

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4347672号
(P4347672)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B	6/03	3 7 3
A 6 1 B	6/03	3 6 0 Q
A 6 1 B	6/03	3 7 0 E
A 6 1 B	6/03	3 7 5

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-396587 (P2003-396587)
 (22) 出願日 平成15年11月27日 (2003.11.27)
 (65) 公開番号 特開2004-174260 (P2004-174260A)
 (43) 公開日 平成16年6月24日 (2004.6.24)
 審査請求日 平成18年11月21日 (2006.11.21)
 (31) 優先権主張番号 10/306,467
 (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 智志
 (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】構造、灌流及び機能に関する異常を検出する方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

放射線源(14)と、

放射線検出器(18)と、

前記放射線源及び前記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)とを備えており、該コンピュータは、

患者の肺(22)の走査の第一のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、

前記肺の前記走査の第二のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、

第一の造影剤に関するデータを用いて第一の機能画像を形成し、

第二の造影剤に関するデータを用いて第二の機能画像を形成するように構成されている、10
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2】

前記コンピュータ(36)はさらに、前記受け取ったデータのコンプトン及び光電分解を実行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)はさらに、前記受け取ったデータの基底物質分解(BMD)を実行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4】

前記コンピュータ(36)はさらに、前記受け取ったデータの計算機式断層写真法(CT)差分解を実行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5】

前記コンピュータ(36)はさらに、前記受け取ったデータの対数減算分解を実行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6】

前記コンピュータ(36)はさらに、位置合わせした第一の画像と第二の画像との間でピクセル毎の比マップを生成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)。10

【請求項7】

前記コンピュータ(36)はさらに、前記肺のグレイ・スケール解剖学的画像へのオーバレイとしてカラーで前記比マップを表示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)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、計算機式断層写真法(CT)撮像に関し、さらに具体的には、肺異常の検出及び診断のための方法及び装置に関する。20

【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。すなわち、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、CT検出システムにはエネルギー分解が欠如しているので、エネルギー識別型CTの発展が妨げられている。

【特許文献1】米国特許第6560315号

【発明の開示】30

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

所与の対象を透過したX線の減弱は一定ではない。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。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。容易に補正することのできるビーム・ハードニング・アーティファクトもあるが、補正が比較的困難なものもある。一般的に、ビーム・ハードニング・アーティファクトを補正する公知の方法として水較正及び繰り返し式骨補正があり、水較正は水に類似した物質によるビーム・ハードニングを除去するように各々のCT機械を較正することを含んでおり、繰り返し式骨補正では、一回目の画像で骨を分離した後に、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、水及び骨以外の物質によるビーム・ハードニング、例えば金属及び造影剤によるビーム・ハードニングは補正が難しい場合がある。加えて、上述の補正方法を用いても、従来のCTは定量的な画像値を与えない。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。40

【0004】

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、画像内では低密度の高減弱性物質が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。現在入手可能な少なくとも幾つかの最新型CTスキャナは、解剖学的な情報を提供することに限定されている。肺走査の場合に、かかる50

スキャナによって形成される画像は、かなりのレベルの画像アーティファクト及び不正確なCT数を呈する。これらの制限から、高度な診断へのCT装置の利用が阻まれている場合がある。従って、本書に記載する方法及び装置は、肺異常の検出及び診断を取り扱う。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一観点では、データを取得する方法を提供する。この方法は、多重エネルギー型計算機式断層写真法(MECT)システムで患者の肺を走査して複数の造影剤に関するデータを取得することを含んでいる。

【0006】

他の観点では、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。
10 MECTは、放射線源と、放射線検出器と、放射線源及び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、患者の肺の走査の第一のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、肺の走査の第二のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、第一の造影剤に関するデータを用いて第一の機能画像を形成し、第二の造影剤に関するデータを用いて第二の機能画像を形成するように構成されている。

【0007】

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。 MECTは、放射線源と、放射線検出器と、放射線源及び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、患者の肺の走査の第一のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、走査の第二のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、受け取ったデータを分解して複数の造影剤に関するデータを生成するように構成されている。

【0008】

さらに他の観点では、コンピュータ読み可能な媒体がプログラムで符号化されている。プログラムは、患者の肺の走査の第一のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、走査の第二のエネルギー・スペクトルに関するデータを受け取り、受け取ったデータを分解して複数の造影剤に関するデータを生成すべくコンピュータに指令するように構成されている。

【0009】

さらにもう一つの観点では、コンピュータ読み可能な媒体がプログラムで符号化されている。プログラムは、多重エネルギー型計算機式断層写真法(MECT)システムで患者の肺を走査して気体媒体内の第一の造影剤に関するデータ及び液体媒体内の第二の造影剤に関するデータを取得し、第一の造影剤に関するデータを用いて第一の機能画像を形成し、第二の造影剤に関するデータを用いて第二の機能画像を形成すべくコンピュータに指令するように構成されている。

【0010】

他の観点では、データを取得する方法を提供する。この方法は、患者に気体造影剤を投与する工程と、患者に液体造影剤を投与する工程と、患者を撮像して気体造影剤に関するデータ及び液体造影剤に関するデータを取得する工程とを含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本書に記載する方法及び装置は、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採用することによる患者の肺領域の異常の検出及び診断を取り扱う。各々の射線軌跡毎に、異なる平均X線エネルギーに関する多数の測定値を取得する。後に詳述するように、これらの測定値に対して基底物質分解(BMD)、並びにコンプトン分解及び光電分解を実行すると、精度及び特徴評価の改善を可能にする追加情報が得られる。

【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XY平面であって、一般に「イ

10

20

30

40

50

メージング（撮像）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。すべての検出器からの減弱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。10

【0014】

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。一組の投影データ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」又は「ハンスフィールド（Hounsfield）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。20

【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」・スキャンを行なうためには、患者を移動させながら所定の数のスライスのデータを取得する。このようなシステムは、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。30

【0017】

合計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・スライス螺旋加重方式の場合と同様に、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。40

【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50

る)。

【0020】

本書では、エネルギー識別型(多重エネルギー型としても公知)計算機式断層写真法(MECT)システムを用いて肺組織の構造、灌流及び機能に関する異常を検出する方法及び装置について説明する。先ず MECT システム 10 について説明し、続いて MECT システム 10 を用いた肺応用について説明する。

【0021】

エネルギー識別型(多重エネルギー型)CT システム 10

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。本書で用いられる多重エネルギー型計算機式断層写真法システムという用語は、エネルギー識別型 CT (EDCT) システムも参照する。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 線ビームを感知する。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でいる。

【0022】

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 DAS 32 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。

【0023】

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、DAS 32、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。

【0024】

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、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、

10

20

30

40

50

光磁気ディスク（M O D）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ィジタル装置、並びに開発中のディジタル手段を含んでいる。コンピュータ36は、本書に記載する機能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。C Tイメージング・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という点でエネルギー識別型（多重エネルギー型としても公知）である計算機式断層写真法（M E C T）システムである。このことは、従来の第三世代C Tシステムで異なるX線管ボテンシャルで相次いで投影を取得することにより達成することができる。例えば管を80kVpボテンシャル及び160kVpボテンシャルで動作させて、例えば二種類の走査を連続して又はインタリープ方式のいずれかで取得する。代替的には、異なる検出器横列が異なるX線エネルギー・スペクトルの投影を収集するようにX線源と検出器との間に特殊なフィルタを設ける。代替的には、連続して又はインタリープ方式のいずれかで取得される二種類の走査毎にX線スペクトルを成形する特殊な複数のフィルタを用いることができる。さらにもう一つの実施形態は、検出器に到達する各々のX線フォトンがそのフォトン・エネルギーで記録されるようにエネルギー感受性検出器を用いるものである。以上に述べた特定の実施形態は第三世代C T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C Tシステム（静止型検出器・回転式X線源）にも第五世代C Tシステム（静止型検出器及び静止型X線源）にも同等に適用可能である。10

【0025】

多重エネルギー測定値を得るためにには様々な方法があり、すなわち（1）異なる二種類のエネルギー・スペクトルで走査する方法、（2）検出器でのエネルギー累積に応じてフォトン・エネルギーを検出する方法、及び（3）フォトン計数方法がある。フォトン計数は、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。20

【0026】

M E C Tは、従来のC T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C T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。このため、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。さらに、二つのエネルギー領域から検出される信号は、二つの物質で構成されている対象の相対的な組成を決定するのに十分な情報を提供する。30

【0027】

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）アルゴリズム等の分解アルゴリズムを用いる。40

【0028】

C T数差アルゴリズムは、異なる管ボ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。また、コンプトン及び光電分解アルゴリズムは、M E C T10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、各々基底物質の一方の等価密度を表わす二つのC T画像を取得す50

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、BMDアルゴリズムは、所与の任意の物質のX線減弱（医療CTのエネルギー領域での）が他の二つ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、これら二つの物質を基底物質と呼ぶ。また、一実施形態では、LSD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、二つ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、LSD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、LSD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、一対の理想的な単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。

【0029】

尚、多重エネルギー型CT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。

【0030】

多重エネルギー型CTシステム10を用いたエネルギー識別の肺応用

10

本発明は、上述の原理を肺検査に応用する。明確に述べると、MECTシステム10を用いて本書に記載するようにしてCT画像を形成する。MECTシステム10で組織特徴評価を実行するのに用いることのできる手法は、再構成前解析、再構成後解析及びスカウト画像解析の三手法である。

【0031】

図3は、再構成58の前に分解56を行なう再構成前解析54を表わす流れ図である。コンピュータ36は、回転するガントリ12（図1に示す）の不連続な角度位置で検出器アレイ18（図1に示す）によって生成される取得投影データを収集し、これらの信号をプリプロセッサ60へ渡す。プリプロセッサ60は、コンピュータ36から受け取った投影データを、後に行なわれる数学的な処理のために並び方を最適化するように再ソートする。プリプロセッサ60はまた、検出器温度、一次ビームの強度、ゲイン及びオフセット、並びに他の決定的な誤差要因についてコンピュータ36からの投影データを補正する。次いで、プリプロセッサ60は、高エネルギー・ビュー62に対応するデータを抽出して高エネルギー・チャネル経路64に送り、低エネルギー・ビュー66に対応するデータを低エネルギー経路68に送る。高エネルギー・データ及び低エネルギー・データを用いて、分解アルゴリズムを利用して二つの投影データ・ストリームを生成した後に再構成して、異なる二つの物質に関連する二つの個別画像を得る。

20

【0032】

図4は、再構成58の後に分解56を行なう再構成後解析を表わす流れ図である。コンピュータ36は、回転するガントリ12（図1に示す）の不連続な角度位置で検出器アレイ18（図1に示す）によって生成される取得投影データを収集し、高エネルギー・ビュー62に対応するデータを高エネルギー経路64に送り、低エネルギー・ビュー66に対応するデータを低エネルギー経路68に送る。高エネルギー系列の投影62に対応する第一のCT画像70及び低エネルギー系列の投影66に対応する第二のCT画像72が再構成される（ロック58）。次いで、分解アルゴリズムを用いて二重重エネルギー分解56を実行し、異なる二つの物質にそれぞれ関連する二つの個別画像を得る。スカウト画像解析でも、信号の流れは図3又は図4に類似したものとしてよい。但し、テーブルをガントリに対して相対的に移動させてデータを取得する。

30

【0033】

換気・灌流不整合の一つの共通の原因は、肺塞栓である。しかしながら、肺動脈閉塞の

40

50

あらゆる原因（気管支癌、リンパ腫、転移性疾患、肉腫、動脈瘤、類肉腫、及び真菌感染又は肉芽腫感染）が同じ所見を生じ得る。公知の幾つかの臨床処置では、陽電子放出断層写真法（PET）を用いて空間分解能を制限して換気・灌流走査を取得しているが、PETは放射性同位体の注射を必要とする。同様に、二重走査が必要とされるが、走査時間又は走査間隔が運動関連アーティファクトを形成するのに十分なだけ長い場合には特に、二回の走査の間での解剖学的構造の位置合わせが困難である。多重エネルギー型計算機式断層写真法（MECT）の換気・灌流マップは、イオバミドールのようなイオン性若しくは非イオン性のヨウ素系（I）造影剤、Gd-DTPAのようなガドリニウムのキレート、又はガドジアミド（ガドリニウムジエチレントリアミン五酢酸ビスマルアミド、 $C_{16}H_{28}GdN_5O_9 \times H_2O$ ）のような非イオン性キレート等のIV造影剤を患者に注射しながら、同時に患者に Xe^{131} のように高い原子番号及び／又は高密度を通例有する安定型非放射性ガスを吸入させることにより生成される。単一回の走査が取得されて、多数のエネルギーの各々で再構成されたCTピクセル・データにおけるハンスフィールド単位の比が三次元換気・灌流マップを与える。結果として得られる画像は重要な臨床値を有している。主な二つの応用は、肺塞栓の検出、及び局所的肺機能の評価である。凝血塊が肺動脈を閉塞させると、正常ならば当該血管によって供給される肺領域への血流が途絶し、対応する「灌流欠如」が生ずる。かかる欠如は、後述の換気・灌流マップ（V/Qマップ）において酸素交換が非効率的になっている区域を指示する「高」信号として現われる。

【0034】

利用について述べると、一実施形態によれば、患者は Xe^{131} を一回十分に呼吸し、且つ実質的に同時に造影剤（I）の（タイミング）ボーラス注射を行なう。全肺気量（TL C）においてシステム10で多重エネルギーCT走査データを収集する。収集したデータを前述の分解方法（CT数差、コンプトン及び光電分解、基底物質分解、又は対数減算分解）の一つを用いて分解し、投与した造影剤の関連原子（例えば Xe^{131} とI）の間での差を強調表示するようなX線スペクトル又はエネルギー識別MECT画像を取得する。分解工程から二つの画像データ集合が得られ、その一方は Xe^{131} の密度を強調したもの（換気機能画像、「V」画像）となり、他方はIの密度を表わすもの（灌流機能画像、「Q」画像）となる。

【0035】

これら二つの機能画像が形成された後に、画像からV/Q信号を算出する。一実施形態では、二つの機能画像を互いに対しても位置合わせし、ピクセル毎にV/Q信号を算出する。このとき、V画像でのCT数対Q画像のCT数の比がこれら二画像の各々の位置でのV/Q信号を表わしている。V/Qマップは、従来のグレイ・スケール画像にV/Q比をカラーマップを用いて重ね合わせ表示することを介して三次元肺解剖学的構造を表示することにより提示することができる。従来のグレイ・スケール画像は解剖学的画像であって機能画像ではない。グレイ・スケール画像は酸素交換効率の解剖学的マップを提供する。取得画像すなわちV画像、Q画像、及び／又はV/Qマップ・データの任意の組み合わせを用いると、観測者又はコンピュータ・アルゴリズムは疑いのあるV/Qの領域を強調表示することができる。計算機支援式検出又は診断アルゴリズムがこれらのデータを用いて、慢性閉塞性肺疾患（COPD）及び肺気腫のような病状の診断を下すこともできるし、又は不十分な肺機能の病理領域を検出し、定量化し、分類することもできる。

【0036】

図5は、肺の換気系及び灌流系の模式図であり、図5の左側では動脈／静脈網を示し、右側では気道／気管支網を示している。これらの網のいずれの異常であっても、V/Q不整合すなわち肺の解剖学的構造全体の全V/Q活性に一致しない比を生ずる。

【0037】

図6は、換気・灌流マップの例を示しており、同図は、左側の図で血管網を示している灌流画像と、中央の図に示す気管支網及び肺胞網による換気画像と、右側の図の中央の画像対左側の画像の比（V/Qマップ）とを含んでいる。中位の濃さの灰色の区域は、換気及び灌流が整合していることを示している。図7は、換気が灌流よりも小さく呼吸閉塞の

可能性が存在し得ることを示す淡灰色の区域をV/Qマップが有している例を示している。同様に、図8は、灌流が換気よりも小さく動脈閉塞の可能性又は肺塞栓の可能性が存在し得ることを濃灰色の区域が示している例を示す。

【0038】

本書に記載する方法及び装置は、肺組織の特徴評価を容易にし、これにより、効率的且つ経費実効的な態様での異常の診断を容易にする。

【0039】

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で本発明に改変を施し得ることが理解されよう。

【図面の簡単な説明】

10

【0040】

【図1】MECTイメージング・システムの見取り図である。

【図2】図1に示すシステムのブロック模式図である。

【図3】再構成前解析を表わす流れ図である。

【図4】再構成後解析を表わす流れ図である。

【図5】肺の換気系及び灌流系の模式図である。

【図6】換気 - 灌流マップの実例を示す図である。

【図7】換気が灌流よりも小さいことを示す淡灰色の区域をV/Qマップが有している例を示す図である。

【図8】濃灰色の区域が灌流が換気よりも小さいことを示している例を示す図である。

20

【符号の説明】

【0041】

10 CTシステム

12 ガントリ

14 放射線源

16 放射線コーン・ビーム

18 検出器アレイ

20 検出器素子

22 患者

24 回転中心

30

26 制御機構

42 表示器

46 モータ式テーブル

48 ガントリ開口

50 媒体読み取り装置

52 媒体

54 再構成前解析

56 分解

58 再構成

60 プリプロセッサ

40

62 高エネルギー・ビュー

64 高エネルギー・チャネル経路

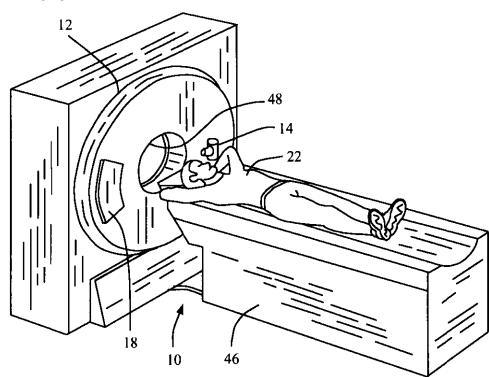
66 低エネルギー・ビュー

68 低エネルギー・チャネル経路

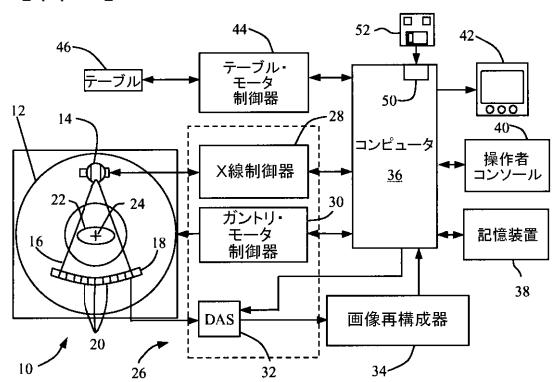
70 第一のCT画像(高エネルギー)

72 第二のCT画像(低エネルギー)

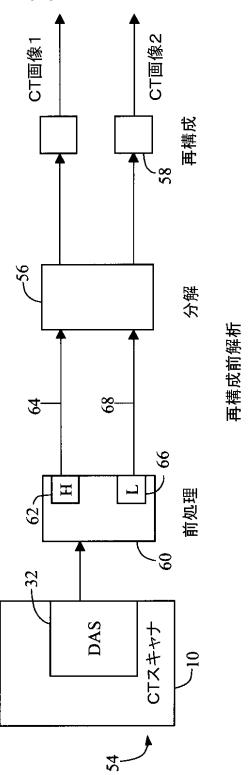
【図1】



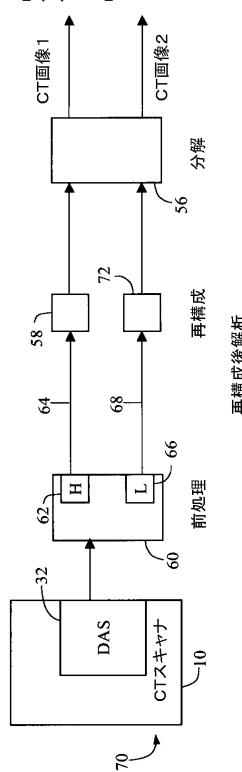
【図2】



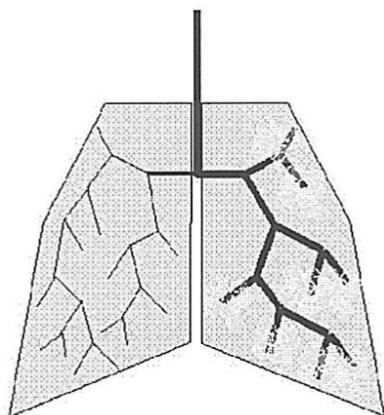
【図3】



【図4】

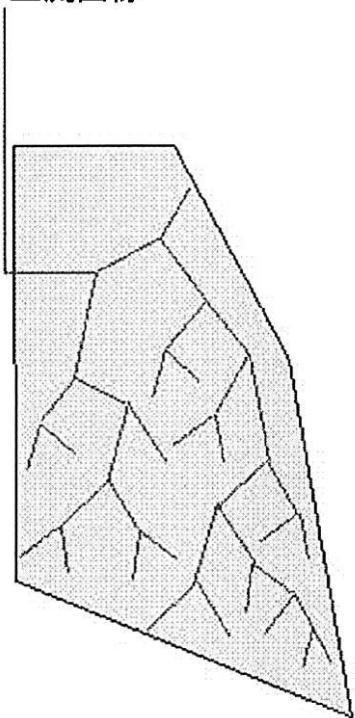


【図5】

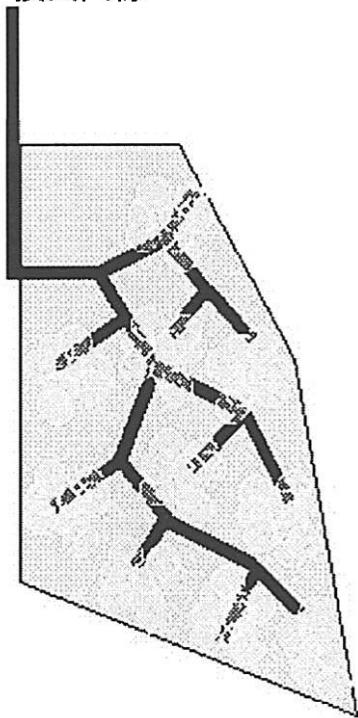


【図6】

血流画像



換気画像



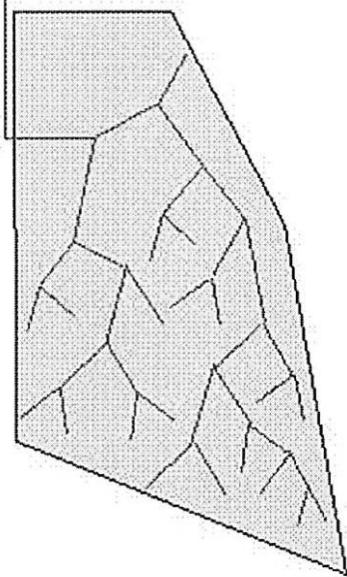
V/Qマップ



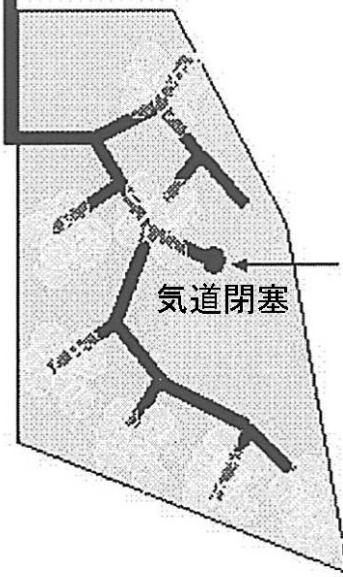
整合しているV/Q

【図7】

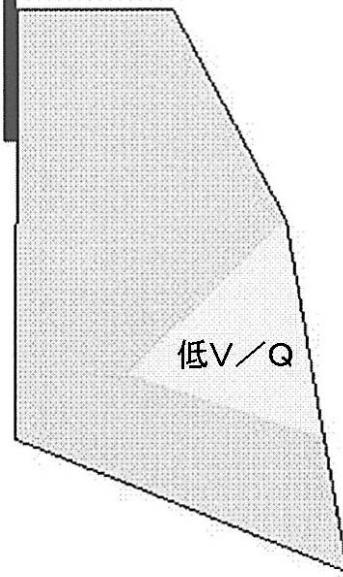
血流画像



換気画像

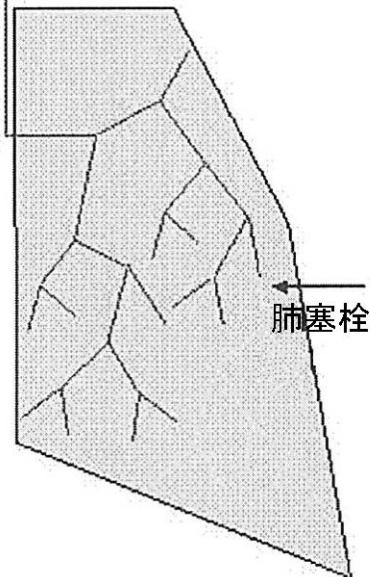


V/Qマップ

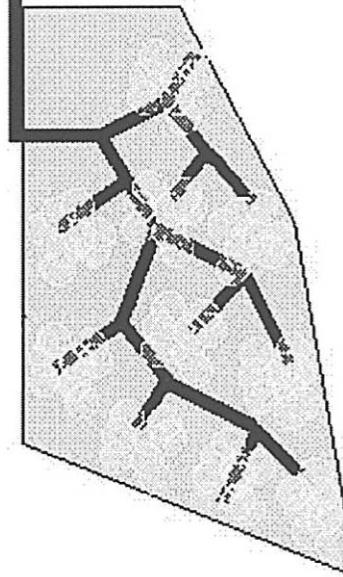
**気道閉塞**

【図8】

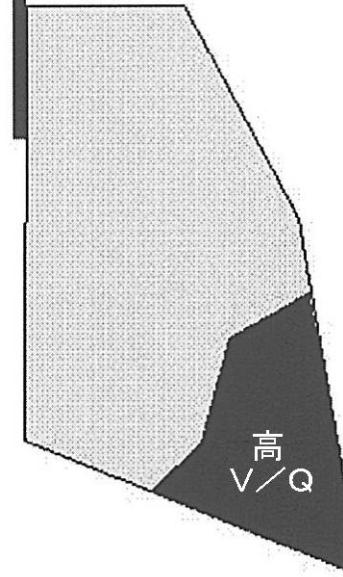
血流画像



換気画像



V/Qマップ

**肺塞栓**

フロントページの続き

(72)発明者 ケリー・リン・カラウ

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ニュー・ベルリン、サウス・ムーアランド・ロード、298
6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・コート、エヌ58・ダブリュ2
4838番

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開昭57-029338(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00~6/14
J S T P l u s (J D r e a m I I)