

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5469293号  
(P5469293)

(45) 発行日 平成26年4月16日(2014.4.16)

(24) 登録日 平成26年2月7日(2014.2.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q

A 6 1 B 6/03 3 7 3

A 6 1 B 6/03 3 5 0 J

A 6 1 B 6/03 3 5 0 K

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2006-343734 (P2006-343734)  
 (22) 出願日 平成18年12月21日(2006.12.21)  
 (65) 公開番号 特開2007-167663 (P2007-167663A)  
 (43) 公開日 平成19年7月5日(2007.7.5)  
 審査請求日 平成21年12月14日(2009.12.14)  
 (31) 優先権主張番号 11/317,841  
 (32) 優先日 平成17年12月22日(2005.12.22)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ  
 クタディ、リバーロード、1番  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久  
 (72) 発明者 ブルーノ・クリスティアーン・バナード・  
 デュ・マン  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、クリフ  
 トン・パーク、ボニーヴュー・コート、7  
 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ハイブリッド型コンピュータ断層撮影検出器を使用して画像再構成を行うための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エネルギー積算(EI)及びエネルギー弁別(ED)データ測定値を含む画像データセット  
 を取得する方法であって、

取得サイクル中にEI測定データ及びED測定データを得る段階と、

選択された態様で前記EI測定データと前記ED測定データとを組み合わせる段階と  
 を含み、前記組み合わせる段階が、

前記EI測定データに基づいて第1の再構成を行って、EI画像を得る段階と、

前記ED測定データに基づいて第2の再構成を行って、少なくとも1つのED成分画像  
 を得る段階と、

前記EI画像と前記少なくとも1つのED成分画像とを組み合わせ、前記EI画像ま  
 たは前記ED成分画像の情報の欠陥またはアーティファクトを補償した、更新ED成分画  
 像およびED・EI組合せ画像の内うちの少なくとも1つを得る段階と、  
 を含む、方法。

【請求項 2】

更に、前記ED成分画像を処理して、線減弱係数画像、CTナンバー画像又は単一物質  
 画像の内の少なくとも1つを作成する段階を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記組み合わせる段階は、前記ED測定データ及び前記EI測定データについて逐次近  
 似再構成を行って、前記少なくとも1つのED成分画像を作成する段階を含む、請求項1

に記載の方法。

【請求項 4】

前記 E D 成分画像は、コンプトン散乱による減弱又は光電効果による減弱の内の少なくとも一方を表している、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

エネルギー積算 (E I) 及びエネルギー弁別 (E D) データ測定値を含む画像データセットを取得する方法であって、

取得サイクル中に E I 測定データ及び E D 測定データを得る段階と、

前記 E I 測定データ及び前記 E D 測定データを選択的に組み合わせる段階と、

前記組み合わせた E I 測定データ及び E D 測定データに基づいて E I データセット及び 1 つ以上の E D 成分データセットの内の少なくとも 1 つを作成する段階と、

前記 E I データセット及び前記 1 つ以上の E D 成分データセットに基づいて再構成を行って、前記 E I データセットまたは前記 E D 成分データセットの情報の欠陥またはアーティファクトを補償した、E I 再構成画像及び 1 つ以上の E D 成分画像の内の少なくとも 1 つを作成する段階と、  
を含む、方法。

【請求項 6】

エネルギー積算 (E I) 及びエネルギー弁別 (E D) データ測定値を含む画像データセットを取得する方法であって、

取得サイクル中に E I 測定データ及び E D 測定データを得る段階と、

前記 E I 測定データに基づいて第 1 の再構成を行って、E I 画像を作成する段階と、

前記 E D 測定データ及び前記 E I 画像に基づいて第 2 の再構成を行って、前記 E D 測定データの情報の欠陥またはアーティファクトを補償した、1 つ以上の E D 成分画像を作成する段階と、  
を含む、方法。

【請求項 7】

前記第 2 の再構成は、1 つ以上の E D 成分画像を作成するために逐次近似再構成を行う段階を含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記第 2 の再構成は、前記 E I 画像を拡張する段階、前記 E D 成分画像の逐次近似再構成における最初の推定値として前記 E I 画像を使用する段階、又は前記 E D 成分画像の逐次近似再構成における事前情報として前記 E I 画像を使用する段階の内の少なくとも 1 つを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

エネルギー積算 (E I) 及びエネルギー弁別 (E D) データ測定値を含む画像データセットを取得する方法であって、

取得サイクル中に E I 測定データ及び E D 測定データを得る段階と、

前記 E I 測定データに基づいて第 1 の再構成を行って、E I 画像を作成する段階と、

前記 E I 画像について区分化アルゴリズムを適用して、区分された画像を作成する段階と、

前記 E D 測定データ及び前記区分された画像に基づいて第 2 の再構成を行って、前記 E D 測定データの情報の欠陥またはアーティファクトを補償した、1 つ以上の E D 成分画像を作成する段階と、  
を含む、方法。

【請求項 10】

前記区分化アルゴリズムは、前記 E I 画像を、骨領域、軟組織又はヨウ素領域の内の少なくとも 1 つにセグメント化する段階を含む、請求項 9 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

## 【 0 0 0 1 】

本発明は、一般的に云えば、画像再構成に関するものである。具体的には、本発明は、ハイブリッド型コンピュータ断層撮影（ＣＴ）検出器を使用して画像再構成を行うための手法に関するものである。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

ＣＴイメージング・システムは様々な角度から患者を通り抜けたＸ線ビームの強度を測定する。患者を撮影する角度範囲が充分であると、走査対象物の内部構造を明らかにする断面画像を形成することができる。これらの画像は典型的には陰極線管又はコンピュータ画面上に表示され、またフィルム上に印刷又は再生することもできる。また、仮想３Ｄ画像をＣＴ検査によって生成することもできる。

10

## 【 0 0 0 3 】

ＣＴスキャナはＸ線源からＸ線ビームを投射して減弱性対象物（例えば、患者）に通すように動作する。Ｘ線ビームは、検出器の構成、最適な患者照射量、又は他の因子に依存して、線源と対象物との間でコリメートされて扇形又は円錐形ビームを形成する。次いで、一組の検出器素子が減弱したビームを検出する。検出器素子はＸ線ビームの強度に基づいた信号を発生する。このように測定されたデータは、Ｘ線通路に沿った対象物の減弱係数の線積分を表すように処理される。処理後のデータは典型的には「投影」と呼ばれる。フィルタ補正逆投影法のような再構成手法を使用することによって、これらの投影から断面画像が形成される。隣接した断面画像を一緒に表示して、対象物又は患者の被撮像領域を表すボリューム（立体物）を描くことができる。

20

## 【 0 0 0 4 】

当業者に理解されるように、物質の減弱係数は、Ｘ線が所与の長さの物質を通過するときに生じることのある２つの別々の事象の関数である。第１の事象はコンプトン散乱として知られており、これは所与の長さの物質を通過するＸ線フォトンが散乱する現象、すなわち、元々のビーム経路から方向が変わる現象を表し、その結果としてエネルギーが変化する。第２の事象は光電吸収として知られており、これは所与の長さの物質を通過するＸ線フォトンが該物質によって吸収される現象を表す。

## 【 0 0 0 5 】

直ぐ予想されるように、異なる物質はそれらの散乱及び吸収特性が異なり、その結果、異なる物質では減弱係数が異なる。具体的に述べると、コンプトン散乱の確率はその一部が被撮像物質の電子密度に依存し、また光電吸収の確率はその一部が被撮像物質の原子番号に依存する、すなわち、原子番号が大きくなると、吸収の可能性が大きくなる。更に、コンプトン散乱効果及び光電吸収は共にＸ線ビームのエネルギーにも部分的に依存する。結果として、相異なる物質は、該物質によるＸ線減弱度における光電吸収及びコンプトン散乱効果の相対的な重要性に基づいて互いから区別することができる。具体的に述べると、２つ以上のＸ線エネルギー又はスペクトル、すなわち、マルチエネルギー又はマルチスペクトルＣＴにおいて物質で生じる減弱の測定は、用いられるＸ線エネルギー・レベルにおいて物質についてそれぞれのコンプトン散乱及び光電吸収の寄与分を定量化できるようにすることができる。

30

40

## 【 0 0 0 6 】

マルチエネルギーＣＴ走査は、２つの異なる実効Ｘ線エネルギーによるＸ線透過測定値を取得するプロセスに関する。しばしば、これは２つ以上の管電圧（二重  $kVp$ ）における測定値を組み合わせることによって達成される。２つの異なる既知の実効エネルギーの２つの測定値を使用して、組織及び／又は物質組成について情報を抽出することが可能である。共通の方策は、対象物を、骨と等価な吸収体と、軟組織と等価な吸収体とに分離することである。マルチエネルギー走査は、診断用Ｘ線エネルギー範囲内で、本質的に全てのＸ線相互作用が光電吸収又はコンプトン散乱のいずれかを介するものであり、これらが異なるエネルギー依存性を持つと云う原理に基づいている。これらは次いで、原子番号及び電子密度に異なる依存性を持つ。前に述べたように、コンプトン散乱の確率はＸ線エネルギー及び電子

50

密度に依存し、他方、光電吸収の確率は原子番号につれて急激に増大し且つフォトン・エネルギーの増大につれて急激に減少する。

【 0 0 0 7 】

エネルギー弁別 ( E D ) 検出器が一般にマルチエネルギー C T 走査システムに使用されて、例えば、高エネルギー信号及び低エネルギー信号のような、2 つ以上のエネルギー間隔に対応する 2 つ以上の信号を発生することによって、検出したフォトンのエネルギー分布に関する情報を提供する。当業者に理解されるように、E D 検出器は、撮像ボリューム内の物質 ( 1 つ又は複数 ) の物理的な密度及び / 又は実効原子番号に関する情報と関連して空間情報を提供する。空間情報並びに密度情報及び / 又は原子番号情報を使用して、オペレータは、原子番号又は密度が異なっている骨、軟組織又は造影剤のような選択された物質を主に表示する画像を再構成することができる。このように、主に関心のある物質を表示する骨画像、軟組織画像、造影剤画像などを再構成することができる。これらの画像は次に関心のある物質のボリューム・レンダリングを形成するように関連付けることができ、これは骨の密度又は劣化、軟組織の損傷、造影剤の灌流などを決定する際に有用であると思われる。E D 検出器は、単一線源エネルギーで、又は二重 k V p の C T システムと同様な複数線源エネルギーでを使用することができる。

10

【 0 0 0 8 】

他方、従来の C T 検出器はエネルギー積算 ( E I ) 検出器と呼ばれる。E I 検出器は、各ビュー ( view ) において吸収された X 線エネルギーの総量に比例する電子信号を発生する。この結果、検出器信号は個々のフォトンのエネルギー分布に関する情報を何ら含んでいない。

20

【 0 0 0 9 】

画像データを再構成するためにエネルギー積算 ( E I ) 検出器又はエネルギー弁別 ( E D ) 検出器のいずれかを使用する多数の再構成手法がこれまで提案されている。E D 検出器を使用する再構成は、画像再構成中、又は画像再構成後に、投影測定値について物質分解 ( decomposition ) を遂行する段階を含む。再構成前の分解では、物質特有の ( 例えば、骨と軟組織、水と骨、水とバリウム、又はコンプトン散乱と光電 ) 投影が各ビュー角度で計算され、そして各セットから、物質特有の画像が再構成される。この方式の利点は、ビーム硬化によるアーティファクトが防止されることである。再構成後のマルチエネルギー処理では、各画像はビーム硬化によるアーティファクトを持つことがあり、これは物質分解では除去されない。

30

【特許文献 1】米国特許第 6 9 0 4 1 1 8 号

【特許文献 2】米国特許第 6 8 1 9 7 3 8 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

C T システムで画像データを再構成するために、E D 検出器セルによって供給されるエネルギー情報を、E I 検出器セルによって供給される高フラックス能力及び高信号対ノイズ比 ( S N R ) と組み合わせる手法を開発することが望ましい。その上、E I 検出器セル及び E D 検出器セルの組合せを有する C T 検出器を使用して、E I 測定データ及び E D 測定データを有する画像データを再構成するための手法を開発することが望ましい。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

本発明の様々な実施形態は上記の及び他の要求に対処する。一実施形態では、エネルギー積算 ( E I ) 及びエネルギー弁別 ( E D ) データ測定値を含む画像データセットを取得する方法を提供する。本方法は、取得サイクル中に E I 測定データ及び E D 測定データを得る段階と、選択された態様で前記 E I 測定データと前記 E D 測定データとを組み合わせ且つ再構成して、少なくとも 1 つの E D 成分画像を作成する段階と、を含む。

【 0 0 1 2 】

第 2 の実施形態では、エネルギー積算 ( E I ) 及びエネルギー弁別 ( E D ) データ測定値を含む画像データセットを取得する方法を提供する。本方法は、取得サイクル中に E I 測定

50

データ及びE D測定データを得る段階を含む。次いで本方法は、E I測定データについて第1の再構成を行ってE I画像を得る段階と、E D測定データについて第2の再構成を行って少なくとも1つのE D成分画像を得る段階を含む。次いで本方法は、E I画像と少なくとも1つのE D成分画像とを組み合わせ、更新E D成分画像又はE D・E I組合せ画像の少なくとも一方を得る段階を含む。

【0013】

第3の実施形態では、エネルギー積算(E I)及びエネルギー弁別(E D)データ測定値を含む画像データセットを取得する方法を提供する。本方法は、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る段階を含む。次いで本方法は、E I測定データ及びE D測定データを選択的に組み合わせ、この組み合わせたE I測定データ及びE D測定データに基づいてE Iデータセット及び1つ以上のE D成分データセットの内の少なくとも1つを作成する段階を含む。次いで本方法は、E Iデータセット及び/又は1つ以上のE D成分データセットに基づいて再構成を行って、E I再構成画像及び1つ以上のE D成分画像の内の少なくとも1つを作成する段階を含む。

10

【0014】

第4の実施形態では、エネルギー積算(E I)及びエネルギー弁別(E D)データ測定値を含む画像データセットを取得する方法を提供する。本方法は、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る段階を含む。次いで本方法は、E I測定データに基づいて第1の再構成を行ってE I画像を作成する段階と、E D測定データ及びE I画像に基づいて第2の再構成を行って1つ以上のE D成分画像を作成する段階を含む。

20

【0015】

第5の実施形態では、エネルギー積算(E I)及びエネルギー弁別(E D)データ測定値を含む画像データセットを取得する方法を提供する。本方法は、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る段階を含む。次いで本方法は、E I測定データに基づいて第1の再構成を行ってE I画像を作成し、該E I画像について区分化(partitioning)アルゴリズムを適用して区分された画像を作成する段階を含む。次いで本方法は、E D測定データ及び区分された画像に基づいて第2の再構成を行って、1つ以上のE D成分画像を作成する段階を含む。

【0016】

本発明のこれらの及び他の特徴、側面及び利点は、添付の図面を参照した以下の説明から最も良く理解されよう。図面においては、同じ参照符号は同様な部品を表す。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

図1は、本発明の様々な面に従って画像データを取得し処理するイメージング・システム10を例示する略図である。例示の実施形態では、システム10は、本発明手法に従って2つ以上のX線エネルギー・レベル又はスペクトルで画像を取得し且つ該画像を表示及び分析のために処理するように設計されているマルチエネルギー・コンピュータ断層撮影(ME-CT)システムである。イメージング・システム10は、各検出されたフォトンのエネルギー・レベルを評価できるようにするエネルギー弁別(E D)部分についてエネルギー分解能を持つ検出器を使用して、単一X線源スペクトルで画像データを取得するように設計することができる。図1に例示した実施形態では、イメージング・システム10はX線放射線源12を含む。この模範的な実施形態では、X線放射線源12は典型的にはX線管である。

40

【0018】

コリメータ14は、患者18のような被検体が位置決めされる領域の中へ放射線16の流れを通過させる。一部の放射線20は被検体を通過し又は迂回して、全体を参照数字22で表した検出器アレイに衝突する。アレイの検出器素子は、入射X線ビームの強度を表す電気信号を発生する。これらの信号は取得されて、被検体内の様々な特徴の画像を再構成するように処理される。

【0019】

50

特定の実施形態では、検出器 22 はハイブリッド型検出器である。本書で用いる用語「ハイブリッド型検出器」とは、1つ以上のエネルギー積算 (EI) 検出器セルと1つ以上のエネルギー弁別 (ED) 検出器セルとの組合せを様々な構成で配列したものを表す。図2は、画像データを再構成するために本発明手法の実施形態によって用いられるハイブリッド型検出器の幾つかの模範的な構成を例示する。当業者に知られているように、エネルギー積算 (EI) 検出器は、各々のビューにおいて吸収されたX線エネルギーの総量に比例する電子信号を発生する。その結果、検出器信号は、個々のフォトンのエネルギー分布に関する情報を何ら含まない。エネルギー弁別 (ED) 検出器は、例えば、高エネルギー信号及び低エネルギー信号のような、2つ以上のエネルギー間隔に対応する2つ以上の信号を発生することによって、検出したフォトンのエネルギー分布に関する情報を提供する。

10

#### 【0020】

システム制御装置 24 が線源 12 を制御することができる。システム制御装置 24 は典型的には、CT 検査シーケンスのために電力及び制御信号の量を供給する。その上、検出器 22 がシステム制御装置 24 に結合されており、システム制御装置 24 は、検出器 22 で発生された信号の取得を制御する。システム制御装置 24 はまた、ダイナミックレンジの初期調節、デジタル画像データのインターリーブなどのためのような様々な信号処理及びフィルタ機能を実行することができる。一般に、システム制御装置 24 はイメージング・システムの動作を指令して、検査プロトコルを実行し且つ取得データを処理する。本発明に関して云えば、システム制御装置 24 はまた、典型的には汎用又は特定用途向けデジタル・コンピュータをベースとした信号処理回路、コンピュータによって実行される

20

#### 【0021】

図1に例示された実施形態では、システム制御装置 24 は線形位置決めサブシステム 26 及び回転サブシステム 28 に結合されている。回転サブシステム 28 は、患者 18 を中心にしてX線源 12、コリメータ 14 及び検出器 22 を1回転又は複数回転させることができる。ここで、回転サブシステム 28 はガントリを含むことができることに留意されたい。この場合、システム制御装置 24 はガントリを動作させるために利用することができる。線形位置決めサブシステム 26 は、患者 18、より詳しく述べると患者テーブルを、直線的に変位させることができる。従って、患者テーブルは、患者 18 の特定の部位の画像を作成するためにガントリ内を直線的に移動することができる。

30

#### 【0022】

その上、当業者に理解されるように、放射線源は、システム制御装置 24 内に配置されたX線制御装置 30 によって制御することがシステム制御装置 24 できる。具体的に述べると、X線制御装置 30 はX線源 12 に電力及びタイミング信号を供給するように構成されていて、線源 12 がどのようなX線エネルギー・レベル又はスペクトルを放出するのかを決定することができる。モータ制御装置 32 は回転サブシステム 28 及び線形位置決めサブシステム 26 の動きを制御するために利用することができる。

#### 【0023】

更に、システム制御装置 24 はまた、例示されているように、データ取得システム 34 を含む。この模範的な実施形態では、検出器 22 はシステム制御装置 24 に、より具体的に述べると、データ取得システム 34 に結合されている。データ取得システム 34 は、検出器 22 の読出し電子回路によって収集されたデータを受け取る。データ取得システム 34 は典型的には検出器 22 からサンプリングされたアナログ信号を受け取って、コンピュータ 36 によるその後の処理のためにデータをデジタル信号へ変換する。

40

#### 【0024】

コンピュータ 36 は典型的にはシステム制御装置 24 に結合されている。データ取得システム 34 によって収集されたデータは、その後の処理及び再構成のためにコンピュータ 36 に伝送される。コンピュータ 36 は、コンピュータ 36 によって処理されたデータ又はコンピュータ 36 によって処理すべきデータを記憶できるメモリ 38 を含むか又はそれ

50

と通信することができる。ここで、所望量のデータ及び／又はコードを記憶する能力のある任意の型式のコンピュータ・アクセス可能なメモリ装置を上記のような模範的なシステム 10 によって利用することができることを理解されたい。更に、メモリ 38 は、磁氣的装置又は光学的装置のような同じ形式又は異なる形式の 1 つ以上のメモリ装置を含むことができ、これらの装置はシステム 10 と同じ場所及び／又は遠隔の場所にあってもよい。メモリ 38 は、データ、処理パラメータ、及び／又は本書で述べるプロセスを遂行するための 1 つ以上のルーチンを含むコンピュータ・プログラムを記憶することができる。

#### 【0025】

コンピュータ 36 はまた、システム制御装置 24 によって可能とされた特徴、すなわち、走査動作及びデータ取得を制御するように適応させることもできる。更に、コンピュータ 36 は、典型的にはキーボード及び他の入力装置（図示せず）を装備したオペレータ・ワークステーション 40 を介して、オペレータから指令又は走査パラメータを受け取るように構成することができる。これにより、オペレータは入力装置を介してシステム 10 を制御することができる。従って、オペレータは、コンピュータ 36 からの再構成画像及びシステムに関連した他のデータを観察すること、イメージングを開始すること等々を行うことができる。

#### 【0026】

オペレータは入力装置を介してシステム 10 を制御することができる。従って、オペレータは、コンピュータ 36 からの再構成画像及びシステムに関連した他のデータを観察すること、イメージングを開始すること等々を行うことができる。同様に、オペレータ・ワークステーション 40 に結合された表示装置 42 により、オペレータが再構成画像を観察し且つイメージングを制御することを可能にすることができる。更に、再構成画像はまたプリンタ 44 によって印刷することができ、プリンタ 44 はオペレータ・ワークステーション 40 に結合することができる。表示装置 42 及びプリンタ 44 はまた、コンピュータ 36 に、直接に又はオペレータ・ワークステーション 40 を介して接続することができる。更に、オペレータ・ワークステーション 40 はまた、画像保管及び通信システム（PACS）46 に結合することができる。ここで、PACS 46 は遠隔のクライアント 48、放射線科情報システム（RIS）、病院情報システム（HIS）、或いは内部又は外部ネットワークに結合して、異なる場所に居る者が画像に及び画像データにアクセスできるようにすることができることに留意されたい。

#### 【0027】

また更に、コンピュータ 36 及びオペレータ・ワークステーション 40 は、標準の又は特殊目的のコンピュータ及び関連処理回路を含むことのできる他の出力装置に結合することができることに留意されたい。1 つ以上のオペレータ・ワークステーション 40 を、システム・パラメータを出力し、検査を要求し、画像を見ることなどのために、システムに更にリンクさせることができる。一般に、システム内に設けられる表示装置、プリンタ、ワークステーション及び同様な装置は、データ取得用構成部品と同じ場所に設置することができ、或いはこれらの構成部品から遠隔の場所、例えば、インターネット、仮想プライベート・ネットワークなどのような 1 つ以上の構成設定可能なネットワークを介してリンクされた、研究所又は病院内の他の場所、或いは全く異なる場所に設置することができる。

#### 【0028】

図 2 は、図 1 のイメージング・システムによって取得されたエネルギー積算（EI）測定値及びエネルギー弁別（ED）測定値を有する画像データを再構成するための模範的なハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。参照数字 50 は、X 軸に沿ってインターリーブ（交互配置）形式に配列された、1 つ以上のエネルギー積算（EI）検出器セル 52 及び 1 つ以上のエネルギー弁別（ED）検出器セル 54 を含むハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。特定の実施形態では、検出器セルのインターリーブ型配列は、横列を交互にした、縦列を交互にした、又は市松模様にした、EI セル 52 及び ED セル 54 の配列を含む。減衰器あるいは移動可能なコリメータ羽根又はフィルタ 56 が ED 検出器セル 54 の

10

20

30

40

50

1つ以上を塞ぐように構成される。参照数字57は、Z軸に沿ってインターリーブ（交互配置）形式に配列された、1つ以上のEI検出器セル52及び1つ以上のED検出器セル54を含む別のハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。参照数字58は、EI検出器セル52によって囲まれたED検出器セル54の中央部分を含むハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。参照数字55は、ED検出器セル54の最上層及びEI検出器セル52の最下層を含む多層ハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。この構成では、ED層は飽和を避けるために実質的に薄く製作され、このためED層を通り抜けたフォトンがEI層によって検出される。参照数字59は、検出器セルがED及びEIの両モードで動作するように構成されたハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。模範的な動作では、ハイブリッド型検出器のセル構成59を有するセルは、フラックスが低いときEDセル54として機能し、またフラックスが高いときはEIセル52として機能するように構成されている。別の模範的な動作では、検出器セルは、例えば、ED測定値を生じる低mAのビューの後にEI測定値を生じる高mAのビューが続くように、決定論的態様でEDモードからEIモードへ切り換えることができる。その結果のデータセットは、EDビュー及びEIビューを含むハイブリッド型データセットである。参照数字60は、EIセル52及びEDセル54が静止型CT構成に配列された更に別のハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。複数のEI検出器セル52は検出器アレイ22に沿って配列することができる。また、複数のED検出器セル54は複数のEI検出器セル52に隣接して且つ検出器アレイ22に沿って配列することができる。理解されるように、静止型CTシステムは1つ以上の静止型放射線源（図示せず）を含む。一般に、多くの実施形態では、EI検出器部分及びED検出器部分はまた、（多分に別々の線源を持つ場合でも）互いから空間的に分離することができ、その結果、ハイブリッド型検出器と比べてハイブリッド型システムが構成される。

#### 【0029】

参照数字62は、円弧状組合せ検出器65を有する別の模範的なハイブリッド型検出器のセル構成を例示する。この実施形態では、第1の放射線源63及び第2の放射線源64を用いることができる。第1の放射線源63及び第2の放射線源64は一実施形態では逐次的に照射することができることに留意されよう。更に、本発明手法の様々な面によれば、3つ以上の線源も用いることができる。円弧状検出器65は、第1の側方翼状部66と、第2の側方翼状部67と、第1及び第2の側方翼状部66、67の間に配置された中央部68とを含むことができる。現在考えられる構成では、第1の側方翼状部66は第1組の複数のエネルギー積算検出器素子を含むことができる。同様な態様で、第2の側方翼状部67は第2組の複数のエネルギー積算検出器素子を含むことができる。また、中央部68は複数のエネルギー弁別検出器素子を含むことができる。参照数字69は比較的大きい関心のある領域を表し、他方、参照数字70は比較的小さい関心のある領域を表す。本発明手法の模範的な面によれば、比較的大きい視野を持つX線ビームの一部分を複数のエネルギー積算検出器素子によって測定することができ、他方、比較的小さい視野を持つX線ビームの一部分を複数のエネルギー弁別検出器素子によって測定することができる。

#### 【0030】

以下に説明する流れ図は、図2に例示して説明したハイブリッド型検出器構成の内の1つ以上を使用して、EI画像及び1つ以上のED成分画像を作成するために選択された態様でEI測定データ及びED測定データを組み合わせるための様々な実施形態を例示する。当業者に知られているように、ED成分画像を有する各ボクセルは、光電吸収密度/重量及びコンプトン散乱密度/重量によって特徴付けることができる。X線減弱が主に光電吸収及びコンプトン散乱によるものであることを理解すると、ボクセルにおける線減弱度（linear attenuation）は2つのパラメータ及びによって特徴付けることができる。ここで、は所与の組織又はボクセルにおける光電吸収の量を表し、は所与の組織又はボクセルにおけるコンプトン散乱を表す。光電吸収（ $\mu_{\text{en}}$ （E））及びコンプトン散乱（ $\mu_{\text{sc}}$ （E））による効果のエネルギー依存性が知られていて、物質とは独立である場合、ボクセルの線減弱度は以下の式（1）に示されるように表すことができる。



## 【 0 0 3 1 】

$$\mu(E) = \mu_1(E) + \mu_2(E) \quad (1)$$

各物質の減弱度が2つの基底関数  $\mu_1(E)$  及び  $\mu_2(E)$  の一次結合として表すことができるので、それらの  $\mu_1(E)$  及び  $\mu_2(E)$  が一次独立である任意の2つの物質を、新しい一組の基底関数を定義するために選ぶことができる。このような物質の典型的な例は、それらに限定されないが、水と骨、又は骨とヨウ素である。例えば、水と骨の分解は、以下に示されているように式(2)によって表すことができる。

## 【 0 0 3 2 】

$$\mu(E) = w \cdot W(E) + b \cdot B(E) \quad (2)$$

ここで、 $w$  は水を表し、 $b$  は骨を表す。式(2)は下式を代入することによって、式(1)に変換することができる(その逆も可能である)。

## 【 0 0 3 3 】

$$W(E) = c_1 \cdot \mu_1(E) + c_2 \cdot \mu_2(E) \quad (3)$$

$$B(E) = c_3 \cdot \mu_1(E) + c_4 \cdot \mu_2(E) \quad (4)$$

ここで、 $c_1$ 、 $c_2$ 、 $c_3$  及び  $c_4$  は経験的に定められた係数である。この代わりに、理想的な物質、例えば、光電吸収を生じないでコンプトン相互作用のみを持つ第1の理想的物質とコンプトン相互作用を持たずに光電吸収のみを生じる第2の理想的な物質とを使用することができる。次いで、任意の実際の物質を、これらの2つの理想的な物質の一次結合として表すことができる。

## 【 0 0 3 4 】

従って、本発明手法の様々な面によれば、1つ以上のED成分画像を作成する段階は、ED測定値に基づいて、ED成分画像を構成する各ボクセルについて光電吸収部分及びコンプトン散乱部分の1つ以上を決定する段階を含む。本書で用いる「ED成分画像」とは、これに限定されないが、コンプトン散乱成分画像、光電成分画像、水成分画像、又は骨成分画像を含むことができる。他の用途のためには、吸収スペクトルにおけるKエッジの存在のような付加的な物理的プロセスのモデルを作ることが必要なことがある。

## 【 0 0 3 5 】

図3は、本発明の一実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。まず段階71で、取得サイクル中にEI測定データ及びED測定データを得る。段階72で、EI測定データ及びED測定データを選択された態様で組み合わせて再構成することにより、1つ以上のED成分画像を作成する。一実施形態では、EI測定データ及びED測定データを組み合わせる段階は、ED測定データ及びEI測定データについて逐次近似再構成(iterative reconstruction)を行って、1つ以上のED成分画像を作成する段階を含む。逐次近似再構成法の例としては、これに限定されないが、最大尤度(ML)法、帰納的最大確率(MAP)法、加重最小自乗(WLS)法及びペナライズド(penalized)加重最小自乗(PWLS)法が挙げられる。ED成分画像は更に処理して、線減弱係数画像、CTナンバー画像又は単一物質画像の内の少なくとも1つを作成することができる。一実施形態では、ED成分画像は、コンプトン散乱による減弱度又は光電効果による減弱度の内の少なくとも1つを表す。

## 【 0 0 3 6 】

図4は、本発明の別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。段階74で、取得サイクル中にEI測定データ及びED測定データを得る。段階76で、EI測定データについて第1の再構成を行って、EI画像を得る。段階78で、ED測定データについて第2の再構成を行って、1つ以上のED成分画像を得る。段階80で、EI画像とED成分画像とを組み合わせ、更新ED成分画像又はED・EI組合せ画像を得る。当業者に理解されるように、本発明の実施形態に従ったハイブリッド型検出器の使用の結果として作成されるED画像は、完全なEDデータが得られなかったことに起因してアーティファクト又は周波数成分の欠落が生じることがある。一実施形態によれば、EI

10

20

30

40

50

画像及びE D画像はそれらのいずれかにおける情報の欠落又はアーティファクトを補償するように組み合わせられる。一実施形態では、この組み合わせは、(例えば、E Dデータにより視野の切断が生じた場合における)欠落したE D部分を、E I画像の拡張後のもので補修(patching)することを含む。別の実施形態では、この組み合わせは、E D画像における欠落した高周波成分を補修するための高周波成分についてE I画像を使用することを含む。更に別の実施形態では、異なるカラー・マップをオーバーレイすることによってE D画像とE I画像とを組み合わせることができる。更に、特定の実施形態では、第1の再構成は、E I画像を得るためにフィルタ補正逆投影法を使用して遂行することができる。また第2の再構成は、1つ以上のE D成分画像を作成するために逐次近似再構成法を使用して遂行することができる。

10

#### 【0037】

図5は、本発明の別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。先ず段階82で、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る。段階84で、E I測定データ及びE D測定データを選択的に組み合わせる。一実施形態では、このE I測定データ及びE D測定データ選択的に組み合わせる段階は、(例えば、E Dデータにより視野の切断が生じた場合における)欠落したE D部分を、E Iデータの拡張後のもので補修することを含む。別の実施形態では、この組み合わせる段階は、E Dデータにおける欠落した高周波成分を補修するための高周波成分についてE Iデータを使用することを含む。段階86で、組み合わせたE I測定データ及びE D測定データに基づいて、E Iデータセット及び/又は1つ以上のE D成分データセットを作成する。段階88で、E Iデータセット及び1つ以上のE D成分データセットに基づいて再構成を行って、E I再構成画像と1つ以上のE D成分画像との内の少なくとも1つを作成する。更に、一実施形態では、E Iデータセットについてフィルタ補正逆投影再構成を行って、E I再構成画像を作成し、またE D成分データセットについて逐次近似再構成を行って、1つ以上のE D成分画像を作成する。

20

#### 【0038】

図6は、本発明の更に別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。先ず段階90で、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る。段階92で、E I測定データに基づいて第1の再構成を行って、E I画像を作成する。段階94で、E D測定データ及びE I画像に基づいて第2の再構成を行って、1つ以上のE D成分画像を作成する。特定の実施形態では、E I画像はE D画像を再構成するための出発点として又は事前情報として使用される。事前情報は、E D画像における疎らな又は欠落したデータを補償する。更に、E I画像は、変換関数を使用して、1つ以上のE D成分画像の逐次近似再構成のための最初の推定値を生じるように変換することができる。この変換されたE I画像は、逐次近似再構成処理中にE D画像についての制約として、又はE D画像の逐次近似再構成より以前の絶対強度として使用することができる。更に、或る特定の実施形態では、フィルタ補正逆投影再構成を使用して第1の再構成を行って、E I画像を得ることができる。また、逐次近似再構成を使用して第2の再構成を行って、1つ以上のE D成分画像を作成することができる。一実施形態では、第2の再構成は、E I画像を拡張する段階、E I画像をE D成分画像の逐次近似再構成における最初の推定値として使用する段階、又はE I画像をE D成分画像の逐次近似再構成における事前情報として使用する段階を含む。別の実施形態では、第2の再構成は、第1の成分を固定した状態に保ちながら、2物質空間内で第1の成分に対して直交する第2の成分を再構成する。例えば、第1の成分が水の密度を表している場合、第2の成分はゼロの水密度を持つ。

30

40

#### 【0039】

図7は、本発明の更に別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。先ず段階96で、取得サイクル中にE I測定データ及びE D測定データを得る。段階9

50

8で、EI測定データについて第1の再構成を行って、EI画像を作成する。段階100で、EI画像について区分化アルゴリズムを適用して、区分された画像を作成する。一実施形態では、区分化アルゴリズムは、EI画像を、骨領域、軟組織又はヨウ素領域の内の少なくとも1つにセグメント化する。当業者に理解されるように、区分化アルゴリズム（又はセグメント化アルゴリズム）は、二次導関数のゼロ交差のような簡単な閾値判定手法に基づいたものである。区分化アルゴリズムはまた、区分化段階で役立つ、例えばアトラスの形態の解剖学的情報を使用することができる。段階102で、ED測定データ及び区分された画像に基づいて第2の再構成を行って、1つ以上のED成分画像を作成する。一実施形態では、第2の再構成は、EI画像を拡張する段階、EI画像をED成分画像の逐次近似再構成における最初の推定値として使用する段階、又はEI画像をED成分画像の逐次近似再構成における事前情報として使用する段階を含む。別の実施形態では、第2の再構成は、区分化アルゴリズムによって識別された通りの特定の組織分類（例えば、ヨウ素と骨）で各領域を再構成することができる。

10

#### 【0040】

本書では本発明の或る特定の特徴のみを例示して説明したが、当業者には多くの修正及び変更を為し得よう。従って、特許請求の範囲が本発明の真の精神に範囲内にあるこのような修正及び変更の全てをカバーするものであることを理解されたい。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

20

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0041】

【図1】本発明の様々な面に従って画像データを取得し処理するイメージング・システムを例示する略図である。

【図2】図1のイメージング・システムによって取得されたエネルギー積算（EI）測定値及びエネルギー弁別（ED）測定値を有する画像データを再構成するための模範的なハイブリッド型検出器のセル構成を例示する略図である。

【図3】本発明の一実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。

30

【図4】本発明の別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。

【図5】本発明の別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。

【図6】本発明の更に別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。

【図7】本発明の更に別の実施形態に従って、ハイブリッド型CT検出器を使用して画像データを再構成するための模範的な論理を含む模範的な様々な処理段階の流れ図である。

#### 【符号の説明】

#### 【0042】

40

- 10 画像データを取得し処理するシステム
- 12 X線放射線源
- 14 コリメータ
- 16 放射線の流れ
- 18 患者
- 20 放射線
- 22 検出器アレイ
- 24 システム制御装置
- 26 線形位置決めサブシステム
- 28 回転サブシステム

50

- 50、55、57、58、59、60、62 ハイブリッド型検出器のセル構成  
 52 EI検出器セル  
 54 ED検出器セル  
 56 減衰器  
 63 第1の放射線源  
 64 第2の放射線源  
 65 円弧状検出器  
 66 第1の側方翼状部  
 67 第2の側方翼状部  
 68 中央部  
 69 比較的大きい関心のある領域  
 70 比較的小さい関心のある領域

10

【図1】

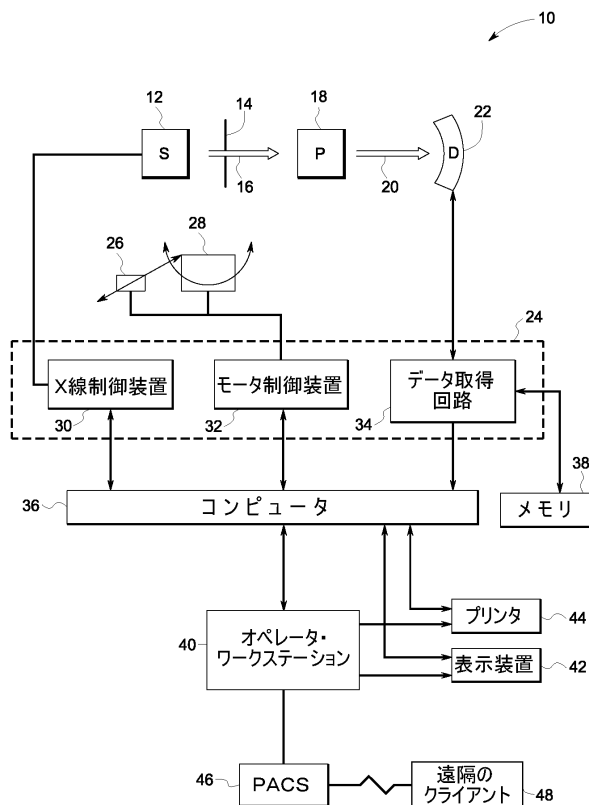


FIG. 1

【図2】

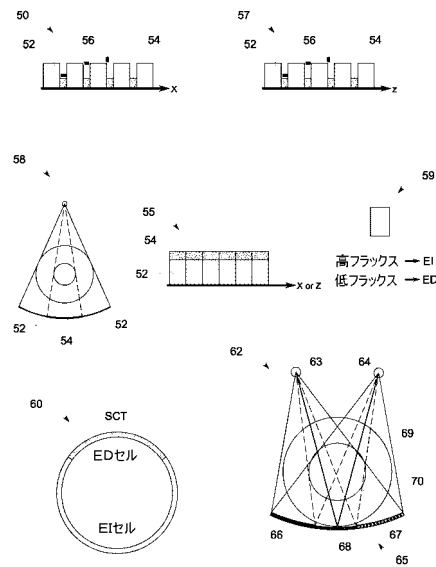


FIG. 2

【図 3】

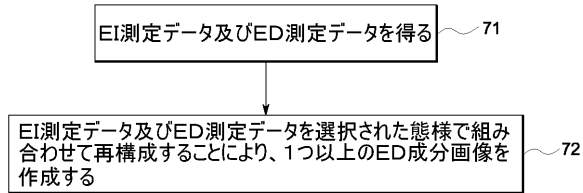


FIG. 3

【図 4】

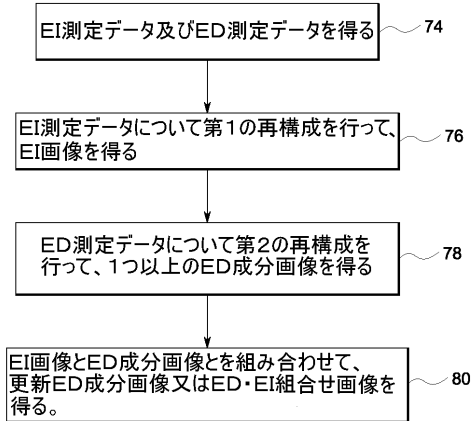


FIG. 4

【図 6】

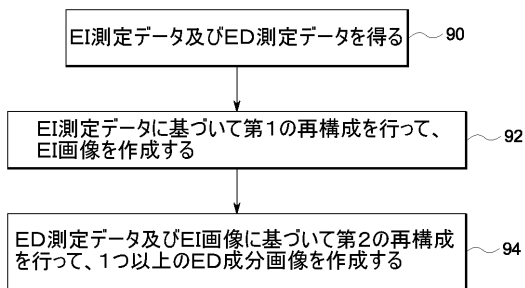


FIG. 6

【図 5】

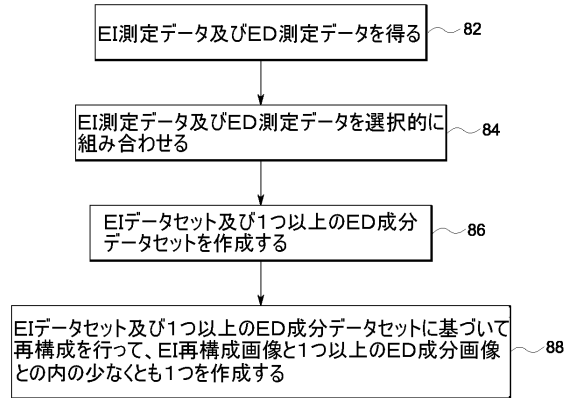


FIG. 5

【図 7】

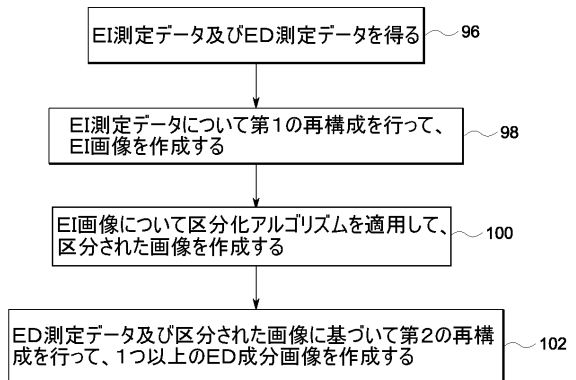


FIG. 7

---

フロントページの続き

(72)発明者 サミット・クマール・バス  
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、ニスカユナ、ベイカー・アベニュー、1920番

審査官 亀澤 智博

(56)参考文献 特開昭55-091338(JP,A)  
特開昭58-206726(JP,A)  
特開2004-174261(JP,A)  
特開2004-129812(JP,A)  
特開2004-077132(JP,A)  
特開平09-149901(JP,A)  
特開平09-108207(JP,A)  
特開平06-296607(JP,A)  
実開昭62-036704(JP,U)  
特開昭60-075036(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/03