

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-217350

(P2019-217350A)

(43) 公開日 令和1年12月26日(2019.12.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 0	4 C 0 9 6
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 1 1 7
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	G 0 6 T 7/00 6 1 2	5 L 0 9 6

審査請求 有 請求項の数 2 O L 外国語出願 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2019-161699 (P2019-161699)	(71) 出願人	590000248
(22) 出願日	令和1年9月5日 (2019.9.5)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(62) 分割の表示	特願2015-522196 (P2015-522196)		ヴェ
	の分割		KONINKLIJKE PHILIPS
原出願日	平成25年7月3日 (2013.7.3)		N. V.
(31) 優先権主張番号	61/672,845		オランダ国 5656 アーエー アイン
(32) 優先日	平成24年7月18日 (2012.7.18)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)		High Tech Campus 5,
			NL-5656 AE Eindhove
			n
		(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦

最終頁に続く

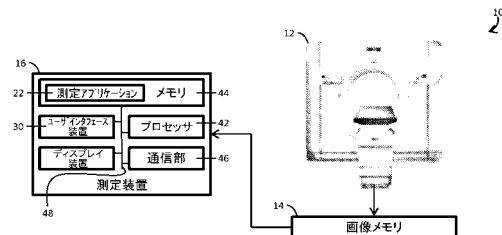
(54) 【発明の名称】 局部収縮測定のためのシステム及び方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 心筋収縮能を定量化するシステムを提供する。

【解決手段】 心筋収縮能を定量化する治療システム (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4次元画像を受け取り、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、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、引かれた線に沿った前記心筋壁の厚さを計算し、心臓フェーズの範囲にわたり心臓壁運動を評価し、心筋収縮能の定量化結果を計算し、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。

【選択図】 図2



【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 つのプロセッサを有し、前記少なくとも 1 つのプロセッサは：

複数の心臓フェーズにわたる、左室の 3 次元画像の時系列を含む 4 次元画像を受け取り、

画像中の前記左室の心筋壁の表面における選択された位置をユーザインタフェースから受け取り、

前記選択された位置における前記心筋壁の厚さ及び変位を決定し、及び

決定された厚さ及び変位を表示するようにディスプレイ装置を制御するようにプログラムされており、

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、前記選択された位置における前記心筋壁の厚さ及び変位を決定することを：

前記心筋壁に実質的に垂直であり、前記左室の最適合円の中心と前記選択された位置とを通る線を描き、及び

前記左室の血液プールと前記心筋壁の前記表面との間で 1 つ以上の遷移点を決定し、前記遷移点と前記選択された位置との間の線に沿う距離を決定することにより行うように更にプログラムされており、

前記少なくとも 1 つのプロセッサは、

前記複数の心臓フェーズにわたって前記線に沿う前記距離を反復的に測定し、

前記複数の心臓フェーズにわたって前記心筋壁の動きを反復的に測定し、及び

前記複数の心臓フェーズにわたって、測定された前記距離及び測定された前記動きに基づいて心筋収縮能を計算する

ように更にプログラムされているシステム。

【請求項 2】

心筋収縮能を定量化するためにシステムが実行する方法であって、

複数の心臓フェーズにわたる、左室の 3 次元画像の時系列を含む 4 次元画像を受け取るステップと、

画像中の前記左室の心筋壁の表面における選択された位置をユーザインタフェースから受け取るステップと、

前記選択された位置における前記心筋壁の厚さ及び変位を決定するステップと、

決定された厚さ及び変位を表示するようにディスプレイ装置を制御するステップとを有し、

前記選択された位置における前記心筋壁の厚さ及び変位を決定するステップは、

前記心筋壁に実質的に垂直であり、前記左室の最適合円の中心と前記選択された位置とを通る線を描き、及び

前記左室の血液プールと前記心筋壁の前記表面との間で 1 つ以上の遷移点を決定し、前記遷移点と前記選択された位置との間の線に沿う距離を決定することにより行われ、

前記複数の心臓フェーズにわたって、前記線に沿う前記距離及び前記心筋の動きが反復的に測定され、測定された前記距離及び測定された前記動きに基づいて心筋収縮能が計算される、方法。

【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(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

10

20

30

40

50

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。

10

【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】

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

30

【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 回のインタラクションにより、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。

40

【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】

50

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（又は最適合円の中心）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。

10

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、修正と変更に応用することができる。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。

【0029】

以下、本願により教示される手段を例示的に列挙する。

（付記 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。

（付記 2）

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、
付記 1 に記載のシステム。

（付記 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、
付記 1 及び 2 いずれか一項に記載のシステム。

（付記 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、付記 1 ないし 3 いずれか一項に記載のシステム。

（付記 5）

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

る、
付記 1 ないし 4 いずれか一項に記載のシステム。

(付記 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、付記 1 ないし 5 いずれか一項に記載のシステム。

(付記 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、
付記 1 ないし 6 いずれか一項に記載のシステム。

10

(付記 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。

(付記 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、
付記 8 に記載の方法。

20

(付記 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、
付記 8 及び 9 いずれか一項に記載の方法。

(付記 11)

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、付記 8 ないし 10 いずれか一項に記載の方法。

(付記 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、

30

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、
付記 8 ないし 11 いずれか一項に記載の方法。

(付記 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、付記 8 ないし 12 いずれか一項に記載の方法。

(付記 14)

付記 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。

40

(付記 15)

一以上のプロセッサを、付記 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。

(付記 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、

50

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。

(付記 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、付記 16 に記載のシステム。

(付記 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、付記 16 及び 17 いずれか一項に記載のシステム。

(付記 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、

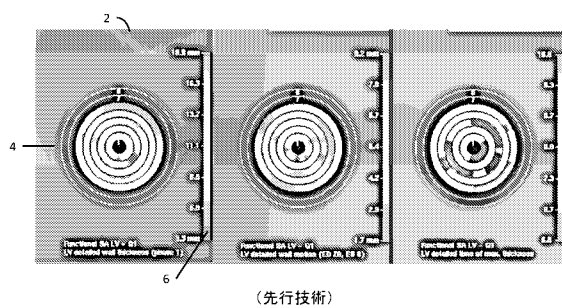
付記 16 ないし 18 いずれか一項に記載のシステム。

(付記 20)

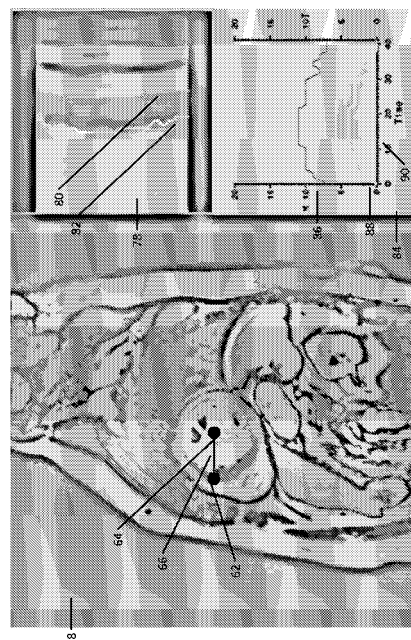
前記心筋収縮能の定量化結果の表示は、左室壁厚、左室最大変位、左室最小変位、及び左室壁運動のうち少なくとも 1 つを含む、付記 16 ないし 19 いずれか一項に記載のシステム。

10

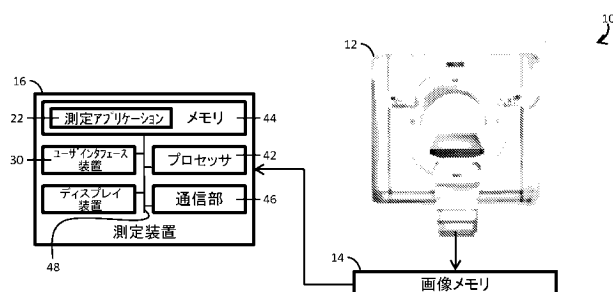
【図 1】



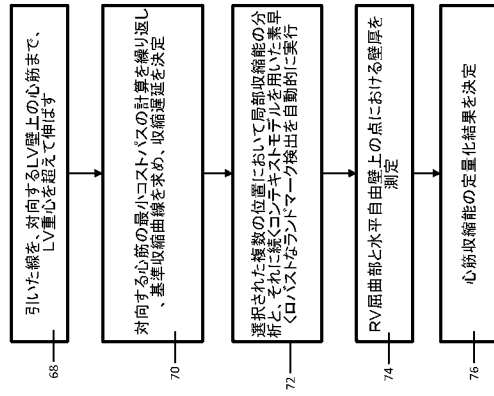
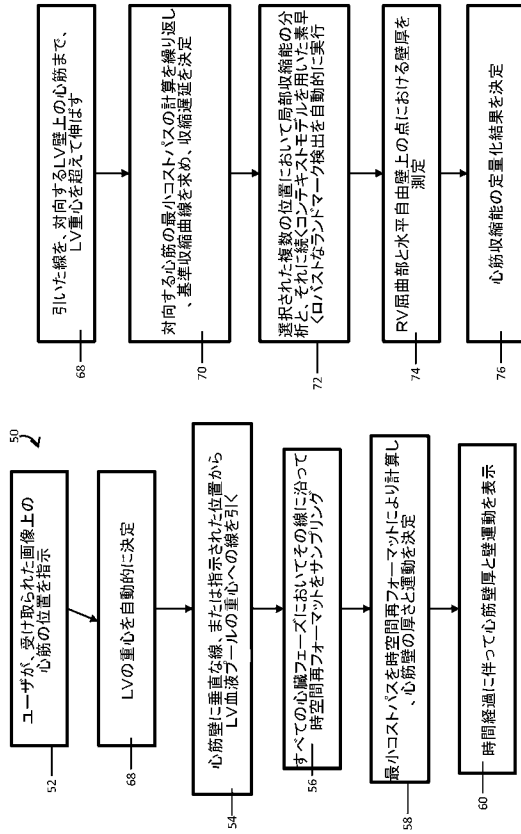
【図 3】



【図 2】



【図 4】



フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(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 アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
5

F ターム(参考) 4C096 AA08 AA12 AA20 AB38 AC04 BA18 DC19 DC23 DC25 DC28
DC36 DD14 DE06
4C117 XD24 XE44 XE45 XE46 XG12 XG14 XG15 XJ01 XK05 XK09
XK18 XK19
5L096 AA03 AA06 AA09 BA06 BA13 BA18 CA18 CA24 DA02 FA06
FA12 FA60 FA64 HA02 HA04

【外国語明細書】
2019217350000001.pdf

专利名称(译)	局部收缩测量的系统和方法		
公开(公告)号	JP2019217350A	公开(公告)日	2019-12-26
申请号	JP2019161699	申请日	2019-09-05
[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		
当前申请(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	A61B5/055 A61B5/00 G06T7/00		
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	A61B5/055.380 A61B5/00.G G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C096/AA08 4C096/AA12 4C096/AA20 4C096/AB38 4C096/AC04 4C096/BA18 4C096/DC19 4C096/DC23 4C096/DC25 4C096/DC28 4C096/DC36 4C096/DD14 4C096/DE06 4C117/XD24 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XG12 4C117/XG14 4C117/XG15 4C117/XJ01 4C117/XK05 4C117/XK09 4C117/XK18 4C117/XK19 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/BA18 5L096/CA18 5L096/CA24 5L096/DA02 5L096/FA06 5L096/FA12 5L096/FA60 5L096/FA64 5L096/HA02 5L096/HA04		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/672845 2012-07-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于量化心肌收缩功能的系统。解决方案：一种用于量化心肌收缩功能的治疗系统（10）包括显示器（48），该显示器在至少多个左心室的三维图像上显示一部分心脏阶段。测量设备（16）包括至少一个处理器（42），其被编程为从成像设备（12）接收三维图像，在左心室的心肌壁上接收选定的位置，投射至少垂直于穿过选定位置的心肌壁或左心室之一，计算沿投射射线的心肌壁厚度，评估心脏各相范围内的心肌壁运动，计算心肌收缩功能的量化并显示在显示设备上计算出的心肌收缩功能的量化值（48）。选定的图：图2

