

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-81866

(P2004-81866A)

(43) 公開日 平成16年3月18日(2004.3.18)

| | | |
|---------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int.Cl. ⁷ | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 6/03 | A 6 1 B 6/03 3 6 0 D | 4 C 0 9 3 |
| A 6 1 B 5/00 | A 6 1 B 6/03 3 6 0 G | 5 B 0 5 0 |
| G 0 6 T 3/00 | A 6 1 B 6/03 3 7 0 B | 5 B 0 5 7 |
| G 0 6 T 15/00 | A 6 1 B 5/00 D | 5 B 0 8 0 |
| G 0 6 T 17/40 | A 6 1 B 5/00 G | |

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 14 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-301001 (P2003-301001)
 (22) 出願日 平成15年8月26日 (2003.8.26)
 (31) 優先権主張番号 0210639
 (32) 優先日 平成14年8月27日 (2002.8.27)
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

(71) 出願人 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

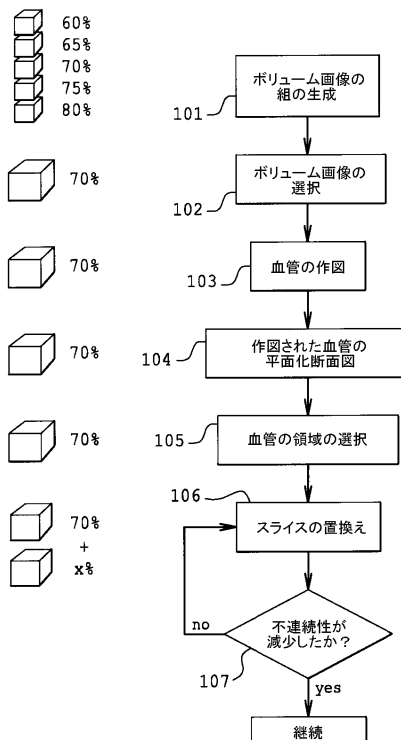
(54) 【発明の名称】 同期式画像再構成により物体を表示するための方法

(57) 【要約】

【課題】 心臓の画像を生成するに際しアーティファクトの発生を防止する。

【解決手段】 動脈の合成画像は、検査中にスキャナが心拍周期の幾つかのフェーズからデータを取得した(101)後に、それに同期した再構成により生成される。データは、画像の精度を改善することが望まれる動脈のセクションに対応する定位において、局部的に抽出される。定位は、選択されたボリューム画像(102)内で動脈を作図すること(103)により得られる。動脈の各セクションが、このセクションを表示するのに最も適した心拍周期のフェーズからのデータに基づいて表示される画像が得られる(105~107)。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体を表示するための方法であって、

(a) 同期した再構成により周期の異なるフェーズに対応させて、前記物体のボリューム画像の組を生成し(101)、

(b) 前記周期のフェーズに対応するボリューム画像を選択し(102)、

(c) 前記選択されたボリューム画像内で、表示しようとする前記物体を作図し(103)、

(d) 前記選択されたボリューム画像(300)内で、前記作図の結果に従って、表示のためのセクションを作り(104)、

(e) 前記物体の細長い画像を得るために前記表示のためのセクション(104)の結果を平面化し、

(f) 前記物体の平面化された画像の少なくとも1つの領域を、該領域が前記物体のスライスに対応するように、かつ隣接する領域の少なくとも1つとの間の該領域のレベルにおける該物体の不連続性の関数として、選択し(105)、

(g) 前記選択されたスライスを、前記物体の第1の領域における周期の前記第1のフェーズとは異なる第2のフェーズに対応するスライスと、該領域にわたって置換え(106)、

(h) 前記スライスが前記物体の最も小さい不連続性を示すことが見出されるまで、前記置換えを反復する(107)、

ステップを含むことを特徴とする方法。

【請求項 2】

前記選択されたスライスの置換えが、前記作図された線と前記選択されたスライスとの交差域(401~403)における不連続性の測定値の関数に応じて、自動的に行われることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記不連続性の測定値が、前記物体の直径の測定値に基づいていることを特徴とする、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記不連続性の測定値が、前記物体の壁における途切れ(401、403)の検出値に基づいていることを特徴とする、請求項2に記載の方法。

【請求項 5】

前記選択されたスライスの置換えが、不連続性の視認値の関数として手動的に行われることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 6】

前記作図された線が、前記周期のフェーズと一致したボリューム画像から作られることを特徴とする、請求項1から請求項5のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 7】

スライスが、前記置換えようとする領域のレベルにポイントを置くことにより選択されることを特徴とする、請求項1から請求項6のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 8】

前記ポイントが、前記作図された線の点上に置かれることを特徴とする、請求項7に記載の方法。

【請求項 9】

前記同期が心電図について行われることを特徴とする、請求項1から請求項8のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 10】

前記物体が心臓であることを特徴とする、請求項1から請求項9のいずれか1項に記載の方法。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

前記周期が心拍周期であることを特徴とする、請求項 9 及び請求項 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

前記物体が冠状動脈であることを特徴とする、請求項 9 及び請求項 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

その中に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段を有し、物体を表示するための装置と共に使用されるコンピュータ使用可能媒体を含むコンピュータプログラム製品であって、

(a) コンピュータに、同期した再構成により周期の異なるフェーズに対応させて前記物体のボリューム画像の組を形成させる(101)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、 10

(b) コンピュータに、選択された周期のフェーズに対応するボリューム画像を選択させる(102)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(c) コンピュータに、前記選択されたボリューム画像内で、表示しようとする前記物体の作図を行なわせる(103)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(d) コンピュータに、前記選択されたボリューム画像(300)内で、前記作図の結果に従って、表示のためのセクションを形成させる(104)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、 20

(e) コンピュータに、前記物体の細長い画像を得るために前記表示のためのセクション(104)の結果を平面化させるための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(f) コンピュータに、前記物体の平面化された画像の少なくとも1つの選択された領域を、該領域が前記物体のスライスに対応するように、かつ隣接する領域の少なくとも1つとの間の該領域のレベルにおける前記物体の不連続性の関数として、選択させる(105)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(g) コンピュータに、前記選択されたスライスを、前記物体の第1の領域における周期の前記第1のフェーズとは異なる第2のフェーズに対応するスライスと、該領域にわたって置換えさせる(106)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、 30

(h) コンピュータに、前記スライスが前記物体の最も小さい不連続性を示すことが見出されるまで、反復的置換えを行なわせる(107)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

を含むことを特徴とするコンピュータプログラム製品。

【請求項 14】

その中に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段を有するコンピュータ使用可能媒体を含み、物体を表示するための装置においてコンピュータシステムと共に使用される製造物品であって、前記プログラムコード手段が、 40

(a) コンピュータに、同期した再構成により周期の異なるフェーズに対応させて前記物体のボリューム画像の組を形成させる(101)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(b) コンピュータに、選択された周期のフェーズに対応するボリューム画像を選択させる(102)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(c) コンピュータに、前記選択されたボリューム画像内で、表示しようとする前記物体の作図を行なわせる(103)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(d) コンピュータに、前記選択されたボリューム画像(300)内で、前記作図の結果 50

果に従って、表示のためのセクションを形成させる(104)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(e) コンピュータに、前記物体の細長い画像を得るために前記表示のためのセクション(104)の結果を平面化させるための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(f) コンピュータに、前記物体の平面化された画像の少なくとも1つの選択された領域を、該領域が前記物体のスライスに対応するように、かつ隣接する領域の少なくとも1つとの間の該領域のレベルにおける前記物体の不連続性の関数として、選択させる(105)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、

(g) コンピュータに、前記選択されたスライスを、前記物体の第1の領域における周期の前記第1のフェーズとは異なる第2のフェーズに対応するスライスと、該領域にわたって置換えさせる(106)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、 10

(h) コンピュータに、前記スライスが前記物体の最も小さい不連続性を示すことが見出されるまで、反復的置換えを行なわせる(107)ための、該媒体内に組み込まれたコンピュータ可読プログラムコード手段と、を含む、
ことを特徴とする製造物品。

【請求項15】

機械によって可読であり、物体を表示するための方法のステップを行なうための該機械によって実行可能な命令のプログラムを具体的に組み込まれたプログラム格納装置であって、前記方法のステップが、 20

(a) 同期した再構成により周期の異なるフェーズに対応させて、前記物体のボリューム画像の組を生成し(101)、

(b) 前記周期のフェーズに対応するボリューム画像を選択し(102)、

(c) 前記選択されたボリューム画像内で、表示しようとする前記物体を作図し(103)、

(d) 前記選択されたボリューム画像(300)内で、前記作図の結果に従って、表示のためのセクションを作り(104)、

(e) 前記物体の細長い画像を得るために前記表示のためのセクション(104)の結果を平面化し、 30

(f) 前記物体の平面化された画像の少なくとも1つの領域を、該領域が前記物体のスライスに対応するように、かつ隣接する領域の少なくとも1つとの間の該領域のレベルにおける前記物体の不連続性の関数として、選択し(105)、

(g) 前記選択されたスライスを、前記物体の第1の領域における周期の前記第1のフェーズとは異なる第2のフェーズに対応するスライスと、該領域にわたって置換え(106)、

(h) 前記スライスが前記物体の最も小さい不連続性を示すことが見出されるまで、前記置換えを反復する(107)、ことを含む、
ことを特徴とするプログラム格納装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、同期した画像再構成により物体を表示するための方法に関する。より具体的には、本発明は、医用画像形成に関し、特に血管の画像形成に関する。一層具体的には、本発明の分野は、心臓の画像形成の分野、すなわち心臓の画像を生成することである。

【背景技術】

【0002】

ECG(心電図)に同期した心臓画像再構成の公知の方法は、心臓の動きに起因する変形(アーティファクト又は途切れ)を最小化している。これらの心臓の動きは、心拍動のみならず、たとえ僅かな動きであっても情報取得中における患者の起こり得る動き、更に 50

患者の呼吸によってさえ起こる。公知の方法においては、心臓の画像は、弛緩期に該当するフェーズ定位（すなわち、全心拍周期に対応する間隔である R - t o - R 間隔に関係したパーセンテージ）を指定することにより、心臓が比較的静止した状態にある弛緩フェーズの間に取得される。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、フェーズ定位 (Phase Localization) においてでさえ、様々な要因のために変形が存在する。すなわち、これら要因には、E C G 信号は心臓の動きを測定する間接的な手段であること、心臓は 1 つの拍動から次の拍動まで（すなわち、1 つの心拍周期から次の心拍周期まで）同一空間内で変形を行なわないこと、心拍数が高い場合には時間分解能が適切でないこと、及びその他がある。

10

【 0 0 0 4 】

データは数回の心拍にわたって取得されるので、これらのパラメータは、得られた画像の精度に影響を与える。情報は、患者の周り、従って心臓の周りでヘリカル運動を行なうセンサによって取得される。センサの動きは機械的制約と信号処理上の制約との両方を受け、これらの制約により、センサはその回転速度と並進速度とにおいて制限されることになる。センサは更に、空間ダイナミクスにおいても制限される。このことは、センサが一定の幅を有しており、この幅でしか情報を取得できないということを意味している。従って、心臓の画像は、連続しかつ隣接するスライスとして取得される。実際には、これらのスライスはアキシャル・スライスである。心臓の完全画像の再構成には、全てのスライスに関係した情報を使用する必要がある。情報取得は心拍数と同期されているから、これらの異なる情報断片間に存在する唯一の整合性は、心拍周期のフェーズの一致である。従って、心臓の画像を再構成するとき、上に述べた全てのパラメータが影響を持ち、心臓の画像は、正常心拍数におけるほぼ 3 0 心拍にわたる情報に基づいて事実上再構成される。実際には、各スライスは、N 個の基本画像を重ね合わせたものである。スライス当りの基本画像数は、センサの構造と検査のパラメータ、特に画像形成しようとする臓器の周りでセンサが描くヘリカル運動のピッチとの両方に依って決まる。

20

【 0 0 0 5 】

公知の方法においては、情報取得のモードはスライスによって決まる。各スライスは、使用されるセンサの空間分解能に応じた厚さを有する。各スライスには、オペレータが検査を行なうことを決めた心拍周期のフェーズにおける心臓の状態に関する利用可能な情報がある。実際には、心臓の完全画像を再構成するために使用される全てのスライスを、同一心拍中に得ることはできない。何故なら、スライスは、心拍の速度とセンサが情報を取得する速度との両方に依存しているからである。この事実により、幾つかのスライスにわたって、従って数回の心拍にわたって画像を生成する間に、アーティファクトが生じる。アーティファクトは、1 つのスライスから隣接するスライスまでの要素における不連続性又は途切れ、又は変形である。要素は、例えば血管、臓器の壁、その他である。

30

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

このアーティファクトの発生という問題は、特に右冠状動脈を表示しようとする時に生じることが観察された。右冠状動脈は、冠状面及びノ又は矢状面内で延びている。従って、右冠状動脈の完全画像を生成するためには、幾つかのアキシャル・スライスからの情報が必要とされる。この解剖学的特徴に加えて、動脈のセクションは、心拍周期の同一フェーズにおいて全てが静止状態にあるとは限らない。これら全ての要因は、右冠状動脈の信頼性がある画像を得ることが非常に難しいことを意味している。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の実施形態において、これらの問題は、スライスによりその生成が可能となった平面化された断面図（平面化断面図）において、血管のような物体を特定することにより解決される。血管の各表示された領域は、検査中にスキャナによって取得されたボリュー

50

ム画像のスライスから抽出される情報の断片に対応する。血管の各領域はまた、検査中に取得されたボリューム画像内でのこの血管の作図中に確定される点又はドットにも対応する。点は、ボクセルとも呼ばれる。ボクセルは、ボリューム画像内で座標値を有する。ボリューム画像に対するボクセルの関係は、平面画像に対するピクセルの関係と同じである。空間座標値は、スライスと関係付けることが可能である。血管が作図される時、心拍周期のフェーズに対応するボリューム画像が使用される。従って、血管の平面化断面図内に表示された画像の各領域に対して、スライスを確定すること、より具体的には、この画像を生成するために使用された情報を抽出したスライスの領域とこの情報が抽出された心拍周期のフェーズとを確定することが可能である。

【0008】

本発明の実施形態においては、平面化断面図内に表示された血管の領域が選択され、この領域に対して、始めのスライスが、同一領域における心拍周期の別のフェーズに対応する別のスライスで置換えられる。この置換えが行われると、平面化断面図内に新たな画像が得られる。この画像は、おそらく第1のフェーズに対応する始めのスライスから引き出された情報を用いて得られた画像よりも良好な精度を有することになる。この置換えは、検査中に取得された全てのフェーズに対して行なうことができる。このようにして生成されたこれらの異なる画像の各々が表示される時、その血管を最も良好に表わしている画像の選択が確定される。この確定は、例えばその血管の直径の変化に関する基準に従って、又はその血管の壁の連続性に関する基準に従って、又はその他任意の基準に従って行なうことができる。この置換えは、医師により手動的に、或いはソフトウェアプログラムにより自動的に行なわれる。この置換えは、血管の1つ又はそれ以上の領域について行なうことができる。

【0009】

本発明の実施形態においては、物体の画像の同期式再構成後にその物体を表示するための方法が提供され、この方法においては、

物体のボリューム画像の組が生成され、この画像の生成は、同期した再構成により得られかつ周期の異なるフェーズに対応しており、

周期のフェーズに対応するボリューム画像が選択され、

選択されたボリューム画像内で、表示しようとする物体が作図され、

選択されたボリューム画像内で、作図の結果から表示のためのセクションが作られ、

表示のためのセクションの結果が平面化されて、物体の細長い画像が得られ、

物体の平面化された画像の少なくとも1つの領域が選択され、この選択された領域は物体のスライスに対応しており、またこの選択は、隣接する領域の少なくとも1つとの間の該領域のレベルにおける物体の不連続性の関数としてなされ、

選択されたスライスが、物体の第1の領域における周期の第1のフェーズとは異なる第2のフェーズに対応するスライスと、該領域にわたって置換えられ、

この置換えが、スライスが物体の最も小さい不連続性を示すことが見出されるまで、反復される。

【発明を実施するための最良の形態】**【0010】**

本発明及びその実施形態は、以下の説明と添付の図から一層明らかに理解されるであろう。

【0011】

図1は、ボリューム画像の組を生成するための準備ステップ101を示している。ステップ101の間に、患者は、スキャナがアキシャル・スライス方式で情報を取得することになる検査テーブル上に横たわる。医師は、スキャナが心拍周期の或るフェーズにおける情報を取得するように、予めスキャナのパラメータを決めている。スキャナのセンサは、患者と平行な軸線を有するヘリックスに沿って患者の周りを動く。センサの作動の周期は、患者の心電図と同期されている。これによって、取得された情報が心拍周期の当該フェーズに定位されることが可能となる。更に、得られた情報は、センサの位置によって空間

10

20

30

40

50

的に定位される。

【0012】

検査終了時、つまりステップ101の終了時に、スキャナによって取得されたデータ又は該スキャナに接続された手段によって取得されたデータは、医師が心臓の観察を望む心拍周期のフェーズに対応するボリューム画像を生成するのに十分な数の情報断片を保有する。

【0013】

ボリューム画像は、点すなわちボクセルの集まりであって、各ボクセルは、デカルト座標値により表すことができる。各ボクセルは、それに関連した放射線密度を有する。立方センチメートル当りのボクセル密度は、スキャナの分解能に応じて決まる。血管を明示するために、血液中に存在するとき血管の放射線密度を変えるような物質を患者の体内に注入することができる。その場合、スキャナで得られたボリューム画像中の血管の分離が一層容易になる。

10

【0014】

図2は、ボリューム画像の線図を示す。図2の画像は、例えば心拍周期の70%フェーズに対応している。図2は、その中で各々の点をデカルト座標系で表すことができる1つの立方体を示している。実際には、ボリューム画像は多数の点の集まりである。ここでは、空間内での観察を容易にするために、立方体を描くことを選択した。従って、ボリューム画像の各ボクセルはスライスに属しており、ボリューム画像は幾つかの隣接するスライスを含み、そのスライス数はセンサの空間ダイナミクスに応じて決まる。言い換えると、センサが幅広であればあるほど、スライスはより厚くなり、分析しようとする臓器の完全ボリューム画像を作るために必要とされるスライス数はより少なくなる。本実施例においては、スライスは、立方体の前方から後方に向かう軸線O-Zに対して垂直であるとする。

20

【0015】

1つのスライスを構成できる情報は、1回の心拍中に取得される。従って、1つのボリュームは、時間的に、該ボリューム画像中に含まれるスライス数と等しい多くの心拍数にわたっている。

【0016】

心拍周期のフェーズは、この周期のパーセンテージにより表現/定位される。例えば、弛緩期は約70%のフェーズに相当する。一般に、フェーズは5%毎に区分される。心拍周期の60、65、70、75、及び80%のフェーズについて情報取得を行なうことが可能である(例えば、図1参照)。従って、検査後には、5つのボリューム画像が得られるが、これら各々の画像は、心拍周期の上記いずれかのフェーズにおける心臓を表している。心拍周期の全てのフェーズについての情報を取得することが可能なことが分かる。また、例えば58.4%又は30.2%等々といった任意の端数パーセンテージのフェーズを定位することも可能である。

30

【0017】

ステップ101に続いて、操作は、検査中に得られたボリューム画像の中から1つのボリューム画像を選択するステップ102へ進む。スキャナにより取得された情報は、コンピュータへ送信される。このコンピュータは、スキャナにより取得された情報を受信するようにスキャナに接続されている。このコンピュータは、スキャナにより取得された情報を処理し本発明による方法の各ステップを実行するために使用されるあらゆる手段(マイクロプロセッサ、メモリ、入出力周辺装置、その他)を含む。実際には、スキャナは更に、データを取得するための手段とボリューム画像をコンピュータへ送信するための手段とを含むことができる。

40

【0018】

コンピュータは、この情報を処理して、これをユーザに対して画面のような表示手段上に提示することができる。ユーザは、マウス、キーボード、ライトペン、又はこれらに類する手段を用いて、スキャナにより取得された情報を提示するためのプログラムと対話す

50

る。周辺装置上に画像を提示するためのソフトウェアを使用するユーザの動作は、画面上に表示される。従って、ユーザは、検査終了時に、本実施例において取得された5つのボリューム画像の1つを選択することができる。実際には、心拍周期の全てのフェーズについてのボリューム画像を取得することが可能である。本実施例においては、ユーザは心拍周期の70%フェーズに対応するボリューム画像を選択することにする。このフェーズにおいて、右冠状動脈は最も静止した状態にあると考えられる。別の動脈又は静脈、或いは可能性として心臓以外の臓器を検査する場合には、心拍周期の別のフェーズを選択することができる。唯一つの制約条件は、このフェーズに対応する情報がスキャナによる検査中に取得されていなければならないということである。言い換えると、表示できる全てのものは、患者の検査中に取得されたデータ又は情報である。

10

【0019】

このステップにおいて、ユーザは、患者の心臓の3D表示を画面上に表示する。次に、この方法は、血管を作図するステップ103へ進む。ステップ103において、ユーザは、照準装置を用いて、画面に示された画像上の点を選択することができる。この場合、ユーザは、右冠状動脈の一方の端部に対応する点AD1と該右冠状動脈のもう一方の端部に対応する点AD2とを選択する。心臓の3D表示モードは、画面上で画像を任意の軸線に沿って回転させることを可能にする。従って、点AD1及びAD2を選択することは容易である。これらの点AD1及びAD2は、実際にボリューム画像における座標値に対応している。これらの2点を選択されたら、ユーザは、作図プログラムを開始する。作図プログラムは、これら2点AD1、AD2を結ぶボリューム画像内の経路を確定する。AD1とAD2との間の経路は、例えばAD1から確定される。AD1から次の点/ボクセルまでの経路は、このAD1の近傍のボクセルに対する費用関数が最小又は最大になるように作られる。この費用関数は、例えば1つの点から他の点までの放射線密度のレベルにおける類似度を最大にすることを含む。このプロセスは、AD2に到達するまで繰り返される。この作図により、作図された線(作図線)が得られる。この作図線は、AD1とAD2との間の連続曲線を形成するような隣接するボクセルの組を含む。作図線の結果は、実際にボリューム画像における右冠状動脈の経路に対応する。動脈を作図するために使用されるボリューム画像は、フェーズにおいて整合している。つまり、このボリューム画像を形成する全てのスライスは、心拍周期の同一フェーズに対応している。

20

【0020】

ステップ103に引き続いて、プロセスは、作図された血管の平面化断面の画像を生成するステップ104へ進む。図3a及び図3bは、図2のボリューム画像300のボリュームサブ画像305及び306を示している。図3aは、ステップ103において確定された作図線における3つの点A、B、Cを示す。これらの点は、3つの連続した点であるか、又は、点A、Bについては、多数の所定の点によって隔てられた作図線の2点、すなわち互いに所定の距離にある作図線の2点であり、第3の点Cは、2点A及びB間の中間距離に位置する点であるかのいずれかである。

30

【0021】

平面化された曲線の形態をした画像は、生成方向Dgから生成される。作図線の各々の点に対して、この点を通り生成方向に平行な直線が確定される。このようにして、隣接する直線の束が得られ、作図線の点は隣接し、この直線の束は、Dgと直交する方向へ拡張されて平面を得ることができる。束に含まれる各直線は、ボリューム画像のボクセルを区切る。平面化された曲線の画像を生成するために使用されるのは、これらのボクセルである。従って、平面化曲線の画像は、作図線内にある点と同数の、画面上で重ね合わせられた多くの線を含む。

40

【0022】

図3a及び図3bがそれぞれ厚さeを有するセクションを表しているとするれば、スライスの平面曲線表示を得るためには、生成方向Dgとそのスライス内の血管の経路との間に形成される角度に応じて、Dgと平行なより多数又は少数の直線が必要となることが理解できる。一般に、生成方向との間で血管が形成する角度が小さければ小さいほど、より多

50

数の直線が必要とされる。この観察は、全てのスライスが同じ厚さを有するとしても、平面化曲線の表示では、或るスライスが他のスライスよりも厚いという事実を示す場合があることを説明している。これが、血管が或るスライスにおいて他のスライスにおけるよりも一層延びていることを説明するもう1つの方法である。

【0023】

従って、ステップ104の結果は、画面上に表示されるとき、ステップ103において作図された血管の画像となっている。その生成方法の結果として、この画像は、図4aに示すように一定数の領域を示す。これらの領域の各々は、スライスによる動脈のセクションの区切り部分に対応する。各スライスは異なる心拍周期に対応しているから、平面化された画像は、一定数のアーティファクト及び/又は不連続性を示す。ユーザは、照準装置を用いてこれらの領域の1つ、例えば領域Zを選択することができる。領域Z内に示されたそれぞれ動脈の壁401と壁402との間、及び領域Zに隣接する領域Z-1内に示されたそれぞれ動脈の壁403と壁404との間には視覚的に大きなギャップがあるので、ユーザはこのスライスを選択する。領域Zは、点A、B、又はCの座標値を介して作図線と関連しており、従ってボリューム画像内の座標値を有するボクセルと関連している。領域Zは更に、心拍周期のフェーズとも関連している。ステップ105において領域Zが選択されると、この方法は、スライスを置換/置換えるステップ106へ進む。ステップ106において、作図線を作るために使用された心拍周期のフェーズとは異なる心拍周期のフェーズに対応するボリューム画像から得られるスライスから、新たなボクセルが抽出される。本実施例においては、図4aは、70%フェーズに対応している。従って、例えば65%フェーズを選択することにしよう。領域Zの選択により、図4aに示すような領域Zの画像を生成するために、70%フェーズにおけるボリューム画像から抽出されたボクセルと同じ座標値を有するボクセルを65%フェーズに対応するボリューム画像内で探索することが可能になる。従って、70%におけるボリューム画像から抽出されるボクセルと65%におけるボリューム画像から抽出されるボクセルとは、領域Zに対して空間的に整合性がある。従って、ボリューム画像からのボクセルの抽出は局所的であり、領域Zにより表される動脈セクションに定位される。

10

20

【0024】

従って、65%におけるボリューム画像から抽出されたボクセルを領域Zに対して使用して、領域Zについての動脈の新たな平面化された細長い画像が得られる。図4bに示す動脈の完全画像は、今や領域Zを除く全ての領域における70%フェーズのボリューム画像と領域Zにおける65%フェーズのボリューム画像との両方からの情報を含む。新たな完全画像が生成されたら、次に領域Zにおける壁の連続性を観察することができる。置換え操作は、検査中に取得された他の全てのフェーズに対して繰り返すことができる。従って、最良のレンディションを有する完全な合成画像を視覚的に確定することができる。最良のレンディションは、事実、動脈壁の最小の不連続性及び/又は変形と対応している。以上の説明は、65%のボリューム画像からの情報で置換えが行なわれる場合についてなされたものである。検査により情報が得られている心拍周期のフェーズに対応する任意のボリューム画像に基づいて置換えを行なうことが可能であることは明らかである。従って、本実施例においては、心拍周期の60、65、70、75、及び80%フェーズから得られた情報に基づいて、置換えが行なわれた。この置換えを、動脈のあらゆる領域に対して行なうことも可能である。

30

40

【0025】

完全画像は、検討の対象である動脈の領域に応じて、それぞれが心拍周期のフェーズに対応する別個のボリューム画像から抽出された情報が使用されているので、合成画像と呼ばれる。ここで、スライスが真っ直ぐな冠状動脈の幾つかのセクションを有する場合、心拍周期の異なるフェーズから抽出された情報に基づいて、全てのセクションを画面上へ表示することが可能であることに注目されたい。言い換えると、それらは同一スライスの部分を形成するが、これら画面上に表示されたセクションの全てが、必ずしも同一ボリューム画像から得られたボクセルで表示されるわけではない。このことは、右冠状動脈の全て

50

のセクションが必ずしも心拍周期の同一フェーズ内のものではないという事実から一部明らかである。不連続性が最大限度まで減少させられるまで、領域Zに対して利用可能な情報の限界範囲内で、ステップ106が繰り返される。これが、ステップ107との交互作用である。

【0026】

領域Zが選択されると、この領域にとって最も適したフェーズを自動的に選択することができる。この確定は、可変的なものとして行うことができる基準に従って行なわれる。例えば、確定は動脈の直径を平面化曲線の画像上で測定した変化に基づいて行なうことができる。この直径は、ボリューム画像により作図線を確定するために使用されるのと同じ原理で測定される。次に、これらの原理は、ピクセル中で確定しようとしているセグメントに適用される。図4aにおいては、スライスに対して垂直な直線O-xを作図することができる。次に、この直線の任意の点に対して、動脈の直径Dを確定することができる。この直線は、その動脈の表示と向かい合う。従って、直線O-x上の横座標は、動脈の1つの領域に対応する。動脈の直径は、例えば一方の壁からもう一方の壁までの直線線分の距離である。この線分は、平面化断面図内の画像上に作図される。演算は動脈の一方の壁から始まり、ピクセルからピクセルへ反対側の壁までの最短経路が見出される。演算は、1つのピクセルから次のピクセルへ、現在のピクセルを取り巻くピクセルに対して費用関数を最小化（又は最大化）するように進められる。その結果、直径は線分を構成するピクセルの数に正比例する。その時、動脈壁の隣り合う2点における符号405又は406のような動脈の直径における急激な変化は、アーティファクトに対応する。平面化断面図については、これはもはや立体（ボリューム）ではなく平面であるから、使用される用語は「ピクセル」である。

10

20

【0027】

動脈の直径を確定するためのもう1つの実施形態では、直線O-x上の横座標によって確定される作図線の点を使用することを含む。この点は、ボリューム画像における座標値に対応している。この点について、作図線に対して垂直でかつボリューム画像を区切る平面を確定することができる。血管のセクションを含むこの平面内で、血管の最前部が次に確定される。血管の最前部から始めて、幾つかの直径が確定され、これらの直径から最小値、最大値、又は平均値が選択される。

【0028】

アーティファクトが定位されたら、それらのアーティファクトが属する領域Zのボクセルは、検査中に情報が取得されているフェーズのうちの1つのフェーズに対応するボリューム画像のうちの1つからの利用できるボクセルによって自動的に置換えられる。次に、演算は、領域Zにおいて測定されるアーティファクトが最も小さいボリューム画像、すなわちフェーズはどれであることを確定する。例えば、可能な限り均一な直径を有する曲線407が望ましい。従って、領域Zにおけるアーティファクトを最小化する平面化曲線表示を得るために使用されなくてはならないフェーズについて情報が取得される。

30

【0029】

自動的確定のためのもう1つの実施形態は、動脈壁の不連続性を評価することを含む。動脈の直径を確定できるのと同様に、動脈壁の座標値を確定することが可能である。スライスに対し垂直な直線に沿った2つの連続したピクセル間で、壁に対応するピクセルが互いに離れ過ぎている場合には、アーティファクトが検知されたことになる。その場合には、壁に対応するピクセル間の距離を最小化するように、上に述べたような置換えが行われる。

40

【0030】

アーティファクトを定量化するための更に別の実施形態もある。この場合、アーティファクトが検知された動脈領域の平面化曲線画像を生成するために使用されることになるフェーズは、この定量化を最小化するように選択される。ここで言う定量化とは、例えば直径曲線における急激な変化及び壁の不連続性のことである。別の定量化もまた、利用される。領域Zは、ポイントによって選択される。このポイントは、動脈を表すために使用さ

50

れるのとは異なる色を有する点によって画面上に表示される。ユーザに提示されるインターフェースを単純化する観点から、ユーザが選択できる点は、作図線に対応する点だけである。作図線の点は動脈の部分形成から、選択された動脈の領域については何らの曖昧さもないということが保証される。事実この方法によって、選択された動脈の領域を示す表示は、動脈の平面化曲線表現上に記号を直接表示することによって行なわれる。その時、記号自体は、動脈そのものの表示中にある。

【0031】

動脈の領域の表示は、手動的又は自動的に最適化することが可能である。実際的には、動脈の連続した幾つかの領域又は動脈全体の表示を最適化することも可能である。動脈全体の最適化は、動脈の各領域に対する最適化ステップを反復することによって行なわれる。言い換えると、動脈の各領域について、その領域に最良のレンディションを与える（すなわち、アーティファクトを最小化する）情報を持つボリューム画像が探索される。説明をできるだけ単純化するために、3つの領域を有する動脈について、検査が心拍周期の2つのフェーズP1及びP2において行われた場合を考えてみよう。この場合、動脈の各領域に対して2つの情報源がある可能性がある。このことは、平面化断面図において2×3個の画像をもたらす。作図線は、P1に対応するボリューム画像内に作られる。作図の後に、平面化曲線画像が得られる。この画像は、P1 - P1 - P1と記述される。これは、3つの領域のそれぞれを表示するために使用された情報がP1に対応するボリューム画像からのものであることを意味している。最適化中に、P1 - P1 - P1、P2 - P1 - P1、P1 - P2 - P1、P2 - P2 - P1、P1 - P1 - P2、P2 - P1 - P2、P1 - P2 - P2、及びP2 - P2 - P2が検討される。これら8つの画像のうちでアーティファクトが最小な画像が確定される。これが最良のレンディションを有する画像である。30個の領域を有し、6つのフェーズについて検査が行われる場合には、探索することになる可能性がある回数は6×30となる。

【0032】

分析の別の実施形態は、P1 - P1 - P1をP2 - P1 - P1と比較して、これら2つのうちから最良の画像を選択することを含む。Pa - P1 - P1が得られた場合、Paが、Pa - P1 - P1において最良のレンディションを有するように、P1及びP2の中から選択される。次のステップにおいて、Pa - P1 - P1が、Pa - P2 - P1と比較される。その結果、最良の画像は、Pa - Pb - P1となる。この選択は、このように動脈の全ての領域に広げられて、P1 - P1 - P1よりも良好なレンディションを有する画像Pa - Pb - Pcが得られる。更に、別の実施形態においては、3つの領域を別々に最適化することもできる。すなわち、各領域について、演算が、P1 - P1 - P1から始められて、各領域の適切なフェーズが確定される。これら両方のケースにおいて、30個の領域が存在しかつ6つのフェーズについて検査が行われると考えた場合、探索することになる可能性がある回数は6×30となる。

【0033】

以上の説明は、心電図と同期させて情報を取得した後の心臓検査に関するものである。実際には、臓器が検査中に動く故に本発明の技術が適している、例えば肺臓のような別の臓器を表示することも可能であろう。更に、情報の取得は、心拍周期以外の周期、すなわち例えば呼吸周期と同期させることもできる。

【0034】

以上の説明は右冠状動脈についてのものであるが、同様に、左冠状動脈、他の動脈、又は他の静脈について説明することも可能である。

【0035】

本発明の別の実施形態においては、使用されるボリューム画像は、トレースを行なうために使用されるボリューム画像のフェーズに関して近傍の画像と置換えを行なうものに限定される。言い換えると、検査中に60、65、70、75、及び80%フェーズに対応する画像が取得されかつ70%フェーズにおける画像上でトレースが行なわれる場合には、65、70、及び75%フェーズにおける画像のみが使用されることになる。この場合

、近傍という概念は、トレースを行うために使用されるフェーズを中心に或るパーセンテージだけ増減した範囲まで拡張することができる。

【0036】

本発明とその実施形態は、物体、特に血管の改善された表示を提供する。本発明とその実施形態は、画像を再構成するために使用される情報取得モードにより引き起こされるアーティファクト（すなわち、不連続性又は変形）を減少させる。本発明とその実施形態は、アーティファクトが最小数の右冠状動脈の画像を生成する。本発明とその実施形態は、矢状面又は冠状面における血管の表示を改善する。

【0037】

当業者は、本発明の技術的範囲及び限度から逸脱することなく、開示した本発明の実施形態及びその均等物の構造及び/又は方式及び/又はステップ及び/又は機能に対して提案し又は変更を加えることが可能であろう。

10

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明による一連のステップを示す図。

【図2】ボリューム画像を示す図。

【図3a】ボリューム画像の領域内の動脈と該動脈の平面化断面図とを示す図。

【図3b】ボリューム画像の領域内の動脈と該動脈の平面化断面図とを示す図。

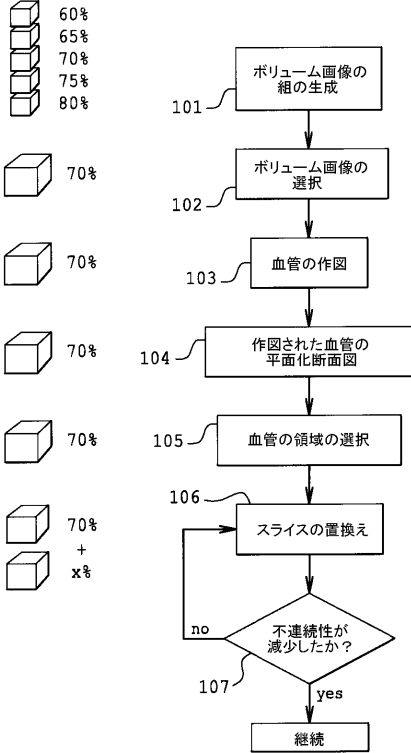
【図4】動脈とその直径の測定値との平面化断面図。

【0039】

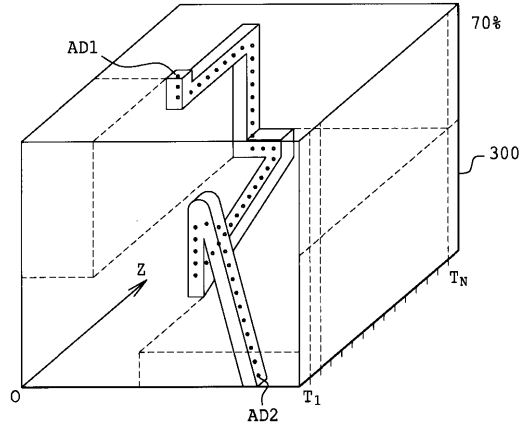
20

- 101 ボリューム画像の組の生成
- 102 ボリューム画像の選択
- 103 血管の作図
- 104 作図された血管の平面化断面図
- 105 血管の領域の選択
- 106 スライスの変換
- 107 不連続性が減少したか？

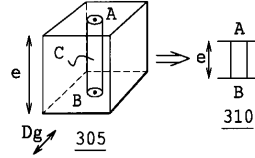
【 図 1 】



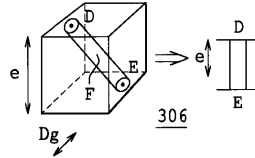
【 図 2 】



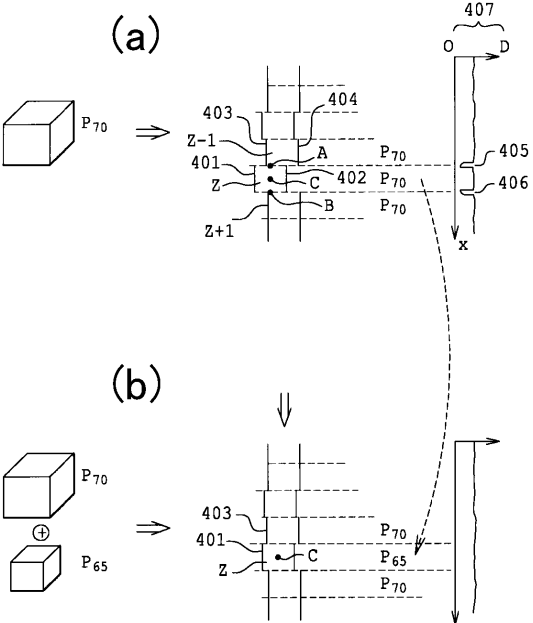
【 図 3 a 】



【 図 3 b 】



【 図 4 】



フロントページの続き

| (51) Int.Cl. ⁷ | F I | テーマコード(参考) |
|---------------------------|---------------|------------|
| // A 6 1 B 6/00 | G 0 6 T 3/00 | 4 0 0 J |
| | G 0 6 T 15/00 | 2 0 0 |
| | G 0 6 T 17/40 | A |
| | A 6 1 B 6/00 | 3 5 0 D |
| | A 6 1 B 6/00 | 3 3 5 |

(72)発明者 ローラン・ロネ
フランス、7 8 4 7 0・サン・レーミ・レ・シュブルーズ、インパス・ド・サルジ、1 1 番

(72)発明者 ダーリン・アール・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 6 6 ・ダブリュ 1 3
7 7 2 番

(72)発明者 ジェローム・ノプリオキ
フランス、9 2 2 0 0 ・ヌイイ - シュル - セーヌ、リュ・ジャック・デュル、5 2 ビス(番地なし
)

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA30 BA10 CA50 DA02 EE01 FA47 FF15 FF42 FG04
FG05 FG13
5B050 AA02 BA03 DA02 EA07 EA15 EA19 EA26 FA02
5B057 AA09 BA24 CA02 CA08 CA12 CA16 CB02 CB08 CB13 CB16
CE10 DA07 DB03 DB05 DB09 DC22 DC32
5B080 AA17 BA02 GA00

| | | | |
|-------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2004081866A5 | 公开(公告)日 | 2006-10-05 |
| 申请号 | JP2003301001 | 申请日 | 2003-08-26 |
| 申请(专利权)人(译) | GE医疗系统环球技术公司有限责任公司 | | |
| [标]发明人 | ローランロネ ダーリンアールオーカールンド ジェロームノプリオキ | | |
| 发明人 | ローラン・ロネ ダーリン・アール・オーカールンド ジェローム・ノプリオキ | | |
| IPC分类号 | A61B6/03 A61B5/00 G06T3/00 G06T15/00 G06T17/40 A61B6/00 | | |
| CPC分类号 | G06T11/008 G06T2211/412 | | |
| FI分类号 | A61B6/03.360.D A61B6/03.360.G A61B6/03.370.B A61B5/00.D A61B5/00.G G06T3/00.400.J G06T15/00.200 G06T17/40.A A61B6/00.350.D A61B6/00.335 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA22 4C093/AA30 4C093/BA10 4C093/CA50 4C093/DA02 4C093/EE01 4C093/FA47 4C093/FF15 4C093/FF42 4C093/FG04 4C093/FG05 4C093/FG13 5B050/AA02 5B050/BA03 5B050/DA02 5B050/EA07 5B050/EA15 5B050/EA19 5B050/EA26 5B050/FA02 5B057/AA09 5B057/BA24 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CE10 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC22 5B057/DC32 5B080/AA17 5B080/BA02 5B080/GA00 4C117/XA07 4C117/XB01 4C117/XD23 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XE44 4C117/XG14 4C117/XG34 4C117/XK06 4C117/XK09 4C117/XK13 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XK20 4C117/XM01 4C117/XM04 4C117/XR07 | | |
| 代理人(译) | 松本健一 小仓 博 伊藤亲 | | |
| 优先权 | 2002010639 2002-08-27 FR | | |
| 其他公开文献 | JP2004081866A | | |

摘要(译)

要解决的问题：防止在生成心脏图像时出现伪像。在扫描器从检查期间从心动周期的多个阶段获取数据之后，通过与其同步的重建来生成动脉的合成图像。在对应于希望提高图像准确性的动脉部分的局部中局部提取数据。通过绘制 (103) 选定体积图像 (102) 内的动脉来获得定位。获得图像 (105-107) ，其中基于来自心动周期的最适合显示该部分的相位的数据显示动脉的每个部分。 [选型图]图1