

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-509686
(P2004-509686A)

(43) 公表日 平成16年4月2日(2004.4.2)

(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 7 0 Z	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 6/03 3 6 0 B	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 6/03 3 6 0 D	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 6/03 3 6 0 E	
G 0 1 R 33/32	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J	
審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 61 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2002-529958 (P2002-529958)	(71) 出願人 500242328 バイタル イメージズ, インコーポレイテ ィド アメリカ合衆国, ミネソタ 5 5 4 4 7, プリマス, スイート 2 0 0, ファーンブ ルック レーン ノース 3 3 0 0
(86) (22) 出願日 平成13年9月26日 (2001. 9. 26)	(74) 代理人 100078282 弁理士 山本 秀策
(85) 翻訳文提出日 平成15年3月25日 (2003. 3. 25)	(74) 代理人 100062409 弁理士 安村 高明
(86) 国際出願番号 PCT/US2001/030011	(74) 代理人 100113413 弁理士 森下 夏樹
(87) 国際公開番号 W02002/026125	
(87) 国際公開日 平成14年4月4日 (2002. 4. 4)	
(31) 優先権主張番号 09/669, 395	
(32) 優先日 平成12年9月26日 (2000. 9. 26)	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	

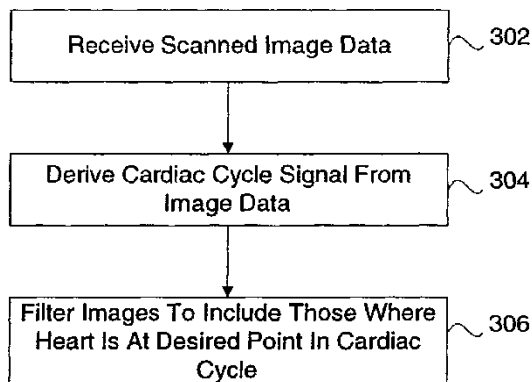
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像データに基づく医療画像の選択

(57) 【要約】

心血管系の一部における画像を選択することによって心周期信号を導くシステムおよび方法は、ある期間で記録された複数の画像であって、スキャナから複数の画像を受信するステップを包含する。これらの画像は、心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す。これらの画像は、次いで、外部信号を参照することなく、これらの複数の画像から判定された一般的な基準に基づいて選択される。この一般的な基準は、大動脈断面の大きさの変化、心臓体積の変化、心臓断面領域の変化を含む。さらに、この基準は、隣接する画像間の平均ピクセル差を含み得る。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心血管系の一部における画像を選択する方法であって、ある期間で記録された複数の画像を画像スキャナから受信するステップであって、該画像は、該心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す、ステップと、外部信号を参照することなく、該複数の画像から判定された一般的な基準に基づいて画像の少なくとも一つのサブセットを選択するステップとを包含する方法。

【請求項 2】

前記心血管系の一部は、心臓である、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 3】

前記画像スキャナは、CT (コンピュータトモグラフィ) スキャナである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記画像スキャナは、MRI (磁気共鳴画像) スキャナである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記画像スキャナは、超音波スキャナである、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記画像のサブセットを選択するステップは、各画像のあいまいさを判定することに起因する、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 7】

前記画像のあいまいさは、前記画像に適用されるフーリエ変換によって判定される、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記画像のあいまいさは、前記画像と隣接する画像との間の平均ピクセル差によって判定される、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 9】

前記画像のサブセットを選択するステップは、各画像の少なくとも一つの血管エッジにおける相対的な場所の変化を判定することに起因する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

心血管系の一部における複数の画像を順序付ける方法であって、ある期間で記録された複数の画像を画像スキャナから受信するステップであって、該画像は、該心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す、ステップと、該スキャンされた複数の画像から心周期信号を導くステップと、該心周期におけるフェーズをスキャンされた各画像に割り当てるステップとを包含する方法。

30

【請求項 11】

前記心血管系の一部は、心臓である、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記画像スキャナは、CT (コンピュータトモグラフィ) スキャナである、請求項 10 に記載の方法。

40

【請求項 13】

前記画像スキャナは、MRI (磁気共鳴画像) スキャナである、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 14】

前記画像スキャナは、超音波スキャナである、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 15】

前記心信号を導くステップは、各画像における血管を表すデータのセットをセグメント化するステップと、該血管に対する変化値を計算するステップと、

50

各画像に対する該変化値のシーケンスに基づいて該心周期信号を判定するステップとを包含する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 16】

前記変化値は、前記血管の断面領域における変化である、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 17】

前記変化値は、前記血管の壁の一部における変化である、請求項 15 に記載の方法。

【請求項 18】

前記心周期信号を導くステップは、

各画像における大動脈断面を表すデータのセットをセグメント化するステップと、

該断面領域を表す領域値を計算するステップと、

各画像に対する領域値のシーケンスに基づいて該心周期信号を判定するステップと

を包含する、請求項 10 に記載の方法。

10

【請求項 19】

前記データのセットをセグメント化するステップの前に、前記画像データ内の前記大動脈がある位置を推定するステップをさらに包含する、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記大動脈の位置を推定するステップは、ハフ変換を利用する、請求項 19 に記載の方法

。

【請求項 21】

前記大動脈断面をセグメント化するステップは、動的プログラミングを利用する、請求項 18 に記載の方法。

20

【請求項 22】

前記心周期信号をフィルタリングして、滑らかな心周期信号を作るステップをさらに包含する、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 23】

前記心周期信号を導くステップは、

隣接した次の画像を選択するステップと、

該画像と該次の画像との間の平均ピクセル差を計算するステップと、

該画像の平均ピクセル差に基づいて該心周期信号を判定するステップと

からなるタスクを前記複数の画像における各画像に対して実行するステップを包含する、

請求項 10 に記載の方法。

30

【請求項 24】

前記心周期信号を導くステップは、

各画像における心臓の断面を表すデータのセットをセグメント化するステップと、

該断面の領域を表す領域値を計算するステップと、

各画像に対する該領域値のシーケンスに基づいて該心周期信号を判定するステップと

を包含する、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 25】

前記心周期信号を導くステップは、

前記画像における心臓の第一の境界を判定するステップと、

隣接した次の画像における該心臓の第二の境界を判定するステップと、

該第一の境界と該第二の境界との間の差を判定するステップと、

該差のシーケンスに基づいて該心周期を判定するステップと

からなるタスクを前記複数の画像における各画像に対して実行するステップを包含する、

前記請求項 10 に記載の方法。

40

【請求項 26】

前記順序付けられた画像のセットは、さらにフィルタリングされて、画像のサブセットを作り、該画像のサブセットは、前記心周期信号における所望の点で得られた画像を含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 27】

50

前記導かれた心周期信号は、前記心周期における特定のフェーズで、スキャンされた元の画像または関連する他のデータから新規の画像を補間する、または、再構成するために用いられる、請求項10に記載の方法。

【請求項28】

心血管系の一部の画像を選択する方法を実行するコンピュータ実行可能命令を有するコンピュータ読み出し可能媒体であって、該方法は、ある期間で記録された複数の画像を画像スキャナから受信するステップであって、該画像は、該心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す、ステップと、外部信号を参照することなく、該複数の画像から判定された一般的な基準に基づいた画像の少なくとも一つのサブセットを選択するステップとを包含する、コンピュータ読み出し可能媒体。

10

【請求項29】

前記心血管系の一部は、心臓である、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項30】

前記画像スキャナは、CT(コンピュータトモグラフィ)スキャナである、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項31】

前記画像スキャナは、MRI(磁気共鳴画像)スキャナである、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

20

【請求項32】

前記画像スキャナは、超音波スキャナである、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項33】

前記画像のサブセットを選択するステップは、各画像のあいまいさを判定することに起因する、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項34】

前記画像のあいまいさは、前記画像に適用されるフーリエ変換によって判定される、請求項33に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項35】

前記画像のあいまいさは、前記画像と隣接する画像との間の平均ピクセル差によって判定される、請求項33に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

30

【請求項36】

前記画像のサブセットを選択するステップは、各画像の少なくとも一つの血管エッジにおける相対的な場所の変化を判定することに起因する、請求項28に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項37】

心血管系の一部における複数の画像を順序付ける方法を実行するコンピュータ実行可能命令を有するコンピュータ読み出し可能媒体であって該方法は、ある期間で記録された複数の画像を画像スキャナから受信するステップであって、該画像は、該心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す、ステップと、該スキャンされた複数の画像から心周期信号を導くステップと、該心周期におけるフェーズをスキャンされた各画像に割り当てるステップとを包含する、コンピュータ読み出し可能媒体。

40

【請求項38】

前記心血管系の一部は、心臓である、請求項37に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項39】

前記画像スキャナは、CT(コンピュータトモグラフィ)スキャナである、請求項37に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

50

【請求項 40】

前記画像スキャナは、MRI（磁気共鳴画像）スキャナである、請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 41】

前記画像スキャナは、超音波スキャナである、請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 42】

前記心信号を導くステップは、
各画像における血管を表すデータのセットをセグメント化するステップと、
該血管に対する変化値を計算するステップと、
各画像に対する該変化値のシーケンスに基づいて該心周期信号を判定するステップと
を包含する、請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

10

【請求項 43】

前記変化値は、前記血管の断面領域における変化である、請求項 42 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 44】

前記変化値は、前記血管の壁の位置における変化である、請求項 42 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 45】

前記心周期信号を導くステップは、
各画像における大動脈断面を表すデータのセットをセグメント化するステップと、
該断面領域を表す領域値を計算するステップと、
各画像に対する領域値のシーケンスに基づいて該心周期信号を判定するステップと
を包含する、請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

20

【請求項 46】

前記データのセットをセグメント化するステップの前に、前記画像データ内の前記大動脈がある場所を推定するステップをさらに包含する、請求項 45 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 47】

前記大動脈の位置を推定するステップは、ハフ変換を利用する、請求項 46 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

30

【請求項 48】

前記大動脈断面のセグメント化は、動的プログラミングを利用する、請求項 45 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 49】

前記心周期信号をフィルタリングして、滑らかな心周期信号を作るステップをさらに包含する、請求項 45 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 50】

前記心周期信号を導くステップは、
隣接した次の画像を選択するステップと、
該画像と該次の画像との間の平均ピクセル差を計算するステップと、
該画像の平均ピクセル差に基づいて該心周期信号を判定するステップと
からなるタスクを前記複数の画像における各画像に対して実行するステップを包含する、
請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

40

【請求項 51】

前記心周期信号を導くステップは、
各画像における心臓の断面を表すデータのセットをセグメント化するステップと、
該断面の領域を表す領域値を計算するステップと、
各画像に対する該領域値のシーケンスに基づく該心周期信号を判定するステップと
を包含する、請求項 37 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

50

【請求項 5 2】

前記心周期信号を導くステップは、
前記画像における心臓の第一の境界を判定するステップと、
隣接した次の画像における該心臓の第二の境界を判定するステップと、
該第一の境界と該第二の境界との間の差を判定するステップと、
該差のシーケンスに基づいて該心周期を判定するステップと
からなるタスクを前記複数の画像における各画像に対して実行するステップを包含する、
請求項 3 7 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 5 3】

前記順序付けられた画像のセットは、さらにフィルタリングされて、画像のサブセットを
作り、該画像のサブセットは、前記心周期信号における所望の点で得られた画像を含む、
請求項 3 7 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。 10

【請求項 5 4】

前記導かれた心周期信号は、前記心周期における特定のフェーズで、スキャンされた元の
画像または関連する他のデータから新規の画像を補間する、または、再構成するために用
いられる、請求項 3 7 に記載のコンピュータ読み出し可能媒体。

【請求項 5 5】

複数の医療画像を格納するための動作可能なデータ格納サブシステムと、
外部信号を参照することなく、該複数の医療画像から判定された一般的な基準に基づいて
該複数の医療画像の少なくとも一つのサブセットを選択するための動作可能な画像処理サ
ブシステムと
を包含するコンピュータ化された画像処理システム。 20

【請求項 5 6】

前記画像処理サブシステムは、心周期信号を導き、前記医療画像の選択は、該心周期信号
に基づく、請求項 5 5 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(分野)

本発明は、概して医療画像に関し、より詳細には、本発明は、画像データに基づく医療画
像の一時的選択を実行するシステムおよび方法に関する。 30

【0002】

(著作権の通告/承認)

本特許文献の開示の一部は、著作権保護の下にある資料を含む。著作権所有者は、本特許
文献の開示の一部が特許商標庁の書類または記録に掲載される場合、本特許文献または本
特許の開示における任意の人物が複製することに異論を持たない。そうではない場合、著
作権所有者は、どんなものであれ全ての著作権を所有している。次の通告は、以下に記載
された、および、本明細書の図面に記載されたようなソフトウェアおよびデータに適用す
る。

【0003】

【数 1】

40

著作権©2000, Vital Images, Inc. 無断転載禁ず。

(背景)

心疾患は、重大な公の健康の問題である。従って、医療において、人の心臓の断面画像お
よび体積測定画像を得ることは、非常に価値がある。狭窄症を検出するための冠血管の血
管造影、血管壁の切開のための胸動脈の検査、および、アテローム硬化型プラーク用のマ
ーカーのような冠動脈におけるカルシウム沈着の定量化に應用されている。

【0004】

より高価であり普及していない電子ビームCTスキャナに対して、従来の高速ヘリカル
CT (コンピュータトモグラフィ) スキャナを用いて検査が実行され得ることが発見され 50

たために、近年、この応用に非常に興味が集まりつつある。しかし、ヘリカルCTスキャナは、あまりにも遅く、心臓の動きを「フリーズ(freeze)」させることが出来ない。その結果、いくつかの断面画像は、あいまいになり、収縮(収縮期)および弛緩(弛緩期)といった心臓の周期が異なるフェーズで撮像された他の画像とは見当違いである。

【0005】

結果として、心電図(EKG)を記録すると同時にこの信号を画像のシーケンスと同期させることによって、軸方向のCT画像の心臓周期フェーズを判定する方法がいくつか導入されている。EKGの高振幅「r波」は信頼性があり、心室の収縮開始をかなり短時間に示すので、心臓の動きが最も激しい付近にあるときを示すものとしてr波のピークを用いることは容易である。従って、これらのときに画像取得を中断するか、これらのときに得られた画像を遡及的に取り除くかのいずれかが可能である。この方法は、EKGゲーティングと呼ばれる。

10

【0006】

EKGゲーティングの不利な点は、電極を患者に配線する必要がある等のために検査時間が非常に長いことである。また、EKGゲーティングは、CTスキャナの設計において、および、得られた画像を後処理するために用いられるソフトウェアにおいてさらなる複雑さを導入する。さらに、EKGゲーティングは、画像の選択を手動で検証する必要があり、異なる患者からのEKGの痕跡(trace)および画像を誤って適合させる可能性を導入する。

【0007】

結果として、EKGモニタのような外部モニタリングデバイスを必要とせずに、患者の画像スキャン中に得られた画像をフィルタリングすることが可能なシステムおよび方法に関する技術が必要である。

20

【0008】

(要旨)

上記の欠点、不利な点および問題が本発明によって扱われる。これらは、以下の明細書を読むおよび検討することによって理解される。

【0009】

本発明の一実施形態において、心血管系の一部の画像を選択する方法は、ある期間に記録されたスキャナからの複数の画像を受信するステップを包含する。この画像は、心血管系の範囲に従う一つ以上の位置を表す。次いで、画像は、外部信号を参照することなく、複数の画像から判定された一般的な基準に基づいて選択される。

30

【0010】

いくつかの実施形態において、一般的な基準は、大動脈断面の大きさにおける変化を含む。別の実施形態において、一般的な基準は、心臓の体積における変化を含む。さらなる実施形態において、一般的な基準は、心臓の断面領域における変化を含む。さらに別の実施形態において、一般的な基準は、隣接した画像間の平均ピクセル差を含む。

【0011】

本発明は、その範囲が変化するシステム、クライアント、サーバ、方法、および、コンピュータ読み出し可能媒体を説明する。この要旨で説明された本発明の局面および利点に加えて、図面を参照することによって、および、以下の詳細な説明を読むことによって、本発明のさらなる局面および利点が明らかとなる。

40

【0012】

(詳細な説明)

本発明の例示的な実施形態である以下の詳細な説明において、本明細書の一部を形成する添付の図面が参照される。添付の図面において、本発明が実行され得る特定の例示的な実施形態を示すことを目的として参照が示される。これらの実施形態は、当業者が本発明を実施可能であるように十分に詳細に説明されている。これらの他の実施形態が利用され得ること、ならびに、論理的な、機械的な、電気的なおよび他の改変が本発明の範囲を逸脱することなく行われ得ることは理解されるべきである。従って、以下の詳細な説明は、制

50

限の意味に解釈されるべきではない。

【0013】

図において、複数の図に記載される同一のコンポーネントを説明するために全体において同じ参照番号が用いられる。信号および接続は、同じ参照番号またはラベルによって説明され得る。実際の意味は、説明の文脈においてその使用から明らかである。

【0014】

詳細な説明は、複数の節に分けられる。第一の節では、本発明の異なる実施形態におけるハードウェアおよび動作環境が説明される。第二の節では、本発明の変化する実施形態のソフトウェア環境が説明される。第三の節では、本発明の様々な実施形態の方法が説明される。最後の節では、結論が述べられる。

10

【0015】

(ハードウェアおよび動作環境)

図1は、ハードウェアおよび動作環境の図である。この環境と連動して、本発明の実施形態が実施され得る。図1の説明は、適切なコンピュータハードウェアおよび適切な計算環境の簡単で、一般的な説明を提供することを目的としている。本発明は、この環境と連動して実施され得る。本発明は、要求されなければ、パーソナルコンピュータ、ワークステーション、または、サーバコンピュータ等のコンピュータによって実行される、プログラムモジュール等のコンピュータ実行可能命令の一般的な文脈で説明される。概して、プログラムモジュールとは、特定のタスクを実施する、または、特定の抽象的なデータタイプをインプリメントするルーチン、プログラム、オブジェクト、コンポーネント、データ構造等を含む。

20

【0016】

さらに、当業者は、ハンドヘルドデバイス、マルチプロセッサシステム、マイクロプロセッサベースのまたはプログラム可能な消費者電子工学、ネットワークパーソナルコンピュータ、ミニコンピュータ、メインフレームコンピュータ等を含む他のコンピュータシステム構成で本発明が実施され得ることを認識する。また、本発明は、タスクが通信ネットワークを通してリンクされた遠隔処理デバイスによって実施される分散型計算環境で実施され得る。分散型計算環境において、プログラムモジュールは、ローカルメモリ格納デバイスと遠隔メモリ格納デバイスとの両方に位置され得る。

【0017】

図1に示されるように、計算システム100は、プロセッサを含む。本発明は、Intel Corporationによって製造されたマイクロプロセッサであるPENTIUM(登録商標)群、Silicon Graphics CorporationによるマイクロプロセッサであるMIPS(登録商標)群、Motorola CorporationとIBM Corporationとの両社によるマイクロプロセッサであるPOWERPC(登録商標)群、Hewlett-Packard CompanyによるマイクロプロセッサであるPRECISION ARCHITECTURE(登録商標)群、Sun Microsystems CorporationによるマイクロプロセッサであるSPARC(登録商標)群、またはCompaq Computer CorporationによるマイクロプロセッサであるALPHA(登録商標)群等のマイクロプロセッサに基づくコンピュータで実施され得る。計算システム200は、任意のパーソナルコンピュータ、ラップトップコンピュータ、サーバコンピュータ、さらには、ハンドヘルドパーソナルコンピュータとして公知の電池式、ポケットサイズ、携帯式コンピュータを表す。

30

40

【0018】

計算システム100は、(読み出し専用メモリ(ROM)114およびランダムアクセスメモリ(RAM)115を含む)システムメモリ113を含む。このシステムメモリ113は、システムデータ/アドレスバス116によってプロセッサ112に接続される。ROM114は、電子的に消去可能なプログラム可能読み出し専用メモリ(EEPROM)、フラッシュメモリ等を含む任意のデバイスであって、主に読み出し専用である任意のデ

50

バスを示す。RAM 115は、同期式動的ランダムアクセスメモリ (S y n c h r o n o u s D y n a m i c R a n d o m A c c e s s M e m o r y) 等の任意のランダムアクセスメモリを表す。

【0019】

計算システム100内において、入力/出力バス118は、バスコントローラ119を介してデータ/アドレスバス116に接続される。一実施形態において、入力/出力バス118は、標準的な周辺コンピュータ相互接続 (P C I) バスとして実施される。バスコントローラ119は、プロセッサ112からの全ての信号を検査して、その信号を適切なバスにルーティングする。プロセッサ112とシステムメモリ113との間の信号は、バスコントローラ119を通して単に通される。しかし、システムメモリ113以外のデバイスとして意図されるプロセッサ112からの信号は、入力/出力バス118へとルーティングされる。

10

【0020】

様々なデバイスは、ハードディスクドライブ120、フロッピ (登録商標) ディスク151を読み出すために用いられるフロッピ (登録商標) ドライブ121、および、光ディスク152を読み出すために用いられるCD-ROMドライブ等の光ドライブ122を含む入力/出力バス118へと接続される。ビデオディスプレイ124または他の種類のディスプレイデバイスは、ビデオアダプタ125を介して入力/出力バス118に接続される。

【0021】

ユーザは、入力/出力ポート128を介してバス118に接続される、キーボード40ならびに/あるいはマウス42等のポインティング (p o i n t i n g) デバイスを用いて、コマンドおよび情報を計算システム100にエンタ (e n t e r) する。他の種類のポインティングデバイス (図1に示されず) は、トラックパッド (p a d) 、トラック (t r a c k) ボール、ジョイスティック (j o y s t i c k) 、データグローブ (g l o v e) 、ヘッドトラッカ (h e a d t r a c k e r) 、および、ビデオディスプレイ124上のカーソルを指定するために適した他のデバイスを含む。

20

【0022】

図1に示されるように、計算システム100は、また、モデム129を含む。計算システム100に対して外部にあるように図1に図示されているが、当業者は、モデム129が同様に計算システム100に対して内部にあり得ることを素早く認識する。モデム129は、グローバルインターネット等のワイドエリアネットワーク (図示せず) を通って通信するために典型的に用いられる。計算システムは、また、ネットワークを通して通信するために、当該技術で公知のネットワークインタフェースカード53を含み得る。

30

【0023】

ソフトウェアアプリケーション136およびデータは、ハードディスク120、フロッピ (登録商標) ディスク151、CD-ROM152を含み得るメモリ格納デバイスであって、実行のためにRAM115に複製され得るメモリ格納デバイスのうちの一つを介して典型的に格納される。しかし、一実施形態において、ソフトウェアアプリケーション136は、ROM114に格納されて、実行のためにRAM115に複製されるか、または、ROM114から直接実行される。

40

【0024】

一般的に、オペレーティングシステム135は、ソフトウェアアプリケーション136を実行し、ユーザによって出された命令を行う。例えば、ユーザがソフトウェアアプリケーション136をロードすることを望むとき、オペレーティングシステム135は、命令を解釈して、プロセッサ112に対して、ハードディスク120か光ディスク152かのいずれかからRAM115内にソフトウェアアプリケーション136をロードさせる。一度ソフトウェアアプリケーション136がRAM115内にロードされると、ソフトウェアアプリケーション136は、プロセッサ112によって用いられ得る。大きなソフトウェアアプリケーション136の場合、プロセッサ112は、プログラムモジュールの様々な

50

部分を必要に応じてRAM 115内にロードする。

【0025】

計算システム100のための基本的入/出力システム(BIOS)117は、ROM114に格納されて、ブート(booting)する際にRAM115内にロードされる。当業者は、BIOS117が従来、計算システム100内の計算リソース間で情報を伝送することを助ける実行可能な基本的なルーチンのセットであることを理解している。これらの低レベルサービスルーチンは、オペレーティングシステム135、または、他のソフトウェアアプリケーション136によって用いられる。

【0026】

一実施形態において、計算システム100は、計算システム100のための構成情報を保持するシステムデータベースであるレジストリ(図示せず)を含む。例えば、MicrosoftによるWindows(登録商標)95、Windows(登録商標)98、Windows(登録商標)NTおよびWindows(登録商標)2000は、内部ディスク等の永久格納デバイス上に置かれた、USER.DATおよびSYSTEM.DATと呼ばれる二つの隠しファイル中にレジストリを維持している。 10

【0027】

(ソフトウェア環境)

本発明の実施形態は、医療画像の遡及的(retrospective)ゲーティングを提供するシステムおよび方法のソフトウェア環境を説明する。図2は、このようなシステムの主なコンポーネントを説明するブロック図である。示されるように、システムは、画像スキャナ202および画像処理システム206を含む。 20

【0028】

本発明の一実施形態における画像スキャナ202は、CTスキャナである。このスキャナは、高速ヘリカルCTスキャナであり得、または、電子ビームCTスキャナであり得る。しかし、本発明がCTスキャナに制限されず、ある期間に記録された画像のシーケンスを提供し得る任意のスキャナは、本発明の範囲内である。例えば、スキャナ202は、磁気共鳴画像(MRI)または超音波スキャナであり得る。

【0029】

スキャナ202は、人体の二次元画像のシーケンスを含む画像データ204を製造する。この画像データは、次いで、処理のために画像処理システム206に送られる。本発明の一実施形態において、画像処理システム206は、Vital Images, Inc.によるImage Gateシステムである。この画像データは、テープ媒体、CD-ROM、フロッピ(登録商標)ディスク、移動可能ハードドライブ、および、ネットワーク手段(インターネットを含む)を含む任意のデータ伝送手段を用いてスキャナ202から画像処理システム206に伝送され得る。 30

【0030】

画像処理システム206は、図1で示されたコンピュータ等の適切に構成されたコンピュータであり、画像データの遡及的ゲーティングを実行する以下で説明された方法を用いる。システム206の出力は、心周期信号208およびフィルタリングされた画像データ210を含む。フィルタリングされた画像データ210は、心周期信号208における所望の点で得られた画像に対応する画像データを含む。 40

【0031】

この節は、心臓画像の遡及的ゲーティングに基づいて画像を実行するシステムにおいて、様々なシステムコンポーネントを説明する。当業者が認識するように、ソフトウェアは、C/C++、Visual Basic、Smalltalk、Pascal、Adaおよび類似のプログラミング言語(これらに限定されない)を含む当該技術で公知である多くのプログラミング言語のうちの任意で書かれ得る。本発明は、インプリメンテーションのために、任意の特定のプログラミング言語に限定されない。

【0032】

(本発明の例示的な実施形態の方法)

前節では、本発明の例示的な実施形態の動作に関してシステムレベルの概要が説明された。この節では、例示的な実施形態を実行する動作環境によって実施される本発明の様々な実施形態における特定の方法及び図3および4で示されるフローチャートを参照して説明される。この動作環境によって実行されるべき方法は、コンピュータ実行可能命令からなるコンピュータプログラムを構成する。フローチャートを参照して方法を説明することによって、当業者は、適切なコンピュータ（コンピュータ読み出し可能媒体からの命令を実行するコンピュータに含まれるプロセッサ）でこの方法を行うこのような命令を含むこのようなプログラムを開発することが可能である。図3および4で図示された方法は、本発明の例示的な実施形態を実行する動作環境によってなされるために必要とされる活動を含んでいる。

10

【0033】

以下で示される本発明の様々な実施形態の方法は、画像データのみに基づく（つまり、EKGのような任意の外部信号を参照することなく）複数の画像からの画像のサブセットにおける時間カテゴリ化および選択を実行するように動作する。本発明のいくつかの実施形態において、複数の画像は、CTスキャニングシステムから受信された一連の画像を含む。このCTスキャニングシステムにおいて、複数の画像は、体の単一空間のときに、複数の画像が異なる点において撮影される。他の実施形態において、複数の画像は、体のスペースにおける一画像が時間の単一の点で撮影される画像のシーケンスを含み得る。

【0034】

スキャンされた医療画像データの画像に基づく遡及的ゲーティングを実施する本発明の実施形態に従う、画像をカテゴリ化して選択する方法が、図3に示される。方法を実行するシステムは、スキャンされた画像データを受信する（ブロック302）ことによって開始する。本発明の実施形態において、スキャンされた画像データは、スキャナ202（図1）等のCTスキャナから受信される。しかし、本発明は、スキャンされた画像データを得る任意の特定の方法に限定されない。当業者に認識されるように、画像の体積測定の一連のシーケンスを製造することが可能な任意のシステムは本発明の範囲内である。画像が大量に重なった胸の軸方向画像であることが望ましい。軸方向の重なりは、心臓が最も安静したときに得られた画像のサブセットをシステムが選択する能力を提供する。さらに、軸方向の重なりは、完全な解剖学の範囲でシステムが心臓を十分にサンプリングする能力を提供する。

20

30

【0035】

本発明の一実施形態において、画像のカテゴリ化および選択は、あいまいさが最小である画像を選択するように動作する。心画像データの場合、あいまいさが最小の画像は、心臓が拍動間で安静であるとき、心周期に合わせた点を示す。本発明のいくつかの実施形態において、フーリエ変換が画像の「あいまいさ」を判定するために用いられる。

【0036】

別の実施形態において、ある画像と次の隣接した画像との間の平均ピクセル差（Mean Pixel Difference）（MPD）が判定される。最低のMPDを有する画像は、最もあいまいではない画像として選択される。MPDにおいて、第1の軸方向画像上の各ピクセルは、次の隣接した軸方向画像上の対応するピクセルから差し引かれる。画像に対するピクセル差の絶対値は、合計され、画像におけるピクセル数によって割られる。各画像に対するこの単一の数がMPDである。別の画像よりもより低いMPDを有する画像がよりあいまいではないとされ得る。

40

【0037】

次に、最小のあいまいさを有する画像（または、画像のあいまいさが特定の許容範囲内にある画像）は、画像のセットに含むために選択される。体積解析等のさらなる解析が、画像のセットに対して実行される。

【0038】

画像処理システムは、心周期信号を画像データから導く（ブロック304）。心周期の様々なフェーズは、画像データにおいて、心臓の異なる部分、および/または、心臓の動き

50

によって影響を受ける血管等の体の他の部分における対応する動きまたは変化を検出することによって画像データから導かれ得る。時間の関数としてこの動きを計測することによって、画像データ収集間の任意の時間に対して心拍数および心周期フェーズを判定するために用いられ得る周期的な信号が導かれ得る。

【0039】

最後に、画像データは、得られた場所において心臓が最も安静であるときブロック304において判定された心周期信号に従ってフィルタリングされる(ブロック306)。フィルタリングされた画像は、次いで、心臓の正確な体積測定画像を与えるために用いられ得る。

【0040】

様々な方法が上記のブロック304における心周期を判定するために用いられ得る。この方法は、概して、画像に対して共通の基準に基づく周期を判定する。本発明の実施形態に従う一つのこのような方法は、大動脈断面における変化を検出する。この方法は、図4に示される。方法は、大動脈の場所を推定することによって開始する(ブロック402)。大動脈の場所を検出するために、様々な手段が用いられ得る。例えば、本発明のいくつかの実施形態において、当業者に公知である適合フィルタは、大動脈を検出するために用いられる。別の実施形態において、活動外観モデル(Active Appearance Model)が位置を検出するために用いられる。さらなる別の実施形態において、活動的形狀モデル(Active Shape Model)が用いられる。

10

【0041】

本発明のさらなる実施形態において、ハフ(Hough)変換と呼ばれるアルゴリズムが近似的な大動脈の場所を発見するために用いられる。当業者に公知であるように、ハフ変換は、一般化されたテンプレート適合法と見なされ得、典型的に、画像からのエッジまたは曲線を抽出するために用いられる。ハフ変換は、円およびさらに一般化された(おそらく、非対称の)エッジを抽出するために用いられ得る。ハフ変換が回転および転換に対して不変であるので、ハフ変換を使用することは望ましい。ハフ変換に対するさらなる詳細は、米国特許第3,069,654号で見つけられ得る。これは、本明細書中で参照として援用される。ハフ変換の目的として、大動脈が8~25mmの範囲の半径を有する円として説明され得る。

20

【0042】

本発明の一実施形態において、大動脈の場所は、第1の画像においてのみ判定される。以下の画像のために、以前の画像をセグメント化した結果が用いられる。この結果が方法を実行するために必要とされる時間を減少させるので、このことは望ましい。(z+1)画像における近似の大動脈境界は、半径Rresの円として規定される。ここで、Rresは、画像zにおけるハフ変換によって発見された円の半径である。円は、z画像の(以前に発見された大動脈の中心である)場所(Xc(z), Yc(z))を中心とする。各画像を処理することは、連続したプロセスであるので、誤り伝播に対して影響を受けやすい。本発明の一実施形態において、可能な誤り伝播の可能性は、同じ円の同半径を用いて、大動脈のセグメント化を始めることによって、および、次の画像における場所を更新することによってのみ減少される。

30

【0043】

本発明の別の実施形態において、大動脈を検出するために投票メカニズムが用いられる。ハフ変換は、五つの継続した画像のシーケンスに対して適用される。大動脈の中心が少なくとも四つの画像において類似した位置に発見される場合、結果が認められる。このような適合が発見されなければ、別の五つの画像が調査される。

40

【0044】

ハフ変換において、フィット(fit)値は、画像におけるピクセル毎に対して判定される。フィット値は、点が大動脈の境界に所属する可能性を示す。フィット値の計算は、CT画像における大動脈の性質の先験的な知識に基づく。

【0045】

50

画像におけるピクセル (x , y) 毎に対して、フィット値は、

【 0 0 4 6 】

【 数 2 】

$$fit(x, y) = \begin{cases} 0 & I(x, y) < -100HU_{\text{または}} I(x, y) > 200HU \text{ の場合} \\ f[\vec{g}(x, y)\vec{n}_{\text{expected}}] & \text{その他の場合} \end{cases} \quad (1)$$

として計算される。ここで、

I (x , y) は、ハウンスフィールドユニット [H U]

【 0 0 4 7 】

【 数 3 】

\vec{g}

は、画像の勾配

【 0 0 4 8 】

【 数 4 】

$\vec{n}_{\text{expected}}$

は、勾配の予測された方向、である。

【 0 0 4 9 】

本発明の一実施形態において、5 × 5 ガウスマスクに基づいた方向勾配検出器が用いられ
る。ハフ変換において、予測された方向は未知である。従って、本発明の一実施形態は、

【 0 0 5 0 】

【 数 5 】

$\vec{n}_{\text{expected}}$

を設定するために以下の公式を用いる。

【 0 0 5 1 】

【 数 6 】

$$\vec{n}_{\text{expected}} = \frac{\vec{g}}{|\vec{g}|} \quad (2)$$

公式 (1) における関数 f (.) は、考慮された勾配の最大値を制限する変換関数である。
本発明の一実施形態における変換関数 f (.) は、

【 0 0 5 2 】

【 数 7 】

$$f(a) = \begin{cases} a : a < a_{MAX} \\ a_{MAX} : a \geq a_{MAX} \end{cases} \quad (3)$$

である。ここで、 a_{MAX} は、体積 1 0 0 H U のステップエッジに応答する勾配である。

【 0 0 5 3 】

大動脈の場所を推定した後、次いで、この方法は、シーケンスの各 2 D 画像における大動脈をセグメント化 (すなわち、検出) する (ブロック 4 0 4) 。本発明のいくつかの実施形態において、当該技術で公知のエッジに基づく動的プログラミングは、大動脈をセグメント化するために、画像に適用される。別の実施形態において、活動的な概形 (Active Contour) (「 蛇 」 と呼ばれる) は、大動脈を検出するために用いられる。本発明のさらなる実施形態において、領域成長アルゴリズムは、大動脈を検出するために用いられる。このようなアルゴリズムは、当該技術において公知である。

【 0 0 5 4 】

本発明の一つの特定の実施形態において、大動脈は、境界検出アルゴリズムに基づく動的プログラミングを用いてセグメント化される。このような境界検出アルゴリズムの詳細は

、M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, Image Processing, Analysis, and Machine Vision; PWS出版、第2版、1998, pp. 158 - 163に記載されており、本明細書中で参照として援用される。ブロック402において判定された近似的な大動脈の位置は、関心領域(ROI)を生成するために用いられる。この関心領域内において、大動脈の境界が探索される。大動脈を求めて画像を探す目的で、ROIは、矩形の図内にマッピングされる。この図において、それぞれのノード(x_G, y_G)は、一つの画像ピクセルに対応する。これは、以下の公式で表される。

【0055】

【数8】

$$(x_G, y_G) = \text{centerlinePoint}(x_G) + \vec{n}_c(x_G) \cdot (y_G - \frac{\text{width}}{2}) \quad (4)$$

ここで、

【0056】

【数9】

\vec{n}_c

は、中心線に沿った x_G 番目の点における円の中心線への単位垂直ベクトルである。 width は、ROIの幅である。

【0057】

矩形の図におけるそれぞれのノードは、ノードに関連するコスト(cost)を有する。このコストは、公式

【0058】

【数10】

$$\text{cost}(x, y) = \max_{i,j} (\text{fit}(i, j) - \text{fit}(x, y)) \quad (5)$$

によって与えられる。

ここで、 fit は、公式1において、 $\text{next_expected} = n_c$ として定義される。

【0059】

この方法は、矩形図において、第一の列における任意のノードと最後の列における任意のノードとの間の最小コストの経路を発見する。発見された境界が閉じた概形であることを保証するために、最小コスト経路の最初の点および最後の点を強制することによって、検索が制限される。矩形図において同じ Y_G 軸を有している必要がある。

【0060】

コストを図形ノード毎に割り当てることに加えて、コストは、図形ノード間のリンク毎に割り当てられる。二つの連続した列のみがリンクによって接続される。コストは、以下の式に従って割り当てられる。

【0061】

【数11】

$$\text{cost}[(x_i, y_j), (x_{i+1}, y_k)] = \begin{cases} 0 & k = j \text{ の場合} \\ 0.3 \cdot \text{cost}(x_i, y_j) & k = j \pm 1 \text{ の場合} \\ \infty & \text{その他の場合} \end{cases} \quad (6)$$

このようなコスト割り当ては、多くても1だけ y 軸が異なるノードのみを効果的に接続する。このことは、結果として生じた境界の接続性を保障する。コストを割り当てる式6における中間のルールは、探索された境界は円であるという知識を反映している。従って、ROIの中央線(円)に平行な境界は、ROIの中心線(円)の方向から離れる方向を越えて好ましい方向であると考えられる。次いで、最小コスト経路は、元の画像内にマッピングされて、大動脈の境界を示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 2 】

大動脈の場所を判定した後、次いで、この方法は、画像の大動脈断面の領域を計算する（ブロック 4 0 6）。画像の断面領域は、次いで、画像を得た時点において、大動脈の近似的な体積を計算するために用いられる。この領域は、ブロック 4 0 4 において大動脈のセグメント化によって発見された大動脈の境界に囲まれた領域として計算される。本発明の一実施形態において、イメージ毎に、発見された境界は、大動脈の方向に垂直な平面に投影される。これにより、画像獲得平面が大動脈の方向に垂直ではない場合に、大動脈の実際の断面領域をより良く近似する。

【 0 0 6 3 】

所与の画像に対する大動脈の方向は、大動脈の境界の重心を接続する線に対する接線によって近似され得る。本発明のいくつかの実施形態において、この線は、当該技術で公知のアルゴリズムを用いて滑らかにされる。

【 0 0 6 4 】

全ての境界点 (x, y, z) は、以下のような点 (x_p, y_p, z_p) に投影される。

【 0 0 6 5 】

【 数 1 2 】

$$\begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \bar{i}_x \\ \bar{i}_y \\ \bar{i}_z \end{bmatrix} (\bar{i} \cdot \bar{c}) \quad (7)$$

20

ここで、

【 0 0 6 6 】

【 数 1 3 】

$$\bar{i}$$

は、大動脈の方向を表す単位ベクトル。

【 0 0 6 7 】

【 数 1 4 】

$$\bar{c}$$

30

は、所与の画像における大動脈中心を有する境界点 (x, y, z) を接続するベクトル。

【 0 0 6 8 】

大動脈中心は、大動脈の境界点から計算され得、以下のようにベクトル

【 0 0 6 9 】

【 数 1 5 】

$$\bar{c} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} - \frac{1}{N_B} \sum_{i=1}^{N_B} \begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{bmatrix} \quad (8)$$

40

を計算することによって得られる。

ここで、 (x_i, y_i, z_i) は、大動脈の境界点である。

N_B は、境界点の総数である。

【 0 0 7 0 】

本発明のいくつかの実施形態において、大動脈の計算は、新しい座標系 (w_x, w_y, w_z) において投影された境界を表すことによって単純化される。この新しい座標系において、全ての境界点における w_z 座標は、ゼロである。新しい座標系は、以下のように決定される。

【 0 0 7 1 】

【 数 1 6 】

50

$$\begin{bmatrix} \bar{w}_z \\ \bar{w}_y \\ \bar{w}_x \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \bar{t} \\ \frac{\bar{e}_y - \bar{w}_z \cdot (\bar{w}_z \cdot \bar{e}_y)}{|\bar{e}_y - \bar{w}_z \cdot (\bar{w}_z \cdot \bar{e}_y)|} \\ \frac{\bar{e}_x - \bar{w}_z \cdot (\bar{w}_z \cdot \bar{e}_x) - \bar{w}_y \cdot (\bar{w}_y \cdot \bar{e}_x)}{|\bar{e}_x - \bar{w}_z \cdot (\bar{w}_z \cdot \bar{e}_x) - \bar{w}_y \cdot (\bar{w}_y \cdot \bar{e}_x)|} \end{bmatrix} \quad (9)$$

10

従って、座標変換は、次のように計算され得る。

【 0 0 7 2 】

【 数 1 7 】

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = T \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{bmatrix} \quad (10)$$

ここで、

【 0 0 7 3 】

【 数 1 8 】

$$T = \begin{bmatrix} \bar{w}_x \cdot x & \bar{w}_x \cdot y & \bar{w}_x \cdot z \\ \bar{w}_y \cdot x & \bar{w}_y \cdot y & \bar{w}_y \cdot z \\ \bar{w}_z \cdot x & \bar{w}_z \cdot y & \bar{w}_z \cdot z \end{bmatrix} \quad (11)$$

20

変換された境界における全ての点に対して $z' = 0$ であるために、いくつかの実施形態において、大動脈断面の領域は、シンプソンの公式を離散的に実施することによって計算される。このようなアルゴリズムは、当該技術において公知である。

【 0 0 7 4 】

30

大動脈断面領域を表す値のシーケンスは、心拍数を計算するために用いられ得る時間内に定期的にサンプリングされた信号、および、シーケンスにおける全ての画像に対する心臓のサンプルのフェーズを表す。

【 0 0 7 5 】

本発明のいくつかの実施形態において、判定された信号は、フィルタリングされて、ノイズを取り除き、心臓のフェーズ判定を単純化する（ブロック 408）。本発明のいくつかの実施形態において、フィルタリングは、バターワース（Butterworth）フィルタによって実施される。フィルタは、多くとも通過帯域において 3 dB の減衰、および、拒絶帯において少なくとも 40 dB の減衰であるように設計されることが望ましい。フィルタの通過帯域を決定するために、大動脈領域信号は、時間的ではなく空間的に大動脈の大きさの変化に対応し得る低い周波数、および、DC コンポーネントを取り除くために、第一のハイパスフィルタ（HPF）を通される。いくつかの実施形態において、HPF 信号（ S_{HPF} ）は、バターワースフィルタに基づくデジタルハイパスフィルタを用いて計算される。

40

【 0 0 7 6 】

次に、心拍が判定される。いくつかの実施形態において、心拍は、領域信号における主な周波数コンポーネントを判定することによって推定される。ラスタ化を避け、安定性を保証することが望ましい。従って、いくつかの実施形態は、元の信号からではなく、信号の自己相関からの主な周波数を判定する。

【 0 0 7 7 】

50

【数 19】

$$f_{MAX} = \arg \max \| \text{Fourier} \{ s_{HPF} * s_{HPF} \} \| \quad (12)$$

ここで、* は、相関操作を示す。

【0078】

生の大動脈領域信号は、次いで、 $\langle 0.7f, 1.3f \rangle$ の通過帯域を有するバターワースフィルタでフィルタリングされる。スキャニング手順の間に単一の患者に対する心拍の推定された変動量を示す。フィルタリング結果を改善するために、いくつかの実施形態は、 f_L および f_H の新しい値を計算する上記のフィルタリングを用いて得られた信号を用いる。各期間の開始は、正に傾斜した信号のゼロとの交差点によって決定される。新しく得られた制限は、以下の公式に従う信号を最終的にフィルタリングするために用いられる。

10

【0079】

【数 20】

$$S^{BPF}(x) = \text{Butterworth} \{ s(x), f_L, f_H \},$$

ここで、 s は、生の大動脈領域信号を示す。

$\langle f_L, f_H \rangle$ は、通過帯域の周波数領域である。(13)

別の実施形態において、信号フィルタリングは、時間的ではなく空間的に大動脈の大きさの変化に対応し得る低い周波数、および、DCコンポーネントを取り除くために、再び、別のHPFを大動脈信号に適用することによって実施される。これらの実施形態において、HPFは、以下に従って、元の信号から移動平均を差し引くことによって、近似され得る。

20

【0080】

【数 21】

$$S^{HPF}(x) = s(x) - \sum_{i=-7}^7 s(x+i) \quad (14)$$

ここで、 s は、生の大動脈領域信号を示す。

【0081】

次に、信号からノイズを取り除き、次いで、大動脈の弁の開口に対応する最大正勾配の点の判定を単純化するために、信号が滑らかにされる。

30

【0082】

本発明の別な実施形態において、スムージングが周波数領域におけるバンドパスフィルタリング(BPF)を用いることによって実施される。移動ウィンドウフーリエ変換は、短いセグメントにおいて分離して信号を滑らかにするために用いられ得る。ウィンドウ幅は、ウィンドウ幅が約三心周期に対応して、(高速フーリエ変換アルゴリズムの使用を単純化するために)2の累乗であるように選択される。BPFの幅は、信号の所与のセグメントで起こる唯一の基本周波数を考慮して、一つであるように選択されている。BPF周波数は、スペクトルにおける最高周波数として選択される(ゼロ周波数 - 信号オフセットを考慮していない)。フーリエ変換に対するウィンドウは、常に、一つのサンプルによって移動され、滑らかにされた信号は、時間領域において平均化される。フィルタリングは、以下の式において示される。

40

【0083】

【数 22】

$$BPF_i(s_{\langle i, i+w \rangle}) = \text{Fourier}^{-1} \{ \text{Fourier} \{ s_{\langle i, i+w \rangle} \} \bullet \text{Filter}_{f_i} \} \quad (15)$$

ここで、フィルタは、通過周波数

【0084】

50

【数 2 3】

$$fi = \arg \max_{f \in \langle 1, w/2 \rangle} \text{Fourier}\{s_{\langle i, i+w \rangle}\} \quad (16)$$

を有する B P F である。

ウィンドウ幅 w は、2 の累乗である。

【0 0 8 5】

従って、最終的なフィルタ信号は、

【0 0 8 6】

【数 2 4】

$$S^{BPF}(i) = \sum_{j=\max(i-w,0)}^{\min(i,N-w)} BPF(S_{\langle j, j+w \rangle})(i-j) \frac{1}{\min(i, N-w) - \max(i-w, 0)} \quad (17)$$

10

ここで、 N は、大動脈領域信号におけるサンプル数である。

【0 0 8 7】

信号がフィルタリングされた後、この方法は、心臓のフェーズを判定する（ブロック 4 1 0）。スキャンされている人の心拍、および、画像獲得速度に依存して、6 ~ 12 の画像が、典型的に心周期毎に得られ得る。大動脈の弁の開口は、大動脈断面領域の増加における最大勾配に反映される大動脈圧力の最大変化率（最大勾配）の後である場合が一般的である。このことは、心室分極の開始後、約 0 . 1 秒起きる。心周期に対する大動脈領域信号に適合するために、この方法は、概して大動脈弁の開口の瞬間に対応する最大正勾配点を探索する。

20

【0 0 8 8】

フィルタリングされた信号は、心周期の大動脈断面領域（体積）の時間変化を近似する。従って、信号の一つの期間は、一心周期に対応する。信号がサイン波によって近似され得るので、信号の最大正微分が判定され得、正に傾いてゼロと交差した点として用いられ得る。線形補間を用いることによって、この方法は、

【0 0 8 9】

【数 2 5】

$$x_z = \frac{y_1}{y_1 - y_2} + x \quad (18)$$

30

となるように、信号点 (x, y_1) と $(x + 1, y_2)$ との間のゼロとの交点 x_z を決定し得る。

【0 0 9 0】

従って、時間 (x_z) のセットは、大動脈弁の開口に対応する瞬間を表す。大動脈バルブの開口から、心臓が最も安静な場所において、心周期信号の点が判定され得る。

【0 0 9 1】

信号フィルタリングにおける可能な誤りを取り除くために、本発明のいくつかの実施形態は、信号に対して後処理を実施する。導かれた心拍の統計（平均および標準偏差）に基づいて、短すぎる心拍を示すアウトライア - が取り除かれ得、および / または、計測された心拍が長すぎる場合、心周期が加えられ得る。

40

【0 0 9 2】

上記の信号フィルタリング技術は、ヘリカルスキャンシステムとマルチスライススキャンシステムとの両方に対して用いられ得る。マルチスライススキャンシステムの場合、スキャンングプロトコルは、概して、「ステップおよびシュート (step and shoot)」手順である。この手順によって、任意のデータを必要とすることなく、1 ~ 2 心周期のセグメントで組み合わせられて短く計測されたピース (1 ~ 2 周期) からなる信号を結果として生じる。このようなシステムでは、典型的に、セグメント毎に

50

一点以上で計測される。一般的には、4つのセグメントが存在して、セグメントは、同期される。上掲のような同じフィルタリングスキームを用いるために、存在する信号は、一つの信号を得るために平均化され、結果としてより高いS/N比を生じている。従って、信号における欠けたセグメントが再構成される。デジタル信号における失われたサンプルを回復させる方法は、Raymond Veldhuis: Restoration of Lost Samples in Digital Signals. Prentice Hall International Series in Acoustics, Speech and Signal Processing, 1990 Prentice Hall International (UK) Ltd., ISBN-0-13-775198-2、Chapter 3 Autoregressive processes, pp. 28-56において詳細に説明される。いくつかの実施形態において、このアルゴリズムは、欠けたデータを満たすために用いられる。しかし、本発明は、Veldhuisにおいて説明されたアルゴリズムに制限されず、失われたサンプルを回復させる能力を有する任意のアルゴリズムが用いられ得る。信号が完全な長さで再構成されるとき、上記されたものと同じフィルタリングスキームが用いられ得る。

【0093】

図4で示された心周期を判定する方法は、いくつかの理由で望ましい。第一に、信頼可能なセグメント化アルゴリズムが存在するので正確に計測することが容易である。第二に、大動脈断面を計測することは、心臓が脈打つ時に起きるずれ、および、ねじれに対して鈍感である。最後に、大動脈の断面を計測することは、空間領域における心臓の幾何学的変化(得られたある画像から得られた別の画像への変化)とは独立している。しかし、本発明は、大動脈の断面領域における変化に基づく心周期信号を導くことに限定されない。例えば、大動脈以外の他の血管の断面領域における変化が検出され得、信号を導くために用いられ得る。さらに、本発明は、大動脈のような血管の領域における変化を検出することに限定されない。本発明の別の実施形態において、血管壁の動きが判定され、信号を導くために用いられる。

【0094】

図5は、上記された方法を用いて得られた信号のサンプルを示す。グラフ502は、心室収縮に対する、EKGによって導かれた信号と画像によって導かれた信号との間の差を示す。図504は、EKGによって導かれた心拍と画像によって導かれた心拍との間の差を示す。図506は、フィルタリング前の信号を示す生信号508、および、上記のフィルタリングが適用された後の信号を示すフィルタリングされた信号510の二つの信号を示す。

【0095】

本発明の別の実施形態において、心信号は、得られた画像間の「平均ピクセル差(Mean Pixel Difference)(MPD)」を用いて導かれ得る。上で記されたように、MPDにおいて、第一の軸方向画像における各ピクセルは、隣接した次の軸方向画像に対応するピクセルから差し引かれる。画像の対するピクセル差の絶対値は、合計され、画像におけるピクセル数で割られる。各画像に対してこの単一の数がMPDである。

【0096】

従って、MPDは、二つの画像スライス間のデータにおける変化の直接的な指標を示す。MPD値のシーケンスは、従って、心周期信号を導くために用いられ得る。MPDを用いることは、心臓の動き以外の他の要因がMPDの計算に影響を与えるので、大動脈断面の領域における変化を用いること程は望ましくない。例えば、この差は、時間領域と空間領域との両方においてスキャンが進展する際に、心臓の動きのみによって引き起こされるのではなく、心臓の幾何の変化によって引き起こされることが多い。

【0097】

本発明のさらなる別の実施形態において、心臓の信号は、収縮と弛緩との間で心臓体積が周期的に増加および減少する事実を用いて導かれ得る。画像のシーケンスを通して心臓体

10

20

30

40

50

積（または、心臓断面の領域）のこれらの変化を計測することによって、心周期が計算され得る。心臓断面領域の信頼できる計測は、各画像における心臓の正確なセグメント化を必要とする。次いで、断面領域は、図4を参照して上記されたものと同様の様態で、心周期信号を判定するために用いられ得る。

【0098】

本発明のさらなる実施形態において、心臓の境界の動きは、心サイクル信号を導くために用いられ得る。ここで、心臓の境界の動きは、心臓の壁（例えば、心房と心室との境界）の動きを検出することによって計測される。これにより、心臓断面領域の計測と同じ情報が提供され得る。この実施形態において、心臓における簡単にセグメント化可能なパートが計測されて、心周期信号を導くために用いられる計測における変化が用いられる。

10

【0099】

（結論）

心周期信号等の信号を導くために画像データを用いるシステムおよび方法が開示されている。本発明の実施形態は、以前のシステム以上の利点を提供する。例えば、EKGのために患者にワイヤを取り付ける必要がない。このことは、画像法手順に関して患者の不安および緊張を減少し得る。さらに、画像データから心周期を導くことによって、EKG周期データがEKGデータを誤って扱うことが原因で画像データに適合しない可能性が排除される。なぜなら、EKGデータが必要とされないからである。さらに、EKGデータは、心臓によって生成された電気信号の計測における変化量が原因で、あまり正確ではない心周期を提供し得る。画像データは、EKGとは違い、直接心臓の動きを捕らえる。

20

【0100】

本明細書中において、特定の実施形態が示され、かつ、説明されているが、同じ目的を達成するために計算される任意の配列が示される特定の実施形態と交換され得ることは、当業者に認識されている。本出願は、本発明の任意の適応または改変を覆うように意図されている。

【0101】

本出願において用いられた技術用語は、これらの実施形態の全てを含むことを意味している。上の説明が説明することを意図しており、制限するためではないことは、理解されるべきである。上の説明を考察する際に、多くの他の実施形態が当業者に明らかである。従って、本発明が以下の特許請求の範囲およびその均等物によってのみ制限されることは、

30

【図面の簡単な説明】

【図1】

図1は、本発明の異なる実施形態が行われ得る、ハードウェアおよび動作環境のブロック図である。

【図2】

図2は、本発明の例示的な実施形態のシステムレベルの概観を示す図である。

【図3】

図3は、本発明の例示的な実施形態に従う、医療画像データの遡及的ゲーティングを実行する方法を示すフローチャートである。

40

【図4】

図4は、画像をフィルタリングするために用いられる信号を判定する際にさらなる詳細を提供するフローチャートである。

【図5】

図5は、画像に基づく遡及的ゲーティングを従来技術のEKGゲーティングと比較したグラフを提供する。

【 図 1 】

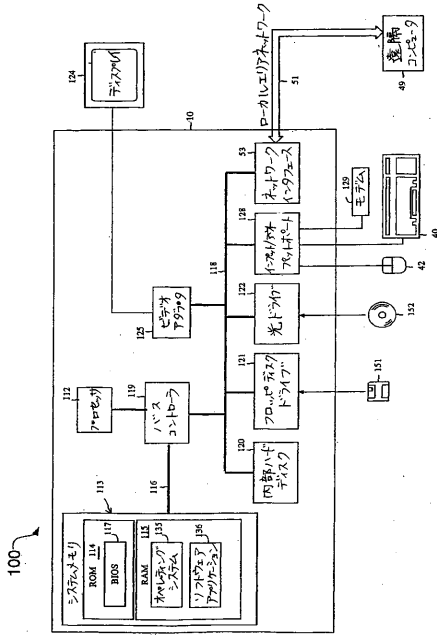


FIG. 1

【 図 2 】

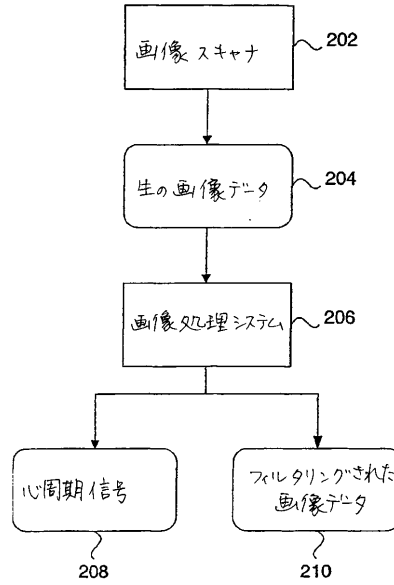


FIG. 2

【 図 3 】

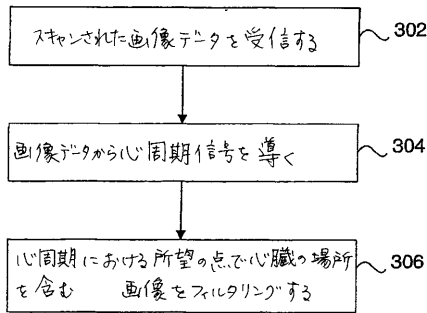


FIG. 3

【 図 4 】

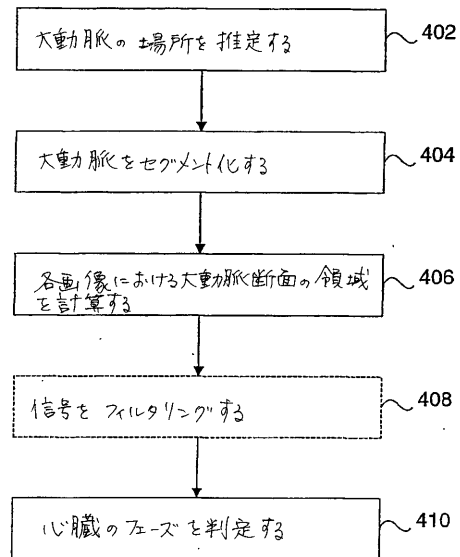


FIG. 4

【 図 5 】

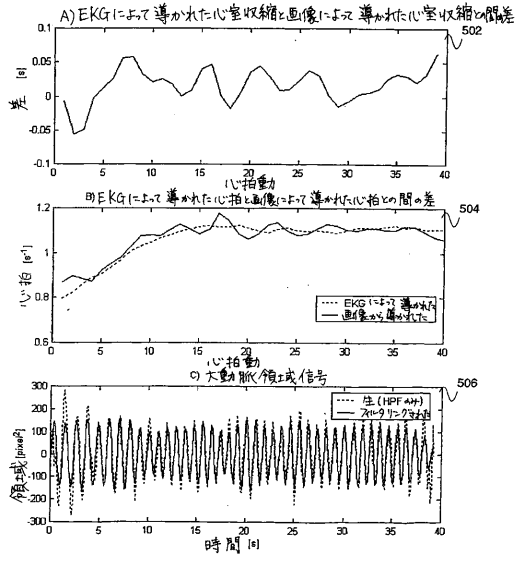


FIG. 5

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



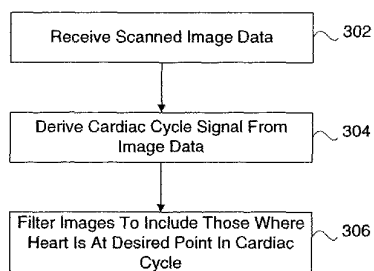
(43) International Publication Date
4 April 2002 (04.04.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/26125 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B 5/00**
 - (21) International Application Number: PCT/US01/30011
 - (22) International Filing Date:
26 September 2001 (26.09.2001)
 - (25) Filing Language: English
 - (26) Publication Language: English
 - (30) Priority Data:
09/669,395 26 September 2000 (26.09.2000) US
 - (71) Applicant: **VITAL IMAGES, INC.** [US/US]; Suite 200,
3300 Fernbrook Lane North, Plymouth, MN 55447 (US).
 - (72) Inventors: **ARGIRO, Vincent, J.**; 1617 West Franklin
Avenue, Minneapolis, MN 55405 (US). **BREJL, Marek**;
Apartment 211, 15720 Rockford Road, Plymouth, MN
55446 (US). **RASHID, Renee, M.**; 1821 Andrea Place,
Santa Clara, CA 95051 (US). **JOHNSON, Todd**; Apartment
21, 2871 South Humboldt Avenue, Minneapolis, MN
55408 (US). **BREJL, Milan**; Kulturni 1766, Roznov pod
Radhostem 756 61 (CZ).
 - (74) Agent: **VIKSNINS, Ann, S.**; Schwegman, Lundberg,
Woessner & Kluth, P.O. Box 2938, Minneapolis, MN
55402 (US).
 - (81) Designated States (*national*): AE, AG, AL, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,
MX, MZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI,
SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA,
ZW.
 - (84) Designated States (*regional*): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian
patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European
patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,
IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF,
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,
TG).
- Published:**
— without international search report and to be republished
upon receipt of that report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(54) Title: SELECTION OF MEDICAL IMAGES BASED ON IMAGE DATA



(57) Abstract: Systems and methods for deriving a cardiac cycle signal by selecting images of a portion of a cardiovascular system include receiving a plurality of images from a scanner that have been recorded over a period of time. The images represent one or more locations along the extent of the cardiovascular system. The images are then selected based on common criteria determined from the plurality of images and without reference to an external signal. The common criteria comprises changes in the size of a cross section of the aorta, changes in the volume of the heart, changes in the area of a cross section of the heart. In addition, the criteria can include the mean pixel difference between adjacent images.

WO 02/26125 A2

WO 02/26125

PCT/US01/30011

SELECTION OF MEDICAL IMAGES BASED ON IMAGE DATA**Field**

The present invention relates generally to medical imaging, and more particularly to systems and methods for performing temporal selection of medical images based on image data.

Copyright Notice/Permission

A portion of the disclosure of this patent document contains material that is subject to copyright protection. The copyright owner has no objection to the facsimile reproduction by anyone of the patent document or the patent disclosure as it appears in the Patent and Trademark Office patent file or records, but otherwise reserves all copyright rights whatsoever. The following notice applies to the software and data as described below and in the drawings hereto:

Copyright © 2000, Vital Images, Inc. All Rights Reserved.

Background

Heart disease is a significant public health problem. Therefore, in medicine, it is of considerable value to obtain cross-sectional and volumetric images of the human heart. Applications include angiography of coronary vessels for detecting stenosis, examination of the thoracic aorta for dissection of the vessel wall, and quantization of calcium deposits in the coronary arteries as a marker for atherosclerotic plaque.

Recently, this last application has gathered significant interest due to the finding that the exam can be performed with a conventional high-speed helical CT (Computer Tomography) scanner, as opposed to the more expensive and less prevalent electron beam CT scanner. However, helical CT scanners are still too slow to "freeze" the motion of the heart, resulting in some cross-sectional images being blurred and out of register with other images captured at a different phase of the heart's cycle of contraction (systole) and relaxation (diastole).

As a consequence, methods have been introduced to determine the heart cycle phase of axial CT images by simultaneously recording the electrocardiogram (EKG), and synchronizing this signal with the sequence of images. Since the high amplitude "r-wave" of the EKG is a reliable and very

WO 02/26125

PCT/US01/30011

brief indicator of the onset of ventricular contraction, it is straightforward to use its peak as an indicator of when heart motion will be near its most violent. It is then possible to either shut down image acquisition during these times, or retrospectively eliminate images that have been acquired at these times. This method is called EKG gating.

The disadvantage of EKG gating is that it significantly lengthens the exam time due to the need to wire the patient with electrodes, etc. It also introduces additional complications in the design of the CT scanner and of the software used to post-process the acquired images. It may additionally require manual verification of the selection of images, and introduces the possibility of mismatching EKG traces and images from different patients.

As a result, there is a need in the art for systems and methods that can filter images acquired during an image scan of a patient without the need for external monitoring devices such as EKG monitors.

15

Summary

The above-mentioned shortcomings, disadvantages and problems are addressed by the present invention, which will be understood by reading and studying the following specification.

In one embodiment of the invention, a method for selecting images of a portion of a cardiovascular system includes receiving a plurality of images from a scanner that have been recorded over a period of time. The images represent one or more locations along the extent of the cardiovascular system. The images are then selected based on common criteria determined from the plurality of images and without reference to an external signal.

In some embodiments, the common criteria comprises changes in the size of a cross section of the aorta. In alternative embodiments, the common criteria comprises changes in the volume of the heart. In still further embodiments, the common criteria comprises changes in the area of a cross section of the heart. In yet other embodiments, the criteria includes the mean pixel difference between adjacent images.

The present invention describes systems, clients, servers, methods, and computer-readable media of varying scope. In addition to the aspects and

WO 02/26125

PCT/US01/30011

invention is described. In the second section, the software environment of varying embodiments of the invention is described. In the third section, methods of various embodiments of the invention are described. In the final section, a conclusion is provided.

5

Hardware and Operating Environment

FIG. 1 is a diagram of the hardware and operating environment in conjunction with which embodiments of the invention may be practiced. The description of FIG. 1 is intended to provide a brief, general description of suitable computer hardware and a suitable computing environment in conjunction with which the invention may be implemented. Although not required, the invention is described in the general context of computer-executable instructions, such as program modules, being executed by a computer, such as a personal computer, workstation, or a server computer. Generally, program modules include routines, programs, objects, components, data structures, etc., that perform particular tasks or implement particular abstract data types.

Moreover, those skilled in the art will appreciate that the invention may be practiced with other computer system configurations, including hand-held devices, multiprocessor systems, microprocessor-based or programmable consumer electronics, network PCs, minicomputers, mainframe computers, and the like. The invention may also be practiced in distributed computing environments where tasks are performed by remote processing devices that are linked through a communications network. In a distributed computing environment, program modules may be located in both local and remote memory storage devices.

As shown in FIG. 1, the computing system 100 includes a processor. The invention can be implemented on computers based upon microprocessors such as the PENTIUM® family of microprocessors manufactured by the Intel Corporation, the MIPS® family of microprocessors from the Silicon Graphics Corporation, the POWERPC® family of microprocessors from both the Motorola Corporation and the IBM Corporation, the PRECISION ARCHITECTURE® family of microprocessors from the Hewlett-Packard Company, the SPARC®

30

WO 02/26125

PCT/US01/30011

family of microprocessors from the Sun Microsystems Corporation, or the ALPHA[®] family of microprocessors from the Compaq Computer Corporation. Computing system 200 represents any personal computer, laptop, server, or even a battery-powered, pocket-sized, mobile computer known as a hand-held PC.

5 The computing system 100 includes system memory 113 (including read-only memory (ROM) 114 and random access memory (RAM) 115), which is connected to the processor 112 by a system data/address bus 116. ROM 114 represents any device that is primarily read-only including electrically erasable programmable read-only memory (EEPROM), flash memory, etc. RAM 115
10 represents any random access memory such as Synchronous Dynamic Random Access Memory.

Within the computing system 100, input/output bus 118 is connected to the data/address bus 116 via bus controller 119. In one embodiment, input/output bus 118 is implemented as a standard Peripheral Component Interconnect (PCI)
15 bus. The bus controller 119 examines all signals from the processor 112 to route the signals to the appropriate bus. Signals between the processor 112 and the system memory 113 are merely passed through the bus controller 119. However, signals from the processor 112 intended for devices other than system memory 113 are routed onto the input/output bus 118.

20 Various devices are connected to the input/output bus 118 including hard disk drive 120, floppy drive 121 that is used to read floppy disk 151, and optical drive 122, such as a CD-ROM drive that is used to read an optical disk 152. The video display 124 or other kind of display device is connected to the input/output bus 118 via a video adapter 125.

25 A user enters commands and information into the computing system 100 by using a keyboard 40 and/or pointing device, such as a mouse 42, which are connected to bus 118 via input/output ports 128. Other types of pointing devices (not shown in FIG. 1) include track pads, track balls, joy sticks, data gloves, head trackers, and other devices suitable for positioning a cursor on the video
30 display 124.

As shown in FIG. 1, the computing system 100 also includes a modem 129. Although illustrated in FIG. 1 as external to the computing system 100, those of ordinary skill in the art will quickly recognize that the modem 129 may

WO 02/26125

PCT/US01/30011

also be internal to the computing system 100. The modem 129 is typically used to communicate over wide area networks (not shown), such as the global Internet. The computing system may also contain a network interface card 53, as is known in the art, for communication over a network.

5 Software applications 136 and data are typically stored via one of the memory storage devices, which may include the hard disk 120, floppy disk 151, CD-ROM 152 and are copied to RAM 115 for execution. In one embodiment, however, software applications 136 are stored in ROM 114 and are copied to RAM 115 for execution or are executed directly from ROM 114.

10 In general, the operating system 135 executes software applications 136 and carries out instructions issued by the user. For example, when the user wants to load a software application 136, the operating system 135 interprets the instruction and causes the processor 112 to load software application 136 into RAM 115 from either the hard disk 120 or the optical disk 152. Once software application 136 is loaded into the RAM 115, it can be used by the processor 112. In case of large software applications 136, processor 112 loads various portions of program modules into RAM 115 as needed.

The Basic Input/Output System (BIOS) 117 for the computing system 100 is stored in ROM 114 and is loaded into RAM 115 upon booting. Those skilled in the art will recognize that the BIOS 117 is a set of basic executable routines that have conventionally helped to transfer information between the computing resources within the computing system 100. These low-level service routines are used by operating system 135 or other software applications 136.

20 In one embodiment computing system 100 includes a registry (not shown) which is a system database that holds configuration information for computing system 100. For example, Windows[®] 95, Windows 98[®], Windows[®] NT, and Windows 2000[®] by Microsoft maintain the registry in two hidden files, called USER.DAT and SYSTEM.DAT, located on a permanent storage device such as an internal disk.

30

Software Environment

The embodiments of the invention describe a software environment of systems and methods that provide for the retrospective gating of medical images.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

FIG. 2 is a block diagram describing the major components of such a system. As shown, the system includes an image scanner 202 and an image processing system 206.

Image scanner 202 in one embodiment of the invention is a CT scanner.

5 The scanner can be a high-speed helical CT scanner, or it can be an electron beam CT scanner. However, the invention is not limited to CT scanners, any scanner that can provide a sequence of images recorded over a period of time are within the scope of the invention. For example, scanner 202 could be a Magnetic Resonance Imaging (MRI) or ultrasound scanner.

10 Scanner 202 produces image data 204 that comprises a sequence of two-dimensional images of the human body. This image data is then sent to image processing system 206 for processing. In one embodiment of the invention, image processing system 206 is the ImageGate system from Vital Images, Inc. The image data can be transferred from scanner 202 to image processing system 15 206 using any data transmission means, including tape media, CD-ROM, floppy-disk, removable hard drive, and network means, including the Internet.

Image processing system 206 is a suitably configured computer, such as the computer illustrated in FIG. 1, and employs the methods detailed below to perform retrospective gating of the image data. The output of system 206 20 comprises cardiac cycle signal 208 and filtered image data 210. Filtered image data 210 comprises the image data that corresponds to images acquired at desired points in the cardiac cycle signal 208.

This section has described the various system components in a system that performs image based retrospective gating of cardiac images. As those of 25 skill in the art will appreciate, the software can be written in any of a number of programming languages known in the art, including but not limited to C/C++, Visual Basic, Smalltalk, Pascal, Ada and similar programming languages. The invention is not limited to any particular programming language for implementation.

30

Methods of an Exemplary Embodiment of the Invention

In the previous section, a system level overview of the operation of an exemplary embodiment of the invention was described. In this section, the

WO 02/26125

PCT/US01/30011

particular methods of various embodiments of the invention performed by an operating environment executing an exemplary embodiment are described by reference to a flowchart shown in FIGs. 3 and 4. The methods to be performed by the operating environment constitute computer programs made up of computer-executable instructions. Describing the methods by reference to a flowchart enables one skilled in the art to develop such programs including such instructions to carry out the methods on suitable computers (the processor of the computer executing the instructions from computer-readable media). The methods illustrated in FIGs. 3 and 4 are inclusive of the acts required to be taken by an operating environment executing an exemplary embodiment of the invention.

The methods of the various embodiments of the invention illustrated below operate to perform time categorization and selection of a subset of images from a plurality of images based on the image data alone, that is, without reference to any external signals such as an EKG. In some embodiments of the invention, the plurality of images comprise a series of images that are received from a CT scanning system in which multiple images are taken at different points in time of a single space of a body. In other embodiments, the plurality of images can comprise a sequence of images in which one image of a space of a body at a single point in time is taken.

A method for categorizing and selecting images according to an embodiment of the invention for performing image-based retrospective gating of scanned medical image data is illustrated in FIG. 3. A system executing the method begins by receiving scanned image data (block 302). In one embodiment of the invention, the scanned image data is received from a CT scanner such as scanner 202 (FIG. 1). However, the invention is not limited to any particular method of obtaining the scanned image data. As will be appreciated by those of skill in the art, any system capable of producing a volumetric sequence of images is within the scope of the invention. It is desirable that the images are heavily overlapped axial images of the chest. The axial overlap provides the ability for the system to select a subset of images acquired when the heart was most at rest and still adequately sample the heart to its full anatomical extent.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

In one embodiment of the invention, the categorization and selection of images operates to select those images that are the least blurred. In the case of cardiac image data, the least blurred images represent those points in time in the cardiac cycle when the heart is at rest in between beats. In some embodiments
5 of the invention, a Fourier transform is used to determine "blurriness" of an image.

In alternative embodiments, the Mean Pixel Difference (MPD) between one image and a subsequent adjacent image is determined. The images with the lowest MPD are selected as being the least blurry images. In MPD, each pixel
10 on a first axial image is subtracted from the corresponding pixel on the subsequent adjacent axial image. The absolute value of the pixel differences for the image are summed and divided by the number of pixels in the image. This single number for each image is the MPD. An image with a lower MPD than another image can be said to be less blurry.

15 Next, those images that are the least blurry, or whose blurriness are within a particular tolerance, are then selected for inclusion in the set of images for which further analysis, such as volumetric analysis, will be performed.

The image processing system derives a cardiac cycle signal from the image data (block 304). The various phases of the cardiac cycle can be derived
20 from the image data by detecting in the image data the corresponding motion or changes of different parts of the heart and/or other parts of the body affected by the motion of the heart, such as blood vessels. By measuring this motion as a function of a time, a periodic signal can be derived that can be used to determine heart rate and cardiac cycle phase for any time during the image data collection.

25 Finally, the image data is filtered according to the cardiac cycle signal determined at block 304 to select those images that were acquired when the heart was most at rest (block 306). The filtered images can then be used to render accurate volumetric images of the heart.

Various methods can be used to determine the cardiac cycle in block 304
30 above. The methods generally determine the cycle based on criteria common to the images. One such method according to an embodiment of the invention detects changes in the cross-section of the aorta, and is illustrated in FIG. 4. The method begins by estimating the position of the aorta (block 402). Various

WO 02/26125

PCT/US01/30011

means can be used to detect the position of the aorta. For example, in some
embodiments of the invention, a matching filter as is known in the art is used to
detect the aorta. In alternative embodiments, an Active Appearance Model is
used to detect the position. In further alternative embodiments, an Active Shape
5 Model is used.

In still further embodiments of the invention, an algorithm called Hough
Transform is used to find the approximate aorta position. As is known in the art,
the Hough Transform can be regarded as a generalized template matching
method, and is typically used to extract out edges or curves from an image. The
10 Hough Transform can be used to extract circles and even generalized (perhaps
non-symmetrical) edges. Use of the Hough Transform is desirable, because it is
invariant to rotation and translation. Further details on the Hough Transform can
be found in U.S. Patent 3,069,654, which is hereby incorporated by reference
herein. For the purpose of Hough Transform, aorta can be described as a circle
15 of radius in a range 8 - 25mm.

In one embodiment of the invention, the position of the aorta is
determined only in the first image. For the following images, the results of
segmentation in the previous image are used. This is desirable because it
reduces the time required to execute the method. The approximate aorta border
20 in the $(z + 1)$ image is defined as a circle of radius R_{res} , where R_{res} is the radius
of the circle found by Hough transform in image z . The circle is centered at
position $(X_c(z), Y_c(z))$, which is the center of aorta found in the previous, z
image. Because processing each image is a sequential process, it is vulnerable to
error propagation. In one embodiment of the invention, the likelihood of
25 possible error propagation is reduced by using the same circle radius to initialize
the aorta segmentation and only updating its position in subsequent images.

In another embodiment of the invention, a voting mechanism for
detecting the aorta is used. The Hough Transform is applied to a sequence of
five consecutive images. A result is accepted, if the aorta center is found in a
30 similar location in at least four of these images. If such a match is not found,
another set of five images is investigated.

In the Hough transform, a *fit* value is determined for every pixel in an
image. The *fit* value represents the probability that the point belongs to the aorta

WO 02/26125

PCT/US01/30011

border. The computation of *fit* values is based on a priori knowledge of the aorta properties in CT images.

For every pixel (x, y) in an image, the *fit* value is computed as

$$fit(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{if } I(x, y) < -100HU \text{ or } I(x, y) > 200HU \\ f[\bar{g}(x, y)\bar{n}_{expected}] & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

5

where:

$I(x, y)$ is the image intensity in Hounsfield Units [HU].

\bar{g} is the image gradient.

$\bar{n}_{expected}$ is the expected direction of the gradient.

10

In one embodiment of the invention, a directional gradient detector based on 5×5 Gaussian mask is used. In the case of the Hough Transform, the expected direction is not known. Therefore, one embodiment of the invention uses the following formula to set $\bar{n}_{expected}$:

$$\bar{n}_{expected} = \frac{\bar{g}}{|\bar{g}|} \quad (2)$$

Function $f(\cdot)$ in formula (1) is a transformation function that limits the maximum value of the considered gradient. The transformation function $f(\cdot)$ in one embodiment of the invention is:

$$f(a) = \begin{cases} a & : a < a_{MAX} \\ a_{MAX} & : a \geq a_{MAX} \end{cases} \quad (3)$$

20 where a_{MAX} is the gradient response to a step edge of volume 100HU.

After estimating the position of the aorta, the method then segments (i.e. detects) the aorta in each of the 2D images in the sequence (block 404). In some embodiments of the invention, edge-based dynamic programming as is known in the art is applied to the images in order to segment the aorta. In alternative 25 embodiments, Active Contours, also referred to as "Snakes" are used to detect the aorta. In further embodiments of the invention, region growing algorithms are used to detect the aorta. Such algorithms are known in the art.

In one particular embodiment of the invention, the aorta is segmented using a dynamic programming based boundary detection algorithm. Details of

WO 02/26125

PCT/US01/30011

such a boundary detection algorithm are presented in M. Sonka, V. Hlavac, R. Boyle, *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*; PWS Publishing, 2nd edition, 1998, pp. 158-163, which is hereby incorporated by reference herein.

- 5 The approximate aorta location determined at block 402 is used to create a Region of Interest (ROI) within which the aorta boundary is sought. For the purpose of searching the image for the aorta, the ROI is mapped into a rectangular graph, in which every node (x_G, y_G) corresponds to one image pixel. This is expressed in the following formula:

$$(x_G, y_G) = \text{centerlinePoint}(x_G) + \vec{n}_c(x_G) \bullet \left(y_G - \frac{\text{width}}{2}\right) \quad (4)$$

- 10 where:

\vec{n}_c is the unit normal vector to the circular centerline at x_G th point along the centerline; and
 width is the width of the ROI.

- 15 Every node in the rectangular graph has a cost associated with it. The cost is given by the formula:

$$\text{cost}(x, y) = \max_{i,j} (\text{fit}(i, j) - \text{fit}(x, y)) \quad (5)$$

where:

fit is defined by Equation 1 with $n_{\text{expected}} = n_c$.

- 20

The method finds a path of minimal cost between any node in the first column and any node in the last column of the rectangular graph. To ensure that the found boundary is a closed contour, the search is restricted by forcing the first and last points of the minimal cost path have to have the same Y_G

- 25 coordinate in the rectangular graph.

In addition to assigning a cost to every graph node, a cost is assigned to every link between graph nodes. Only nodes in 2 consecutive columns are connected by links. The costs are assigned according to the following formula:

$$\text{cost}[(x, y), (x+1, y)] = \begin{cases} 0 & \text{if } k = j \\ 0.3 \bullet \text{cost}(x, y) & \text{if } k = j \pm 1 \\ \infty & \text{otherwise} \end{cases} \quad (6)$$

WO 02/26125

PCT/US01/30011

Such a cost assignment effectively connects only nodes whose y coordinate differs by no more than one. It ensures connectivity of the resulting boundary. The middle rule in Equation 6 for assigning cost reflects the knowledge that the sought border should be circular. Thus, a border that is parallel to the ROI centerline (a circle) is considered to be a preferred direction over a direction that diverges from the ROI centerline direction. The minimum cost path is then mapped into the original image and represents the aorta border.

After determining the position of the aorta, the method then computes the area of the aorta cross-section in the image (block 406). The cross-sectional area in the image is then used to compute an approximation of the volume of aorta at the time of an image acquisition. The area is computed as an area enclosed by the aorta border found by the aorta segmentation in block 404. In one embodiment of the invention, for every image, the found border is projected onto a plane that is perpendicular to the aorta direction. This provides better approximation of the true cross-sectional area of the aorta in cases when the image acquisition plane is not perpendicular to the aorta direction.

The aorta direction for a given image can be approximated by a tangent to a line connecting centers of gravity of outlined aorta boundaries. In some embodiments of the invention, the line is smoothed using algorithms known in the art.

Every border point (x, y, z) is projected into a point (x_p, y_p, z_p) as follows:

$$\begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \vec{l}_x \\ \vec{l}_y \\ \vec{l}_z \end{bmatrix} (\vec{l} \cdot \vec{c}) \quad (7)$$

where:

\vec{l} is the unit vector representing aorta direction; and

\vec{c} is a vector connecting the boundary point (x, y, z) with the aorta center in the given image.

The aorta center can be computed from its boundary points, yielding the following computation of the vector \vec{c} :

WO 02/26125

PCT/US01/30011

$$\vec{c} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \frac{1}{N_B} \sum_{j=1}^{N_B} \begin{bmatrix} x_j \\ y_j \\ z_j \end{bmatrix} \quad (8)$$

where:

(x_i, y_i, z_i) are the aorta boundary points

5

N_B is the total number of boundary points.

In some embodiments of the invention, the area computation is simplified by expressing the projected border in a new coordinate system (w_x, w_y, w_z) in which the w_z coordinate of all the boundary points is zero. The new coordinate system is determined as follows:

10

$$\begin{bmatrix} \vec{w}_z \\ \vec{w}_y \\ \vec{w}_x \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vec{r} \\ \frac{\vec{e}_y - \vec{w}_z \cdot (\vec{w}_z \cdot \vec{e}_y)}{|\vec{e}_y - \vec{w}_z \cdot (\vec{w}_z \cdot \vec{e}_y)|} \\ \frac{\vec{e}_x - \vec{w}_z \cdot (\vec{w}_z \cdot \vec{e}_x) - \vec{w}_y \cdot (\vec{w}_y \cdot \vec{e}_x)}{|\vec{e}_x - \vec{w}_z \cdot (\vec{w}_z \cdot \vec{e}_x) - \vec{w}_y \cdot (\vec{w}_y \cdot \vec{e}_x)|} \end{bmatrix} \quad (9)$$

Thus, the coordinate transformation can be computed as:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = T \begin{bmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{bmatrix} \quad (10)$$

15

where:

$$T = \begin{bmatrix} \vec{w}_x \cdot x & \vec{w}_x \cdot y & \vec{w}_x \cdot z \\ \vec{w}_y \cdot x & \vec{w}_y \cdot y & \vec{w}_y \cdot z \\ \vec{w}_z \cdot x & \vec{w}_z \cdot y & \vec{w}_z \cdot z \end{bmatrix} \quad (11)$$

Because $z' = 0$ for all points of the transformed border, in some embodiments the area of the aorta cross-section is computed using a discrete implementation of Simpson's Rule. Such algorithms are known in the art.

20

WO 02/26125

PCT/US01/30011

The sequence of values representing the aorta cross-sectional areas represent an in-time regularly sampled signal that can be used to compute the heart rate and the phase of the cardiac sample for every image in the sequence.

In some embodiments of the invention, the signal determined is filtered
 5 to remove noise and to simplify cardiac phase determination (block 408). In some embodiments of the invention, filtering is performed by a Butterworth filter. It is desirable that the filter is designed so that there is no more than 3dB attenuation in the pass band and at least 40dB attenuation in the stop band. In order to determine the band pass of the filter, the aorta area signal is first High
 10 Pass Filtered (HPF) in order to remove DC component and low frequencies that may correspond to the change of aorta size in space rather than in time. In some embodiments, the HPF signal (S_{HPF}) is computed using a digital high-pass filter based on the Butterworth filter.

Next, the heart rate is determined. In some embodiments, it is estimated
 15 by determining the main frequency component in the area signal. It is desirable to avoid rasterization and to ensure stability, thus some embodiments determine the main frequency not from the original signal, but from the signal's autocorrelation:

$$f_{MAX} = \arg \max \| \text{Fourier} \{ s_{HPF} * s_{HPF} \} \| \quad (12)$$

20 where * denotes the correlation operation.

The raw aorta area signal is then filtered with a Butterworth filter with a passing band of $\langle 0.7f, 1.3f \rangle$, which represents an estimated variation of the heart rate for a single patient during the scanning procedure. In order to improve the filtering results, some embodiments use the signal obtained using the above-
 25 described filtering to compute new values of f_L and f_H . The beginning of each period is determined by positively sloped zero crossings of the signal. The newly obtained limits are used to finally filter the signal according to the following formula:

$$S^{BPF}(x) = \text{Butterworth} \{ s(x), f_L, f_H \},$$

30 where:

s denotes the raw aorta area signal; and

$\langle f_L, f_H \rangle$ is the frequency range of the pass band. (13)

WO 02/26125

PCT/US01/30011

In alternative embodiments, signal filtering is performed by applying an alternative HPF to the aorta signal, again, in order to remove DC component and low frequencies that may correspond to change of aorta size in space rather than in time. In these embodiments, the HPF can be approximated by subtracting a moving average from the original signal according to the following:

$$S^{HPF}(x) = s(x) - \sum_{i=-7}^7 s(x+i) \quad (14)$$

where s denotes the raw aorta area signal.

Next, in order to remove noise from the signal and thus simplify the determination of points of maximum positive gradient that corresponds to the opening of aortic valve, the signal is smoothed.

In alternative embodiments of the invention, smoothing is performed using Band Pass Filtering (BPF) in a frequency domain. A moving window Fourier Transform can be used to smooth the signal separately in short segments. The window width is chosen so that it corresponds to approximately three cardiac cycles and is a power of 2 (to simplify the employment of Fast Fourier Transform algorithm). The width of the BPF is chosen to be one, thus considering only the basic frequency that occurs in the given segment of the signal. The BPF frequency is selected as the highest frequency in the spectrum (not considering zero frequency - the signal offset). The window for the Fourier Transform is always moved by just one sample and the smoothed signals are averaged in the time domain. The filtering is illustrated in the following formula:

$$BPF_i(s_{<j,i+w>}) = Fourier^{-1}\{Fourier\{s_{<j,i+w>} \bullet Filter_{f_i}\}\} \quad (15)$$

where:

$Filter$ is a BPF with a passing frequency:

$$f_i = \arg \max_{f \in \langle 1, w/2 \rangle} Fourier\{s_{<j,i+w>}\} \quad (16)$$

and the window width w is a power of 2.

The final filter signal is thus:

$$S^{BPF}(i) = \sum_{j=\max(i-w,0)}^{\min(i,N-w)} BPF(S_{<j,i+w>})(i-j) \frac{1}{\min(i, N-w) - \max(i-w,0)} \quad (17)$$

WO 02/26125

PCT/US01/30011

where N is the number of samples in the aorta area signal.

After the signal has been filtered, the method determines the cardiac
 5 phase (block 410). Depending on the heart rate of the person being scanned and
 on the image acquisition speed, 6-12 images can typically be obtained per
 cardiac cycle. It is generally the case that the opening of the aortic valve is
 followed by the maximum rate of change (max. gradient) of aortic pressure that
 is reflected by the maximum gradient of increase of aorta cross-sectional area.
 10 This happens approximately 0.1 seconds after the beginning of ventricular
 polarization. To match the aorta area signal to the heart cycle the method
 searches for the points of maximum positive gradient, which generally
 correspond to the moments of aortic valve opening.

The filtered signal approximates the time change of aorta cross-sectional
 15 area (volume) during a cardiac cycle. Thus, one period of the signal corresponds
 to one cardiac cycle. Since signal can be approximated by a sine wave, the
 maximum positive derivative of the signal can be determined and used as the
 point of a positively sloped zero crossing. Using linear interpolation, the method
 can determine that the zero crossing point x_z between signal points (x, y_1) and $(x$
 20 $+ 1, y_2)$, such that is:

$$x_z = \frac{y_1}{y_1 - y_2} + x \quad (18)$$

Thus the set of times (x_z) represents the instants corresponding to aortic
 25 valve openings. From the aortic valve openings, the point in the cardiac cycle
 signal can be determined where the heart is most at rest.

In order to remove possible errors in the signal filtering, some
 embodiments of the invention perform post-processing on the signal. Based on
 the derived heart rate statistics (mean and standard deviation), outliers
 30 representing too short heart rate can be removed and/or a heart cycle can be
 added if the measured one is too long.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

The above-described signal filtering techniques can be used for both helical scanning systems and for multi-slice scanning systems. In the case of multi-slice scanning systems, the scanning protocol is generally a "step and shoot" procedure, which results in a signal consisting of short measured pieces (1-2 heart cycles) interlaced with segments of 1-2 heart cycles without any data. In such systems there are typically more than one measurement of every segment. Usually there are four segments, and the segments are synchronized. In order to use the same filtering scheme as above, the existing signals are averaged to obtain one signal, resulting in a higher S/N ratio. Then, the missing segments of the signal are reconstructed. A method for restoration of lost samples in digital signals is described in detail in Raymond Veldhuis: *Restoration of Lost Samples in Digital Signals*. Prentice Hall International Series in Acoustics, Speech and Signal Processing, 1990 Prentice Hall International (UK) Ltd., ISBN - 0-13-775198-2, Chapter 3 Autoregressive processes, pp. 28-56. In some embodiments, this algorithm is used to fill the missing data. However, the invention is not limited to the algorithm described in Veldhuis, and any algorithm capable of restoring lost samples can be used. When the signal is reconstructed to its full length, the same filtering scheme as described above can be employed

The method of determining the cardiac cycle illustrated in FIG. 4 is desirable, for several reasons. First, it is easy to measure accurately because a reliable segmentation algorithm exists. Second, measuring the cross section of the aorta is insensitive to the shifting and twisting that occurs as the heart beats. Finally, measuring the cross section of the aorta is independent of heart geometry changes in the space domain (changes from one acquired image to another). However, the invention is not limited to deriving a cardiac cycle signal based on the changes in the area of the cross section of the aorta. For example, changes in the area of cross section of other blood vessels besides the aorta can be detected and used to derive a signal. In addition, the invention is not limited to detecting changes in the area of a blood vessel such as the aorta. In alternative embodiments of the invention, the motion of a blood vessel wall is determined and used to derive a signal.

FIG. 5 illustrates a sample of the signals obtained using the methods

WO 02/26125

PCT/US01/30011

described above. Graph 502 illustrates the difference between an EKG-derived signal and an image-derived signal for ventricular systole. Graph 504 illustrates the difference between an EKG-derived heart rate and an image-derived heart rate. Graph 506 presents two signals, Raw signal 508 which represents the signal before filtering, and filtered signal 510 which represents the signal after the filtering described above has been applied.

In an alternative embodiment of the invention, the cardiac signal can be derived using a "Mean Pixel Difference" (MPD) between the acquired images. As noted above, in MPD, each pixel on a first axial image is subtracted from the corresponding pixel on the subsequent adjacent axial image. The absolute value of the pixel differences for the image are summed and divided by the number of pixels in the image. This single number for each image is the MPD.

The MPD thus represents a direct measure of changes in the data between two image slices. The sequence of MPD values can thus be used to derive a cardiac cycle signal. Using the MPD is not as desirable as using the changes in the area of cross-sections of the aorta, because other factors besides heart motion can affect the calculation of the MPD. For example, the difference is often caused not only by the heart motion, but also by the change of the heart geometry as the scan progresses both in the time and spatial domains.

In a further alternative embodiment of the invention, the cardiac signal can be derived using the fact that the heart volume periodically decreases and increases during systole and diastole. By measuring these changes in heart volume (or area of heart cross-section) across a sequence of images, a cardiac cycle can be computed. The reliable measurement of the heart cross-sectional area requires accurate segmentation of the heart in each of the images. The cross-sectional area can then be used to determine a cardiac cycle signal in a manner similar to that described above in reference to FIG. 4.

In a still further embodiment of the invention, heart border motion can be used to derive a cardiac cycle signal. Here, heart border motion is measured by detecting the motion in the walls of the heart. For example, the atrium and ventricle borders. This can provide the same information as measurement of heart cross-sectional area. In this embodiment, easy-to-segment parts of the heart are measured and the changes in the measurements used to derive a cardiac

WO 02/26125

PCT/US01/30011

cycle signal.

Conclusion

5 Systems and methods for using image data to derive signals, such as cardiac cycle signals have been disclosed. The embodiments of the invention provide advantages over previous systems. For example, there is no need to attach wires to the patient for EKG, which can reduce patient apprehension and nervousness about the imaging procedure. Furthermore, deriving the cardiac cycle from the image data eliminates the possibility that the EKG cycle data does
10 not match the image data due to mishandling of the EKG data, since no EKG data is required. Moreover, EKG data can provide a less than accurate cardiac cycle due to variations in the measurement of electrical signals generated by the heart. The image data captures the heart motion directly, unlike the EKG.

15 Although specific embodiments have been illustrated and described herein, it will be appreciated by those of ordinary skill in the art that any arrangement which is calculated to achieve the same purpose may be substituted for the specific embodiments shown. This application is intended to cover any adaptations or variations of the present invention.

20 The terminology used in this application is meant to include all of these environments. It is to be understood that the above description is intended to be illustrative, and not restrictive. Many other embodiments will be apparent to those of skill in the art upon reviewing the above description. Therefore, it is manifestly intended that this invention be limited only by the following claims and equivalents thereof.

25

WO 02/26125

PCT/US01/30011

We claim:

1. A method for selecting images of a portion of a cardiovascular system comprising:
receiving from an image scanner a plurality of images recorded over a
5 period of time, the images representing one or more locations along the extent of the cardiovascular system; and
selecting at least a subset of the images based on common criteria determined from the plurality of images and without reference to an external signal.
10
2. The method of claim 1, wherein the portion of the cardiovascular system is the heart.
3. The method of claim 1, wherein the image scanner is a CT (Computer
15 Tomography) scanner.
4. The method of claim 1, wherein the image scanner is a MRI (Magnetic Resonance Image) scanner.
- 20 5. The method of claim 1, wherein the image scanner is an Ultrasound scanner.
6. The method of claim 1, wherein selecting a subset of the images results from a determination of the blurriness of each image.
25
7. The method of claim 6, wherein the blurriness of the image is determined by a Fourier transform applied to the image.
8. The method of claim 6, wherein the blurriness of the image is determined
30 by the mean pixel difference between the image and an adjacent image.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

9. The method of claim 1, wherein selecting a subset of the images results from a determination of a change of a relative position of at least one vessel edge in each image.
- 5 10. A method for ordering a plurality of images of a portion of a cardiovascular system comprising:
receiving from an image scanner a plurality of images recorded over a period of time, the images representing one or more locations along the extent of the cardiovascular system;
10 deriving a cardiac cycle signal from the plurality of scanned images; and assigning a phase in the cardiac cycle to each scanned image.
11. The method of claim 10, wherein the portion of the cardiovascular system is the heart.
- 15 12. The method of claim 10, wherein the image scanner is a CT (Computer Tomography) scanner.
13. The method of claim 10, wherein the image scanner is a MRI (Magnetic
20 Resonance Image) scanner.
14. The method of claim 10, wherein the image scanner is an Ultrasound scanner.
- 25 15. The method of claim 10, wherein deriving the cardiac signal comprises:
segmenting a set of data representing a blood vessel in each image;
computing a change value for the blood vessel; and
determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the change values for each image.
- 30 16. The method of claim 15, wherein the change value is a change in the area of a cross section of the blood vessel.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

17. The method of claim 15, wherein the change value is a change in the position of a wall of the blood vessel.
18. The method of claim 10, wherein deriving the cardiac cycle signal
5 comprises:
segmenting a set of data representing a cross-section of the aorta in each image;
computing an area value representing an area of the cross-section; and
determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the area
10 values for each image.
19. The method of claim 18, further comprising estimating the position of the aorta within the image data prior to segmenting the set of data.
- 15 20. The method of claim 19, wherein estimating the position of the aorta utilizes a Hough transform.
21. The method of claim 18, wherein segmenting of the aorta cross-section utilizes Dynamic Programming.
20
22. The method of claim 18, further comprising filtering the cardiac cycle signal to produce a smoothed cardiac cycle signal.
23. The method of claim 10, wherein deriving the cardiac cycle signal
25 comprises:
for each image in the plurality of images performing the tasks of:
selecting an adjacent subsequent image;
calculating a mean pixel difference between the image and the
subsequent image; and
30 determining the cardiac cycle signal based on the mean pixel differences of the images.

WO 02/26125

PCT/US01/30011

24. The method of claim 10, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:
segmenting a set of data representing a cross-section of a heart in each image;
5 computing an area value representing an area of the cross-section; and determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the area values for each image.
25. The method of claim 10, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:
10 for each image in the plurality of images performing the tasks of:
determining a first border of a heart in the image;
determining a second border of the heart in a subsequent adjacent image;
determining the difference between the first border and the second
15 border; and
determining the cardiac cycle based on a sequence of the differences.
26. The method of claim 10, wherein the ordered set of images is further filtered to produce a subset of images, said subset of images comprising images
20 acquired at a desired point in the cardiac cycle signal.
27. The method of claim 10, wherein the derived cardiac cycle signal is used to interpolate or reconstruct new images at specific phases in the cardiac cycle from the original scanned images or other related data.
25
28. A computer-readable medium having computer executable instructions for performing a method for selecting images of a portion of a cardiovascular system, the method comprising:
receiving from an image scanner a plurality of images recorded over a
30 period of time, the images representing one or more locations along the extent of the cardiovascular system; and

WO 02/26125

PCT/US01/30011

.selecting at least a subset of the images based on common criteria determined from the plurality of images and without reference to an external signal.

- 5 29. The computer-readable medium of claim 28, wherein the portion of the cardiovascular system is the heart.
30. The computer-readable medium of claim 28, wherein the image scanner is a CT (Computer Tomography) scanner.
- 10 31. The computer-readable medium of claim 28, wherein the image scanner is a MRI (Magnetic Resonance Image) scanner.
32. The computer-readable medium of claim 28, wherein the image scanner is an Ultrasound scanner.
- 15 33. The computer-readable medium of claim 28, wherein selecting a subset of the images results from a determination of the blurriness of each image.
- 20 34. The computer-readable medium of claim 33, wherein the blurriness of the image is determined by a Fourier transform applied to the image.
35. The computer-readable medium of claim 33, wherein the blurriness of the image is determined by the mean pixel difference between the image and an adjacent image.
- 25 36. The computer-readable medium of claim 28, wherein selecting a subset of the images results from a determination of a change of a relative position of at least one vessel edge in each image.
- 30 37. A computer-readable medium having computer executable instructions for performing a method for ordering a plurality of images of a portion of a cardiovascular system, the method comprising:

WO 02/26125

PCT/US01/30011

- receiving from an image scanner a plurality of images recorded over a period of time, the images representing one or more locations along the extent of the cardiovascular system;
- 5 deriving a cardiac cycle signal from the plurality of scanned images; and assigning a phase in the cardiac cycle to each scanned image.
38. The computer-readable medium of claim 37, wherein the portion of the cardiovascular system is the heart.
- 10 39. The computer-readable medium of claim 37, wherein the image scanner is a CT (Computer Tomography) scanner.
40. The computer-readable medium of claim 37, wherein the image scanner is a MRI (Magnetic Resonance Image) scanner.
- 15 41. The computer-readable medium of claim 37, wherein the image scanner is an Ultrasound scanner.
42. The computer-readable medium of claim 37, wherein deriving the cardiac signal comprises:
- 20 segmenting a set of data representing a blood vessel in each image; computing a change value for the blood vessel; and determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the change values for each image.
- 25 43. The computer-readable medium of claim 42, wherein the change value is a change in the area of a cross section of the blood vessel.
44. The computer-readable medium of claim 42, wherein the change value is a change in the position of a wall of the blood vessel.
- 30 45. The computer-readable medium of claim 37, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:

WO 02/26125

PCT/US01/30011

- segmenting a set of data representing a cross-section of the aorta in each image;
computing an area value representing an area of the cross-section; and
determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the area values for each image.
- 5
46. The computer-readable medium of claim 45, further comprising estimating the position of the aorta within the image data prior to segmenting the set of data.
- 10
47. The computer-readable medium of claim 46, wherein estimating the position of the aorta utilizes a Hough transform.
48. The computer-readable medium of claim 45, wherein segmenting of the aorta cross-section utilizes Dynamic Programming.
- 15
49. The computer-readable medium of claim 45, further comprising filtering the cardiac cycle signal to produce a smoothed cardiac cycle signal.
- 20
50. The computer-readable medium of claim 37, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:
for each image in the plurality of images performing the tasks of:
selecting an adjacent subsequent image;
calculating a mean pixel difference between the image and the subsequent image; and
determining the cardiac cycle signal based on the mean pixel differences of the images.
- 25
51. The computer-readable medium of claim 37, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:
segmenting a set of data representing a cross-section of a heart in each image;
computing an area value representing an area of the cross-section; and
- 30

WO 02/26125

PCT/US01/30011

determining the cardiac cycle signal based on a sequence of the area values for each image.

52. The computer-readable medium of claim 37, wherein deriving the cardiac cycle signal comprises:
5 for each image in the plurality of images performing the tasks of:
determining a first border of a heart in the image;
determining a second border of the heart in a subsequent adjacent image;
determining the difference between the first border and the second
10 border; and
determining the cardiac cycle based on a sequence of the differences.
53. The computer-readable medium of claim 37, wherein the ordered set of images is further filtered to produce a subset of images, said subset of images
15 comprising images acquired at a desired point in the cardiac cycle signal.
54. The computer-readable medium of claim 37, wherein the derived cardiac cycle signal is used to interpolate or reconstruct new images at specific phases in the cardiac cycle from the original scanned images or other related data.
20
55. A computerized image processing system comprising:
a data storage subsystem operable to store a plurality of medical images;
an image processing subsystem operable to select at least a subset of the
plurality of medical images based on common criteria determined from the
25 plurality of medical images and without reference to an external signal.
56. The system of claim 55, wherein the image processing subsystem derives a cardiac cycle signal and wherein the selection of medical images is based on the cardiac cycle signal.
30

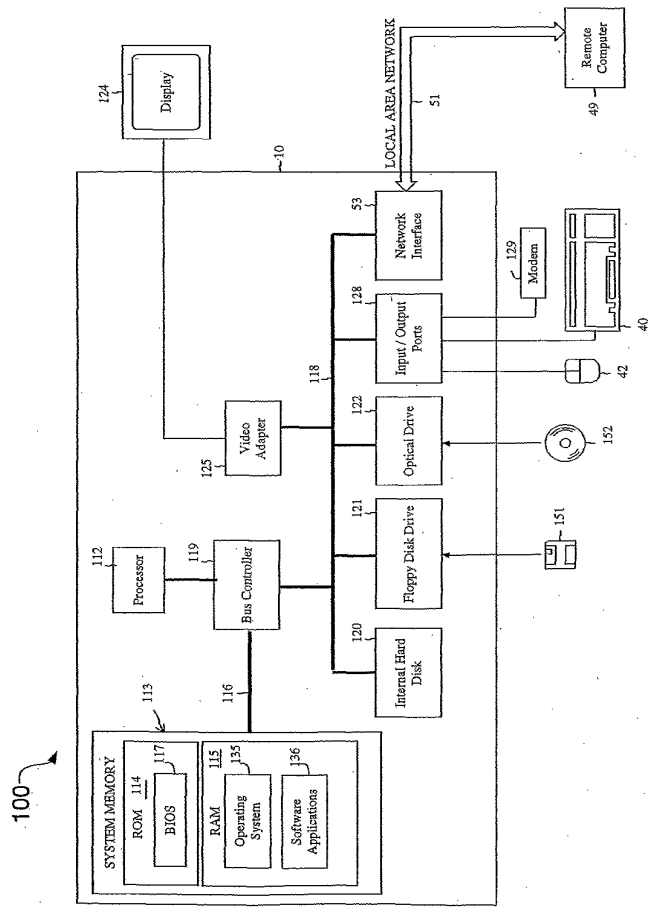


FIG. 1

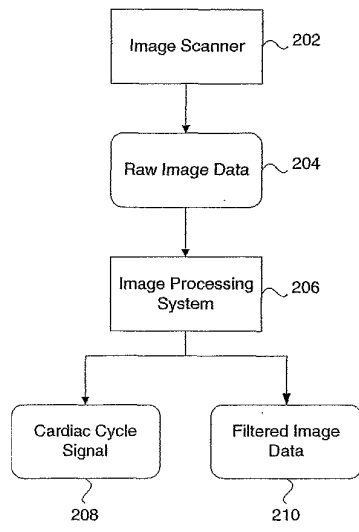


FIG. 2

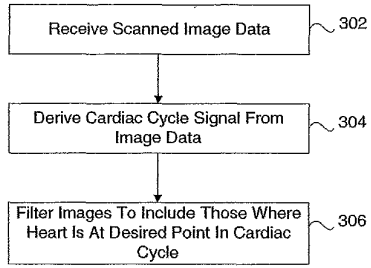


FIG. 3

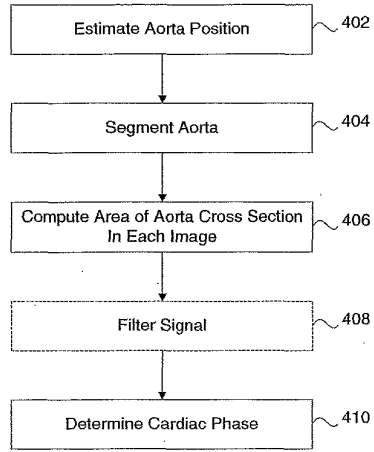


FIG. 4

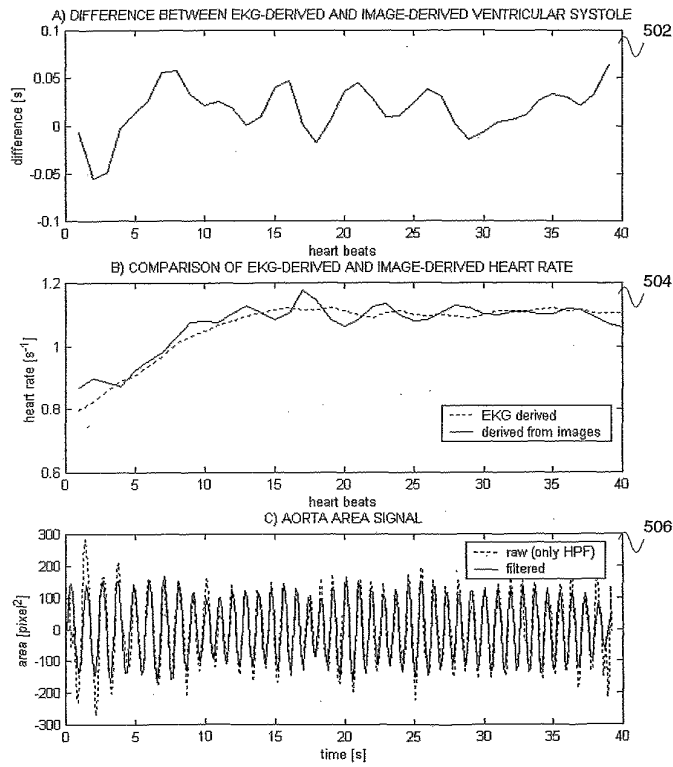


FIG. 5

【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
4 April 2002 (04.04.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/026125 A3

(51) International Patent Classification: G06T 5/00, 7/20

(21) International Application Number: PCT/US01/30011

(22) International Filing Date:
26 September 2001 (26.09.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
09/669,395 26 September 2000 (26.09.2000) US

(71) Applicant: VITAL IMAGES, INC. [US/US]; Suite 200,
3300 Fernbrook Lane North, Plymouth, MN 55447 (US).

(81) Designated States (national): AI, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, GR, GU, HD, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NA, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IL, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CI, CG, CL, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Published:
with international search report

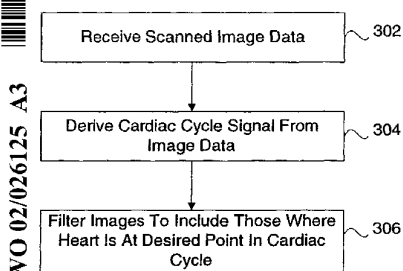
(88) Date of publication of the international search report:
23 January 2003

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(72) Inventors: ARCIRO, Vincent, J.; 1617 West Franklin Avenue, Minneapolis, MN 55405 (US). BREJL, Marek; Apartment 211, 15720 Rockford Road, Plymouth, MN 55446 (US). RASHID, Renee, M.; 1821 Andrea Place, Santa Clara, CA 95051 (US). JOHNSON, Todd; Apartment 21, 2871 South Humboldt Avenue, Minneapolis, MN 55408 (US). BREJL, Milan; Kallurni 1766, Rožnov pod Radhoštěm 756 61 (CZ).

(74) Agent: VIKSNINS, Ann, S.; Schwegman, Lundberg, Woessner & Kluth, P.O. Box 2938, Minneapolis, MN 55402 (US).

(54) Title: SELECTION OF MEDICAL IMAGES BASED ON IMAGE DATA



(57) Abstract: Systems and methods for deriving a cardiac cycle signal by selecting images of a portion of a cardiovascular system include receiving a plurality of images from a scanner that have been recorded over a period of time. The images represent one or more locations along the extent of the cardiovascular system. The images are then selected based on common criteria determined from the plurality of images and without reference to an external signal. The common criteria comprises changes in the size of a cross section of the aorta, changes in the volume of the heart, changes in the area of a cross section of the heart. In addition, the criteria can include the mean pixel difference between adjacent images.

WO 02/026125 A3

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Intern. Application No. PCT/JP 01/30011
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 30615/00 60617/20		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 3061		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base used, where practicable, search terms used) WPI Data, INSPEC, PAJ, EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 5 533 085 A (ZICK GREGORY L ET AL) 2 July 1996 (1996-07-02) abstract column 1, line 64 -column 2, line 8 column 3, line 18 - line 40 column 7, line 61 - line 66 column 8, line 59 -column 9, line 7 column 9, line 60 -column 10, line 11 --- -/-	1-5, 10-18, 24, 25, 27-32, 36-44, 52-56 6-9, 19-23, 26, 33-35, 45-51
<input checked="" type="checkbox"/> X	Further documents are listed in the continuation of box C.	<input checked="" type="checkbox"/> X Patent family members are listed in annex.
* Special categories of cited documents:		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
E earlier document but published on or after the international filing date		
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (see specification)		
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention		
X document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document(s) is/are alone		
Y document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.		
Z document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search: 25 July 2002		Date of mailing of the international search report: 01/08/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentplan 2 NL - 2230 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 940-2000, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 940-3016		Authorized officer Gonzalez Ordenez, O

Form PCT/ISA/219 (Revised 01/01/99)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Inten. Application No. PCT/US 01/30011
C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, A	EP 1 088 517 A (GEN ELECTRIC) 4 April 2001 (2001-04-04) abstract page 1, line 1 - line 9 page 2, line 26 - line 38 page 4, line 12 - line 36 page 5, line 39 - line 49	1-56

Form PCT/ISA/210 (Continuation of second sheet) (July 1999)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US 01/30011

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5533085	A	02-07-1996	NONE
EP 1088517	A	04-04-2001	US 6252924 B1 26-06-2001 EP 1088517 A1 04-04-2001 JP 2001137229 A 22-05-2001

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	5/00	G
A 6 1 B	8/00	
A 6 1 B	5/05	3 8 0
G 0 1 N	24/02	5 2 0 Y

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VN, YU, ZA, ZW

(72) 発明者 アルジロ, ヴィンセント ジェイ.
アメリカ合衆国 ミネソタ 5 5 4 0 5, ミネアポリス, ウェスト フランクリン アベニュー
- 1 6 1 7

(72) 発明者 プレジル, マレック
アメリカ合衆国 ミネソタ 5 5 4 4 6, プリマス, ロックフォード ロード 1 5 7 2 0,
アパートメント 2 1 1

(72) 発明者 ラシド, レネー エム.
アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 0 5 1, サンタ クララ, アンドレア プレイス 1
8 2 1

(72) 発明者 ジョンソン, トッド
アメリカ合衆国 ミネソタ 5 5 4 0 8, ミネアポリス, サウス ハンボルト アベニュー
2 8 7 1, アpartment 2 1

(72) 発明者 プレジル, ミラン
チェッコ国 ロズモヴ ポッド ラドホステム 7 5 6 6 1, クルトウルニ 1 7 6 6

F ターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA50 DA02 EE01 FD05 FD13 FF16 FF22 FF23
FF50 FG05 FH04 FH06
4C096 AB12 AB13 AC04 AD14 DA08 DC19 DC24 DC33
4C601 DD07 DD14 DD15 EE10 JB28 JB34 JC07 JC16 KK36

专利名称(译)	基于图像数据的医学图像选择		
公开(公告)号	JP2004509686A	公开(公告)日	2004-04-02
申请号	JP2002529958	申请日	2001-09-26
[标]申请(专利权)人(译)	重要的影像股份有限公司雷开球德		
申请(专利权)人(译)	重要的影像, Incorporated的雷开球德		
[标]发明人	アルジロヴィンセントジェイ ブレジルマレック ラシドレネーエム ジョンソントッド ブレジルミラン		
发明人	アルジロ, ヴィンセント ジェイ. ブレジル, マレック ラシド, レネー エム. ジョンソン, トッド ブレジル, ミラン		
IPC分类号	G01R33/32 A61B5/00 A61B5/055 A61B6/00 A61B6/03 A61B8/00 G06T7/20 G06T11/00		
CPC分类号	G06K9/00 A61B5/7289 A61B6/504 A61B6/5288 A61B6/541 G06K2209/051 G06T7/251 G06T11/005 G06T2207/10072 G06T2207/30048 G06T2211/412		
FI分类号	A61B6/03.370.Z A61B6/03.360.B A61B6/03.360.D A61B6/03.360.E A61B6/03.360.J A61B5/00.G A61B8/00 A61B5/05.380 G01N24/02.520.Y		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA50 4C093/DA02 4C093/EE01 4C093/FD05 4C093/FD13 4C093/ /FF16 4C093/FF22 4C093/FF23 4C093/FF50 4C093/FG05 4C093/FH04 4C093/FH06 4C096/AB12 4C096/AB13 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/DA08 4C096/DC19 4C096/DC24 4C096/DC33 4C601 /DD07 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE10 4C601/JB28 4C601/JB34 4C601/JC07 4C601/JC16 4C601/KK36		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	09/669395 2000-09-26 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

通过在心血管系统的一部分中选择图像来导出心动周期信号的系统和方法包括从扫描仪接收在一段时间内记录的多个图像。这些图像根据心血管系统的范围代表一个或多个位置。然后基于从这些多个图像确定的一般标准来选择这些图像，而无需参考外部信号。该一般标准包括主动脉横截面大小的变化，心脏体积的变化，心脏横截面积的变化。此外，该标准可以包括相邻图像之间的平均像素差。[选择图]图3

