決定されたら、低エネルギー投影データ（奇数投影での）を高エネルギー投影データ 131（奇数投影での）へ変換する。同様に、高エネルギー投影データ（偶数投影での）を低エネルギー投影データ 130（偶数投影での）へ変換する。従って、すべての投影角度でサンプリングされた低エネルギー投影データ及び高エネルギー投影データが得られる。  
20

#### 【 0045 】

一実施形態では、方法 120 は、偶数番号での低エネルギー投影データ及び元の奇数番号での低エネルギー投影データを再構成して（工程 132）、奇数投影での低エネルギー画像 134 及び偶数投影での低エネルギー画像 136 を形成する工程と、偶数投影での低エネルギー画像 136 を奇数投影での低エネルギー画像 134 と結合して（工程 138）、低エネルギー画像データの完全な集合 140 を形成する工程とを含んでいる。再構成 132 は公知の再構成手法を用いて行なわれる。例えば、フィルタ補正逆投影法（FBP）、代数再構成手法（ART）、及び／又は同時型代数再構成手法（SART）を用いることができる。典型的には、ART アルゴリズムを用いて限定されたビュー投影集合を再構成するが、計算効率に劣る傾向がある。ハーフ・スキャン再構成又はフルスキャン再構成を適用してもよい。画像 134 及び 136 はビューの不完全な集合を用いて再構成されている（工程 132）ので、特に走査視野（SFOV）の周辺部にエイリアシング・アーティファクトが存在する。  
30

#### 【 0046 】

代替的な実施形態では、方法 120 は、偶数の低エネルギー投影データ及び元の奇数の低エネルギー投影データを結合して（工程 142）、ビュー・エイリアシング・アーティファクトを補償した低エネルギーでの投影データの完全な集合 144（奇数投影及び偶数投影の両方）を形成する工程を含んでいる。一実施形態では、方法工程 138 の代替として、低エネルギー投影データの完全な集合 144 に対して画像再構成 146 を実行して、低エネルギー画像データの完全な集合 140 を形成する。方法 120 は、低エネルギー画像データの完全な集合 140 に対して、限定しないが例えば雑音低減及びエッジ強調等の後処理 148  
40

を実行する工程を選択随意で含んでいてよい。

【0047】

一実施形態では、方法120は、奇数番号の高エネルギー投影データ及び元の偶数番号の高エネルギー投影データを再構成して（工程150）、奇数投影での高エネルギー画像152及び偶数投影での高エネルギー画像154を形成する工程と、偶数投影での高エネルギー画像154を奇数投影での高エネルギー画像152と結合して（工程156）、高エネルギー画像データの完全な集合158を形成する工程とを含んでいる。再構成150は、公知の再構成手法を用いて行なわれる。例えば、フィルタ補正逆投影法（FBP）、代数再構成手法（ART）、及び／又は同時型代数再構成手法（SART）を用いることができる。典型的には、ARTアルゴリズムを用いて限定されたビュー投影集合を再構成するが、計算効率に劣る傾向がある。ハーフ・スキャン再構成又はフルスキャン再構成を適用してもよい。画像152及び154はビューの不完全な集合を用いて再構成されている（工程150）ので、特に走査視野（SFOV）の周辺部にエイリアシング・アーティファクトが存在する。

【0048】

代替的な実施形態では、方法120は、奇数の高エネルギー投影データ及び元の偶数の高エネルギー投影データを結合して（工程160）、ビュー・エイリアシング・アーティファクトを補償した高エネルギーでの投影データの完全な集合162（奇数投影及び偶数投影の両方）を形成する工程を含んでいる。一実施形態では、方法工程156の代替として、高エネルギー投影データの完全な集合162に対して画像再構成164を実行して、高エネルギー画像データの完全な集合158を形成する。方法120は、高エネルギー画像データの完全な集合158に対して、限定しないが例えば雑音低減及びエッジ強調等の後処理166を実行する工程を選択随意で含んでいてよい。一実施形態では、次いで、高エネルギー画像データの完全な集合158及び低エネルギー画像データの完全な集合140を再構成後分解168に入力すると、結果として得られる基底物質画像170が選択随意の後処理及び観測者への表示に利用可能になる。

【0049】

代替的な実施形態では、高エネルギー投影データの完全な集合162及び低エネルギー投影データの完全な集合144を再構成前MECT分解アルゴリズム174に入力し（線172）、次いで再構成する（工程176）。すると、結果として得られる基底物質画像170が選択随意の後処理及び観測者への表示に利用可能になる。

【0050】

画像再構成に関して述べると、FBPアルゴリズムのように画像再構成過程が線形である場合には、結果的に、奇数投影及び偶数投影からそれぞれ再構成される画像を結合することは、奇数でサンプリングされた投影及び偶数でサンプリングされた投影を結合した後に完全なデータ集合の再構成を行なうことと等価である。

【0051】

尚、方法60及び方法120は、インタリープ式多重エネルギー型データを結合してビュー・ハードニング・アーティファクト及びビュー・エイリアシング・アーティファクトの最小化を行なう二つの方法である。これらの方法若しくは他の同様の方法、又はその一部を繰り返し法を用いて拡張することもできる。

【0052】

尚、方法60と方法120との間での選択は、処理時間、メモリ必要条件、アルゴリズム性能、及び撮像課題又は診断課題の特定的な要求への配慮のような必要なシステム代償の適当な評価に従って行なう。例えば、特定の診断の課題は、基底物質画像ばかりでなくCT画像の表示も必要とする場合がある。方法60と方法120との間での選択によって、出力されるCT画像の入手の迅速性、形式及び品質が決まる。

【0053】

また、上述の手法は、取得されるビューの数と用いられるエネルギーの種類の数との間の最適化を必要とする。高空間分解能画像を取得するためには、ビュー・エイリアシングを

10

20

30

40

50

最小限にし、且つ取得時のエネルギー・レベルの数を最小限にすることが望まれる。ビーム・ハードニング補正及び組織特徴評価を最適化するためには、可能な限り多くの異なるエネルギーでの取得が必要とされる。このため、同じ一般的アプローチを採用することはできるが、変調及び補正法を変化させて撮像課題又は診断課題の特定の要求に適合するようする。

#### 【0054】

本発明を様々な特定の実施形態について記載したが、当業者であれば、特許請求の範囲の要旨及び範囲内にある改変を施して本発明を実施し得ることが理解されよう。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0055】

【図1】多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）イメージング・システムの見取り図である。

10

【図2】図1に示すシステムのブロック模式図である。

【図3】異なるX線スペクトルのプロットを示す図である。

【図4】アーティファクト低減を容易にする画像に基づく方法を示す図である。

【図5】アーティファクト低減を容易にする投影に基づく方法を示す図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0056】

10 C Tシステム

20

12 ガントリ

14 放射線源

16 X線ビーム

18 検出器アレイ

20 検出器素子

22 患者

24 回転中心

26 制御機構

42 表示器

46 モータ式テーブル

30

48 ガントリ開口

50 媒体読み取り装置

52 媒体

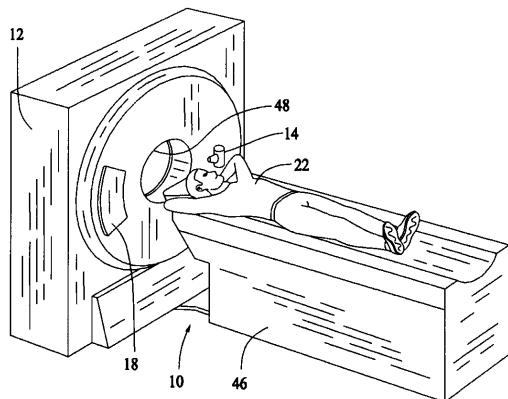
60 アーティファクト低減を容易にする画像に基づく方法

62 インタリープ式二重エネルギー投影データ

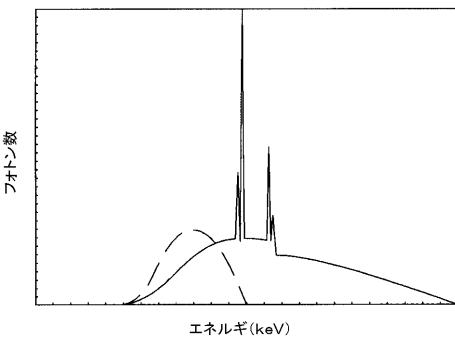
120 アーティファクト低減を容易にする投影に基づく方法

122 インタリープ式二重エネルギー投影データ

【図1】

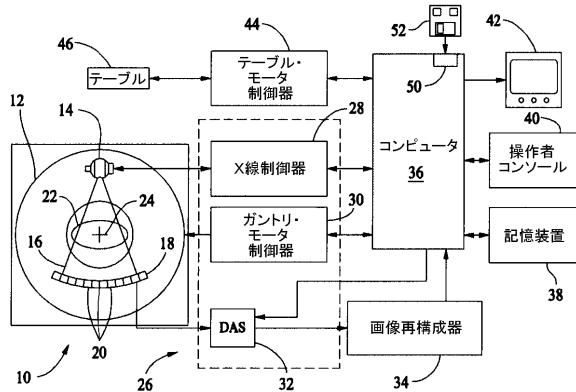


【図3】

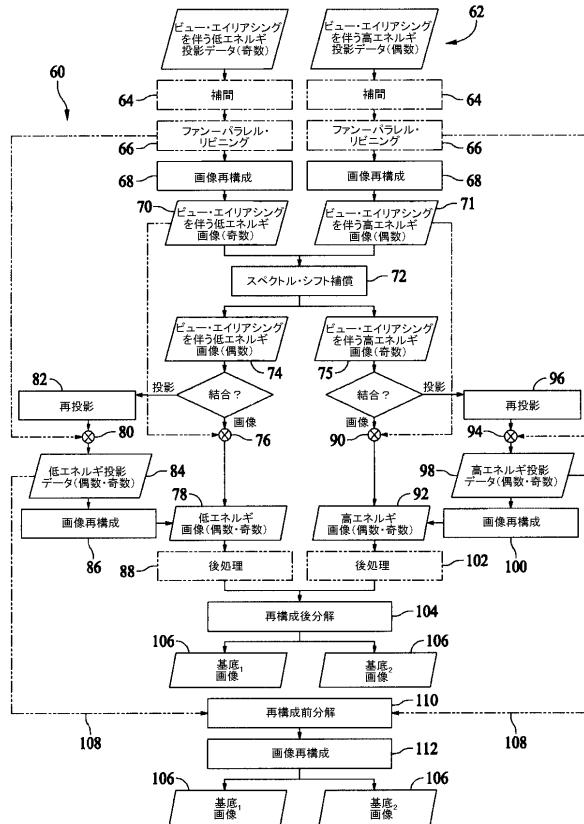


タングステン・アノードによる2種類のX線スペクトルのプロット

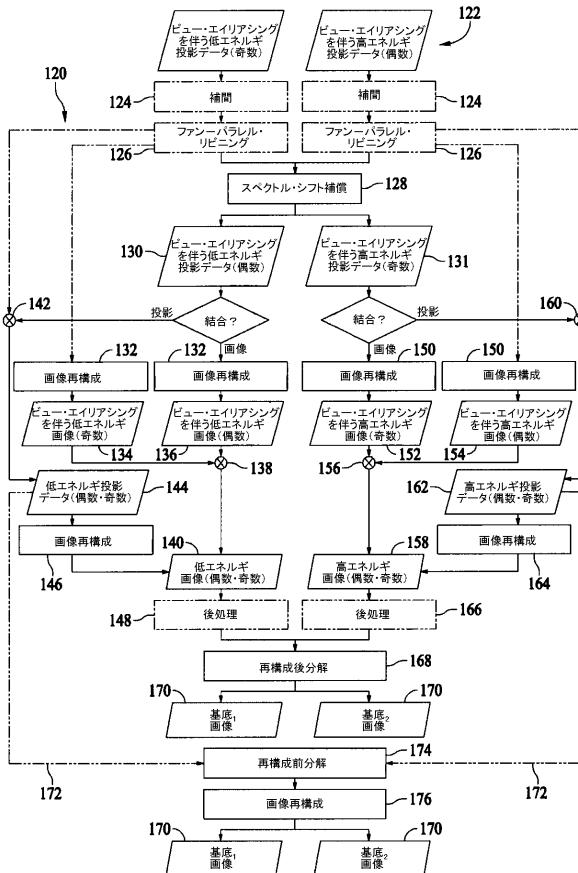
【図2】



【図4】



【図5】



---

フロントページの続き

(72)発明者 マシュー・ジョセフ・ウォーカー

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、エス・ストーンゲート・サークル・エーピーティーナンバー 107、3175 番

(72)発明者 ジョン・マイケル・サボル

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、サセックス、カーディナル・シーティー、エヌ58・ダブリュ24838 番

(72)発明者 ピー・アヴィナシュ・ゴパール

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、エス・ラディソン・コート、4915 番

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開2001-235434 (JP, A)

特開平06-296607 (JP, A)

特開昭63-147437 (JP, A)

特開昭57-111998 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14