

(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2015-526149

(P2015-526149A)

(43) 公表日 平成27年9月10日 (2015.9.10)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 E	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2015-522196 (P2015-522196)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年7月3日 (2013.7.3)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(85) 翻訳文提出日	平成27年3月6日 (2015.3.6)		ヴェ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/055444		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン
(87) 国際公開番号	W02014/013374		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(87) 国際公開日	平成26年1月23日 (2014.1.23)	(74) 代理人	100107766
(31) 優先権主張番号	61/672, 845		弁理士 伊東 忠重
(32) 優先日	平成24年7月18日 (2012.7.18)	(74) 代理人	100070150
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介
		(74) 代理人	100135079
			弁理士 宮崎 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 局部収縮測定

(57) 【要約】

輪郭の不確実性を定量化するシステム (10) は、複数の心臓フェーズにわたり少なくとも左室の4次元画像の一部を表示するディスプレイ (48) を含む。測定装置 (16) は、少なくとも1つのプロセッサ (42) であって、画像化装置 (12) から前記4次元画像 (18) を受け取り、前記左室の心筋壁上の選択された場所を受け取り、前記選択された場所を通る、前記心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、前記引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、前記心臓フェーズの範囲にわたり心臓壁運動を評価し、前記心筋収縮能の定量化結果を計算し、前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置 (48) に表示する。

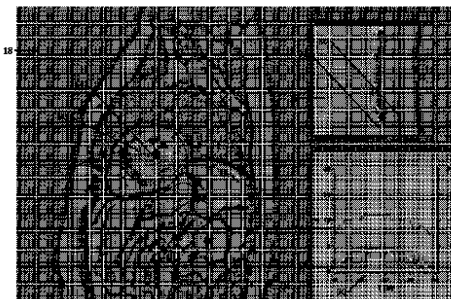


FIG. 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心筋収縮能を定量化するシステムであって、
少なくとも 1 つのプロセッサであって、
関心対象を含む画像を受け取り、
前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取り、
前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定し、
前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するようにプログラムされているプロセッサを有する、システム。

【請求項 2】

10

前記心筋収縮能の定量化結果は、前記関心対象を完全に描写せずに決定される、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記関心対象は患者の左室であり、前記画像は 4 次元画像である、
請求項 1 及び 2 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4】

前記心筋収縮能の定量化結果は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも 1 つを含む、請求項 1 ないし 3 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5】

20

前記プロセッサは、さらに、
前記選択された位置から、心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を
引き、
すべての心臓フェーズにおける前記線に沿った時空間リフォーマットをサンプリングし
、
前記時空間リフォーマットによる最小コストパスを計算するようにプログラムされてい
る、
請求項 1 ないし 4 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室厚及び時間の経過にともなう左室運動のう
ち少なくとも一方を含む、請求項 1 ないし 5 いずれか一項に記載のシステム。

30

【請求項 7】

前記画像を生成する画像化装置と、
前記ユーザが選択した位置を受け取るユーザ入力装置と、
前記心筋収縮能の定量化結果を表示するディスプレイ装置とをさらに含む、
請求項 1 ないし 6 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 8】

心筋収縮能を定量化する方法であって、
関心対象を含む画像を受け取るステップと、
前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取るステップと
、
前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定するステップと、
前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するステップと
を有する方法。

40

【請求項 9】

前記心筋収縮能の定量化結果は、前記関心対象を完全に描写せずに決定される、
請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記関心対象は患者の左室であり、前記画像は 4 次元画像である、
請求項 8 及び 9 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

50

前記心筋収縮能の定量化結果は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも１つを含む、請求項 8 ないし 10 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

前記選択された位置から、心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引くステップと、

すべての心臓フェーズにおける前記線に沿った時空間リフォーマットをサンプリングするステップと、

前記時空間リフォーマットによる最小コストパスを計算するステップとをさらに含む、請求項 8 ないし 11 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 13】

前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室厚及び時間の経過にともなう左室運動のうち少なくとも一方を含む、請求項 8 ないし 12 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 14】

請求項 8 ないし 13 いずれか一項に記載の方法を実行するようにプログラムされた少なくとも１つのプロセッサ。

【請求項 15】

一以上のプロセッサを、請求項 8 ないし 13 いずれか一項に記載の方法を実行するように制御するソフトウェアを担う非一時的コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 16】

輪郭の不確実性を定量化するシステムであって、

複数の心臓フェーズにわたり少なくとも左室の４次元画像の一部を表示するディスプレイと、

少なくとも１つのプロセッサを含む測定装置であって、前記プロセッサは、

画像化装置から前記４次元画像を受け取り、

前記左室の心筋壁上の選択された場所を受け取り、

前記選択された場所を通る、前記心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、

前記引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、

前記心筋壁の厚さを前記表示装置上に表示する

ようにプログラムされているシステム。

【請求項 17】

前記プロセッサは、さらに、前記心臓フェーズの変位にわたる前記左室変位を計算するようにプログラムされている、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記プロセッサは、さらに、前記心臓フェーズの範囲にわたり心臓壁運動を評価するようにプログラムされている、請求項 16 及び 17 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 19】

前記プロセッサは、さらに、前記心筋収縮能の定量化結果を計算するようにプログラムされている、

請求項 16 ないし 18 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 20】

前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも１つを含む、請求項 16 ないし 19 いずれか一項に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概して画像処理に関する。具体的には、心筋収縮能の定量的評価に応用でき、

10

20

30

40

50

特に、限定ではないが、心臓磁気共鳴（CMR）、心臓コンピュータ断層撮影（CCT）、心エコー検査、3次元超音波（3D US）画像シーケンスによる壁厚及び壁運動の定量化に応用できる。しかし、言うまでもなく、その他の使用例にも応用でき、必ずしも上記の応用例に限定されない。

【背景技術】

【0002】

CMR、ダイナミックCCT、または3次元心エコー検査を用いたシネイメージング（*cine imaging*）により、1回拍出量、駆出率、及び心拍出量の測定を含む、左室（LV）機能全体の定量化が可能となる。またシネイメージングは、局部収縮能の測定、心内膜の変位（壁運動）、または心筋の肥大の評価に用いられる。このように、局部収縮能測定は、心臓疾患の評価における標準的な診断方法のひとつであると考えられる。具体的には、局部心収縮能は、急性心筋梗塞に対する心筋救済の評価、CRT処置のための心筋*dysynchrony*の評価、及び薬理学的に生じたストレスのテストにおけるストレスにより生じた壁運動異常の評価に用いるパラメータである。

【0003】

左室能全体や局部収縮能を測定するため、心臓のシネイメージ（*cine images*）を描出（*delineate*）またはセグメント化する。すべての画像（複数のスライスとフェーズ）をマニュアルで描出するのに加えて、多くの半自動的及び自動的な輪郭検出方法が開発され、複数の専用の機能分析パッケージとして入手可能である。しかし、自動的な輪郭検出方法の利用可能性にかかわらず、複数のスライス及びフェーズにおける心筋の輪郭の完全かつ正確な描出には時間がかかる。例えば、自動的な輪郭検出方法では誤差のないデータセットは得られず、輪郭をレビューしてマニュアルで修正しなければならない。すべてのスライスの心筋の輪郭のレビューと修正には、普通は3分から5分かかり、画質、アルゴリズムの精度、スライス数、及びアプリケーションの使い勝手によっては10分かかることもある。その結果、多くのルーチンのユーザは、描出ツール（*delineation tools*）の時間的効率性と左室能分析には全体として満足していない。

【0004】

また、このように完全な分析は、心筋のすべての場所の局部収縮能を測定することになり、一般的には図1に示すようなブルズアイビュー（*bullseye view*）でレポートされる。ブルズアイビュー2は局部収縮能の定量化を示す。具体的には、ブルズアイビューは、様々なLVセグメントのそれぞれの収縮性の時間分散を示す。しかし、かかる心臓イメージング報告標準は、多数の場所における局部収縮能のドキュメンテーションを規定している。さらにまた、局部壁運動異常は目視検査中に頻繁にすばやく認識され、局部異常のドキュメンテーションの目的のためだけに完全な分析をするのは、不必要な行為であると受け取られている。

【0005】

本出願は、上記の問題等を解消する、新しい改良された方法とシステムを提供するものである。

【0006】

一態様では、心筋収縮能を定量化するシステムが提供される。該システムは、少なくとも1つのプロセッサであって、関心対象を含む画像を受け取り、前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取り、前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定し、前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するプロセッサを含む。

【0007】

他の一態様では、心筋収縮能を定量化する方法が提供される。該方法は、関心対象を含む画像を受け取るステップと、前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取るステップと、前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定するステップと、前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するステップ

10

20

30

40

50

とを含む。

【0008】

他の一態様では、輪郭の不確実性を定量化するシステムが提供される。該システムは、複数の心臓フェーズにわたり少なくとも左室の4次元画像の一部を表示するディスプレイを含む。測定装置は、少なくとも1つのプロセッサであって、画像化装置から前記4次元画像を受け取り、前記左室の心筋壁上の選択された場所を受け取り、前記選択された場所を通る、前記心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、前記引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、前記心筋壁の厚さを前記表示装置上に表示するようにプログラムされているプロセッサを含む。

【0009】

一利点は、局部収縮能の高時間的効率の分析にある。

【0010】

他の一利点は、ユーザにより選択された場所における局部収縮能の定量化にある。

【0011】

他の一利点は、局部収縮能の詳細なレポートイングとドキュメンテーションにある。

【0012】

他の一利点は、患者スループットの向上にある。

【0013】

本発明のさらに別の利点は、以下の詳細な説明を読んで理解すれば当業者には明らかになるであろう。

【0014】

本発明は、様々なコンポーネントとその構成、及び様々なステップとその構成の形を取る。図面は好ましい実施形態を例示することのみを目的とし、本発明を限定するものと解してはならない。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本願に関連する従来のブルズアイビューを示す図である。

【図2】本願による局部収縮測定システムを示すブロック図である。

【図3】本願によるユーザインタフェースの一実施形態を示す図である。

【図4】本願による局部収縮測定方法を示すブロック図である。

【0016】

一般的に、心筋収縮能を評価する時、重要な定量的測定には、LVの壁厚と壁運動がある。現在、複数の心臓フェーズ（一般的には、少なくとも12フェーズ）のそれぞれにおいて、一連のスライス画像（一般的には、少なくとも10画像）が取られる。これらの画像は、（特にLVの内壁と外壁に）セグメント化される。自動的にセグメント化する手法があっても、ユーザは、通常、セグメント化を調整するのに一スライスあたり少なくとも1～2分かかるので、このプロセスは非常に時間がかかる。

【0017】

図2を参照して、治療システム10は、心筋収縮能の定量的評価を提供し、特に、限定ではないが、心臓磁気共鳴（CMR）、心臓コンピュータ断層撮影（CCT）、心エコー検査、3次元超音波（3D US）画像シーケンスによる壁厚及び壁動の定量化を提供できる。具体的に、ユーザが指示した場所における局部収縮能が定量化される。ユーザがパイロット画像中の心筋の場所を指示すると、治療システム10は、視覚的に確認された壁運動異常をドキュメンテーションするためだけに放射線科医が左室（LV）セグメントを確認及び／または修正することを要さない。それどころか、1回のインターアクションにより、指示された場所における壁運動と壁厚のドキュメンテーションが可能である。そのため、このワークフローにより、不必要なオーバーヘッド無しに、局部収縮能の分析が高い時間効率でできる。

【0018】

治療システム10は、患者の心筋などの関心オブジェクトの画像を取得する一以上の画

10

20

30

40

50

像化モダリティ12を含む。画像化モダリティ12には、コンピュータ断層撮影（CT）スキャナ、CMRスキャナ、心臓コンピュータ断層撮影CCTスキャナ、心エコースキャナ、3次元USスキャナなどのうち一以上のものが好適に含まれる。画像化モダリティ12により撮像した画像は、一以上の画像メモリ14に格納される。

【0019】

測定装置16は、図3に例を示した心筋などの、関心オブジェクト（OOI）20の2次元、3次元、及び／または4次元画像などの画像18を受け取る。一実施形態では、画像は4次元画像であり、例えば心臓の3次元シネ画像などである。受け取られる画像18は、例えば、Dynamic Contrast Enhanced MR画像、CT画像、CMR画像、CCT画像、3次元US画像などである。一般的に、画像18は、画像化モダリティ18及び／または画像メモリ14から受け取られる。例えば、画像18は、画像化モダリティ12から画像メモリ14を通して受け取られてもよい。しかし、画像18のその他のソース（sources）も想定している。さらに、画像18は、一般的に、磁気共鳴及び／またはコンピュータ断層撮影のモダリティから受け取られる。測定装置16の測定アプリケーション22の実行を通して、測定装置16は、受け取り画像16の心筋収縮能を評価する。実施形態はシネCMRデータから得られる局部心筋収縮能の分析にフォーカスしているが、このワークフローは、他のモダリティ（CCT、心エコーなど）から得られるシネ画像（cine images）にも適用可能である。また、実施形態は、短軸（SA）シネCMRデータの分析に適したアルゴリズムの組み合わせを用いるが、その具体的な組み合わせには限定されない。例えば、すべてのアルゴリズムは2次元であるが、CCTや3次元USに応用する場合、3次元の同様なコンセプトに拡張することもできる。

【0020】

測定アプリケーション22が実行されると、そのユーザインタフェースは、測定装置16のディスプレイ装置24上に表示される。ユーザインタフェースにより、そのユーザは、受け取られた画像18（例えば、選択された心臓フェーズのスライス画像）を好適に見ることができる。さらに、ユーザインタフェースにより、そのユーザは、測定装置16のユーザ入力装置30を用いて、局部収縮能を定量化する、受け取られた画像18の場所を選択できる。受け取られた画像18の場所を受け取ると、測定装置16は、例えば測定アプリケーション22で、その場所における収縮能の定量的パラメータを生成する。よって、ユーザは、例えばマウスを用いて、表示された画像18上の場所を指示して、指示された場所における局部収縮能の量（quantification）を決定することができる。幾つかの実施形態では、ユーザインタフェースにより、そのユーザは、さらに、ユーザ入力装置30を用いて測定用の他のパラメータを指定することができる。例えば、測定アプリケーション22により、ユーザは、疑わしいエリアの画像を見ることができる。ユーザがユーザ入力装置30を用いて疑わしいエリア／点を選択し、測定装置16が自動的にその点におけるLV壁の厚さを測定する。LV壁の厚さは、ディスプレイ装置24上に数字その他の量として表示される。壁厚及び／または変位の変化を示すグラフがディスプレイ装置24上に表示されることも想定される。

【0021】

測定装置16は、視覚的に確認された壁運動の異常をドキュメンテーションするためだけに、ユーザが左室（LV）全体のセグメンテーションを確認及び／または修正することを要しない。その替わり、1回のインターアクションにより、所望の場所における壁運動の異常のドキュメンテーションが可能である。そのため、この測定装置16により、不必要なオーバーヘッド無しに、局部収縮能の分析が高い時間効率でできる。

【0022】

局部収縮能を定量化するため、測定装置16は図4の方法を用いる。方法50により、ユーザは、ステップ52において、受け取った画像上の心筋の位置を指示する。ステップ54において、指示された位置から心筋壁に垂直な、またはLV血液プールの重心への線が、選択された場所を通して描かれる（cast）。ステップ56において、全ての心臓

フェーズにおいて、その光線に沿って、時空間再フォーマットがサンプリング (sample) される。ステップ58において、時空間再フォーマットにより最小コストパスを計算し、心筋壁厚と運動を決定する。ステップ60において、心筋壁厚と壁運動を時間の経過にわたり表示する。

【0023】

図3を参照して、ステップ52においてユーザが受け取り画像18上の心筋の位置62を選択すると、測定装置16が自動的にLVの重心を決定し、その重心64からステップ52で選択された点62を通る直線66を描く。これは、直線66がLV壁に対し垂直であることを保証するためである。これを実現するため、測定アプリケーション22はLVの最適合円を用いて、重心64の最も正確な場所を決定する。このように、この線は重心とLV壁との間の半径と同じ距離に位置づけられる。ステップ56において重心64から選択点62を通るライン64が描かれると、様々な心臓フェーズにわたり、血液プールとLV壁との間に一以上の遷移点が決定される。例えば、トラッキングアルゴリズムやロケーショントラッキングを用いて、3次元シネ画像の複数の心臓フェーズにわたる選択点62と重心64の場所を決定する。ステップ58において、血液プールとLV壁とLVの心臓壁の外側との間の遷移点が自動的に決定され、それらの間の距離が自動的に計算される。様々な心臓フェーズにわたる距離が記憶され、心筋収縮能の量 (quantification) を決定するために用いられる。シネ画像中の選択点 (内側LV壁、外壁、壁の中心点など) の場所、及び (例えば重心に対する) 最大LV変位、LV最小変位、壁運動などが決定される。心筋収縮能の定量化には、LV壁厚、LV最大変位、LV最小変位、壁運動などが含まれる。このように、完全に自動化された心筋収縮能の評価ができる。測定点の自動的選択も想定している。例えば、端壁の厚さがRVの2つの端点において、すなわち心室中隔の中央レベルなど間の点と、(LV中隔の中央から血液プールを通る) 水平自由壁 (lateral free wall) 中の点とにおいて、測定される。

【0024】

図3と図4の実施形態は、ステップ68において、LV重心を超えて対向するLV壁上の心筋に引いた線を延長することにより、局部非同期評価 (local dyssynchrony assessment) に適合することも想定すべきである。対向する心筋の最小コストパスの計算を繰り返すことにより、基準収縮曲線 (reference contraction curve) が得られる。これはステップ70において、例えば中隔と自由水平壁 (free lateral wall) との間の収縮遅延 (contraction delay) を決定するために用いられる。さらに、図3と図4の実施形態は、ステップ72における、選択された複数の位置における局部収縮能の分析と、それに続くコンテキストモデル (context model) を用いた素早くロバストなランドマーク検出を自動的に実行するように適合できる。例えば、中心点への距離が同じである2つのT字の接合部分を用いて、RV屈曲点 (RV inflections) を特定できる。同時に、ステップ74において、これらの点を用いて、RV屈曲点及び水平自由壁上の点における壁厚を測定できる。

【0025】

心筋収縮能の定量化後、測定装置16はステップ76において定量化結果 (quantification) を表示する。一実施形態では、定量化結果は、図1に示した従来のブルズアイビューで表示される。他の一実施形態では、定量化結果は、図3の右側に示したようにグラフィカルに表示される。上のグラフ78において、定量化結果 (quantification) は心筋の壁厚を示す。2つのインジケータ80、82は、心筋の内壁及び外壁を示す。下のグラフ84は、時間90の経過にともなう心筋の最大変位86と最小変位88を示す。心筋収縮の定量化結果が表示画像18上に示された数値として表示されることも想定している。言うまでもなく、ユーザが表示画像18上で様々な点やエリアを選択すると、測定装置16は、心筋収縮能の定量化結果の一以上のインジケータを表示する。

【0026】

測定装置 16 は、その少なくとも 1 つのメモリ 44 上のコンピュータ実行可能命令を実行する少なくとも 1 つのプロセッサ 42 を含む。コンピュータ実行可能命令は、測定装置 16 の機能を実行し、測定アプリケーション 22 を含む。一実施形態では、プロセッサは、図 4 を参照して説明したステップを実行するようにプログラムされている。さらに、測定装置 16 は、通信部 46 及び／または少なくとも 1 つのシステムバス 48 を含んでいてもよい。通信部 46 は、プロセッサ 42 に、少なくとも 1 つの通信ネットワークへのインタフェースを提供する。通信部 46 を用いて、例えば、画像化モダリティ 12 及び／または画像メモリ 14 と通信できる。システムバス 48 により、ディスプレイ装置 24、ユーザ入力装置 30、プロセッサ 42、メモリ 44 及び通信部 46 間のデータの交換が可能になる。

10

【0027】

ここで、メモリには、一または複数の非一時的コンピュータ読み取り可能媒体；磁気ディスクその他の磁気記憶媒体；光ディスクその他の光学的記憶媒体；ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、その他の電子的メモリデバイスまたはチップまたは動作可能に相互接続された一組のチップ；記憶された命令をインターネット／イントラネットまたはローカルエリアネットワークを介して読み出し得るインターネット／イントラネットサーバ；などを含む。さらに、ここで、プロセッサは、プロセッサ、マイクロコントローラ、グラフィック処理ユニット（GPU）、特定用途集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）などのうち一または複数を含み；ユーザ入力装置は、マウス、キーボード、タッチスクリーンディスプレイ、一または複数のボタン、一または複数のスイッチ、一または複数のトグルなどのうち一または複数を含み；データベースは一または複数のメモリを含み；ディスプレイ装置は LCD ディスプレイ、LED ディスプレイ、プラズマディスプレイ、プロジェクションディスプレイ、タッチスクリーンディスプレイなどのうち一または複数を含む。

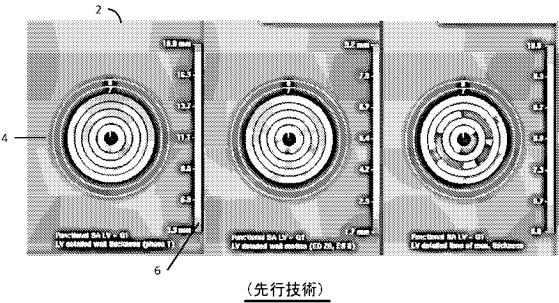
20

【0028】

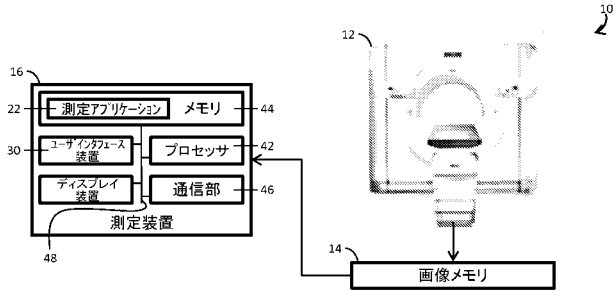
本発明を好ましい実施形態を参照して説明した。前述の詳細な説明を読んで理解すれば、修正と変更に想到することができる。本発明は、添付した請求項とその均等の範囲内に入るこのような修正及び変更はすべて含むものと解釈しなければならない。

30

【図 1】



【図 2】



【図 3】

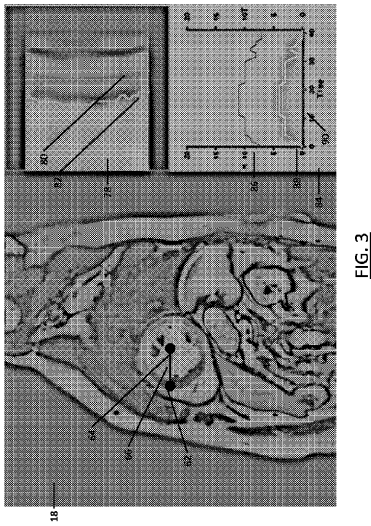
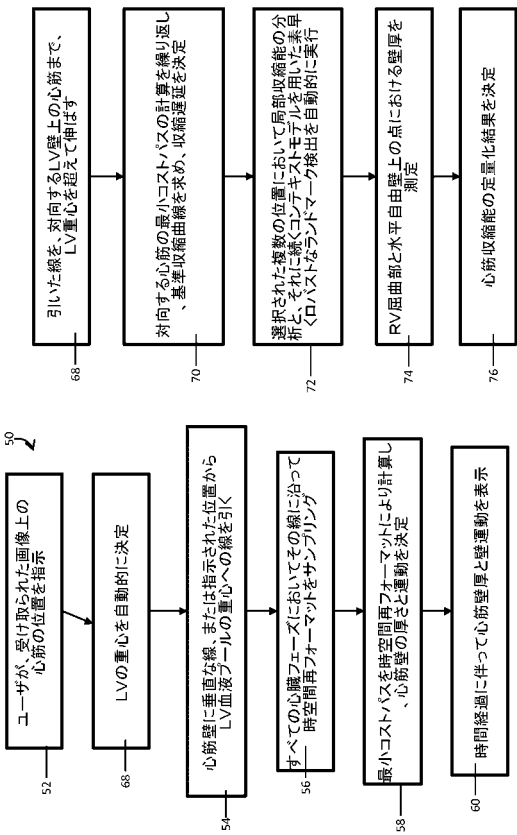


FIG. 3

【図 4】



【手続補正書】

【提出日】平成27年3月17日(2015.3.17)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心筋収縮能を定量化するシステムであって、
少なくとも 1 つのプロセッサであって、
関心対象を含む画像を受け取り、
前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取り、
前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を、前記関心対象を完全に描写せずに決定し、

前記心筋収縮能の定量化結果のディスプレイ装置における表示を可能にするようにプログラムされているプロセッサを有する、システム。

【請求項 2】

前記関心対象は患者の左室を含み、前記画像は 4 次元画像である、
請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記心筋収縮能の定量化結果は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも 1 つを含む、請求項 1 ないし 2 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 4】

前記プロセッサは、さらに、
前記選択された位置を含み、前記選択された位置から、心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、
すべての心臓フェーズにおける前記線に沿った時空間リフォーマットをサンプリングし、
前記時空間リフォーマットによる最小コストパスを計算するようにプログラムされている、
請求項 1 ないし 3 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 5】

前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室厚及び時間の経過にともなう左室運動のうち少なくとも一方を含む、請求項 1 ないし 4 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 6】

前記画像を生成する画像化装置と、
前記選択された位置を前記ユーザから前記少なくとも 1 つのプロセッサに受け取るユーザ入力装置とをさらに含む、
請求項 1 ないし 5 いずれか一項に記載のシステム。

【請求項 7】

心筋収縮能を定量化する方法であって、
関心対象を含む画像を受け取るステップと、
前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取るステップと、
前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を、前記関心対象を完全に描写せずに決定するステップと、
前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するステップとを有する方法。

【請求項 8】

前記関心対象は患者の左室を含み、前記画像は４次元画像である、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記心筋収縮能の定量化結果は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも１つを含む、請求項 7 ないし 8 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 10】

前記選択された位置を含み、前記選択された位置から、心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引くステップと、

すべての心臓フェーズにおける前記線に沿った時空間リフォーマットをサンプリングするステップと、

前記時空間リフォーマットによる最小コストパスを計算するステップとをさらに含む、請求項 7 ないし 9 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 11】

前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室厚及び時間の経過にともなう左室運動のうち少なくとも一方を含む、請求項 7 ないし 10 いずれか一項に記載の方法。

【請求項 12】

請求項 7 ないし 11 いずれか一項に記載の方法を実行するようにプログラムされた少なくとも１つのプロセッサ。

【請求項 13】

一以上のプロセッサを、請求項 7 ないし 11 いずれか一項に記載の方法を実行するように制御するソフトウェアを担う非一時的コンピュータ読み取り可能媒体。

【請求項 14】

輪郭の不確実性を定量化するシステムであって、

複数の心臓フェーズにわたり少なくとも左室の４次元画像の一部を表示するディスプレイと、

少なくとも１つのプロセッサを含む測定装置であって、前記プロセッサは、

画像化装置から前記４次元画像を受け取り、

前記左室の心筋壁上の選択された場所を受け取り、

前記選択された場所を含み、前記選択された場所を通る、前記心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、

前記引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、

前記心筋壁の厚さの表示を前記表示装置上に可能化し、

前記心臓フェーズの変位にわたる前記左室変位を計算するようにプログラムされているシステム。

【請求項 15】

前記プロセッサは、さらに、前記心臓フェーズの範囲にわたり心臓壁運動を評価するようにプログラムされている、請求項 14 に記載のシステム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概して画像処理に関する。具体的には、心筋収縮能の定量的評価に応用でき、特に、限定ではないが、心臓磁気共鳴（CMR）、心臓コンピュータ断層撮影（CCT）、心エコー検査、３次元超音波（3D US）画像シーケンスによる壁厚及び壁運動の定量化に応用できる。しかし、言うまでもなく、その他の使用例にも応用でき、必ずしも上記の応用例に限定されない。

【背景技術】

【0002】

CMR、ダイナミックCCT、または3次元心エコー検査を用いたシネイメージング(cine imaging)により、1回拍出量、駆出率、及び心拍出量の測定を含む、左室(LV)機能全体の定量化が可能となる。またシネイメージングは、局部収縮能の測定、心内膜の変位(壁運動)、または心筋の肥大の評価に用いられる。このように、局部収縮能測定は、心臓疾患の評価における標準的な診断方法のひとつであると考えられる。具体的に、局部心収縮能は、急性心筋梗塞に対する心筋救済の評価、CRT処置のための心筋dysynchronyの評価、及び薬理学的に生じたストレスのテストにおけるストレスにより生じた壁運動異常の評価に用いるパラメータである。

【0003】

左室能全体や局部収縮能を測定するため、心臓のシネイメージ(cine images)を描出(delinate)またはセグメント化する。すべての画像(複数のスライスとフェーズ)をマニュアルで描出するのに加えて、多くの半自動的及び自動的な輪郭検出方法が開発され、複数の専用の機能分析パッケージとして入手可能である。しかし、自動的な輪郭検出方法の利用可能性にかかわらず、複数のスライス及びフェーズにおける心筋の輪郭の完全かつ正確な描出には時間がかかる。例えば、自動的な輪郭検出方法では誤差のないデータセットは得られず、輪郭をレビューしてマニュアルで修正しなければならない。すべてのスライスの心筋の輪郭のレビューと修正には、普通は3分から5分かかり、画質、アルゴリズムの精度、スライス数、及びアプリケーションの使い勝手によっては10分かかることもある。その結果、多くのルーチンのユーザは、描出ツール(delination tools)の時間的効率性と左室能分析には全体として満足していない。

【0004】

また、このように完全な分析は、心筋のすべての場所の局部収縮能を測定することになり、一般的には図1に示すようなブルズアイビュー(bullseye view)でレポートされる。ブルズアイビュー2は局部収縮能の定量化を示す。具体的に、ブルズアイビューは、様々なLVセグメントのそれぞれの収縮性6の時間分散を示す。しかし、かかる心臓イメージング報告標準は、多数の場所における局部収縮能のドキュメンテーションを規定している。さらにまた、局部壁運動異常は目視検査中に頻繁にすばやく認識され、局部異常のドキュメンテーションの目的のためだけに完全な分析をするのは、不必要な行為であると受け取られている。

【0005】

本出願は、上記の問題等を解消する、新しい改良された方法とシステムを提供するものである。

【0006】

一態様では、心筋収縮能を定量化するシステムが提供される。該システムは、少なくとも1つのプロセッサであって、関心対象を含む画像を受け取り、前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取り、前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定し、前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するプロセッサを含む。

【0007】

他の一態様では、心筋収縮能を定量化する方法が提供される。該方法は、関心対象を含む画像を受け取るステップと、前記受け取った画像の一部におけるユーザにより選択された位置を受け取るステップと、前記選択された位置における心筋収縮能の定量化結果を決定するステップと、前記心筋収縮能の定量化結果をディスプレイ装置に表示するステップとを含む。

【0008】

他の一態様では、輪郭の不確実性を定量化するシステムが提供される。該システムは、複数の心臓フェーズにわたり少なくとも左室の4次元画像の一部を表示するディスプレイ

を含む。測定装置は、少なくとも1つのプロセッサであって、画像化装置から前記4次元画像を受け取り、前記左室の心筋壁上の選択された場所を受け取り、前記選択された場所を通る、前記心筋壁または左室の中心のうち少なくとも一方に垂直な線を引き、前記引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、前記心筋壁の厚さを前記表示装置上に表示するようにプログラムされているプロセッサを含む。

【0009】

一利点は、局部収縮能の高時間的効率の分析にある。

【0010】

他の一利点は、ユーザにより選択された場所における局部収縮能の定量化にある。

【0011】

他の一利点は、局部収縮能の詳細なレポートिंगとドキュメンテーションにある。

【0012】

他の一利点は、患者スループットの向上にある。

【0013】

本発明のさらに別の利点は、以下の詳細な説明を読んで理解すれば当業者には明らかになるであろう。

【0014】

本発明は、様々なコンポーネントとその構成、及び様々なステップとその構成の形を取る。図面は好ましい実施形態を例示することのみを目的とし、本発明を限定するものと解してはならない。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本願に関連する従来のブルズアイビューを示す図である。

【図2】本願による局部収縮測定システムを示すブロック図である。

【図3】本願によるユーザインタフェースの一実施形態を示す図である。

【図4】本願による局部収縮測定方法を示すブロック図である。

【0016】

一般的に、心筋収縮能を評価する時、重要な定量的測定には、LVの壁厚と壁運動がある。現在、複数の心臓フェーズ（一般的には、少なくとも12フェーズ）のそれぞれにおいて、一連のスライス画像（一般的には、少なくとも10画像）が取られる。これらの画像は、（特にLVの内壁と外壁に）セグメント化される。自動的にセグメント化する手法があっても、ユーザは、通常、セグメント化を調整するのに一スライスあたり少なくとも1～2分かかるので、このプロセスは非常に時間がかかる。

【0017】

図2を参照して、治療システム10は、心筋収縮能の定量的評価を提供し、特に、限定ではないが、心臓磁気共鳴（CMR）、心臓コンピュータ断層撮影（CCT）、心エコー検査、3次元超音波（3D US）画像シーケンスによる壁厚及び壁動の定量化を提供できる。具体的に、ユーザが指示した場所における局部収縮能が定量化される。ユーザがパイロット画像中の心筋の場所を指示すると、治療システム10は、視覚的に確認された壁運動異常をドキュメンテーションするためだけに放射線科医が左室（LV）セグメントを確認及び／または修正することを要さない。それどころか、1回のインターアクションにより、指示された場所における壁運動と壁厚のドキュメンテーションが可能である。そのため、このワークフローにより、不必要なオーバーヘッド無しに、局部収縮能の分析が高い時間効率でできる。

【0018】

治療システム10は、患者の心筋などの関心オブジェクトの画像を取得する一以上の画像化モダリティ12を含む。画像化モダリティ12には、コンピュータ断層撮影（CT）スキャナ、CMRスキャナ、心臓コンピュータ断層撮影CCTスキャナ、心エコースキャナ、3次元USスキャナなどのうち一以上のものが好適に含まれる。画像化モダリティ12により撮像した画像は、一以上の画像メモリ14に格納される。

【0019】

測定装置16は、図3に例を示した心筋などの、関心オブジェクト（OOI）20の2次元、3次元、及び／または4次元画像などの画像18を受け取る。一実施形態では、画像は4次元画像であり、例えば心臓の3次元シネ画像などである。受け取られる画像18は、例えば、Dynamic Contrast Enhanced MR画像、CT画像、CMR画像、CCT画像、3次元US画像などである。一般的に、画像18は、画像化モダリティ18及び／または画像メモリ14から受け取られる。例えば、画像18は、画像化モダリティ12から画像メモリ14を通して受け取られてもよい。しかし、画像18のその他のソース（sources）も想定している。さらに、画像18は、一般的に、磁気共鳴及び／またはコンピュータ断層撮影のモダリティから受け取られる。測定装置16の測定アプリケーション22の実行を通して、測定装置16は、受け取られた画像18の心筋収縮能を評価する。実施形態はシネCMRデータから得られる局部心筋収縮能の分析にフォーカスしているが、このワークフローは、他のモダリティ（CCT、心エコーなど）から得られるシネ画像（cine images）にも適用可能である。また、実施形態は、短軸（SA）シネCMRデータの分析に適したアルゴリズムの組み合わせを用いるが、その具体的な組み合わせには限定されない。例えば、すべてのアルゴリズムは2次元であるが、CCTや3次元USに応用する場合、3次元の同様なコンセプトに拡張することもできる。

【0020】

測定アプリケーション22が実行されると、そのユーザインタフェースは、測定装置16のディスプレイ装置24上に表示される。ユーザインタフェースにより、そのユーザは、受け取られた画像18（例えば、選択された心臓フェーズのスライス画像）を好適に見ることができる。さらに、ユーザインタフェースにより、そのユーザは、測定装置16のユーザ入力装置30を用いて、局部収縮能を定量化する、受け取られた画像18の場所を選択できる。受け取られた画像18の場所を受け取ると、測定装置16は、例えば測定アプリケーション22で、その場所における収縮能の定量的パラメータを生成する。よって、ユーザは、例えばマウスを用いて、表示された画像18上の場所を指示して、指示された場所における局部収縮能の量（quantification）を決定することができる。幾つかの実施形態では、ユーザインタフェースにより、そのユーザは、さらに、ユーザ入力装置30を用いて測定用の他のパラメータを指定することができる。例えば、測定アプリケーション22により、ユーザは、疑わしいエリアの画像を見ることができる。ユーザがユーザ入力装置30を用いて疑わしいエリア／点を選択し、測定装置16が自動的にその点におけるLV壁の厚さを測定する。LV壁の厚さは、ディスプレイ装置24上に数字その他の量として表示される。壁厚及び／または変位の変化を示すグラフがディスプレイ装置24上に表示されることも想定される。

【0021】

測定装置16は、視覚的に確認された壁運動の異常をドキュメンテーションするためだけに、ユーザが左室（LV）全体のセグメンテーションを確認及び／または修正することを要しない。その替わり、1回のインターアクションにより、所望の場所における壁運動の異常のドキュメンテーションが可能である。そのため、この測定装置16により、不必要なオーバーヘッド無しに、局部収縮能の分析が高い時間効率でできる。

【0022】

局部収縮能を定量化するため、測定装置16は図4の方法を用いる。方法50により、ユーザは、ステップ52において、受け取った画像上の心筋の位置を指示する。ステップ54において、指示された位置から心筋壁に垂直な、またはLV血液プールの重心への線が、選択された場所を通して描かれる（cast）。ステップ56において、全ての心臓フェーズにおいて、その光線に沿って、時空間再フォーマットがサンプリング（sample）される。ステップ58において、時空間再フォーマットにより最小コストパスを計算し、心筋壁厚と運動を決定する。ステップ60において、心筋壁厚と壁運動を時間の経過にわたり表示する。

【0023】

図3を参照して、ステップ52においてユーザが受け取り画像18上の心筋の位置62を選択すると、測定装置16が自動的にLVの重心を決定し、その重心64からステップ52で選択された点62を通る直線66を描く。これは、直線66がLV壁に対し垂直であることを保証するためである。これを実現するため、測定アプリケーション22はLVの最適合円を用いて、重心64の最も正確な場所を決定する。このように、この線は重心とLV壁との間の半径と同じ距離に位置づけられる。ステップ56において重心64から選択点62を通るライン66が描かれると、様々な心臓フェーズにわたり、血液プールとLV壁との間に一以上の遷移点が決定される。例えば、トラッキングアルゴリズムやロケーショントラッキングを用いて、3次元シネ画像の複数の心臓フェーズにわたる選択点62と重心64の場所を決定する。ステップ58において、血液プールとLV壁とLVの心臓壁の外側との間の遷移点が自動的に決定され、それらの間の距離が自動的に計算される。様々な心臓フェーズにわたる距離が記憶され、心筋収縮能の量(quantification)を決定するために用いられる。シネ画像中の選択点(内側LV壁、外壁、壁の中心点など)の場所、及び(例えば重心に対する)最大LV変位、LV最小変位、壁運動などが決定される。心筋収縮能の定量化には、LV壁厚、LV最大変位、LV最小変位、壁運動などが含まれる。このように、完全に自動化された心筋収縮能の評価ができる。測定点の自動的選択も想定している。例えば、端壁の厚さがRVの2つの端点において、すなわち心室中隔の中央レベルなど間の点と、(LV中隔の中央から血液プールを通る)水平自由壁(lateral free wall)中の点とにおいて、測定される。

【0024】

図3と図4の実施形態は、ステップ68において、LV重心を超えて対向するLV壁上の心筋に引いた線を延長することにより、局部非同期評価(local dyssynchrony assessment)に適合することも想定すべきである。対向する心筋の最小コストパスの計算を繰り返すことにより、基準収縮曲線(reference contraction curve)が得られる。これはステップ70において、例えば中隔と自由水平壁(free lateral wall)との間の収縮遅延(contraction delay)を決定するために用いられる。さらに、図3と図4の実施形態は、ステップ72における、選択された複数の位置における局部収縮能の分析と、それに続くコンテキストモデル(context model)を用いた素早くロバストなランドマーク検出を自動的に実行するように適合できる。例えば、中心点への距離が同じである2つのT字の接合部分を用いて、RV屈曲点(RV inflections)を特定できる。同時に、ステップ74において、これらの点を用いて、RV屈曲点及び水平自由壁上の点における壁厚を測定できる。

【0025】

心筋収縮能の定量化後、測定装置16はステップ76において定量化結果(quantification)を表示する。一実施形態では、定量化結果は、図1に示した従来のブルズアイビューで表示される。他の一実施形態では、定量化結果は、図3の右側に示したようにグラフィカルに表示される。上のグラフ78において、定量化結果(quantification)は心筋の壁厚を示す。2つのインジケータ80、82は、心筋の内壁及び外壁を示す。下のグラフ84は、時間90の経過にともなう心筋の最大変位86と最小変位88を示す。心筋収縮の定量化結果が表示画像18上に示された数値として表示されることも想定している。言うまでもなく、ユーザが表示画像18上で様々な点やエリアを選択すると、測定装置16は、心筋収縮能の定量化結果の一以上のインジケータを表示する。

【0026】

測定装置16は、その少なくとも1つのメモリ44上のコンピュータ実行可能命令を実行する少なくとも1つのプロセッサ42を含む。コンピュータ実行可能命令は、測定装置16の機能を実行し、測定アプリケーション22を含む。一実施形態では、プロセッサは、図4を参照して説明したステップを実行するようにプログラムされている。さらに、測

定装置 16 は、通信部 46 及び／または少なくとも 1 つのシステムバス 48 を含んでいてもよい。通信部 46 は、プロセッサ 42 に、少なくとも 1 つの通信ネットワークへのインタフェースを提供する。通信部 46 を用いて、例えば、画像化モダリティ 12 及び／または画像メモリ 14 と通信できる。システムバス 48 により、ディスプレイ装置 24、ユーザ入力装置 30、プロセッサ 42、メモリ 44 及び通信部 46 間のデータの交換が可能になる。

【0027】

ここで、メモリには、一または複数の非一時的コンピュータ読み取り可能媒体；磁気ディスクその他の磁気記憶媒体；光ディスクその他の光学的記憶媒体；ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、その他の電子的メモリデバイスまたはチップまたは動作可能に相互接続された一組のチップ；記憶された命令をインターネット／イントラネットまたはローカルエリアネットワークを介して読み出し得るインターネット／イントラネットサーバ；などを含む。さらに、ここで、プロセッサは、プロセッサ、マイクロコントローラ、グラフィック処理ユニット（GPU）、特定用途集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）などのうち一または複数を含み；ユーザ入力装置は、マウス、キーボード、タッチスクリーンディスプレイ、一または複数のボタン、一または複数のスイッチ、一または複数のトグルなどのうち一または複数を含み；データベースは一または複数のメモリを含み；ディスプレイ装置はLCDディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、プロジェクションディスプレイ、タッチスクリーンディスプレイなどのうち一または複数を含む。

【0028】

本発明を好ましい実施形態を参照して説明した。前述の詳細な説明を読んで理解すれば、修正と変更に想到することができる。本発明は、添付した請求項とその均等の範囲内に入るこのような修正及び変更はすべて含むものと解釈しなければならない。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2013/055444

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. G01R33/56 G01R33/563
ADD.

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)
G01R A61B

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 and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, BIOSIS, COMPENDEX, EMBASE, INSPEC, IBM-TDB, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2009/131788 A1 (SETTLEMIER SCOTT S [US] ET AL SALGO IVAN [US] ET AL) 21 May 2009 (2009-05-21) paragraph [0014] - paragraph [0023] figures 1-6	1-15
X	JP 2005 087594 A (HITACHI MEDICAL CORP) 7 April 2005 (2005-04-07) paragraph [0009] - paragraph [0028] figures 1-3, 6-8	1-15
X	US 2010/022901 A1 (BREEUWER MARCEL [NL]) 28 January 2010 (2010-01-28) paragraph [0004] - paragraph [0014] paragraph [0066] - paragraph [0079] figures 1, 2	1-4, 6-11, 13-15
	----- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family 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 application or patent 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 (as specified)

"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 is taken 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

19 November 2013

Date of mailing of the international search report

04/03/2014

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Streif, Jörg Ulrich

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2013/055444

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2009/148020 A1 (SUGIURA SATOSHI [JP]) 11 June 2009 (2009-06-11) paragraph [0034] - paragraph [0050] paragraph [0087] - paragraph [0091] figures 1, 7 -----	1-3, 7-10, 13-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2013/055444**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-15

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ IB2013/ 055444

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-15

A system for quantification of myocardial contractile function, a corresponding method, a corresponding processor and a corresponding computer-readable medium.

2. claims: 16-20

A system for quantification of uncertainty of contours.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2013/055444

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009131788 A1	21-05-2009	CN 101454688 A EP 2030042 A1 JP 2009538172 A KR 20090010069 A RU 2008151409 A US 2009131788 A1 WO 2007138522 A1	10-06-2009 04-03-2009 05-11-2009 28-01-2009 27-06-2010 21-05-2009 06-12-2007
JP 2005087594 A	07-04-2005	NONE	
US 2010022901 A1	28-01-2010	CN 101601071 A EP 2066228 A2 JP 2009544396 A US 2010022901 A1 WO 2008012755 A2	09-12-2009 10-06-2009 17-12-2009 28-01-2010 31-01-2008
US 2009148020 A1	11-06-2009	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(72)発明者 ハウトバスト, ギヨーム レオポルド テオドルス フレデリック
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA21 DA02 FD03 FF22 FF24 FF27 FG13 FG14
4C096 AA01 AB38 AD14 AD24 DC18 DC22 DC25 DC28 DC36 DD01
4C117 XA04 XB01 XB09 XD24 XE44 XE45 XE46 XG14 XJ21 XK05
XK09 XR07 XR08 XR09

专利名称(译)	局部收缩率测量		
公开(公告)号	JP2015526149A	公开(公告)日	2015-09-10
申请号	JP2015522196	申请日	2013-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ハウトバストギヨームレオポルドテオドルスフレデリック		
发明人	ハウトバスト,ギヨーム レオポルド テオドルス フレデリック		
IPC分类号	A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	G01R33/546 G01R33/5608 G01R33/56308 G06T7/0016 G06T2200/24 G06T2207/10072 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G16H50/20 G16H50/30 G16H50/50 G06T7/20 G06T15/06 G06T2207/10081 G06T2207/20101 G06T2210/41		
FI分类号	A61B5/00.G A61B6/03.360.E A61B5/05.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/DA02 4C093/FD03 4C093/FF22 4C093/FF24 4C093/FF27 4C093/FG13 4C093/FG14 4C096/AA01 4C096/AB38 4C096/AD14 4C096/AD24 4C096/DC18 4C096/DC22 4C096/DC25 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DD01 4C117/XA04 4C117/XB01 4C117/XB09 4C117/XD24 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XG14 4C117/XJ21 4C117/XK05 4C117/XK09 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09		
代理人(译)	伊藤忠彦 宮崎修		
优先权	61/672845 2012-07-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 特願2015-522196 (P2015-522196) (86) (22) 出願日 平成25年7月3日 (2013.7.3) (85) 翻訳文提出日 平成27年3月6日 (2015.3.6) (86) 国際出願番号 PCT/182013/055444 (87) 国際公開番号 WO2014/013374 (87) 国際公開日 平成26年1月23日 (2014.1.23) (31) 優先権主張番号 61/672, 845 (32) 優先日 平成24年7月18日 (2012.7.18) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ オランダ国 5656 アーエー アイ ドフェン ハイテック キャンパス 5 (74) 代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 達介 (74) 代理人 100135079 弁理士 宮崎 修
用于量化轮廓的不确定性的系统 (10) 包括显示器 (48) , 其在多个心脏相位上显示至少左心室的4D图像的一部分。测量装置 (16) 包括至少一个处理器 (42) , 其被编程为从成像装置 (12) 接收4D图像 (18) , 接收左心室的心肌壁上的选定位置, 投射垂直于其的射线。通过选定位置的心肌壁或左心室中心中的至少一个, 计算沿着投射射线的心肌壁的厚度, 评估心脏相位范围内的心肌壁运动, 计算心肌收缩功能的量化, 以及显示计算显示装置 (48) 上的心肌收缩功能的量化。	最終頁に続く	