

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4469717号

(P4469717)

(45) 発行日 平成22年5月26日 (2010. 5. 26)

(24) 登録日 平成22年3月5日 (2010. 3. 5)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 5 0 L

請求項の数 13 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-523303 (P2004-523303)	(73) 特許権者	300019238
(86) (22) 出願日	平成15年7月23日 (2003. 7. 23)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公表番号	特表2005-533566 (P2005-533566A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公表日	平成17年11月10日 (2005. 11. 10)		エルシー
(86) 国際出願番号	PCT/US2003/022924		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・5 3
(87) 国際公開番号	W02004/008969		1 8 8・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(87) 国際公開日	平成16年1月29日 (2004. 1. 29)		ュー・ブルバード・ダブリュー・7 1 0
審査請求日	平成18年7月19日 (2006. 7. 19)		・3 0 0 0
(31) 優先権主張番号	60/397, 658	(74) 代理人	100137545
(32) 優先日	平成14年7月23日 (2002. 7. 23)		弁理士 荒川 聡志
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100105588
(31) 優先権主張番号	60/398, 463		弁理士 小倉 博
(32) 優先日	平成14年7月25日 (2002. 7. 25)	(74) 代理人	100106541
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像再構成における運動補償の方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

エッジ認識プログラムを使用して2枚の連続走査画像において認識されたエッジを比較することにより、運動を決定して、運動している対象の画像を再構成するための歪み型画像格子を形成するように構成されているコンピュータ。

【請求項 2】

前記2枚の連続走査原画像の間でのエッジ運動の比較に基づいて、各々のピクセルについて速度ベクトルを示す速度画像を展開するようにさらに構成されている請求項1に記載のコンピュータ。

【請求項 3】

特定の間時刻での時間補間されたサイノグラムを算出するために前記速度画像を用いるようにさらに構成されている請求項2に記載のコンピュータ。

【請求項 4】

前記補間されたサイノグラムを用いて画像を再構成するようにさらに構成されている請求項3に記載のコンピュータ。

【請求項 5】

各々のピクセルについて $\Delta H(t)$ を算出するために前記速度ベクトルを用いるようにさらに構成されており、ここで、 $\Delta H(t)$ は運動により生ずるCT数としての強度の時間変化である、請求項2に記載のコンピュータ。

【請求項 6】

10

20

一方の前記連続走査画像を他方の前記連続走査画像に合成するのに必要とされる運動を表わす中間画像を形成するために2枚の連続画像を比較するようにさらに構成されている請求項1に記載のコンピュータ。

【請求項7】

補正された投影を生成するために前記中間画像を前方投影するようにさらに構成されている請求項6に記載のコンピュータ。

【請求項8】

エッジ認識プログラムを使用して2枚の連続走査画像において認識されたエッジを比較することにより、運動を決定して、運動している対象の画像を再構成するための歪み型画像格子を形成するように構成されており、

10

中間画像を用いて時間により参照される一組の画像補正值集合を生成し、

補正生データ集合を生成するために前記生成された補正值集合を前方投影し、

前記補正生データ集合を用いて補正画像を再構成して、

第一の補正された画像を形成するために、補正されるべき画像に前記補正画像を加算するようにさらに構成されているコンピュータ。

【請求項9】

第二の補正された画像を形成し、

前記第一の補正された画像を前記第二の補正された画像に合成するのに必要とされる運動を表わす中間的な補正された画像を形成するために前記第一の補正された画像と第二の補正された画像とを比較して、

20

前記第一の補正された画像をさらに補正するために、前記中間的な補正された画像を用いる

ようにさらに構成されている請求項8に記載のコンピュータ。

【請求項10】

放射線源及び放射線検出器を含むガントリと、

前記放射線源及び前記放射線検出器に結合されて動作するコンピュータと、

を備えたモーション・アーティファクト低減を容易にするイメージング・システムであって、前記コンピュータは、

前記検出器アレイから情報を受け取り、

該受け取った情報から少なくとも2枚の連続画像を形成し、

30

エッジ認識プログラムを使用して前記少なくとも2枚の連続走査画像において認識されたエッジを比較することにより、運動を決定して、運動している対象の画像を再構成するための歪み型画像格子を生成するように構成されている、イメージング・システム。

【請求項11】

前記放射線源は電子ビームをターゲットに向かって投射するX線ビーム発生源を含んでおり、前記ターゲットはX線を前記検出器に向かって放出する、請求項10に記載のイメージング・システム。

【請求項12】

前記コンピュータは、前記2枚の連続走査原画像の間でのエッジ運動の比較に基づいて、各々のピクセルについて速度ベクトルを示す速度画像を展開するようにさらに構成されている、請求項11に記載のイメージング・システム。

40

【請求項13】

前記コンピュータは、

運動している対象の運動推定値を推定し、

前記運動推定値を用いて、前記運動している対象の運動の関数として前記歪み型画像格子を構築し、

前記歪み型画像格子を使用して、モーション・アーティファクトが低減した画像を再構成し、

前記歪み型格子の生成を可能にした前記運動推定値と前記運動している対象の位置情報とを用いて前記運動している対象の画像を繰り返し再構成し、

50

前記運動している対象の四次元再構成を形成するように構成されている、請求項10乃至12のいずれかに記載のイメージング・システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般的には、計算機式断層写真法（CT）撮像及び電子ビーム計算機式断層写真法（EBT）に関し、さらに具体的には、運動が引き起こすアーティファクト（モーション・アーティファクト）の低減を容易にする方法及び装置に関する。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0002】

撮像の質を向上させる必要性は持続的に存在している。例えば、Edicに付与された米国特許第6,353,653号は、補間アルゴリズムを用いて放射線画像を1よりも多い時間的瞬間に補間して再構成し、心臓及び冠状血管構造の四次元画像を形成する方法を開示している。

【特許文献1】米国特許第6,353,653号明細書

【課題を解決するための手段】

【0003】

一観点では、モーション・アーティファクト低減を容易にする方法を提供し、この方法は、2枚の連続走査画像を比較して運動を決定するステップを含んでいる。

20

【0004】

他の観点では、モーション・アーティファクト低減を容易にする方法を提供し、この方法は、第一の画像を第二の画像と比較することにより第一の画像の少なくとも1個のピクセルの速度を推定するステップと、推定された速度を用いてサイノグラムを補正するステップと、を含んでいる。

【0005】

他の観点では、モーション・アーティファクト低減を容易にする方法を提供し、この方法は、第一の画像の複数個のピクセルの各々について速度ベクトルを生成するステップと、各々のピクセルについて $\Delta H(t)$ を算出するステップとを含んでおり、ここで、 $\Delta H(t)$ は運動によって生ずるCT数としての強度の時間変化である。

30

【0006】

さらにもう一つの観点では、コンピュータが、2枚の連続走査画像を比較して運動を決定するように構成されている。

【0007】

さらに他の観点では、モーション・アーティファクト低減を容易にするイメージング・システムを提供する。このシステムは、放射線源及び放射線検出器を含むガントリと、放射線源及び放射線検出器に結合されて動作するコンピュータとを含んでいる。コンピュータは、検出器アレイから情報を受け取り、受け取った情報から少なくとも2枚の連続画像を形成し、これら少なくとも2枚の連続画像を比較して運動を決定するように構成されている。

40

【0008】

一観点では、プログラムで符号化されているコンピュータ読み取り可能な媒体を提供する。プログラムは第一の画像を第二の画像と比較することにより第一の画像の少なくとも1個のピクセルの速度を推定し、推定された速度を用いてサイノグラムを補正するように構成されている。

【0009】

他の観点では、モーション・アーティファクト低減を容易にするイメージング・システムを提供する。このシステムは、放射線源及び放射線検出器を含むガントリと、放射線源及び放射線検出器に結合されて動作するコンピュータとを含んでおり、放射線源は、ターゲットに向かって電子ビームを投射するX線ビーム発生源を含んでおり、ターゲットは検

50

出器に向かってX線を放出する。コンピュータは、第一の画像の複数のピクセルについて速度ベクトルを生成し、各々のピクセルについて $\Delta H(t)$ を算出するように構成されており、ここで、 $\Delta H(t)$ は運動によって生ずるCT数としての強度の時間変化である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

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、各々の検出器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。

10

【0011】

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線源及び検出器が撮像されている対象又は患者の周りを1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。

20

【0012】

アキシアル・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再構成する。一組の投影データから画像を再構成する方法に、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」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又はその他任意の形式の視覚的表示器上の対応するピクセルの輝度を制御する。

【0013】

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、所定の数のスライスの投影データが取得されている最中に患者テーブルを介して患者を継続的に移動させる。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。

30

【0014】

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ン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。

40

【0015】

本書で用いる場合には、単数形で記載されており単数不定冠詞を冠した要素又はステップという用語は、排除を明記していない限りかかる要素又はステップ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。さらに、「走査画像」との用語はCT画像であってもEBT画像であってもよい。加えて、本書に開示する方法は、2列以上の検出器列で構成されている面積型X線検出器を採用した容積測定型CTスキャナにも同等に良好に適用される。

【0016】

50

また、本書で用いられる「画像を再構成する」という文言は、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枚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）。

【００１７】

図１及び図２を参照すると、マルチ・スライス走査イメージング・システム、例えば計算機式断層写真法（ＣＴ）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（row、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が、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の推定を可能にす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１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１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、１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の複数の横列の平行な検出器横列を含んでいる。

【００１８】

ガントリ１２の回転及びＸ線源１４の動作は、ＣＴ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へ送られ、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。

【００１９】

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。付設されている視覚的表示器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。

【００２０】

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、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情報源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、ＭＯＤ装置、又はイーサネット（商標）装置のような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、並びに開発途上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果たすようにプログラムされており、従って、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定されている訳ではなく、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、

10

20

30

40

50

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。。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 内で実行されるソフトウェアであってもよい。

【0021】

図 3 及び図 4 は、本書に記載されるように構成されている汎用軸外 (off-axis) 計算機式断層写真法 X 線透過走査システム 108 を示しており、このシステムはまた電子ビーム計算機式断層写真法システム (EBT) 108 とも呼ばれる。システム 108 は、スキャナ 110 と、付設されているコンピュータ・システム 112 とを含んでいる。スキャナ 110 は真空収容室 114 を含んでおり、ここで電子ビーム 116 が発生されて、収容室 114 の前方下部 120 の内部に位置しておりその周囲に延在している円弧状ターゲット 118 を走査する。典型的には、収容室 114 は長さが約 2 m であるが、他の寸法を用いることもできる。

10

【0022】

典型的には 210° 内外を約 50 ms で走査する掃引電子ビームがターゲット 118 に入射すると、ターゲット 118 は移動する扇形の X 線ビーム 122 を放出し、ビーム 122 は寝台移動機構 125 の上に横臥している被検体 124 (例えば患者又は他の対象) の所定領域を透過した後に、ターゲット 118 の正反対に対向して位置する検出器アレイ 126 を目掛けて入射する。環状アセンブリに収容されているターゲット 118 及び検出器アレイ 126 をまとめてガントリ 128 と称するものとする。ターゲット 118 及び検出器アレイ 126 は、スキャナ軸 136 を中心として同心状に位置しており、この軸に垂直な平面を画定している。

20

【0023】

検出器アレイはデータを DAS 130 へ出力し、DAS 130 はデータをデジタル化してコンピュータ・システム 112 へ渡す。コンピュータ 112 はデータをさらに処理して記録し、被検体 124 の所定スライスの再構成画像をビデオ・モニタ 132 に形成する。X 線技師はキーボード 134 を介してコンピュータ・システム 112 を動作させて、電子ビーム 116 の発生及び制御、並びに患者 124 の移動等のシステム 108 の全体的動作を制御する。システム 108 は、従来のモードでも且つ／又はヘリカル・スキャン・モードでも動作し得ることが理解されよう。

【0024】

ここで、図 4 を参照して走査用電子ビーム 116 の発生について説明する。収容室 114 の上流側端部 142 の内部に設けられている電子銃 140 が、電源 143 からの高電圧励起 (例えば 130 kV) に応答して電子ビーム 116 を発生する。真空ポンプ (図示されていない) が収容室 114 を排気しているが、電子ビーム 116 を存在させた状態で正イオンを発生することのできるガスは残っている。

30

【0025】

収容室 114 の内部には光学系軸又はビーム系軸 138 と同軸で電極アセンブリ 146 が配設されており、電子ビーム 116 がアセンブリ 146 を軸方向に通過するようになっている。電極アセンブリ 146 は光学系の一部を成す。

【0026】

電極アセンブリ 146 は、ビーム 116 が真空収容室 114 内の残留窒素ガスと相互作用するときに発生されるビーム 116 からのイオンを取り除く。これにより、カソードのイオン衝突が減少し、ビーム 116 が自己電場の影響下で拡大することが可能になる。電極アセンブリを越えると、ビームが中和されるまでイオンがビームに蓄積し、この中和された領域において、ビーム 116 は自己電場の影響下でプラズマ集束される。ソレノイド磁石 149 並びに二極及び四極磁石 150 を含めた複数の磁石 148 を用いてビーム 116 の集束を調節すると共にビーム 116 をターゲット 118 に向けて偏向させる。また、ソレノイド磁石 149 は電極アセンブリ 146 の一部を包囲している。

40

【0027】

以下の説明は、取得時間が 33 ミリ秒～50 ミリ秒の EBT スキャナを例とするが、本

50

書に記載する方法は、存在する目的の運動が、ナイキスト・サンプリング・レートよりも速い又はこれと等しいサンプリングとして文献で公知のように関連情報を捕えるのに十分な頻度でサンプリングされるように、十分に高速の周波数で投影データを測定する任意の種類のスキャナに適用可能である。

【0028】

C T スキャナ 10 及び E B T スキャナ 108 では、走査データを幾つかのレベルの各々で連続的に蓄積することができる。一実施形態では、E B T スキャナ 108 では、走査のための時間は 33 ミリ秒又は 50 ミリ秒のいずれかである。走査時の各々の投影は時間分解能が 0.02 ミリ秒であり、投影は、例えば時刻ゼロから開始して時刻 33 ミリ秒又は 50 ミリ秒で終了するまで 212° の範囲にわたって線形的に測定される。個々の投影は良好な時間分解能を有しているが、サイノグラム全体が経時的に拡散しているという事実から、画像を再構成しているときにモーション・アーティファクト及びボケが混入する。サイノグラムの各々の高速投影は、連続走査系列において約 50 ミリ秒毎にサンプリングされる。本書で説明する方法及び装置は少なくとも 1 個のサイノグラムを時間補間して、時間歪みを除去し、従来得られていたよりも鮮明な C T 画像を結果として生ずる。従って、本書で説明する装置及び方法の一つの技術的效果は、再構成される C T 画像における鮮明さの向上である。

【0029】

ここでの目標は、投影データが同時に収集されていたとしたら得られていたであろうものと同等の時間補間された新たなサイノグラムとなるように、一定の時間範囲にわたって得られたデータ・サイノグラムを補正することにある。一実施形態では、33 ミリ秒～50 ミリ秒の連続した 2 枚の E B T 画像をエッジ認識プログラムによって比較する。これら 2 枚の原画像の間でのエッジ運動の比較に基づいて、平均画像の各々のピクセルについて速度ベクトルを示す速度画像を展開する。次いで、速度画像を用いて、時間分解能を 10 ミリ秒未満として特定の間時刻（1 又は複数）において時間補間されたサイノグラムを算出する。次いで、補間されたサイノグラムを再構成して、モーション・アーティファクトが低減した画像を形成する。

【0030】

元の再構成（33 ミリ秒又は 50 ミリ秒再構成）において目的とする運動が画像アーティファクトを生ずるのに十分なものである場合には、これらの画像のピクセルについて最良の運動推定値が決定される。上述のように、運動推定値を用いて、時間分解能が改善されアーティファクトが低減した新たな再構成を生成する。新たなこの一組の再構成を用いて、類似の態様で画像のピクセルの運動を高精度で求めることができ、結果として繰り返しアプローチで再構成における時間分解能を次第に高める。

【0031】

C T 画像の各々のピクセルは、元の C T 走査取得データにおける固有の曲線に対応している。これらの曲線はシヌソイド関数に類似しているため、データ行列をサイノグラムと呼ぶ。サイノグラム取得時に点が移動している場合には、運動の影響を反映してシヌソイド曲線は歪む。従って、画像のピクセルの速度を、近接した時刻の 2 枚の画像の比較によって推定すると、サイノグラムについて、補正後のサイノグラムが一定時刻のデータを反映しているような補正を算出することができる。C T 再構成は線形過程であるので、単一点の対象を表わす単一ピクセルについての方法が展開され、この方法を画像全体に拡張して用いて、取得データの完全なサイノグラムを補正する。次いで、時間補正されたサイノグラムが再構成され、結果として、運動を含まない C T 画像又はモーション・アーティファクトが低減した画像が得られる。加えて、この方法では運動は周期的である必要はなく、サンプリング走査が十分に高速である場合には寧ろ任意の種類の運動を補正することができる。換言すると、この方法は、運動が周期的である場合には単一のサイクルで実行することができる。加えて、本書で説明する方法及び装置を用いれば、モーション・アーティファクトは非周期的運動についても低減され得る。このモーション・アーティファクト低減は、本書で説明する方法及び装置の一つの技術的な効果である。

【0032】

以上に述べた工程を繰り返すことにより具現化される繰り返しアプローチを用いて、再構成画像の時間分解能をさらに高めることができる。例えば、 $1' \sim N'$ と番号を付けた N 個のサイノグラムが与えられた場合に、 $1* \sim N*$ の N 枚の画像が形成され、 $1*$ が $2*$ と比較されて補正されたサイノグラム($1''$)が生成され、 $2*$ が $3*$ と比較されてもう一つの補正されたサイノグラム($2''$)が生成され、以下同様に続く。次いで、補正されたサイノグラム $1''$ 及び $2''$ からそれぞれ補正された画像 $1**$ 及び $2**$ が形成され、 $1**$ が $2**$ と比較されて新たな補正されたサイノグラム($1'''$)が生成され、以下同様に続く。

【0033】

一実施形態では、歪み型(warped)画像格子を画像の再構成に用いる。心臓のような運動している対象の画像の時間分解能が高められ、運動の様々な時相での心臓の画像の三次元再構成が与えられる。この側面では、心臓のような運動している対象の運動が推定され、この推定を用いて、運動している対象の運動の関数として歪み型画像格子を構築する。歪み型画像格子は、データ取得工程時に、運動している対象の運動の特定の部分での運動している対象の位置を示す。一旦、データ取得工程時の時間の関数としての歪み型画像格子が構築され、モーション・アーティファクトが低減した画像が再構成されたら、歪み型格子の生成を可能にした運動推定値を運動の当該部分での位置の知見と共に用いて運動のその他任意の部分での対象の画像を再構成することができる。この工程を、米国特許仮出願第60/397,658号、及び米国特許仮出願第60/397,658号の利益を請求しており、同様に参照によりその全体として本出願に組み入れられる2003年7月23日に出願された米国特許出願第10/625361(出願者控番号第120520-2号)に記載されているように、関心のある運動の各々の部分について繰り返して、心臓のような運動している対象の四次元再構成を形成する。

【0034】

換言すると、従来と同様の走査が行なわれる場合に、取得される投影データは心臓の運動のために生ずる不整合を有している。例えば、特定のビューについての投影データは、データが取得されたときの心臓の特定の運動に依存する。歪み型画像格子は、特定の運動時の心臓の位置を考慮に入れている。次いで、一組の三次元容積測定画像から、三次元容積測定画像の系列の範囲内で画像内の対象がどれだけ移動しているかを推定することにより、隣接する三次元容積測定画像の各々の組について、投影データの不整合を考慮に入れた再構成画像格子の歪みを決定する。歪み型画像格子をデータ取得工程時の時間又はビュー角度位置の関数として生成することを可能にする運動推定値を再構成工程で用いて、モーション・アーティファクトを低減する。

【0035】

歪み型画像格子を決定するもう一つの方法は、投影データを用いて、投影データはビュー位置間で緩やかに変化するという事実を用いるものである。不整合を考慮に入れた画像空間の歪みは二次元投影データにおいて識別され、関心のある各々のスライス毎に歪み型画像格子が決定される。

【0036】

もう一つの実施形態では、運動推定値からの速度ベクトルを用いて各々のピクセルについて $\Delta H(t)$ を算出しており、ここで、 $\Delta H(t)$ は、運動によって生ずるピクセルのハンスフィールド数(CT数)としての強度の時間変化を表わしている。運動推定値は、歪み型画像格子を生成する上述の方法から得ることもできるし、上述の速度画像から得ることもできるし、またピクセル毎の速度ベクトルを含むか又はそこからピクセル毎の速度ベクトルを導くことができるその他任意の運動推定値であってもよい。一実施形態では、 $\Delta H(t)$ を前方投影して、サイノグラムの各々の線についての投影補正値を時間の関数として生成する。次いで、補正されたサイノグラムを再構成する。代替的には、 $\Delta H(t)$ を前方投影してデルタ・サイノグラムとした後に、デルタ・サイノグラムを画像に追加すべき補正として再構成することもできる。この方法は、この運動推定値方式での中間画

像は線形強度平均ではなく速度に基づくものであるため、補間によって中間画像を算出することとは異なる。これにより、運動するエッジがどこに属するかが分かる。また、強度のサイノグラム補間とも異なっているが、一実施形態では、運動推定値は画像ではなくサイノグラムに直接的に適用される。

【0037】

もう一つの実施形態では、画像に基づく運動推定値を用いてサイノグラムを補正しており、この場合の運動は、MPEG符号化において用いられる種類の運動予測子 (motion predictor) を用いて推定されるか、画像変形 (morphing) ソフトウェアのために開発された手法を用いて一つの画像を他の画像に合わせるように空間的に歪ませることにより推定される。ここでの説明は取得時間が33ミリ秒～50ミリ秒のEBTスキャナに基づくが、本方法は、存在する目的の運動が、ナイキスト・サンプリング・レートよりも速い又はこれと等しいサンプリングとして文献で公知のようにサンプル間の運動を適切に捕えるのに十分な頻度でサンプリングされるように、十分に高速の周波数で投影データを測定する任意の種類のスキャナに適用可能である。

【0038】

例えばCT、EBT及びMRIの各スキャナでは、走査データを幾つかのレベルの各々で連続的に蓄積することができる。前述のように、最新のEBTスキャナでは、走査のための時間は33ミリ秒又は50ミリ秒のいずれかである。走査時の各々の投影は時間分解能が0.02ミリ秒であり、投影は、例えば時刻ゼロから開始して時刻33ミリ秒又は50ミリ秒で終了するまで212°の範囲にわたって相次いで測定される。個々の投影は優れた時間分解能を有しているが、データ集合は33ミリ秒又は50ミリ秒のいずれかの時間区間にわたって歪みを受けている。この歪みから、画像を再構成しているときにモーション・アーティファクト及びボケが混入する。2回以上の走査を連続して行なうと、走査区間に生じている運動量の測定値を決定するために2枚の連続画像を比較することが可能になる。他の応用分野では、画像系列において運動の特性を決定するための多くのアルゴリズムが開発されている。MPEG符号化はビデオ業界では広範に用いられており、フレーム間での運動予測値を用いてビデオ・データを経時的に圧縮するものである。画像変形ソフトウェアは、2枚の画像を比較して、一方の画像を他方の画像に合成するのに必要とされる運動を表わす一組の中間画像を推定するのに用いられている。運動予測値は、上述の方法を用いて画像の各々のピクセルについて求められ、これらの運動予測値を用いて、比較される2枚のフレームの間の中間の時刻での各々のピクセルについての強度値変化を記述する経時的関数を推定することができる。このように、画像変形に用いられる工程と同様の一組の中間画像が算出される。次いで、中間画像を適当な角度で前方投影して、対応する角度及び時刻での走査データにおける補正された投影を形成する。実施形態の一例では、運動推定値を用いて一組の画像補正值対時間を算出し、これらの微小なデルタ補正を前方投影して補正生データ集合を得る。次いで、投影補正値を再構成して、元のフレームに適用される補正画像を形成する。僅かな補正しか必要とされないので、2段階繰り返しを実行して、運動補償したさらに一層正確な再構成を形成することが可能である。

【0039】

代替的な実施形態では、一对の連続データ集合を比較する。データは一般的には、投影が連続した列を成すような二次元データ配列として配列される。個々の対象点は表現としてシノイド曲線を描くため、この配列をサイノグラムと呼ぶ。畳み込みサイノグラムとして知られるサイノグラム表現の一形態では、走査対象のエッジ特徴に対応するエッジを見ることができる。連続したサイノグラムを比較することにより見えるようなエッジの運動を測定して用いて、サイノグラム全体についての運動を時間の関数として各々の個々の投影射線について推定する。これらの値を用いて、一定の時刻での新たな補正されたサイノグラムを算出して、この補正されたサイノグラムを再構成して運動補正した画像を形成する。

【0040】

様々な特定の実施形態によって本発明を説明したが、当業者は、特許請求の範囲の要旨

及び範囲に属する改変を施して本発明を実施し得ることを理解されよう。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】CT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】電子ビーム技術を用いた計算機式断層写真法X線透過型走査システムを示す図である。

【図4】図3に示すシステムの図である。

【符号の説明】

【0042】

10 CTイメージング・システム

12 ガントリ

14 X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 陰極線管表示器

48 ガントリ開口

50 媒体読み取り装置

52 媒体

108 電子ビーム計算機式断層写真法システム (EBT)

110 スキャナ

112 コンピュータ・システム

114 真空収容室

116 電子ビーム

118 円弧状ターゲット

120 収容室の前方下部

122 扇形X線ビーム

124 被検体

125 寝台移動機構

126 検出器アレイ

128 ガントリ

134 キーボード

136 スキャナ軸

138 光学系軸

140 電子銃

142 収容室の上流側端部

143 電源

146 電極アセンブリ

148 複数の磁石

149 ソレノイド磁石

150 二極及び四極磁石

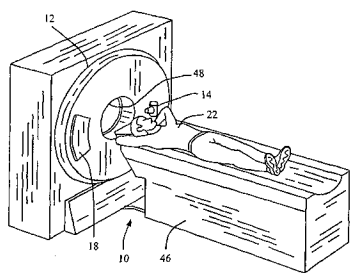
10

20

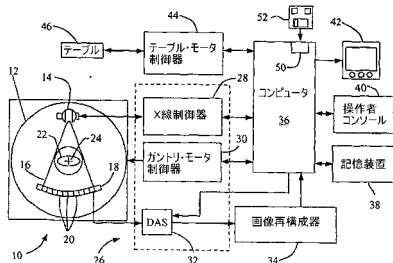
30

40

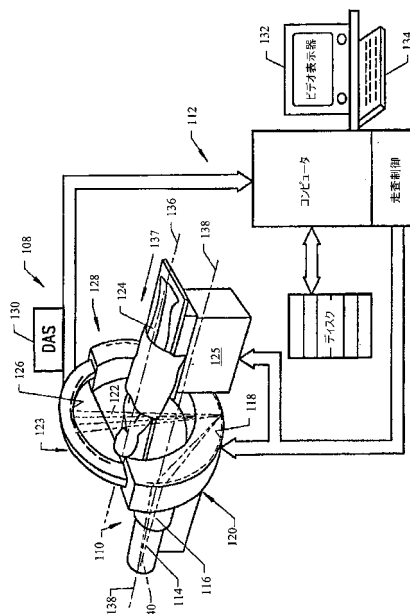
【図 1】



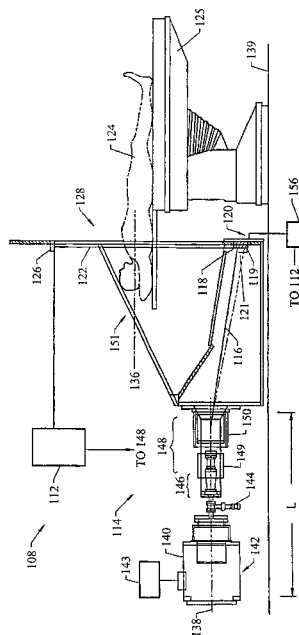
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 ボイド, ダグラス・ペリー

アメリカ合衆国、94010、カリフォルニア州、ヒルズバラ、レイクビュー・ディーアール、1115番

(72)発明者 ザパラク, ジョーディー・ヘンリー

アメリカ合衆国、95959、カリフォルニア州、ネバダ・シティー、マージョン・ドライブ、11677番

(72)発明者 エディク, ピーター・マイケル

アメリカ合衆国、12203、ニューヨーク州、アルバニー、マニング・ブルヴァール、55番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開平10-155767 (JP, A)

特開平10-320544 (JP, A)

特開平06-327650 (JP, A)

特開2002-306483 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03