

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4436601号
(P4436601)

(45) 発行日 平成22年3月24日(2010.3.24)

(24) 登録日 平成22年1月8日(2010.1.8)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 7 0 B
 A 6 1 B 6/03 3 5 0 M

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2002-324591 (P2002-324591)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成14年11月8日(2002.11.8)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2003-164447 (P2003-164447A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成15年6月10日(2003.6.10)		エルシー
審査請求日	平成17年11月2日(2005.11.2)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
(31) 優先権主張番号	10/044672		188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
(32) 優先日	平成13年11月9日(2001.11.9)		ュー・ブルバード・ダブリュー・710
(33) 優先権主張国	米国 (US)		・3000
		(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	100106541
			弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ゲート式CT画像中の時相整合不良によるアーティファクトを最小にするための方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

心拍動の時相を監視し、EKG信号を出力するEKGシステムと接続し、コンピュータと、螺旋CT画像データを記憶する記憶装置(66)とを備えるCTイメージング・システムであって、関心領域(ROI)(120)に対応するワーキング画像集合を構成する2次元CT画像の間の時相整合不良を最小にするための、CTイメージング・システムで使用される方法であって、

取得期間中の個別の逐次的な取得時相を特定するために前記コンピュータが前記EKG信号を処理するステップ(148)と、

個別の取得時相に対応する螺旋データを取得するために前記コンピュータが前記記憶装置(66)を検索するステップ(142)と、

各々の取得時相について、(1)少なくとも2つの異なる時相範囲を特定し(148)、(2)画像を作成して(152)、該画像を前記異なる時相範囲に対応する時相画像集合として記憶するステップと、

逐次的な範囲に対応する時相画像集合を比較して(156)、実質的に整列した時相画像集合を特定するステップと、

前記実質的に整列した時相画像集合を前記ROIについてのワーキング画像集合として選択するステップ(158, 160, 162)とを含んでいる当該方法。

【請求項2】

前記少なくとも1つの心拍動サイクル時相は拡張期時相又は収縮期時相である、請求項

10

20

1 記載の方法。

【請求項 3】

心拍動の時相を監視し、EKG信号を出力するEKGシステムと接続し、螺旋CT画像データを記憶する記憶装置(66)とを備えるCTイメージング・システムであって、関心領域(ROI)に対応するワーキング画像集合を構成する2次元CT画像の間の時相整合不良を最小にするための、CTイメージング・システムで使用される処理装置であって、

取得期間中の個別の逐次的な取得時相を特定するために前記EKG信号を処理するステップ(148)と、

個別の取得時相に対応する螺旋データを取得するために前記記憶装置(66)を検索するステップ(142)と、

各々の取得時相について、(1)少なくとも2つの異なる時相範囲を特定し(148)、(2)画像を作成して(152)、該画像を異なる時相範囲に対応する時相画像集合として記憶するステップと、逐次的な範囲に対応する時相画像集合を比較して(156)、実質的に整列した時相画像集合を特定するステップと、

前記実質的に整列した時相画像集合を前記ROIについてのワーキング画像集合として選択するステップ(158, 160, 162)とを実行するプログラムを実行する処理装置(60)。

【請求項 4】

前記プログラムは、循環的な解剖学的機能のサイクルを監視することによって前記の取得時相を特定するステップを実行するように、前記処理装置を動作させ、前記の螺旋データを取得するステップは前記解剖学的機能のサイクルと一致するように螺旋データの取得をゲート駆動することを含んでいる、請求項3記載の処理装置(60)。

【請求項 5】

前記解剖学的機能は心拍動サイクルであり、各々の取得時相は少なくとも1つの心拍動サイクル時相に対応する、請求項4に記載の処理装置(60)。

【請求項 6】

前記プログラムは、循環的な解剖学的機能のサイクルを監視しながら、完全な螺旋データ集合を取得し(144)、次いで該螺旋データを循環的な解剖学的データの関数として記憶することによって、前記の螺旋データを取得するステップを実行するように、前記処理装置を動作させ、また前記プログラムは、前記螺旋データを記憶した後、前記解剖学的機能のサイクルの個別の時相を特定する(146)ことによって、前記の取得時相を特定するステップを実行するように、前記処理装置を動作させ、前記の螺旋データを取得するステップは更に、個別の取得時相に対応する螺旋データを検索することを含んでいる、請求項3乃至5のいずれか1項に記載の処理装置(60)。

【請求項 7】

前記プログラムは更に、前記比較の前に、取得期間内から特定の時相点を特定するように、前記処理装置を動作させ、また前記プログラムは、前記特定された時相点に最も接近して対応する時相画像集合をワーキング集合として選択して、整列不良を見分けるために該ワーキング集合の画像集合を比較することによって、取得時相ごとに前記の比較するステップを実行するように、前記処理装置を動作させ、更に前記プログラムは、置換によって整列不良が低減される場合にワーキング集合の画像集合を非ワーキング集合の画像集合に置き換えて、修正したワーキング画像集合を構成することによって、前記の選択するステップを実行するように、前記処理装置を動作させる、請求項3乃至6のいずれか1項に記載の処理装置(60)。

【請求項 8】

前記時相範囲は相互にオーバーラップしている、請求項3乃至7のいずれか1項に記載の処理装置(60)。

【請求項 9】

前記時相範囲は相次ぐ時相範囲である、請求項3乃至7のいずれか1項に記載の処理装

10

20

30

40

50

置(60)。

【請求項10】

前記の少なくとも2つの異なる時相範囲を特定することは、各々の取得時相について3つ以上の時相範囲を特定することを含んでいる、請求項3乃至9のいずれか1項に記載の処理装置(60)。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明の分野はゲート式コンピュータ断層撮影(CT)イメージング法であり、より具体的に述べると、ワーキングCT画像集合内の並列の2次元画像間の整列不良の程度を低減する方法及び装置である。

10

【0002】

【発明の背景】

異なる目的に使用される多数の異なる種類の医用イメージング・システムが開発されている。恐らくイメージング・システムの範疇で最も普通の種類には撮像対象の患者の一部分を横切って検出器パネルへ向かうように放射線を差し向けるX線システムが含まれる。代表的なX線検出器パネルは、アモルファス・シリコン・アレイと結合されたCsIシンチレータを含んでいる。放射線が撮像対象の患者の領域(すなわち、関心領域)へ差し向けられると、関心領域は幾分か放射線を阻止し、また幾分か放射線は該領域を通過して前記パネルによって収集される。所与の放射線の軌跡に沿って関心領域を通過する放射線の量は、該軌跡に沿った組織の種類に依存する。従って、腫瘍は肉よりも多く放射線を阻止し、骨は腫瘍などよりも多く放射線を阻止する。従って、X線システムは患者の「投影」を収集するために使用することができる。

20

【0003】

有用であるが、単純なX線システムには多くの制限がある。X線イメージング・システムに対する一つの重要な制限は、上記のようなシステムが一領域の側部投影を提供するに過ぎず、関心領域の「スライス」画像(すなわち、投影画像に直角な画像)のような他の有用な画像を作成することができないと云うことである。例えば、代表的な有用なスライス画像としては患者の心臓のスライス画像が挙げられる。

【0004】

30

スライス画像を作成するのに有用な別の種類のイメージング・システムは一般にコンピュータ断層撮影(CT)システムと称されている。代表的なCTシステムは、撮像領域の両側に対向して取り付けられた放射線源と放射線検出器とを含んでおり、撮像領域は並進(平行移動)軸又はZ軸に沿って中心合わせされる。線源より発生された放射線はコリメートされてビームを形成し、該ビームは撮像領域を大体横切る軌跡に沿って差し向けられる複数の射線を含む。ライン検出器をZ軸に直角に配置して、データ取得期間中にスライス画像データを収集することができる。

【0005】

取得期間中、関心領域を撮像領域内に位置決めし、放射線源をターンオンすると、関心領域は幾分か放射線を阻止し、また幾分か放射線は該領域を通過してライン検出器によって収集される。X線システムの場合のように、所与の射線の軌跡に沿って関心領域を通過する放射線の量は、該軌跡に沿った組織の種類に依存する。CTシステムでは、線源及びライン検出器が関心領域を通る回転平面内で関心領域の周りを回転し、これにより該領域について多数の角度で放射線の「投影」を収集することができる。フィルタ処理及び逆投影手法を用いて関心領域を通るスライスに対応する投影を組み合わせることによって、スライスの2次元断層画像すなわち軸横断面画像(スライス画像)が作成される。

40

【0006】

診断手法によっては一つ又は少数のスライス画像だけが必要であるが、多くの手法では多数の並列のCTスライス画像を必要とする。例えば、動脈閉塞部の始点と終点の場所を突き止めて、両者間の閉塞部の性質を確認するために、多数の並列の画像を検査することを

50

必要とする手法がある。別の例として、2次元データを事実上3次元体積画像にフォーマットし直して、様々な画像平面を用いることができるように該3次元体積画像を幾つかの異なる方向にスライスし且つさいころ状に切ることができるようにする多数の手法がある。例えば、3次元の関心領域（例えば、患者の胴）の横断方向のスライス又は横断面スライスについて2次元データを取得した場合、このデータを関心領域のサジタル画像（すなわち、体軸を通る側平面の画像）又はコロナル画像（すなわち、体軸を通る前向き平面の画像）を作成するようにリフォーマット（断面変換）することができる。

【0007】

幾つかの画像を高速に作成するために、CT検出器は典型的には、幾つかの並列の検出器列を持つように構成され、撮像領域の周りを一回転する間に、各検出器列はその後に個別のCTスライス画像を作成するために使用することのできるデータを収集する。

10

【0008】

検出器列の数を増大するとデータ取得時間が減少するが、検出器素子は比較的高価であり、従って、検出器列の数をより多くするとシステム全体のコストがより増大する。コストと速度との間の釣り合いをとって、殆どの多列検出器は10列未満の検出器列を含んでいる。以後、代表的な検出器が8列の検出器列を含んでいるもの仮定する。

【0009】

検出器が8列を含んでおり且つ8枚よりも多数のスライス画像が要求された場合、典型的には、幾つかの異なる取得期間を使用して、必要なスライス画像データを取得する。例えば、ROI（関心領域）を通る80枚のスライス画像（少数ではあるが代表的な目的のためには充分であると認められる）が要求されていると仮定する。この場合、ROIは10個の個別のサブボリュームに分割され、この10個のサブボリュームの各々は80枚の要求されたスライス画像のうちの個別の8枚のスライス画像に対応する。その後、10の個別の取得期間を使用して、10個のサブボリュームに対応するスライス画像データ集合を収集することができ、8枚の個別のスライス画像に対応するデータは10の個別の取得期間の各々の期間中に収集される。

20

【0010】

大きなボリューム又はROIの場合、多数の並列の薄いスライス画像を作成するのに必要なデータは、螺旋状にデータ収集を行うことにより最も高速に取得できることが判明している。このために、線源及び検出器を撮像領域の周りに回転させながら、患者架台を並進させて、扇形放射線ビームがROIを通る螺旋経路を掃引するようにする。螺旋データの収集後、このデータを幾つかの異なる重み付け及びフィルタ処理プロセスによってスライス画像データに変換し、その後でスライス画像データを逆投影して視覚可能な画像を形成する。

30

【0011】

生のデータが螺旋状に取得されて記憶されている場合、このデータを使用することにより、対応するROIを通る任意の数のスライス画像を事実上構成することができる。例えば、螺旋データの収集に8列の素子を持つ検出器を使用するにも拘わらず、このデータを処理することにより16、20、500又は数千のスライス画像さえも作成することができ、また希望によっては実際に補間を行うことにより3D体積画像を作成することもできる。

40

【0012】

静止画像を作成する殆どのイメージング・システムでは、データ取得中に可能な限り、撮像している構造が完全に静止状態に留まっていることが重要である。取得中に僅かな構造の動きがあっても、これは得られる画像中に画像アーティファクトを生じさせて、画像の診断価値を実質的に低下させることがある。この理由のため、取得期間中、患者は典型的には息を止めること等によって出来る限り撮像領域内の関心領域を静止状態に保つように命令される。

【0013】

患者が動きを制御しようとしても、或る特定の解剖学的構造は静止状態に保持することが

50

できず、取得期間中も動き続ける。例えば、患者の心臓はデータ取得サイクル中も連続的に拍動し、この拍動は診断用データを取得するプロセスを複雑にする。

【 0 0 1 4 】

心臓の場合、幸いなことに拍動サイクルが反復しており、各サイクル内で心筋が比較的休止している特定の時相がある。当該分野で周知のように、心臓が血液を充滿している拍動サイクル中の拡張期時相中は心臓は比較的休止した状態にあり、動きは最小である。従って、データ取得期間を拡張期時相に限定することによって、比較的動きの影響の無いデータを取得して、CTスライス画像を作成するために使用することができる。

【 0 0 1 5 】

このため、当業界では心臓用ゲート式CTイメージング・システムが開発されている。これらのシステムは一般的に、シュート・ムーブ式ゲート(shoot and move gating) 走査及びレトロゲート(retro-gating)再構成を含む2つの異なる形態をとる。シュート・ムーブ式走査の場合、心電図(EKG)システムを使用して心拍動の時相を監視し、心拍動サイクルの特定の時相(例えば、収縮期、拡張期など)中のみデータを取得するようにデータ取得をゲート駆動する。その後、データは従来と同様にスライス画像を作成するために使用される。レトロゲート再構成の場合、完全な螺旋データ集合が対応するEKG信号と共に取得されて記憶される。その後、画像を作成すべき心拍動サイクル中の範囲を示す心拍動サイクル時相範囲が選択され、画像再構成装置により各心拍動サイクルから該時相範囲に対応する螺旋データ小集合を検索して、要求された画像を作成する。

【 0 0 1 6 】

動きに関連した画像アーティファクトを最小にするのに加えて、各々のゲート・プロセス(すなわち、予測型及び遡及型)はまた、関心領域の異なるサブボリュームに対応するデータを使用して作成される画像集合の相互間の整合不良を低減することを意味する。例えば、領域が10個の個別のサブボリュームに分割されて、各サブボリュームについてのデータが個別の取得期間中に収集される上記の場合において、もし2つの相次ぐサブボリュームについてのデータが異なる心拍動時相中に収集されたとすると、得られる画像は整列しない恐れがある。従って、同様な心拍動時相中に全てのサブボリュームについてデータを収集することによって、整列不良が実質的に低減される。体軸横断方向に取得したデータ及び螺旋状にデータを取得する場合には、これはデータを各心拍動サイクル内の特定した時相範囲に制限することを意味する。例えば、取得される期間は、ピーク・サイクル振幅で開始し且つピーク・サイクル振幅で終了する心拍動サイクル全体の70%~80%になることがある。

【 0 0 1 7 】

本書では、用語「時相位置」を心拍動サイクル内の時相点を指すために用い、用語「時相範囲」を対応する時相位置を中心とした範囲を指すために用いる。

【 0 0 1 8 】

残念なことに、心臓ゲート動作の利用にも拘わらず、サブボリューム画像の整合不良又は整列不良が幾つかの理由で依然として生じ得ることが認められている。その第1の理由は、当業者に知られているように、EKG信号が心臓の運動を測定するための間接的な方法を提供するに過ぎないことであり、従って、心拍動サイクル内の同じ時相位置を正確に特定するために使用することが出来ないことである。第2理由は、大体周期的はであるが、心筋が相次ぐ心拍動サイクルの間に全く同じ運動を行うことはなく、たとえ正確な時相位置を心拍動サイクル内で特定できたとしても、それらの位置が同様に位置した心臓に対応しないことがある得ると言うことである。第3の理由は、心拍数が高い場合(すなわち、子供の場合)、ゲート・システムの時間的分解能が、適切なゲート動作を行うためには不適切なことがあると言うことである。これらのゲート動作の問題は、所与の動脈のセグメントが相次ぐ心拍動サイクル内の幾分異なる時相位置で休止状態にあり得るときに環状動脈を含む画像を作成しようとしたときに更に拡大される。

【 0 0 1 9 】

ゲート動作に関連した時相整合不良は、サジタル又は कोरोナルの観点から多平面リフォー

10

20

30

40

50

マット・レンダリングに対応する画像データ集合を見たとき、心室壁において極めて明白なことがある。同様に、整合不良は、湾曲リフォーマット・レンダリングにより画像集合を見たときの冠状動脈において明白である。

【特許文献1】

米国特許第4868747号

【0020】

【発明の概要】

ゲート式CT手法を用いて逐次的な取得時相中に隣接するサブボリュームに対応する画像データを収集するとき、各取得時相が更により短い時相範囲に細分割されている場合、逐次的な取得時相内の異なる時相範囲に対応する画像集合が、逐次的な取得時相内の同じ時相範囲に対応する画像集合よりも一層よく整列することがしばしば認められる。例えば、隣接する第1及び第2のサブボリュームが8枚のスライス画像の第1及び第2の集合に対応し、且つ第1及び第2のサブボリュームに対応するデータが第1及び第2の心拍動サイクルの拡張期時相中にそれぞれ収集されるべきであると仮定する。この場合、第1及び第2の拡張期時相の各々は、それぞれ第1及び第2の拡張期時相の第1及び第2の半部を含む始め及び終わりの時相範囲に分割することができる。

10

【0021】

また、第1の拡張期時相中に第1のサブボリュームについて（すなわち、第1のサブボリュームの8つのスライスについて）2つの画像データ集合を取得し、その内の第1の集合は始めの時相範囲中に取得し、第2の集合は終わりの時相範囲中に取得すると仮定する。同様に、第2の拡張期時相中に第2のサブボリュームについて（すなわち、第2のサブボリュームの7つのスライスについて）2つの画像データ集合を取得し、その内の第1の集合は始めの時相範囲中に取得し、第2の集合は終わりの時相範囲中に取得すると仮定する。始めの時相範囲のデータ集合は心拍動サイクルの同様な時相範囲に対応しているけれども、これらの始めの時相範囲のデータ集合を使用して作成された画像同士は、第1の拡張期時相からの始めの時相範囲のデータ集合と第2の拡張期時相からの終わりの時相範囲のデータ集合とを使用して作成された画像同士よりもしばしば整合不良が一層大きいという特徴があることが判明した。

20

【0022】

従って、各々の拡張期時相に対応する単一のデータ集合を取得する代わりに、個別の拡張期時相中にROIの各々のサブボリュームについてデータを収集する場合、拡張期時相は幾つかの時相範囲に分割することができ、個別のサブボリュームのデータ集合を各々の時相範囲について取得することができ、その後、取得後処理中に、異なる時相範囲に対応する画像集合を比較して、最も正確に整列又は整合する集合を組み合わせ、更なる診断目的のためのワーキング画像集合を構成することができると分かった。各々の拡張期時相を始め及び終わりの時相範囲に分割する上記の例は、拡張期時相を分割しないシステムよりも一層良好な結果を生じさせるが、拡張期時相の分割の数を増大させると一般的に整列を更に向上させ得る。例えば、一般に、各々の拡張期時相を5つの時相範囲に分割すると、各々の拡張期時相を2つの時相範囲に分割する場合よりも一層良好な結果を生じる。

30

【0023】

本明細書全体を通じて、幾つかの例を予測型ゲート法又は遡及型ゲート法のいずれかに関連して説明するが、本発明は予測型又は遡及型の方法及び処理装置に有用であり、またその一方又は他方に制限されないことを理解されたい。また、一つ又は他の種類のシステムに関連して一例を教示した場合、明記していない種類のシステムが説明を簡単化するために単に省略したに過ぎず、本発明を何ら制限するものでないことは当然なことである。

40

【0024】

また、本発明が経時的イメージング分解能を改善するための改良マルチセクタ再構成アルゴリズムの場合にも有用であることも留意されたい。これらのアルゴリズム及び該アルゴリズムに対する本発明の用い方は本明細書の以下の記載から当該分野の通常の知識を有する者にとって自明であろう。

50

【 0 0 2 5 】

本発明のこれらの及び他の面は以下の説明から明らかになる。以下の説明において、本発明の好ましい実施形態を図示する添付の図面を参照する。このような実施形態は必ずしも本発明の範囲を全て表しているものではなく、従って、本発明の範囲は特許請求の範囲を参酌して解釈される。

【 0 0 2 6 】

【 発明の実施の形態 】

[A] ハードウェア :

ここで図 1 を参照して説明すると、本発明を使用するための C T スキャナには、撮像領域を定める開口部 (個別に参照符号を付していない) を持つガントリ 2 0 が含まれている。ガントリ 2 0 は、患者 4 2 を通るビーム軸 4 1 に沿って対向する検出器アレイ 4 4 へ扇形 X 線ビーム 4 0 を投射するように配向された X 線源 1 0 を支持している。ガントリ 2 0 は、デカルト座標系の x - y 平面を定義するガントリ平面 3 8 内でビーム軸 4 1 を回転させるために回転する。ガントリ 2 0 の回転はガントリ平面 3 8 内の任意の基準位置からのビーム角度 によって測定される。

10

【 0 0 2 7 】

患者 4 2 は患者支持架台 4 6 上に載置され、架台 4 6 はデカルト座標系の Z 軸と整列する並進軸 4 8 に沿って移動させることができる。架台 4 6 はガントリ平面 3 8 を横切っており、且つ撮像プロセスを妨害しないように電波透過性である。

【 0 0 2 8 】

扇形ビーム 4 0 の X 線は、ビーム軸 4 1 及び並進軸 4 8 の両方にほぼ直交する横断軸 5 0 にわたってガントリ平面 3 8 内でビーム軸 4 1 から扇形ビーム角度 で広がる。ビーム 4 0 の X 線はまた、並進軸 4 8 にわたって (Z 軸に沿って) ビーム軸 4 1 及びガントリ平面 3 8 から僅かに発散する。

20

【 0 0 2 9 】

患者 4 2 を通過した後、扇形ビーム 4 0 の X 線は検出器アレイ 4 4 によって受け取られる。検出器アレイ 4 4 は、横断軸 5 0 に沿って延在する 8 つの横列と並進軸 4 8 に沿って延在する複数の縦列とに配列された検出器素子 1 8 を有する。検出器アレイ 4 4 の表面は平面状であってもよく、或いは焦点 2 6 又はシステムのアイソセンタに中心を持つ球又は円筒の一部分に従う形状にしてもよい。

30

【 0 0 3 0 】

各々の検出器素子 1 8 は X 線を受け取って、扇形ビーム 4 0 の個別の射線に沿って強度測定値を供給する。各々の強度測定値は、患者 4 2 の関心のあるボリューム又は関心領域 (R O I) 4 3 の一部分を通過する扇形ビームの一射線の線積分による減衰値を表す。R O I 4 3 は典型的には、Z 軸に沿って従来の C T システムの扇形ビームによって測定されるスライスの厚さよりも広い。検出器素子 1 8 の複数の列 (横列) は検出器アレイを細分割し、従って扇形ビームを細分割する。

【 0 0 3 1 】

ここで図 2 について説明すると、図 1 の C T イメージング・システムを制御するための代表的な制御システムが、複数のガントリ付設制御モジュール 5 2、架台モータ制御装置 5 8、コンピュータ 6 0、オペレータ・コンソール 6 5 及び大容量記憶装置 6 6 を含んでいる。ガントリ付設制御モジュール 5 2 は X 線制御装置モジュール 5 4、ガントリ・モータ制御装置モジュール 5 6、データ取得システム 6 2 及び画像再構成装置 6 8 を含んでいる。X 線制御装置 5 4 は X 線源 1 0 に電力及びタイミング信号を供給し、コンピュータ 6 0 によって制御されて必要なときに線源をオン・オフする。ガントリ・モータ制御装置 5 6 はガントリ 2 0 の回転速度及び位置を制御すると共に、ガントリの位置に関する情報をコンピュータ 6 0 に供給する。架台モータ制御装置 5 8 は架台 4 6 の並進速度を制御すると共に、位置帰還情報をコンピュータ 6 0 に供給する。

40

【 0 0 3 2 】

データ取得システム 6 2 は検出器アレイ 4 4 の検出器素子 1 8 からの強度信号をサンブ

50

リングしデジタル化して、デジタル化信号をコンピュータ60に供給し、コンピュータ60は次いで信号を大容量記憶装置66に記憶させる。スリッパリングが、ガントリに装着された全ての要素を、ガントリに装着されていない他のシステム構成部品に当該分野で周知のように2方向通信のために接続する。データが収集された後、画像再構成装置52は収集されたデータを組み合わせて、コンソール65又は他の何らかの表示装置により表示するための画像を形成する。

【0033】

図1及び図2を引き続き参照して説明すると、コンピュータ60はパルス・シーケンス・プログラムを実行して、以下に詳しく説明するように本発明のデータ処理方法を実行する。このために、コンピュータ60はオペレータ・コンソール65（これは一般的にはCRT表示装置及びキーボードである）を介して指令及び走査パラメータを受け取る。コンソール65により、オペレータはデータ取得走査を制御するためのパラメータを入力し、表示すべき画像を選択し、そして再構成画像及びコンピュータ60からの他の情報を表示させることができる。大容量記憶装置又はメモリ66はCTイメージング・システム用の動作プログラムを記憶すると共に、オペレータによって将来参照するために画像データを記憶する手段を構成する。コンピュータ60及び画像再構成装置52は共に、データを記憶するための電子的メモリ（図示していない）を備えている。

10

【0034】

動作について説明すると、ガントリ・モータ制御装置56がガントリ20を或る回転速度まで回転させて、架台モータ制御装置58が架台46の並進を開始する。X線制御装置54がX線源10をターンオンして、架台が撮像領域を通過して移動し且つガントリ20が撮像領域の周りを回転するとき連続的に投影データが取得される。各々のビーム角度において、取得された投影データは、アレイ44の各々の特定の縦列及び横列における各々の検出器素子18に対応する強度信号を有する。データ取得後、データは大容量記憶装置66に螺旋データとして記憶され、そして当該分野で周知の様々な方法のいずれかを使用して重み付け及びフィルタ処理を行うことにより、ROI43を通る個別の体軸横断面のスライス画像に対応するスライス画像データを作成することができる。

20

【0035】

[B] 仮定：

ここで図1及び図4を参照して説明すると、この説明のために、ROI43は心拍動波形60によって特徴づけられる患者42の心臓を含んでおり、該心拍動波形60がピーク振幅点R1及びR2の間の典型的なサイクル周期Pを持つと共に、概ね心拍動時相の時点 γ と δ との間に生じる拡張期時相DPを持つと仮定する。更に、螺旋状に取得したデータは最初は生の螺旋フォーマットで記憶され、そしてシステム・オペレータが心臓の画像を見るための心拍動時相を選択した後に単にスライス画像に変換されると仮定する。

30

【0036】

更に、本発明は遡及型又は予測型ゲート・システムのいずれにも適用できるが、ここでは、本発明を予測型シュート・ムーブ式ゲート・システムに関連して説明し、処理装置が拡張期中にのみデータ取得を要求するようにデータ取得を制御する場合について説明する。

【0037】

その上、図3も参照して説明すると、ROI43がZ軸48に沿った寸法 L_r を持ち、典型的な走査速度により拡張期取得時相DP中にz軸寸法 L_s に対応するデータのみ収集することができる、寸法 L_s が寸法 L_r の10分の1であると仮定する。従って、ROI43は10個の個別のサブボリューム122、124、126、128・・・130、132及び134（7つのみを図示）に分割でき、各拡張期時相には1つの個別のサブボリュームが対応する。

40

【0038】

なおその上に、特に断らない限り、システム・オペレータがシステムによりROI43を通る全部で70枚の等間隔の体軸横断面スライス画像を作成することを要求していると仮定する。このために、図3では、代表的なスライス画像スタック（積重ね）を参照符号1

50

04で表し、個別のスタック端部画像を参照符号100及び102で表している。従って、10個の個別のサブボリュームがあり、70枚の等間隔のスライス画像が要求されているので、各々のサブボリュームには7枚の個別の画像が対応する。図3では、サブボリューム122、124、126、128、130、132及び134に対応する個別の画像集合は、参照符号106、108、110、112、114、116及び118によってそれぞれ識別される。図4では、図示の拡張期取得時相DPがサブボリューム128及び画像集合112に大体対応する。

【0039】

更に、拡張期時相は時点 $t_1 \sim t_8$ （図4参照）に亘って存在するが、サブボリューム画像集合内の画像を作成するために十分なデータがより短い時相範囲中に収集されると仮定する。例えば、再び図3及び図4を参照して説明すると、時点 $t_3 \sim t_6$ の間の時相範囲 N 中に、集合112内のスライス画像を作成するのに十分なデータが取得される。

【0040】

[C]理論：

ここで図5を参照して説明すると、図4のサイクルと同様な複数の逐次的な心拍動サイクルC1、C、・・・C10が例示されており、その各々のサイクルは個別の拡張期時相DP1、DP2、・・・DP10をそれぞれ含んでいる。更に、図3及び図5を参照して説明すると、サブボリューム122、124、・・・134に対応する個別の画像集合106、108、・・・118も示されている。従来のEKGゲート手法と合致して、各々の拡張期時相中に、個別の画像集合及び個別のサブボリュームに対応するデータが収集される。例えば、第1の時相DP1中に、体軸横断面のスライス画像集合106（すなわち、画像1～7を含む）に対応するデータが収集され、また時相DP2中に、体軸横断面のスライス画像集合108（すなわち、画像8～14を含む）に対応するデータが収集されると言う風に行われる。

【0041】

引き続き図4を参照して説明すると、螺旋データを記憶した後、取得後期間中に、観察すべき画像を選ぶとき、システム・オペレータは拡張期時相DP内から、画像再構成装置（図1の68参照）が70枚の要求された体軸横断面のスライス画像を生成すべき特定の時相点又は位置SPを選択する。その後、再構成装置68は各々の拡張期時相内の時相位置SPを中心とする時相範囲に対応する画像データの集合を検索し、該データ小集合を使用して70枚の要求された画像を作成する。例えば、図4において、図示のように選択された時相位置SPでは、再構成装置68は時相範囲 N に対応するデータ小集合を選択して、スライス画像集合112（ N ）を作成する。同様に、図5を参照して説明すると、再構成装置68は拡張期時相DP2内の時相範囲 N に対応するデータ小集合を選択してスライス画像集合108（ N ）（個別に示してない）を作成し、拡張期時相DP10内の時相範囲 N に対応するデータ小集合を選択してスライス画像集合118（ N ）（個別に示してない）を作成するという風に動作する。その後、再構成装置68は幾つかの異なる周知のプロセスを用いて、個別の選択されたデータ小集合に対応するスライス画像を作成する。

【0042】

ここで図1及び図6を参照して説明すると、時相範囲 N に対応するデータを使用して上述した態様で再構成装置68によって作成することのできる体軸横断X-Y平面内の代表的な画像集合を略図で示している。上述の説明と合致させると、画像集合は参照符号106 $_N$ 、108 $_N$ 等によって表され、各々の集合は個別のROIサブボリューム（例えば、図3中の122、124等）に対応する。各々の画像集合には7枚の個別のスライス画像が対応しているが、図には、個別の画像集合112（ N ）についてだけ個別の画像を示している。

【0043】

図6において、解剖学的構造（例えば、患者の心臓の左心室壁）の輪郭151が画像集合によって捕捉されている。構造の輪郭151が隣接する画像集合の間で連続して表されて

10

20

30

40

50

いるように、幾つかの隣接する画像集合が整列していることが理解されよう。例えば、図示のように、画像集合 106_N は画像集合 108_N 及び 110_N と整列していると表され、また画像集合 116_N は画像集合 114_N 及び 108_N と整列していると表されている。しかしながら、構造の動き及び他のシステム動作の微妙な違いにより、他の隣接する画像集合に対応する構造の輪郭セグメントは整列又は整合していない。例えば、画像集合 110_N 及び 112_N の間に整合不良が生じている。他の整合不良も図6に示されており、これらの整合不良は包括的に参照符号200で表されている。

【0044】

図6に示されたスライス画像はサジタル又はコロナル画像を作成するか、或いは異なるサブボリュームからのスライス画像を組み合わせる厚い体軸横断面画像さえも作成するよう
10
に更に処理されるとき、整合不良200は診断価値をかなり低減させるアーティファクトの原因となる。

【0045】

多くの場合、逐次的な拡張期時相内の相異なる時相範囲に対応する画像集合は、逐次的な拡張期時相内の同じ時相範囲に対応する画像集合よりも一層よく整列することが認識されている。このため、図4を参照して説明すると、拡張期取得期間DPは個別の時相範囲 $N-2$ 、 $N-1$ 、 N 、 $N+1$ 及び $N+2$ に分割することができ、各々の時相範囲の持続時間は対応するスライス画像集合を作成するための十分な螺旋データに対応する。例えば、7つの画像スライス・データ集合 $112(N+2)$ を作成するためのデータは時相範囲 $N+2$ に対応し、7つの画像スライス・データ集合 $112(N+1)$ を作成するためのデータ
20
は時相範囲 $N+1$ に対応し、7つの画像スライス・データ集合 $112(N)$ を作成するためのデータは時相範囲 N に対応し、7つの画像スライス・データ集合 $112(N-2)$ を作成するためのデータは時相範囲 $N-2$ に対応する。従って、本例において、5つの個別の時相依存集合 $112(N-2)$ 、 $112(N-1)$ 、 $112(N)$ 、 $112(N+1)$ 及び $112(N+2)$ に配列された35枚の個別の画像は拡張期時相DP中に作成することができ、その場合、各々の集合は同じサブボリューム(例えば、図3に示されているような本例では128)に対応する。

【0046】

また図7を参照して説明すると、図6の部分171に対応する略図が示されており、画像集合 110_N 及び 112_N に対応する構造輪郭151の左側部分と画像集合 108_N
30
及び 113_N に対応する構造輪郭のセグメントを含んでいる。更に、部分171はまた、画像集合 $112(N+1)$ 及び $112(N-2)$ に対応する構造輪郭151の左側部分も示している。図7には、画像集合 $112(N+2)$ 及び $112(N-1)$ に対応する構造輪郭151の左側部分は示されていない。明らかに、画像集合 $112(N-2)$ は、画像集合 $112(N)$ よりも隣接の画像集合 $110(N)$ に一層接近して整合(すなわち、整列)しており、従って、画像集合 $110(N)$ がワーキング画像集合内に含まれていると仮定して、画像集合 $112(N)$ を画像集合 $112(N-2)$ に置き換えると、画像集合間の整合不良は一般的に低減させることができる。

【0047】

同様に、画像集合 $112(N+1)$ は隣接の画像集合 $110(N)$ と精密に整合(すな
40
わち、整列)しており、従って、再び画像集合 $110(N)$ がワーキング画像集合内に含まれていると仮定して、画像集合 $112(N)$ を画像集合 $112(N+1)$ に置換すると、画像集合間の整合不良は一般的に低減させることができる。

【0048】

従って、各々の拡張期時相について複数の時相範囲依存の画像集合を作成し、最も良く整列する画像集合を特定することによって、よりよい診断用特性を持つ最適なワーキング画像集合を作成することができる。本例では、再び図4を参照して説明すると、各々の拡張期時相DP1、DP2等の間にその期間を5つの個別の時相範囲 $N-2$ 、 $N-1$ 、 N 、 $N+1$ 及び $N+2$ に分割し、次いで螺旋時相範囲依存画像データを使用して、各集合が7
50
つの個別の画像を含んでいる5つの個別の画像集合を作成する。その後、隣接するROI

サブボリューム（再び図3の128～134を参照されたい）に対応する画像集合を比較して、各々のサブボリュームに対応する個別の画像集合を含む最適なワーキング集合を特定する。この場合、最適な集合は異なる時相範囲からの画像集合を含んでいることがある。

【0049】

[D]動作：

ここで図8を参照して説明すると、本発明による遡及型ゲート法140を示している。また図1、図2及び図3を参照して説明すると、プロセス・ブロック169で、システム・オペレータがオペレータ・コンソール65を使用して、70枚の体軸横断面の2次元スライス画像104を作成すべき患者42内のROI43を定める。

10

【0050】

ブロック144で、データ取得中に、イメージング・システム38はROI43全体について螺旋CT画像データを収集し、該螺旋データをEKG信号の関数として（すなわち、取得サイクルの関数として）大容量記憶装置66内に記憶させる。

【0051】

ROI43について全ての螺旋データを取得して記憶装置66に記憶した後、制御はブロック146へ進み、そこでシステム・オペレータはコンソール65を使用して、撮像すべき特定の時相位置を指示する時相指令を定める。このため、再び図4を参照して説明すると、代表的な選択された時相位置をSPとして示している。次いで、ブロック148で、コンピュータ60は各々の拡張期時相から時相位置SPの関数として個別の時相範囲を特定する。本例において、図4を引き続き参照すると共に図5も参照して説明すると、コンピュータ60は各々の拡張期時相を5つの個別の時相範囲に再分割する。その内の中央の範囲 N は選択された位置SPを中心として時点 3 と 6 との間にあり、またこの中央の時相範囲 N の前には2つの先行の時相範囲があり、中央の時相範囲 N の後には2つの後続の時相範囲がある。先行の時相範囲は、時点 $1 \sim 4$ の間にある時相範囲 $N-2$ と、時点 $2 \sim 5$ の間にある時相範囲 $N-1$ とを含んでいる。後続の時相範囲は、時点 $4 \sim 7$ の間にある時相範囲 $N+1$ と、時点 $5 \sim 8$ の間にある時相範囲 $N+2$ とを含んでいる。このように、本例では、時相範囲は幾分オーバーラップしている。

20

【0052】

次に、ブロック142で、コンピュータ60は装置66から各々の拡張期時相について各々の時相範囲に対応するデータを検索し（すなわち、遡及型ゲート機能）、ブロック152で、コンピュータ60は画像再構成装置68に、各々の拡張期について各々の時相範囲についての2D画像を含む時相画像集合を作成させる。例えば、再び図4を参照して説明すると、画像再構成装置68は、1つの拡張期時相に対応するサブボリューム128（図3も参照）について時相期間 $N-2$ 、 $N-1$ 、 N 、 $N+1$ 及び $N+2$ の各々についての7つの画像を含む個別の画像集合を作成する。同様に、また図5も参照して説明すると、5つの個別の時相特有の画像集合が他のサブボリューム122、124、126、・・・130、132及び134の各々について作成される。これらのサブボリュームの各々は個別の拡張期時相に1つずつ対応する。全ての画像集合は大容量記憶装置66内に記憶される。

30

40

【0053】

次いで、再び図2、図4、図5及び図6を参照して説明すると、コンピュータ60は、選択された時相位置SPと最も近く整列している時相画像集合を選択して、全ての選択された時相画像集合を含むワーキング画像集合を作成する。本例では、位置SPと最も近く整列している時相画像集合は時相範囲 N に対応し、上述のように図6に示している。このステップはブロック154で行われる。ブロック156で、コンピュータ60は全てのワーキング集合の画像集合（図6参照）を比較して、ワーキング集合の画像集合の間で実質的な整合が存在するかどうか判定する。実質的な整合が存在する場合、制御はこのプロセスから出て、プロセスは終了する。しかしながら、ブロック156で、ワーキング集合の画像集合の間で実質的な整合が存在しない場合、制御はブロック158に進み、そこで、

50

コンピュータ60は、ワーキング集合のうちの最も大きく整合からずれている第1及び第2の隣接する画像集合を特定する。例えば、本例では、コンピュータ60はワーキング集合の画像集合110(N)及び112(N)を最も整列不良又は整合不良の隣接した画像集合として特定することができる。ここでは、画像集合110(N)及び画像集合112(N)を第1の集合及び第2の集合として特定すると仮定する。

【0054】

次に、ブロック160で、コンピュータ60は、第2の画像集合と同じ拡張期時相に対応する時相画像集合であって、第1の画像集合と最も緊密に整合している該時相画像集合を、置換用画像集合として特定する。再び図8を参照して説明すると、本例では、コンピュータ60は、第1の画像集合110(N)と最も緊密に整合している、第2の時相画像集合112(N)に対応する画像集合として、時相画像集合112($N+1$)を特定する。ブロック162で、コンピュータ60は第2の画像集合の代わりに置換用画像集合を用いて、修正したワーキング集合を作成する。その後、制御はブロック156へ戻り、該ブロックで、コンピュータ60はワーキング集合の画像集合が実質的に整合しているかどうかの判定をし続け、実質的に整合していない場合は、実質的な又は最適な整合が生じるまで他の時相画像集合との置換を繰り返す。

10

【0055】

以上説明した方法及び装置は代表的な例に過ぎず、本発明の範囲を制限するものではなく、また当業者には本発明の範囲内で様々な修正を行うことを理解されたい。

【0056】

例えば、整合不良の程度を測定する多数の異なる画像比較アルゴリズムあり、このような従来技術は画像集合の比較に使用することができ、また本発明はこのようなプロセスのいずれか1つに制限されるものではない。

20

【0057】

上述したように、生の螺旋データを記憶し、システム・オペレータが画像処理のために位置SP(図4参照)を選択した後でのみ画像集合を作成する場合について説明したが、別の例として、例えば、時相依存の2次元画像集合を各々の拡張期時相について作成することができ、また時相依存の画像集合を位置SPの選択の前に記憶することができるような他の実施形態が存在することを理解されたい。この場合、位置SPの選択後、コンピュータ60は単に各々の拡張期時相について時相画像集合を呼び出して、各々の拡張期時相から位置SPと最も緊密に整列している画像集合を選択する。その後、ブロック156、158、160及び162を含む図8に記述したプロセスは、上述したように実行することができる。

30

【0058】

更に、拡張期内の時相範囲は上記ではオーバーラップするものとして示したが、本発明は隣接する時相範囲がオーバーラップしない真に逐次的な時相範囲の場合も実行することができ、また、代替例として、幾分小さい範囲だけ相互に離れている時相範囲の場合でも本発明は実行することができる。更に、本発明は拡張期時相中の画像処理のために特に有用であるが、収縮期時相のような他の時相も本発明による画像処理のための対象とすることができることは明らかである。実際に、収縮期時相は一般的に拡張期時相よりも短いので、本発明は収縮期時相中に撮像する場合に特に有利である。更に、上記ではEKGゲート式用途に関連して本発明を説明したが、本発明は周期的な構造上の運動が生じる他の用途にも有用であることはあきらかである。

40

【図面の簡単な説明】

【図1】検出器素子を縦横列に配列した検出器アレイ及び扇形ビーム源を含む、本発明を実施するために使用されるCT装置の斜視図である。

【図2】図1のCT装置を制御するために使用することができ、且つ本発明を実施するために役立つCT制御システムのブロック図である。

【図3】複数のサブボリュームに分割された関心領域及びそれに対応する2次元画像スタックを例示する略図である。

50

【図4】代表的な心拍動サイクル、代表的な拡張期時相、該拡張期時相に対応する時相範囲、また該時相範囲の各々に対応する画像集合を例示するグラフ及び略図である。

【図5】一連の拡張期時相及び対応する画像集合を例示する、図4と同様な略図である。

【図6】異なる拡張期時相及び各々の拡張期時相内の大体同じ時相範囲に対応するコロナル断面の2次元画像を例示する略図である。

【図7】図6の一部分を示す略図である。

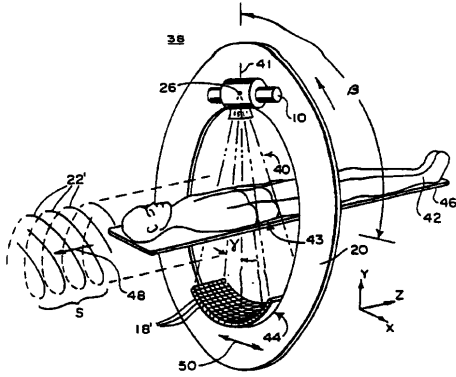
【図8】本発明による方法を例示するフローチャートである。

【符号の説明】

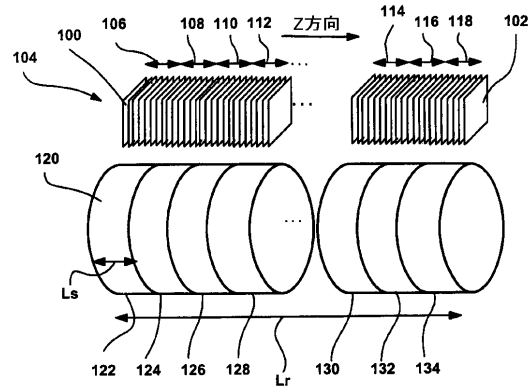
18'	検出器素子	
20	ガントリ	10
26	焦点	
38	ガントリ平面	
40	扇形X線ビーム	
41	ビーム軸	
42	患者	
43	関心領域	
48	並進軸	
50	横断軸	
52	ガントリ付設の制御モジュール	
100、102	スタック端部画像	20
104	スライス画像スタック	
106、108、110、112、114、116、118	画像集合	
120	関心領域	
122、124、126、128、130、132、134	サブボリューム	
151	解剖学的構造の輪郭	
171	部分	
200	整合不良	

【図1】

従来技術

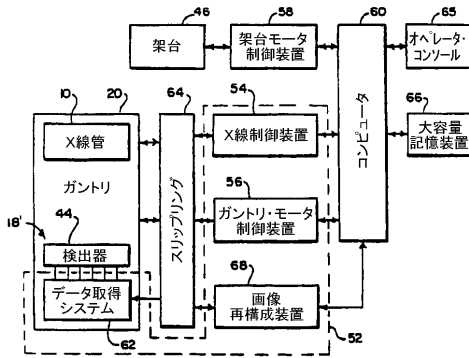


【図3】

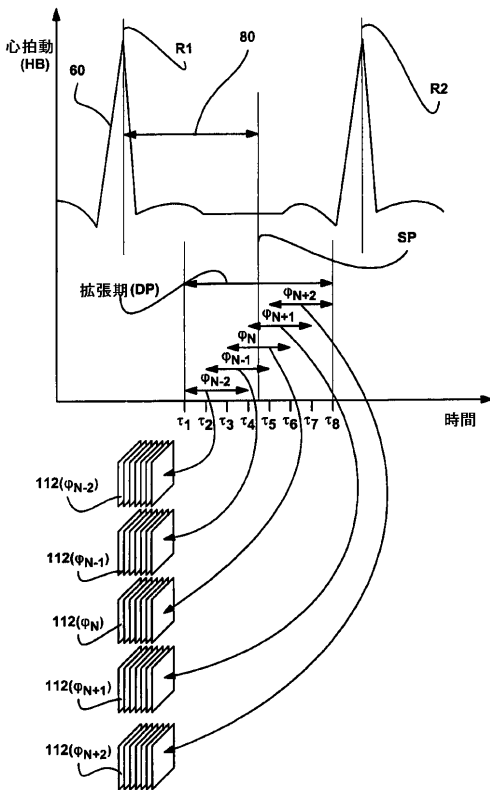


【図2】

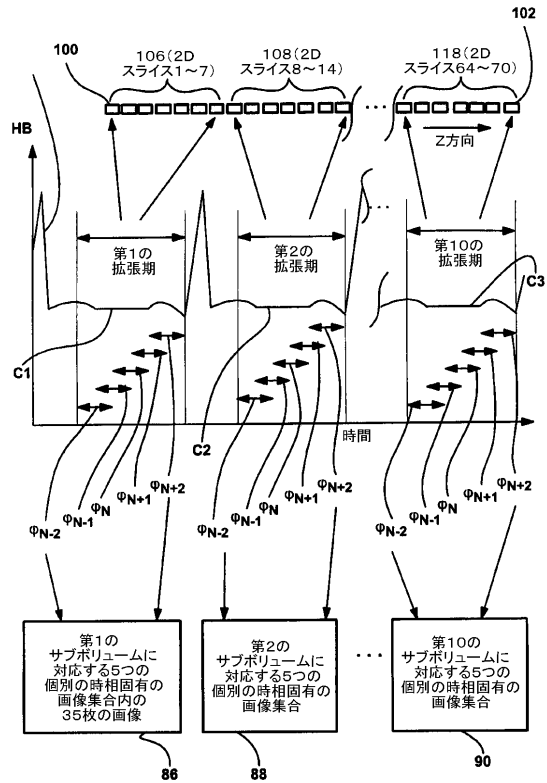
従来技術



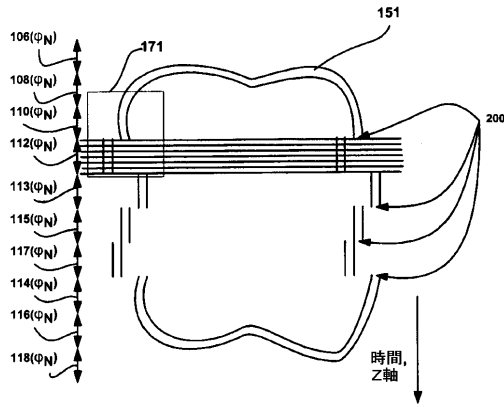
【図4】



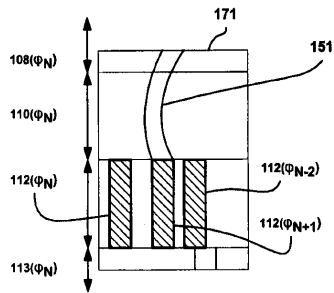
【図5】



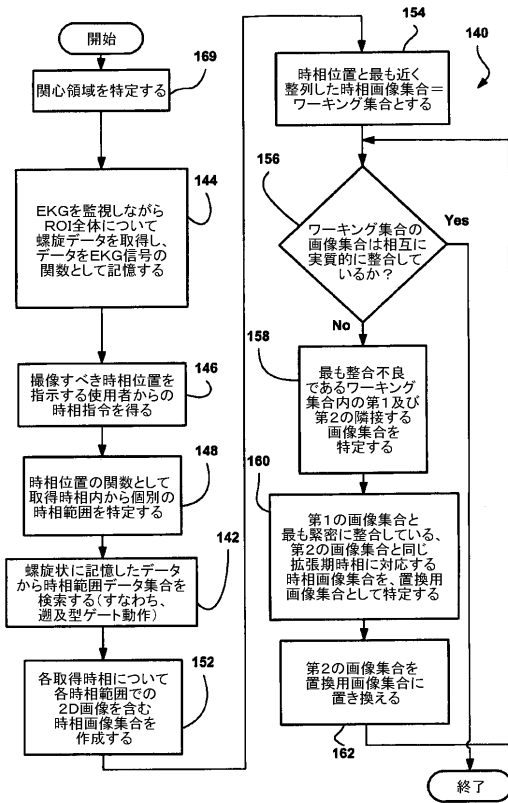
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 ダーリン・ロバート・オーケルルンド
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、サウス66・ウエスト1
3772番
- (72)発明者 サンカル・ブイ・シュリニヴァス
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、アパートメント・102、ノース・ウォー
レン・アベニュー、1550番
- (72)発明者 ジェローム・フランソワ・ノプリオキ
フランス、92200、ヌイイ・シュル・セーヌ、ビス・リュ・ジャック・デュル、52番

審査官 原 俊文

- (56)参考文献 特開昭63-046138(JP,A)
特開平10-328175(JP,A)
特開2001-061835(JP,A)
特開2001-190544(JP,A)
特開2002-011001(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03