

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3950849号
(P3950849)

(45) 発行日 平成19年8月1日(2007.8.1)

(24) 登録日 平成19年4月27日(2007.4.27)

(51) Int.C1.

F 1

A61B 6/03 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)A61B 6/03 370B
G06T 1/00 290B

請求項の数 5 外国語出願 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-424276 (P2003-424276)
 (22) 出願日 平成15年12月22日 (2003.12.22)
 (65) 公開番号 特開2004-202246 (P2004-202246A)
 (43) 公開日 平成16年7月22日 (2004.7.22)
 審査請求日 平成18年12月19日 (2006.12.19)
 (31) 優先権主張番号 10/248,171
 (32) 優先日 平成14年12月23日 (2002.12.23)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

早期審査対象出願

(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 100093908
 弁理士 松本 研一
 (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】拡張再構成ウインドウを用いた高ピッチ心臓ヘリカルスキャン

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心臓画像を再構成するCTイメージングシステム(10)であって、
 心拍周期内で選択された主要フェーズ(134、162)の情報を受け取る手段と、
 選択されたフェーズ妥協値の情報を受け取る手段と、
 前記フェーズ妥協値を用いて妥協フェーズ領域(142、144、146、148、170、172)を算出する手段と、
 画像位置が前記主要フェーズ(134、162)内にあるか否かを判定する(204)手段と、
 画像位置が前記主要フェーズ(134、162)内にある場合に主要フェーズ(134、162)において画像を作成する(206)手段と、
 画像位置が前記主要フェーズ(134、162)内にないが前記妥協フェーズ領域(142、144、146、148、170、172)内にある場合に、妥協フェーズにおいて画像を作成する(212)手段と、
 を含むCTイメージングシステム(10)。

【請求項2】

妥協フェーズ領域(142、144、146、148、170、172)を算出する前記手段が、主要フェーズ(134、162)にフェーズ妥協値を加えること、及び主要フェーズ(134、162)からフェーズ妥協値を差し引くことを行う、請求項1に記載のシステム(10)。

【請求項 3】

前記主要フェーズ(134、162)の左及び右のエッジ位置(164、166)を算出する手段をさらに含む請求項1に記載のシステム(10)。

【請求項 4】

画像位置が主要フェーズ(134、162)内にある場合に主要フェーズ(134、162)において画像を作成する前記手段が、該画像位置が左と右のエッジ位置(164、166)間にあるか否かの判定を行う、請求項3に記載のシステム(10)。

【請求項 5】

ピッチを選択する手段さらに含み、該ピッチを選択する手段は、妥協フェーズ領域(142、144、146、148、170、172)なしの画像再構成で使用されるピッチと比べてより高いピッチの選択を可能にする請求項1に記載のシステム(10)。

10

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、コンピュータ断層(「CT」)画像を再構成するための方法及び装置に関するものである。また、本発明は心臓イメージングの間の患者線量を軽減させるための方法及び装置に関するものである。

【背景技術】

20

【0002】

周知のコンピュータ断層(「CT」)イメージング・システムの少なくとも1つの構成では、X線源は、デカルト座標系のX-Y平面(一般に「撮像面」と呼ばれる)内に位置するようにコリメートさせたファンビーム(扇形状ビーム)を放出する。X線ビームは、例えば患者などの撮像対象を透過する。ビームは、この対象によって減衰を受けた後、放射線検出器のアレイ上に入射する。検出器アレイで受け取った減衰したビーム状放射線の強度は、対象によるX線ビームの減衰に依存する。このアレイの各検出器素子は、各検出器位置でのビーム減衰の計測値に相当する電気信号を別々に発生させる。すべての検出器からの減衰量計測値を別々に収集し、透過プロフィールが作成される。

【0003】

30

周知の第3世代CTシステムでは、X線源と検出器アレイは、X線ビームが撮像対象を切る角度が一定に変化するようにして、撮像面内でこの撮像対象の周りをガントリと共に回転する。あるガントリ角度で検出器アレイより得られる一群のX線減衰量計測値(すなわち、投影データ)のことを「ビュー(view)」という。また、撮像対象の「スキャン・データ(scan)」は、X線源と検出器が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で得られるビューの集合からなる。アキシャル・スキャンでは、スキャンを受ける対象は動かしておらず、またその投影データは、撮像対象を透過させて得た2次元スライスに対応する画像を構成するように処理している。投影データの組から画像を再構成するための一方法に、当技術分野においてフィルタ補正逆投影法(filter ed back projection)と呼ぶものがある。この処理法では、スキャンにより得た減衰量計測値を「CT値」、別名「ハウ nsフィールド値」という整数に変換し、これらの整数値を用いて陰極線管ディスプレイ上の対応するピクセルの輝度を制御する。

40

【0004】

ヘリカルスキャンは、マルチスライス型検出器と同様にCTイメージング・システムの幾つかで使用されている。ヘリカルスキャン中において、患者は移動式テーブル上に配置し、このテーブルによって患者を回転するガントリの開口に通過させている。この移動方向のことを、イメージング・システムのz軸と呼んでおり、こうしたシステムのマルチスライス型検出器は検出器素子からなる複数の並列の横列を有している。これらの横列自体は、各横列により収集した投影データが患者の1枚の「スライス」に対応するようにして

50

、z方向に積み重ねられている。アキシャル・スキャンでは、各スライス面は、アキシャル・スキャンを実施する場合にz軸と垂直である。周知のマルチスライス型検出器アレイの隣接する横列からなる検出器素子は互いに接していると共に、これらの中心間の離間距離によって特徴付けされる。ヘリカルスキャンを実施する場合、1回のガントリ回転中にテーブルはある選択可能な距離だけ移動している。各横列内の検出器素子の中心間のz軸間隔に対する1回のガントリ回転中のz軸移動の比のことを、所与のスキャンを特徴付ける「ヘリカルピッチ」と規定する。（単一横列の検出器アレイでは、このz軸間隔は单一横列のz軸方向の厚さに置き換える）。

【0005】

ヘリカルスキャン中において、回転するガントリを通過するように患者を移動させながら投影データを収集する。適当な画像再構成技法を用いると、ヘリカルスキャンによって、マルチスライス型検出器の横列の合成厚さと比べてz軸方向の厚さがより厚い患者ボリュームを撮像する比較的効率のよい方法が提供される。10

【0006】

心臓イメージングなどCTイメージング用途の幾つかでは、撮像対象の身体部位が静止していない。心臓イメージングのケースでは、心拍周期のある特定のフェーズからのデータを用いて画像を再構成するためにEKGゲート制御（EKG gating）を使用することが必要である。しかし、心臓全体の撮像には、典型的には、12cmの厚さを有する患者ボリュームをスキャンする必要があり、この12cmは周知のマルチスライス型CT検出器アレイによって撮像できる全体厚と比較して極めて大きい。さらに、選択した任意の心拍周期フェーズをCT画像再構成するには、十分な広さのビュー角度からの投影データが必要となる。これらの要件は、心臓スキャンで使用可能な最大ヘリカルピッチを低下させる働きをする。しかし、低ピッチのヘリカルスキャンでは、患者がスキャン中に、再構成画像の分解能を低下させるような余分な体動を防ぐように十分に長い間呼吸停止することが困難であることがある。さらに、低ピッチであることは取りも直さずスキャン時間が長くなることを意味するため、患者線量も増加する。20

【0007】

図1は、EKGゲート制御式再構成の概要を表している。図1は、ヘリカルスキャンからのEKGゲート制御画像の再構成に関する基本原理を図示している。画像は、心拍周期と呼ぶ連続したビュー・ストリームの各領域から作成している。これらの周期は、画像内の運動アーチファクトの量を減少させるようにEKG信号を用いて選択する。低ピッチのヘリカルスキャンは連続したビュー・ストリームを提供できるが、画像再構成に利用できるのは心臓の動きが少ない状態に対応した連続したビュー・ストリームの選択領域だけであることに留意すべきである。30

【0008】

図2は、心臓の収縮状態（すなわち、心収縮期）及び拡張状態（すなわち、心拡張期）を含むEKG信号波形の一心拍周期を表している。EKG信号のQ、R及びSのラベルを付けた部分は、QRS群（QRS complex）と呼ばれており、この部分ではEKG信号全体のフィーチャの中でRフィーチャ（すなわち、R波）が最も目立ち振幅が最も大きいフィーチャとなっている。心拍周期は、1つのR波で始まり次のR波の発生まで継続すると規定されるのが一般的である。EKGゲート制御では、心臓に関する最良の画像が得られる期間を選択している。EKG装置は患者に接続する。心拍周期期間は例えば、EKGのRピーク同士の間の時間として決定される。基準としてRピークを使用し、かつ決定した心拍周期期間を使用することによって、スキャン中の画像収集をゲート制御し、これによって心拍周期のうち心臓がほぼ静止している期間中のみで画像データを収集することができる。図2は、R-R間隔内のゲート制御再構成のフェーズ位置を表している。図2は、リコン・ウィンドウのフェーズを増加させたり減少させたりするのに連れて、リコン・ウィンドウがEKG波形に沿ってシフトする様子を図示している。フェーズを変化できるようにすると、心収縮期など動きがより大きなエリア内までそのリコン・ウィンドウを移動させることができることに留意されたい。4050

【特許文献 1】米国特許第 6 6 2 8 7 4 2 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

心臓ヘリカルスキャンの現行のプロトコル及びアルゴリズムは、精密な心臓フェーズ位置を得るように最適化されているが、収集時間の短縮や線量の低減を得るために最適化されていない。このアルゴリズムでは、心臓スキャン中の患者の心拍数が著しく低い場合や、技師の規定するピッチが適正でなかったり、EKG ゲート制御ソフトウェアが R ピークを正しく検出していない場合には、別の問題が生じる。これらの問題のうちの 1 つが起こると、所与の R - R 間フェーズに対する心臓データ内にギャップが生じることがあり、またこれらのデータ・ギャップで作成する画像は目下のところ ECG ゲート制御されておらず、心臓の動きが止まっている状況では画質が劣るのが一般的である。10

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述並びにその他の欠点及び不備は、心拍周期内で主要フェーズを選択する情報を受け取ること、フェーズ妥協値を選択する情報を受け取ること、このフェーズ妥協値を用いて妥協フェーズ領域を算出すること、画像位置が主要フェーズ内にあるか否かを判定すること、画像位置が主要フェーズ内にある場合に主要フェーズの位置の画像を作成すること、並びに画像位置が主要フェーズ内にないが妥協フェーズ領域内にはある場合に妥協フェーズの位置の画像を作成すること、を含むような心臓画像の再構成方法によって克服または20軽減される。

【0011】

別の実施形態では、複数の検出器横列及び 1 つの回転するガントリを含むような心臓画像を再構成するためのコンピュータ断層イメージング・システムは、選択したヘリカルスキャン・ピッチで患者をスキャンすること、患者の心臓を含む患者の投影データを複数の検出器横列から収集すること、患者心拍周期の他の部分における場合と比べて心臓により動きがない期間である患者心拍周期の主要フェーズを画像再構成のために受け入れること、妥協フェーズを算出すること、その画像位置が主要フェーズ内にある場合に主要フェーズ位置において画像を再構成すること、並びに画像位置の箇所が主要フェーズ内にないが妥協フェーズ内にある場合に妥協フェーズ位置において画像を再構成すること、を行うよう³⁰に構成させている。

【0012】

別の実施形態では、心臓画像を再構成させるようにマシン読み取り可能なコンピュータ・プログラム・コードによって符号化した記憶媒体は、心拍周期内で主要フェーズを選択する情報を受け取ること、フェーズ妥協値を選択する情報を受け取ること、このフェーズ妥協値を用いて妥協フェーズ領域を算出すること、画像位置が主要フェーズ内にあるか否かを判定すること、画像位置が主要フェーズ内にある場合に主要フェーズの位置における画像を作成すること、画像位置が主要フェーズ内にないが妥協フェーズ領域内にはある場合に妥協フェーズの位置における画像を作成すること、を含むような方法をコンピュータに対して実現させるための命令を含む。40

【0013】

別の実施形態では、複数の検出器横列及び 1 つの回転するガントリを有するような心臓画像を再構成するためのコンピュータ断層イメージング・システムは、選択したヘリカルスキャン・ピッチで患者をスキャンするための手段と、患者の心臓を含む患者の投影データを複数の検出器横列から収集するための手段と、患者心拍周期の他の部分における場合と比べて心臓により動きがない期間である患者心拍周期の主要フェーズを画像再構成のために受け入れるための手段と、妥協フェーズを算出するための手段と、画像位置の箇所が主要フェーズ内にあるときに主要フェーズの位置で画像を再構成するための手段と、画像位置が主要フェーズ内にないが妥協フェーズ内にはある場合に妥協フェーズの位置で画像を再構成するための手段と、を含む。50

【0014】

別の実施形態では、コンピュータ断層イメージング・システムを用いて心臓画像を再構成する方法は、心拍周期内で主要フェーズを選択する情報を受け取ること、フェーズ妥協値を選択する情報を受け取ること、このフェーズ妥協値を用いて妥協フェーズ領域を算出すること、患者のスキャンのためのヘリカルスキャン・ピッチを選択すること、複数の検出器横列及び1つの回転するガントリを有するコンピュータ断層イメージング・システムを用いて患者の心臓を含めた患者をスキャンして複数の検出器横列から投影データを収集すること、画像位置が主要フェーズ内にあるか否かを判定すること、画像位置が主要フェーズ内にある場合に主要フェーズの位置において画像を作成すること、並びに画像位置が主要フェーズ内にないが妥協フェーズ領域内にはある場合に妥協フェーズの位置において画像を作成すること、を含む。10

【0015】

別の実施形態では、コンピュータ断層イメージング・セッション中に患者に与えられる放射線量を低下させる方法は、患者をスキャンするためのヘリカルスキャン・ピッチを大きくすること、並びに画像再構成のための再構成ウィンドウを主要フェーズの周りに拡大すること、を含む。

【0016】

当業者であれば、本発明に関する上記の特徴及び利点、並びにその他の特徴及び利点について、以下の詳細な説明及び図面からその真価を認めかつ理解するであろう。

【発明を実施するための最良の形態】20**【0017】**

図3及び図4を参照すると、「第3世代」のCTスキャナに典型的なガントリ12を含むものとして、コンピュータ断層（「CT」）イメージング・システム10を表している。ガントリ12は、このガントリ12の対向面上に位置する検出器アレイ18に向けてX線ビーム16を投射するX線源14を有する。検出器アレイ18は、投射され被検体（例えば、患者）22を透過したX線を一体となって検知する検出器素子20により形成されている。各検出器素子20は、入射したX線ビームの強度、すなわちX線ビームが患者22を透過する際に受ける減衰を表す電気信号を発生させる。X線投影データを収集するためのスキャンの間に、ガントリ12及びガントリ上に装着されたコンポーネントは回転中心24の周りを回転する。検出器アレイ18は、単一スライス構成やマルチスライス構成で製作することができる。マルチスライス構成では、検出器アレイ18は複数横列の検出器素子20を有している（ただし、図4ではこのうちの1横列だけを示している）。30

【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により制御される。制御機構26は、X線源14に電力及びタイミング信号を供給するX線制御装置28と、ガントリ12の回転速度及び位置を制御するガントリ・モータ制御装置30とを含む。制御機構26内にはデータ収集システム（DAS）32があり、これによって検出器素子20からのアナログ・データをサンプリングし、このデータを後続の処理のためにデジタル信号に変換している。画像再構成装置34は、サンプリングしデジタル化したX線データをDAS32から受け取り、高速で画像再構成を行う。再構成した画像はコンピュータ36に入力として与えられ、コンピュータにより大容量記憶デバイス38内に格納される。40

【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、オペレータからのコマンド及びスキャン・パラメータを受け取る。付属の陰極線管ディスプレイ42により、オペレータはコンピュータ36からの再構成画像やその他のデータを観察することができる。コンピュータ36は、オペレータの発したコマンド及びパラメータを用いて、DAS32、X線制御装置28及びガントリ・モータ制御装置30に対して制御信号や制御情報を提供する。さらにコンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御してガントリ12内で患者22を位置決めするためのテーブル・モータ制御装置44を操作している50

。詳細には、テーブル46により患者22の各部分をガントリ開口48に通過させている。テーブルの移動方向によって、イメージング・システム10のz軸を規定させる。検出器アレイ18の複数の横列をz軸方向に積み重ね、これによりアキシャル・スキャンの間において、患者22のボリュームの多数の並列のスライスから投影データを収集している。これらの並列スライスは、アキシャル・スキャンを実施した際にz方向と垂直な各面を規定している。ヘリカルスキャンでは、選択した値またはデフォルト値の関数であるようなヘリカルピッチを決定している。次いで、指定のまたはデフォルトのフェーズ及びオーバーラップでスキャンを開始し、再構成によって一組の画像を得ている。このようにして再構成した一組の画像は、全く隙間なく心臓全体をカバーしている必要がある。

【0020】

図5に示すように、グラフ100は、再構成ウィンドウ106、108の主要フェーズ110を、時間対z方向距離に関してマッピングした図表である。図5は、現行の再構成アルゴリズムにおいて、各心拍周期によってカバーされるz方向の距離を示す領域である心臓再構成ウィンドウ106、108にかなりのオーバーラップが存在する様子を表している。再構成ウィンドウのオーバーラップは、オーバーラップさせた2つ以上の心拍周期からの情報を必要とするようなより短い時間分解能で画像が再構成されるように実施する。したがって、GE Medical Systemsから入手可能なSnapshot Burst画像再構成などのマルチセクタ心臓リコンでは再構成（「リコン」）ウィンドウのオーバーラップが必要であるが、1つの心拍周期からのデータだけを用いて画像を再構成しているGE Medical Systemsから入手可能なSnapshot

Segment画像再構成などの画像再構成ではオーバーラップは必要ではない。図5に示す例示的な図表ではピッチを0.300と仮定している。このピッチは、全体のX線コリメーション（x）を基準として、あるいは $x = d_1 + d_2 + d_3 + \dots + d_n$ （nはX線ビーム幅内の検出器数）であるとして個々の検出器幅（d）を基準として規定することができる。

【0021】

$$Pitch_x = \text{テーブル行程} / X\text{線ビーム幅}$$

$$Pitch_d = \text{テーブル行程} / \text{検出器幅}$$

テーブル行程はz方向で計測する。いずれの規定も使用可能であるが、この例では全検出器幅（マルチスライス型）を考慮したピッチ（すなわち、Pitch_x）を規定している。図5に示す例示的な図表ではさらに、フェーズ妥協114が0.0、フェーズ116が70、また患者の毎分心拍数（「BPM」）118が45BPMであると仮定している。

【0022】

図5での例示的な結果によって示している現行のアルゴリズムでは、端部の検出器の中心を越えたz位置において画像を再構成することがあり、これによってこれらの位置で作成した画像にアーチファクトが導入される可能性がある。現行のアルゴリズムではカバー範囲を拡大させるためにこれを実施しており、これは、リコン・ウィンドウのエッジまたはエッジ近傍で作成した画像だけが影響を受けており画質全体に対する影響は小さいという理由による。

【0023】

本明細書に開示した方法及びアルゴリズムでは、患者に対して実施する心臓スキャンは、特に心臓の拍動による動きがより少ないような心血管イメージングなどの用途では、スキャン時間を短縮させかつ患者に対する線量を減少させるようにより高いピッチで実施することができる。上で検討したように、心臓スキャン中において患者の心拍数が著しく遅い場合や、技師の規定するピッチが不適正であったりEKGゲート制御ソフトウェアによりRピークを適正に検出していない場合には、従来のアルゴリズムでは別の問題が生じる。これらの問題のうちの1つが起こると、所与のR-R間フェーズに関する心臓データにギャップが生じることがあり、またこれらデータのギャップで作成する画像は目下のところECGゲート制御されておらず、心臓の動きが止まっている状況では一般に画質が劣化している。本明細書に開示した技法は、ゲート制御画像を作成することによってこれら

10

20

30

40

50

のギャップで作成する画像の画質を向上させ、かつより高ピッチでの患者スキャンを可能にしており、これによってスキャン時間が短縮され、また患者線量が低減される。さらに、この新規の高ピッチ・ヘリカル心臓アルゴリズムでは、再構成ウィンドウのエッジ位置においてより多くの画像を作成するため、端部検出器及びこれに関連するアーチファクトに対処できるので好ましい。

【0024】

図6を参照すると、以下でさらに説明するような提唱する新規のアルゴリズムは既存のアルゴリズムと比べ、患者線量の低減を含む多くの利点を有している。より高ピッチであるとスキャン時間がより高速となり、これにより線量すなわちX線に対する被曝の減少が得られる。修正型の図表130は、拡張させたリコン・ウィンドウ136、138を、時間102対距離104に関してグラフ化している。フェーズ116は依然として70と仮定し、またBPM118も依然として45である。しかし図6では、ピッチ112は0.398であり、図5に示すアルゴリズムで使用した0.3と比べてかなり大きくしている。このより高いピッチを、図6に示すようなその他のファクタと一緒に用いた場合、概ね25%の線量低減(1 - 現行ピッチ / 提唱ピッチ = 1 - 0.3 / 0.398 = 1 - 0.75 = 0.25)が得られると共に、心拍数がより多い場合及び/またはフェーズの妥協がより大きい場合に線量節減がさらに大きくなる。この例におけるデルタフェーズ132は10であり、このことは、画像再構成を可能とするように目標フェーズ位置の上及び下で心臓フェーズの10%を余分に選択できることを意味する。オペレータが使用を望む時間を増加させることによって、各ビューウィンドウの長さも図1に示すような連続したビュー・ストリームから拡張される。したがって、全体的な収集時間及び患者線量を減少させるために心臓フェーズ位置(リコン・ウィンドウの中心)の間隔をある程度広げることが可能となる。各拡張リコン・ウィンドウ136、138は、主要フェーズ134と、先行及び後続の妥協フェーズ位置140と、を含む。すなわち、各拡張リコン・ウィンドウ136、138は、先行の妥協フェーズ142、146のそれぞれと、後続の妥協フェーズ144、148のそれぞれと、を含んでいる。この妥協フェーズ領域は図1の各ビューウィンドウの長さに及んでいるが、指定したフェーズ位置に対する何らかの妥協が必要となるのは画像のうちのわずかな比率のみである。さらに、十分な画像を得るために、若干妥協させたフェーズからのデータを使用することになるのは、こうした画像の作成に使用する収集データの一部分のみである。図6に示すように、典型的には、リコン・ウィンドウ間でわずかな量のオーバーラップを使用し、これにより検査中に患者の心拍数が遅い場合にカバー範囲内にギャップが存在しないようにする。

【0025】

「妥協(compromised)」フェーズでは、心拍周期のより広い範囲から画像を取得することによって、画像内により多くの心臓の動きが導入される。しかし、オペレータは、スキャン時間を大幅に短縮させるために、画像の心臓フェーズ位置を妥協させている(またこのため画像内に動きを導入している)。一例として、300msのリコン・ウィンドウ(スキャナの速度によって決定される)及び60BPMの心拍数を考えてみる。妥協がなければ、この300msウィンドウ内のデータが所与の画像を作成するために使用される。5%のフェーズ許容値(すなわち、例えば75% ± 5%)が許容される場合、リコン・ウィンドウの各端部に関してさらに最大50msまでを許容することができ、この場合400msの時間的ウィンドウが得られる。実際には、所与の画像に関して、オペレータはウィンドウの一方の端部だけに対して、この時間的ウィンドウがこの例における350ms程度の大きさとなるような妥協が必要となる。

【0026】

図8は1つのリコン・ウィンドウ全体を表している。リコン・ウィンドウは、基本的には、時間及び検出器位置に関して画像を作成できる位置をグラフ表示したものである。このボックスの高さは1枚の画像の再構成に要する時間の長さまたは回転に対応しており、x方向は画像を作成することができる位置であり、またy方向は画像を作成しようとするフェーズ位置である。各長方形の垂直方向サイズは時間ウィンドウを意味している。した

10

20

30

40

50

がって、リコン・ウィンドウのエッジはこれらのボックスの各々の端部である。さらに、このアルゴリズムは端部検出器の中心を越えてリコン・ウィンドウのエッジに至るまでの位置では画像を作成しない。このことは、妥協フェーズ位置で作成する画像に良好な画質を有させるために行っている。最終の検出器の中間を越えて作成した画像では本質的に、画像内に導入されるノイズがより多くなる。したがって、これらの画像はどうしても必要となる限り作成することがない。提唱したアルゴリズムはさらに、ほとんど常にゲート制御画像を作成することを可能にしている。このアルゴリズムは、ゲート制御式か非ゲート制御式かに関わらず画像を常に作成可能とさせるようなバックオフ・ロジックを有している。非ゲート制御式は最も起りそうにないシナリオではあるが、患者の心拍数がかなり大幅に遅くなつた場合には非ゲート制御式となることもあり得る。この新規のアルゴリズムでは、システムの例外パス（極度の心拍数低下、EKGリード線の脱落、など）の間で非ゲート制御画像が作成される確率を最小限にすることができる。このプロトコルでは一方、ゲート制御画像の作成だけを可能とすべきである。既存のアルゴリズムでは、不適切なz方向カバー範囲、あるいはソフトウェアやオペレータのエラーのためにデータ内にギャップが生じる可能性があるが、このアルゴリズムでは、非ゲート制御画像の生成ではなくこれらの位置でフェーズを妥協させることによってゲート制御画像の作成が可能となる。これらのギャップにおいてゲート制御画像を作成することによって画質が向上する。

【0027】

図7は、8スライス型スキャナに関する対する現行のセグメント式リコンと比べてこの新規の高ピッチ・アルゴリズムが提供できるようなピッチの増大をグラフで表している。現行のアルゴリズムでは、ピッチの上限を60BPMとしているため、顧客は常に60を超える心拍数に対しては、GE Medical SystemsによるSnapshot Burstアルゴリズムなどのマルチセクタ心臓リコンを事後に適用することがある。しかし、この新規のアルゴリズムでは、Burst再構成の実施を希望しない場合に顧客は線量の大幅な低減が可能である。例えば、高ピッチのアルゴリズムを使用して8スライス型システムに関して80BPMでセグメント画像を再構成することによって概ね50%の線量低減が得られる。さらに、心拍数が増加するに従って、この新規のアルゴリズムによってそのピッチも図示したのと同様に直線的などで増加させることができることに留意すべきである。

【0028】

図8及び9は、図6の場合と同様の拡張させたリコン・ウィンドウ160を表している。拡張リコン・ウィンドウ160は、左位置すなわち第1の位置164と、右位置すなわち第2の位置166との間に位置する主要フェーズ162を含んでいる。中心位置168は、左位置164と右位置166の間の主要フェーズ162の中心を意味している。連続する2つの拡張リコン・ウィンドウ160からの妥協フェーズ領域170及び172を図9に表している。各拡張リコン・ウィンドウ160は、主要フェーズ162の左位置164に隣接した先行の妥協フェーズ領域172と、主要フェーズ162の右位置166に隣接した後続の妥協フェーズ領域170と、を含んでいる。

【0029】

ここで図10を参照すると、アルゴリズム200の流れ図を表している。図10に示すと共に図8及び9を参照すると、ブロック202は、アルゴリズム200が先ず心臓再構成ウィンドウの中心ビュー位置168、並びに左と右のエッジ位置164、166を算出する様子を示している。ブロック204では、本アルゴリズム200は、画像位置が左エッジ164と右エッジ166の間にあるか否かを判定している。判定がYesであれば、本アルゴリズムは主要フェーズの位置において画像を作成するためのブロック206に進む。次いで本アルゴリズムは、次の位置（この位置は各画像のz位置である）について本方法を継続しつつ評価するためのブロック208に進む。次の位置が評価されたら、ブロック202に戻ることになる。ブロック204に対する判定がNoであれば、本アルゴリズムは、画像位置が妥協フェーズ領域内にあるか否かを判定するためのブロック210に

10

20

30

40

50

進む。この判定がY e sであれば、ブロック212に示すように妥協フェーズの位置で画像を作成する。次いで本アルゴリズムは上で検討したのと同じブロック208に進む。ブロック210に対する判定がN oであれば、本アルゴリズムは非ゲート制御画像を作成するためのブロック214に進む。プロトコルすなわちアルゴリズム200は非ゲート制御画像を回避するように設計されており、またこうした非ゲート制御画像は最後の手段としてのみ作成されることに留意すべきである。ブロック214の後、本アルゴリズムは上で検討したのと同じブロック208に進む。

【0030】

この修正式心臓再構成アルゴリズムによって医師は、より高ピッチのスキャンを規定しこれにより患者に対する線量を低減させるために、得られる画像の心臓フェーズを妥協させることができる。医師は、画像のリコンを希望する心臓フェーズ（すなわち、R - R間の75%）を入力することができ、さらにR - R間の何パーセントを妥協させようとするか（すなわち、5%）を入力することができる。オペレータがフェーズ位置として例えば75%を指定した場合、R - Rピーク間距離の75%が時間上の点tとなる。tにおいて画像を再構成するには、ハーフスキャン分（180度にファン角度を加えた角度分）のデータからの情報を用いて各画像を再構成する必要がある。したがって、この時刻tにおいては、各再構成ウィンドウに関してどれだけの高さを収集するかにあたるような、tに対してハーフスキャンの1/2を加算または減算した期間からのデータを用いて、tにおける画像を再構成させる。75% ± 10%とした場合、本アルゴリズムは各再構成ウィンドウ上の「後続部」に対応させてさらに高くしたり低くしたりできるようなtを用いて開始させることとなる。このフェーズ妥協によって、本画像再構成アルゴリズムは、複数のフェーズ（すなわち、70% ~ 80%）からの画像の再構成が可能となるが、本アルゴリズムは医師が入力した所望のフェーズすなわち「主要な（primary）」フェーズ（すなわち75%）のできる限り近くで画像のすべてをリコンさせることになる。主要フェーズ値及びフェーズ妥協値を先行的に（スキャンに先だってまたはスキャン中に）規定することによって、医師はこの新規のアルゴリズムにより提供される拡張させた心臓再構成ウィンドウを使用してスキャンのピッチを大きくし、かつ患者線量を低減させることができる。線量軽減は50%程度以上とすることができます。本アルゴリズムに関する可能な臨床応用の例としては、5%フェーズ妥協を用いた心臓バイパス及び動脈ステントのR - R間75%における撮像、心房フラッタ検査のために右心房に対するR - R間45%で10%フェーズ妥協による撮像、及び大動脈や肺のR - R間75%で15%フェーズ妥協を用いた撮像（ただし、これらに限らない）が含まれる。別の応用も同様に本発明の範囲に属する。

【0031】

したがって、ある種の用途における患者に対する線量を低減させることができるように方法及びシステムについて説明する。目下のところ使用されているアルゴリズムは、心血管、心房、あるいはさらに肺イメージングなどのある種の用途では最適化されていない。提唱したアルゴリズムは、z方向カバー範囲でギャップが存在するような場合に、スキャン時間を短縮させ、患者線量を低減させ、かつより良好な画像を作成するように最適化されている。本アルゴリズムはさらに、血管、心房、またさらに肺検査など動きの量が少ない心臓領域を撮像するようにも最適化されている。

【0032】

本アルゴリズムは心臓ヘリカルスキャンに関するピッチを増大させるような方式を利用してあり、これによって画質を大幅に犠牲にすることなくスキャン・ピッチが飛躍的に増大されかつ患者線量が低減される。このアルゴリズムは動きの大きい構造向けに設計されている点においてユニークである。現行のセグメント化再構成プロトコルではある種の心拍数ではピッチが制限されるものの、G E M e d i c a l S y s t e m sによるB u r s t（マルチセクタ再構成）などのマルチセクタ・イメージングを事後に（スキャンの後で）適用することができる。このアルゴリズムによれば、こうした解剖構造を検査する医師がG E M e d i c a l S y s t e m sによるB u r s tやB u r s t P l u s

10

20

30

40

50

アルゴリズムなどの応用を用いて受けられるような時間分解能の向上を要求することがないため、医師に対して、スキャン・ピッチの増大による線量節減が提供されると共に最適化させたセグメント式リコンが提供される。画像は、各リコン・ウィンドウのカバー範囲を事前に大きくするように複数のフェーズから合成される。医師は妥協をしようとするフェーズ R - R 間確度の百分率を入力できるため、さらにピッチを増加させることができる。本アルゴリズムは先ず、スキャンの前に要求されるフェーズである主要フェーズの位置において画像を再構成し、次いで必要な際にのみ妥協フェーズの位置で画像を再構成している。このことは、画像の大部分が同じフェーズ位置にあり、ごく一部の画像が別の「妥協」フェーズにおいて再構成されることを意味している。フェーズの妥協によって、本アルゴリズムは、スキャン・ピッチを大幅に増加させ、これにより画質に対する大幅な犠牲を生じることなく患者に対する線量を低減させることができる。フェーズ位置の妥協によってさらに、画質が劣ることが多いような非ゲート制御画像を作成する必要性が排除される。非ゲート制御画像を作成する可能性はあるが、これを回避するように患者プロトコルを設計しなければならない。したがって、提唱した高ピッチ心臓ヘリカル・アルゴリズムは、心臓イメージングにおける複数の問題に対するユニークかつ有効な解決法を提供することができる。

【0033】

上述した方法及びアルゴリズムは、図 3 及び 4 に示すイメージング・システム 10 内、あるいは図 4 の参照符号 36 で示すようなコンピュータに関連づけした信号処理装置内で利用することができ、また詳細には、この処理装置内の処理回路による処理対象のメモリ内に格納しておくことができることに留意すべきである。さらに、開示した方法はコンピュータ実現の任意の処理方法の形態、並びにこれらの処理方法を実施するための装置の形態で具現化できることは、本発明の範囲に属するものである。本発明はさらに、フレキシブルディスク、CD-ROM、ハードドライブ、あるいは別の任意のコンピュータ読み取り可能な記憶媒体などの有形の媒体の形で具現化される命令を含んだコンピュータ・プログラム・コードの形態で具現化することができ、この際、コンピュータ・プログラム・コードをコンピュータにロードしコンピュータで実行した際に、そのコンピュータは本発明を実施するための装置となる。本発明はさらに、例えば、記憶媒体内に格納するか、コンピュータにロードするか/またはコンピュータにより実行させるか、あるいは搬送波を変調するか否かに関わらず何らかの伝送媒体を介して（例えば、電気配線やケーブルを介する、光ファイバを通す、あるいは電磁放射を介するなど）で送信したデータ信号と/or によらず、コンピュータ・プログラム・コードの形態で具現化することができ、ここで、コンピュータ・プログラム・コードをコンピュータにロードしてコンピュータにより実行させた際に、そのコンピュータは本発明を実施するための装置となる。汎用のマイクロプロセッサ上で実現させる際には、このコンピュータ・プログラムのコード・セグメントによって、マイクロプロセッサが特定の論理回路を生成するように構成させている。

【0034】

本発明に関し好ましい実施形態を参考しながら記載してきたが、本発明の範囲を逸脱することなく様々な変更が可能であると共に、その要素の等価物による代用が可能であることは当業者であれば理解するであろう。さらに、多くの修正形態により、本発明の本質的範囲を逸脱することなく具体的な状況や材料を本発明の教示に適応させることができる。したがって、本発明を実施するように企図したベストモードとして開示した特定の実施形態に本発明を限定しようという意図ではなく、本発明が本特許請求の範囲の域内に入るすべての実施形態を包含するように意図している。さらに、第 1、第 2 などの用語の使用は、何らかの順序や重要性を意味しておらず、第 1、第 2 などの用語はむしろ、ある要素を別の要素と区別するために使用したものである。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図 1】従来技術の EKG ゲート制御式再構成を表した図である。

【図 2】ゲート制御式構成に関する従来技術のフェーズ位置を表した図である。

10

20

30

40

50

【図3】CTイメージング・システムの外観図である。

【図4】図3に示すシステムのブロック概要図である。

【図5】心臓再構成アルゴリズムのグラフである。

【図6】拡張リコン・ウィンドウを用いた心臓再構成アルゴリズムのグラフである。

【図7】2種類の心臓セグメント・アルゴリズムについてピッチ対心拍数をプロットした図表である。

【図8】拡張リコン・ウィンドウの図である。

【図9】拡張リコン・ウィンドウの妥協フェーズ領域の図である。

【図10】心臓セグメント・アルゴリズムの流れ図である。

【符号の説明】

10

【0036】

10 コンピュータ断層（「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 被検体、患者

26 制御機構

28 X線制御装置

20

30 ガントリ・モータ制御装置

32 データ収集システム（DAS）

34 画像再構成装置

36 コンピュータ

38 大容量記憶デバイス

40 コンソール

42 陰極線管ディスプレイ

44 テーブル・モータ制御装置

46 モータ式テーブル

48 ガントリ開口

30

106 再構成ウィンドウ

108 再構成ウィンドウ

110 主要フェーズ

136 拡張リコン・ウィンドウ

138 拡張リコン・ウィンドウ

142 妥協フェーズ

144 妥協フェーズ

146 妥協フェーズ

148 妥協フェーズ

160 拡張リコン・ウィンドウ

40

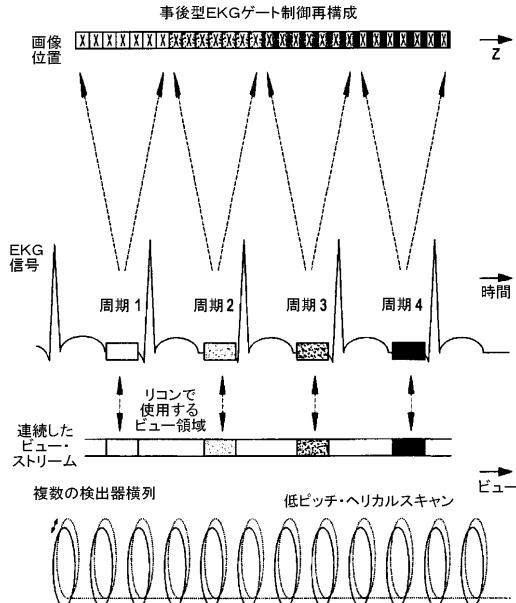
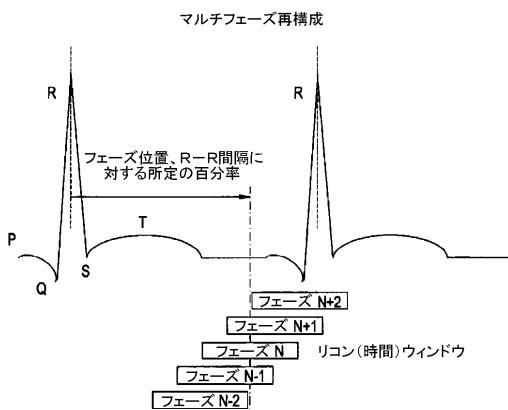
164 左エッジ

166 右エッジ

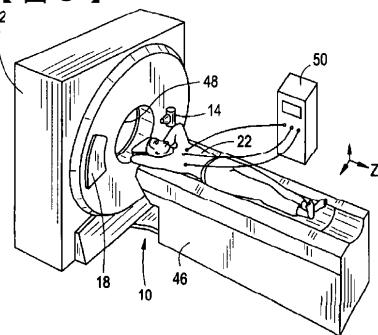
168 中心ビュー位置

170 後続の妥協フェーズ領域

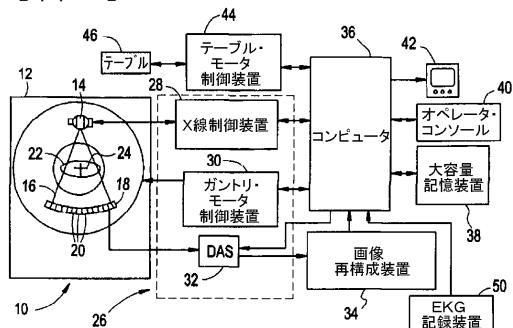
172 先行の妥協フェーズ領域

【図1】
従来技術【図2】
従来技術

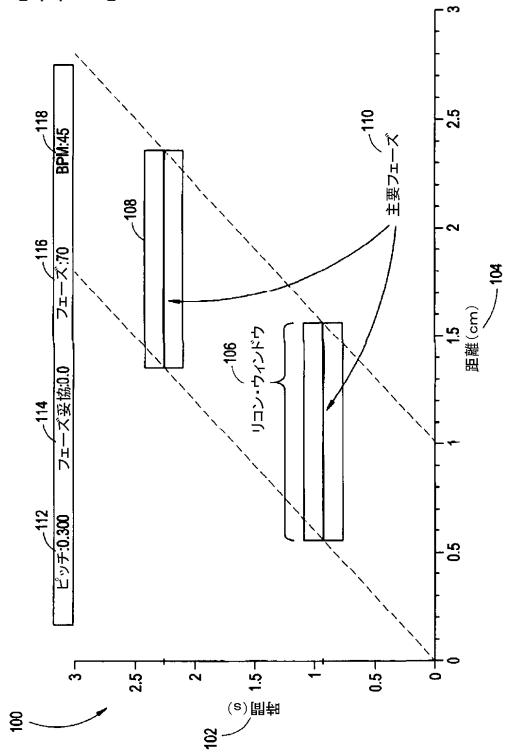
【図3】



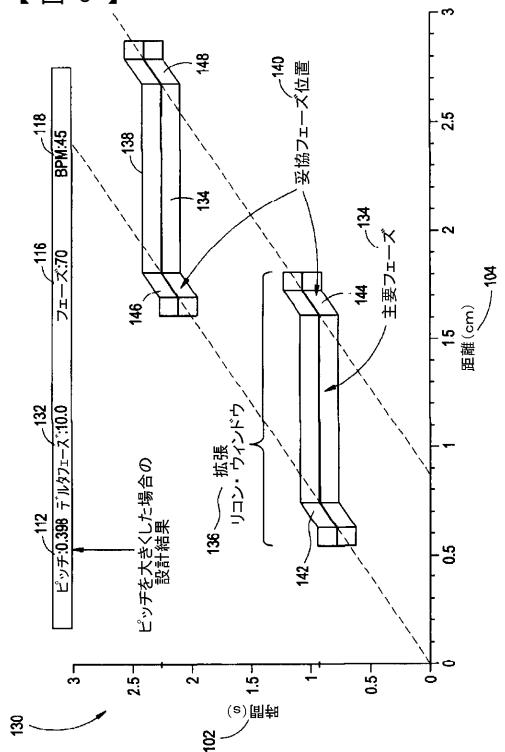
【図4】



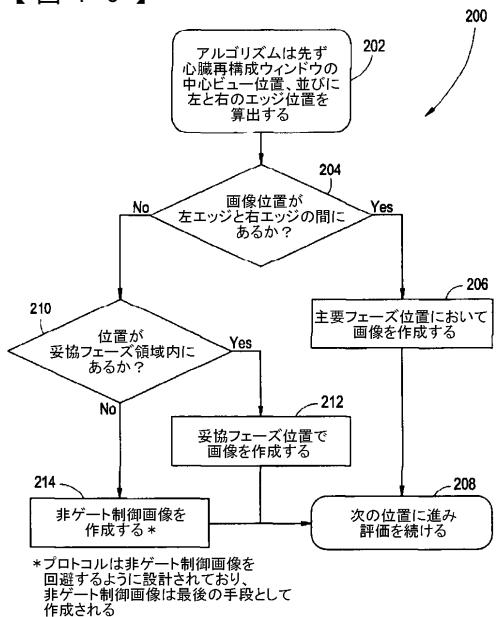
【図5】



【図 6】



【図10】



*プロトコルは非ゲート制御画像を
回避するように設計されており、
非ゲート制御画像は最後の手段として
作成される

フロントページの続き

(72)発明者 ジョン・ロント

アメリカ合衆国、インディアナ州、フォート・ウェイン、ダントン・ロード、15522番

(72)発明者 ダーリン・オーカールンド

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、マスキーゴ、サローヤン・ロード、エス66・ダブリュ13
772番

(72)発明者 ティン・スー・パン

アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブルックフィールド、フィールドサイド・コート、2710
番

審査官 長井 真一

(56)参考文献 特開昭63-242239(JP,A)

特開2000-157535(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 03

G 06 T 1 / 00