

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4521271号
(P4521271)

(45) 発行日 平成22年8月11日 (2010.8.11)

(24) 登録日 平成22年5月28日 (2010.5.28)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 D
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-517091 (P2004-517091)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年6月24日 (2003.6.24)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2005-531352 (P2005-531352A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成17年10月20日 (2005.10.20)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/002643		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02004/003851		1
(87) 国際公開日	平成16年1月8日 (2004.1.8)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成18年6月21日 (2006.6.21)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	02291622.5	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成14年6月28日 (2002.6.28)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重
		(72) 発明者	ジャコブ, マリー
			フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴ
			ァール・オスマン 1 5 6
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 変形可能な3次元対象の頭頂の動きに関する情報を表示する画像処理システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査中の変形可能な3次元対象の壁領域の変位の振幅に関連する情報を表示する画像処理システムであって、

3次元対象の壁の位置を決定し、前記3次元対象の壁の関心領域を定義し、かつ変位の振幅を時間の関数として決定するよう前記3次元対象の壁の3次元画像データを処理する、画像のシーケンス中の3次元対象の3次元データを処理する手段と、

前記3次元対象の壁の投影により前記3次元対象の壁の第1の2次元簡略表現を作成する手段とを有し、前記2次元簡略表現は前記関心領域の投影を含み、

前記画像処理システムは更に、前記関心領域の投影の中の変位の振幅の印を、前記作成された2次元簡略表現中に表示する表示手段とを有し、

前記処理する手段は、前記関心領域の変位の振幅を時間の関数として決定するために、前記3次元対象の壁の前記3次元画像データを処理し、かつ

前記表示手段は、前記第1の2次元簡略表現中の前記関心領域の投影中の前記3次元対象の壁の前記関心領域の前記変位の振幅の印を表示する、

画像処理システム。

【請求項 2】

前記関心領域についての最大又は最小の変位の振幅を決定するために、見つけられた振幅の値を平均化する手段、を更に有する請求項1記載の画像処理システム。

【請求項 3】

10

20

前記第 1 の 2 次元簡略表現（2 次元簡略振幅表現と以下称す）を作成する手段は、一定時間に亘る前記関心領域の変位の最大振幅又は最小振幅の印である振幅の印を与える、請求項 1 記載の画像処理システム。

【請求項 4】

前記 3 次元対象の壁の前記第 1 の 2 次元簡略表現と同様の、前記関心領域の同様の投影を伴う、前記 3 次元対象の壁の第 2 の 2 次元簡略表現（前記第 2 の 2 次元簡略表現は 2 次元簡略位相表現と以下称す）を作成する手段と、

前記 2 次元簡略位相表現中に、前記一定時間に亘り、前記関心領域の中で変位の振幅の最大又は最小が生ずる時点の印を表示する手段とを更に有する、請求項 3 記載の画像処理システム。

10

【請求項 5】

前記 2 次元簡略振幅表現と前記 2 次元簡略位相表現とを一緒に同じ画像中に表示する手段を有する、請求項 4 記載の画像処理システム。

【請求項 6】

前記振幅の値及び時間の値を、色分けして夫々の 2 次元簡略振幅表現及び 2 次元簡略位相表現中に表示する手段を有する、請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

【請求項 7】

セグメントと称される前記関心領域の夫々の投影中の 3 次元対象の壁の前記関心領域の変位の振幅の印を前記作成された 2 次元簡略表現中に色分けして表示する手段を有し、前記変位の振幅の印は、時間の関数としての動画の 2 次元簡略表現を形成するよう、前記セグメント中で前記シーケンスの前記画像のレートで変化する、請求項 1 記載のシステム。

20

【請求項 8】

前記 3 次元対象の壁の前記 2 次元簡略表現を 2 次元ブルズ・アイ表現として表示する手段を有する、請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

【請求項 9】

前記検査中の対象は左心室であり、前記 3 次元対象の壁は前記左心室の壁の内側の境界である、請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

【請求項 10】

前記 3 次元対象の壁の位置を決定する手段は、前記検査中の 3 次元対象に適用されるセグメント化技術を行うセグメント化手段を有し、前記セグメント技術は、メッシュモデル技術を用いること、および前記メッシュモデルを前記検査中の 3 次元対象の壁へ写像するよう前記メッシュモデルの形状を変更することを含み、関心の対象である壁（対象の壁と以下称す）を有する簡略体積を提供する、請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

30

【請求項 11】

回路手段を有する適切にプログラミングされたコンピュータ又は専用プロセッサを含むシステムであって、請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項記載の画像処理システムを有するシステム。

【請求項 12】

40

検査中の変形可能な 3 次元対象の壁領域の変位の振幅に関連する情報を表示する装置の作動方法であって、

3 次元対象の壁の位置を決定し、前記 3 次元対象の壁の関心領域を定義し、かつ変位の振幅を時間の関数として決定するよう前記 3 次元対象の壁の 3 次元画像データを処理する、画像のシーケンス中の 3 次元対象の 3 次元データを処理する段階と、

前記 3 次元対象の壁の投影により前記 3 次元対象の壁の第 1 の 2 次元簡略表現を作成する段階とを有し、前記 2 次元簡略表現は前記関心領域の投影を含み、

前記関心領域の投影の中の変位の振幅の印を、前記作成された 2 次元簡略表現中に表示する表示段階とを有し、

前記処理する段階は、前記関心領域の変位の振幅を時間の関数として決定するために、

50

前記 3 次元対象の壁の前記 3 次元画像データを処理し、かつ

前記表示段階は、前記第 1 の 2 次元簡略表現中の前記関心領域の投影中の前記 3 次元対象の壁の前記関心領域の前記変位の振幅の印を表示する、

装置の作動方法。

【請求項 13】

超音波 3 次元画像データを処理し、変形可能な 3 次元器官の超音波画像を前記器官の壁の動きの印と共に表示する装置の作動方法であって、

前記検査中の器官の画像シーケンスの 3 次元画像データを取得し、前記 3 次元対象の壁の位置を決定するよう前記シーケンスの画像中の前記 3 次元器官をセグメント化し、前記セグメント化された 3 次元器官の壁上に少なくとも 1 つの関心領域を定義し、前記関心領域の変位の振幅を時間の関数として決定するよう前記 3 次元画像データを処理する段階と、

10

3 次元のセグメント化された器官の壁の投影により前記 3 次元のセグメント化された器官の壁の第 1 の 2 次元簡略表現を作成する段階と、前記 2 次元簡略表現中に関心領域の投影を含み、

前記関心領域の夫々の投影の中の前記 3 次元のセグメント化された器官の壁の前記関心領域の変位の振幅の印を、前記作成された 2 次元簡略表現中に色分けして表示する段階とを更に有する、請求項 12 記載の装置の作動方法。

【請求項 14】

前記関心領域の最大又は最小の変位の振幅の印を、一定時間に亘り表示し、この第 1 の 2 次元簡略表現は 2 次元簡略振幅表現と以下称される、段階と、

20

前記 3 次元のセグメント化された器官の壁の第 1 の 2 次元簡略表現と同様の、セグメントと称される関心領域の同様の投影を伴う、前記 3 次元のセグメント化された器官の壁の第 2 の 2 次元簡略表現を作成し、前記第 2 の 2 次元簡略表現は 2 次元簡略位相表現と以下称される、段階と、

前記 2 次元簡略位相表現中に、前記一定時間に亘り、前記関心領域の中で変位の振幅の最大又は最小が生ずる時点の印を表示する段階と、

前記 2 次元簡略振幅表現及び前記 2 次元簡略位相表現を同時に同じ画像中に表示する段階とを有する、請求項 12 記載の装置の作動方法。

【請求項 15】

30

請求項 12、13 又は 14 記載の装置の作動方法を実行するための一組の命令を有するコンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、検査中の変形可能な 3 次元対象の頭頂の動きに関する情報を表示する画像処理システムに関連する。特に、本発明は、画像シーケンス中に生ずる例えば心臓といった体の器官の壁の動きに関する情報を、当該の動きが生ずるシーケンス中の時点の印と共に表示する画像処理システムに関連する。本発明は特に、観察システムに接続された処理システムを用いて処理された医用画像を処理し表示する医用検査装置の分野に適用される。

40

【背景技術】

【0002】

米国心臓協会 (A H A : American Heart Association) は、研究及び臨床用途のための心臓画像診断療法間での理解を最善且つ容易なものとするよう、心臓の向き、心臓の平面の名称、心筋のセグメント数、表示及び解析用の心臓スライスの選択及び厚さ、セグメントの命名法及び位置、並びに、冠状動脈領域に対するセグメントの割り当てについての合意された勧告を与える。これらの勧告は、非特許文献 1 に記載されるように、心臓壁の動きの画像化に適用可能である。これらの勧告によれば、心臓画像診断療法は、左心室の長軸と、長軸に対して 90° の角度に向けられた選択された平面とを用いて心臓を定義し、方向付け、表示するべきである。全ての画像診断療法において使用される 90° に向け

50

られた心臓の平面の名称は、短軸、垂直軸、及び水平長軸であるべきである。心臓は、心筋及び左心室の評価のために１７個のセグメントへ分割されるべきである。心臓は更に、長軸に対して垂直に三等分された部分へと分割されるべきである。非特許文献１では、心臓は、図４中にブルズ・アイ（bull's eye）技術を用いて表わされている。この技術を用いて、１７個の所定のセグメントは、円形に、長い垂直軸に沿って投影される。頂点は、参照番号１７が付された小さい中心円を形成し、他のセグメントは、３つの同心領域上に表わされ、各同心領域はセクタへ分割され、各セクタには、心臓の１つのセグメントに対応する数が属性として与えられる。ＡＨＡ勧告によれば、心筋セグメントの名称は、心臓の長軸に対する位置及び円周上の位置を定義する。

【非特許文献１】Manuel D. Cerqueira外、「Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the heart」、The American Heart Writing Group on Myocardial Segmentation and Registration for Cardiac Imaging, Circulation 2002; 105; 549-542、インターネット<URL: <http://www.circulationaha.org>>

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００３】

本発明は、変形可能な関心対象の画像シーケンスを処理し、当該対象の所与の領域の動きの振幅値に関連する情報をコード化された形で、所与の領域中で所与の振幅値に達した画像シーケンスの時点の印とともに表示する画像処理システムを提案することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００４】

本発明によれば、このシステムは、以下の動作を行う処理手段を有する。３次元の関心対象の壁の動きは、各３次元画像が所与の時点に対応する３次元画像のシーケンス中で位置合わせされる。シーケンス中の所与の領域の動きの解析は、シーケンスの各画像について領域の動きの振幅を計算することを可能とする。異なった領域は、それらの動きの振幅に従って色分けされうるため、医師は、シーケンスが展開するのを見ている間、領域の動きの振幅が進むのを時間の関数として見ることができる。しかしながら、この解析結果の表現は、シーケンスが展開する間は領域の動きの振幅の変化があまりにも多く、あまりにも速いため、医師が理解し及び使用することが困難であるという問題がある。

【０００５】

従って、本発明は、これらの結果が処理された１つの表示された画像中に提示されるシステムであって、器官が領域の動きの振幅の特定の値、例えば最大値又は最小値の概略的な表現として示されるシステムを提案することを目的とする。本発明によれば、このシステムは、所与の領域において当該の振幅の特定の値に達する時点の検出を可能とするよう、同一の表示された画像中に示される他の同様な概略的な表現を提案する手段を有する。望ましくは、いずれの概略的な表現も色分けされる。かかる表示画像の作成は、対象の動きの解析の複雑且つ多数の結果の調査を、医師によって理解し使用するのが容易な正確、コンパクト、且つ完全な表現へ変換することを可能とする。

【０００６】

このために、本発明は、請求項１に記載の画像処理システムを提案する。本発明の特定の目的は、このシステムを心臓の心室の壁の動きの表示、特に、左心室の壁の動きの表示に適用することである。この場合、心臓の壁は、ＡＨＡにより勧告されるようにブルズ・アイ表現で配置され番号付けされるセグメントへ分けられる。従って、本発明はまた、画像中に、各領域が拡張又は収縮の最大の振幅の値の印を色分けされた状態で示す心臓の所定の領域の第１の２次元の概略的な表現を、所与の領域において当該の最大の振幅の値に達した時点の印を色分けされた状態で示す心臓の同じ所定の領域の第２の同様の２次元の概略的な表現と共に表示する画像処理システムを提案することを目的とする。本発明は、この情報をＡＨＡにより勧告されるようなブルズ・アイ表現で与えることを特に目的と

する。各セグメントの変位を定量化することを可能とするために、セグメントの動きには色のコードに従って属性として色が与えられる。このことは、ただ1つの画像中で、第1の概略的な表現中に与えられる各セグメントの動きの振幅の値を、望ましくはブルズ・アイ表現で与える。しかしながら、かかるブルズ・アイ表現1つでは、当該の動きの振幅に達した時点の印なしの各セグメントについての所与の動きの振幅を示すだけであるという問題が残る。従って、本発明によれば、望ましくは第2の同様のブルズ・アイである第2の同様の概略的な表現は、第1のブルズ・アイ表現に関連して、所与のセグメント中で当該の動きの振幅に達したシーケンスの時点の色分けされた形で示す。

【0007】

本発明はまた、画像処理手段を有するかかるシステムを有する超音波医用検査装置、システムを動作させる段階を有する方法、及び方法を実行するための命令を有するプログラムプロダクトに関連する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明について、図面を参照して以下詳述する。局所的な心臓の変形の定量的な推定は、心筋の機能の評価及び心筋細胞の生存可能性の評価のために重要な臨床的な意味がある。この変形は、複雑な空間的・時間的な現象である。収縮/弛緩位相は、ねじれ効果によって複雑となり、筋肉の全ての領域が必ずしも同時に収縮又は弛緩するわけではない。従って、収縮又は弛緩を調べるとき、良い空間解像度が必要とされる。更に、収縮の振幅が調べられねばならないだけでなく、収縮/弛緩が生ずる時間、及びそれがどのように伝搬するかを局所的に示す位相も調べられねばならない。いくつかの心臓病は、不整脈によるものであり、又は、例えば、結果的に心臓の運動を妨害するものであり、例えば心筋梗塞、虚血、頻脈、及び、心房又は心室細動である。核撮像法は、心臓収縮/弛緩についての情報を与える。この技術は、例えば、空間的及び時間的な解像度が非常に低いこと、及び、技術が照射を伴う検査によって行われること等のいくつかの問題を示す。更に、解析は、心臓の収縮/弛緩が周期的な正弦波状の動きであるという仮定に基づくものである。超音波撮像を用いる他の技術は、核撮像法よりもはるかに正確である。「カラー・キネシス (Color Kinesis)」と称される方法が利用可能であるが、これは2次元の画像に制限されている。

【0009】

ここで、3次元超音波システムは、3次元の心臓の時間シーケンスの取得を可能とし、これは、心臓学において、心筋の収縮及び弛緩を解析するのに使用されうる。心臓の壁の動きは、例えば心周期中に記録されたシーケンスの各画像中の心内膜の輪郭を抽出することによってまず計算されねばならない。次に、2つの連続する輪郭の間の距離、又は基準輪郭に対する距離が推定されねばならない。結果として得られる量は、色分けされ、心周期に亘る画像シーケンス中の抽出された心臓の壁の色付けされた領域として表示される。ここで、各領域の色は、一定時間にわたってシーケンス中で連続的に変化し、従って医師にとっては量を検討するのにいくらかの困難がある。従って、課題は、この解析の複雑且つ様々な結果を、医師にとって有用な正確、コンパクト、且つ完全な表現へ変換することにある。

【0010】

以下、検査中の対象は左心室であり、関心対象は左心室の壁の内部境界である。本発明によれば、心周期中の心筋の変形を表わす新しい方法が提案され、情報は3次元超音波撮像から得られている。取得システムは、再構成された3次元心エコーシステム、又はリアルタイム3次元心エコーシステムでありうる。心臓の壁の動きの振幅の計算及び解析の課題がまず解決される。即ち、振幅は、心臓の3次元超音波画像のセグメント化から得られた左心室体積の3次元簡略モデルのシーケンスから計算されうる。

【0011】

次に、参照されるAHAの文献に記載されたブルズ・アイ (bull's eye) 技術は、結果を表示するために用いられる。ブルズ・アイは、左心室の平坦な投影の簡略表現であり、

10

20

30

40

50

セグメントと称される正確な左心室の壁の領域に対応する定義された領域を伴う。従って、従来のブルズ・アイは、単に心臓の壁の異なる領域の表現にすぎない。所与の壁の領域に対して測定された情報に対応する値（又は色）の印は、ブルズ・アイの対応する所与の領域に関連付けられる。

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、第 1 のブルズ・アイ表現は、心周期中の各領域の最大（又は最小）変位の振幅の情報を与える。動きの最大（又は最小）の振幅の値は、望ましくは色分けされる。この第 1 のブルズ・アイ表現は、心不全の場合の収縮期後の短縮又は非同期性の場合に生じうる、動きの同じ最大振幅を有するが、異なる時間における、2 つの領域を区別することを可能とするものではない。このために、本発明によれば、表示システムの同じ画像中に 2 つのブルズ・アイ表現が同時に表示されることが望ましい、第 1 のブルズ・アイ表現は、心臓の壁の領域の変位の最大（又は最小）の振幅の情報を表わし、第 2 のブルズ・アイ表現は、当該の心臓の壁の領域においてこの最大（又は最小）の振幅が生ずる心周期中の時点の情報を示す。時点の値は、望ましくは色分けされる。

【 0 0 1 3 】

本発明のシステムは、超音波システムによって又は当業者によって知られる他のシステムによって形成されうる心臓の他の部分又は他の器官の 3 次元画像のシーケンスを処理し、表示しうる。概して、このシステムは、壁の動きを有する検査中のいかなる対象の 3 次元画像のシーケンスも処理し表示しうる。検査中の対象の壁は、関心対象と称される。壁は、動きを受ける 1 つ又はいくつかの領域を有する。これらの場合、検査中の対象が心臓以外である場合、壁の領域はまずセグメント化又は抽出され、それらの動きの最大又は最小の振幅が決定される。次に、対象である壁の 2 つの 2 次元の概略的な表現が作成され、セグメント化された壁の対応する領域は 2 つの 2 次元の概略的な表現上に示され、これらは更に、各領域が一定時間にわたるその変位の最大又は最小の振幅の情報を持つ当該の壁領域の第 1 の 2 次元の概略的な表現と、当該一定時間中のこの最大又は最小の変位が生ずる時点の情報を表わす時点の情報を持つ当該領域の第 2 の同様の 2 次元な概略的な表現とを含む、1 つの画像上に表示される。2 次元表現は、心臓の壁の表現に対して用いられるブルズ・アイの形状を有しうる。リング数とそれらの領域のみが異なりうる。情報は、いずれの表現でも色分けされうる。

【 0 0 1 4 】

以下の例では、関心対象は左心室の壁の内部境界である。本発明の画像処理システムは、以下の各動作を行う処理手段及び表示手段を有する。

【 0 0 1 5 】

（ 1 ）検査中の対象の 3 次元画像のシーケンスの取得

本例では、超音波検査装置を用いて、心周期に亘って、左心室の 3 次元画像のシーケンスが取得される。図 1 B は、かかるシーケンスの 1 つの画像を表わす。

【 0 0 1 6 】

（ 2 ）シーケンスの 3 次元画像のセグメント化

シーケンスの画像データは、セグメント化技術によって左心室の壁を決定するよう更に処理される。シーケンスの 3 次元画像をセグメント化することが可能ないかなるセグメント化技術も使用されうる。セグメント化操作の結果は、左心室の壁のボクセルの位置を見つけることを可能とする。

【 0 0 1 7 】

図 1 A を参照するに、望ましくは、「Simple Mesh」なるセグメント化技術が用いられ、なぜならばこの技術はロバストであり、非常に優れた結果を与えるためである。この Simplex Mesh 技術は、H. Delingette 著、「Simplex Meshes: a General Representation for 3D shape Reconstruction」、コンピュータ・ビジョン及びパターン認識に関する国際会議の議事録（CVPR '94）、第 20 ～ 24 頁、1994 年 6 月、米国、シアトル、の文献に記載されている。この文献では、3 次元対象を復元するための物理に基づくアプローチが提示される。このアプローチは、「シンプレックス・メッシュ（Simp

lex Meshes)」の幾何学に基づくものである。メッシュの弾性の作用は、各頂点（メッシュのノード）において抽出されたシンプレックス角を通じて平均曲率を制御する局所安定化関数によってモデル化される。これらの関数は、視点によっては不変であり、本質的であり、スケールに敏感である。シンプレックス・メッシュの輪郭は、シンプレックス・メッシュ上の近傍の頂点から構成される閉じた多角形チェーンとして定義される。輪郭は、それ自体と交差しないよう制限される。引用された文献は、所与の3次元対象を表わす単純なモデルを与える。これは、モデルを3次元の関心対象へと形状を変え、調整するために、適用されるべき力を定義する。

【0018】

図1Aに示す球面メッシュモデルは、図1Bに示す左心室の壁の内部境界をセグメント化するための「シンプレックス・メッシュ・モデル(Simplex Mesh Model)」として使用される。リングは、左心室の腔内の図1Aの球面メッシュモデルの配置を表わす。セグメント化段階は、球面メッシュモデルの形状を変えることにより、シンプレックス・メッシュ・モデルを左心室の当該の壁の内部境界へマッピングすることから構成される。この操作は、左心室のセグメント化された内部の壁を、簡略(simplified)メッシュ体積の壁として与える。簡略体積のこの壁は、図1Dに示す面及び辺を有し、図1CのECG曲線のマーカに対応するシーケンスの時点に関連する。このセグメント化操作は、例えば心拍の一定時間にわたって左心室の画像のシーケンスの各画像に対して行われ、それにより、左心室の内部の壁の境界を表わす壁を有するセグメント化された3次元簡略メッシュ体積のシーケンスが形成される。簡単化のため、内部の壁の境界を更に、「壁」と称する。

【0019】

(3) シーケンスの2つの画像間の壁の変位の推定

ここで、3次元のセグメント化された左心室の壁のシーケンスの画像を参照として選択する。セグメント化された左心室の壁の形状及び寸法が心周期に亘って変化するシーケンスの他の3次元画像について、更に1つずつ考える。

【0020】

図2を参照するに、参照画像のセグメント化された壁はROで示され、参照対象(Object of Reference)と称される。セグメント化されたシーケンスの時間的に第2の画像は、この第1のセグメント化された画像に対して比較される。参照画像は、3次元のセグメント化された参照対象を2値の3次元の参照対象へ変換するために処理される。しかしながら、まだ、単純にこれをROと示すものとする。例えば、3次元の参照画像の内側のボクセルは、値1が属性として与えられ、3次の参照対象の外側のボクセルには値0が属性として与えられる。3次元対象の境界は0領域と1領域の間に配置され、セグメント化された壁の位置を表わす。当業者によって知られているように、2値の対象に境界を属させるための他の可能性が使用されうる。セグメント化されたシーケンスの第1の画像中の3次元の参照対象ROは、ここで、2値の3次元参照対象となっている。左心室の壁は、セグメント化されたシーケンスの第2の画像中でSOで示される3次元の簡略体積である。壁がシンプレックス・メッシュ・モデルを用いてセグメント化されているとき、簡略体積はZで示される面を有する。1つの面Z内の、ZCで示される重心について考える。第1の画像の2値の3次元の参照対象ROの重心C1及び第2の画像の3次元の簡略体積SOの重心C2についてもまた考える。

【0021】

図2を参照するに、ある例では、3次元の参照対象ROの重心及び簡略体積SOの重心は、当該の2つの画像中で一致するか、又は、一致せずに位置することが見いだされうる。これらが一致せずに位置する場合、これらの点C1、C2を重ね合わせるよう、平行移動演算が行われうる。面の中心ZCのボクセルの位置における壁の変位は、第1の3次元対象RO及び第2の3次元対象SOの共通の重心C1、C2と面の中心ZCとをつなぐ線に沿って測定される、第1の画像の2値の3次元の参照対象ROの境界と第2の画像の3次元の簡略体積の面の中心ZCとの間のDによって表わされる距離として定義されうる。

【0022】

10

20

30

40

50

当該の距離Dの他の多くの異なる定義が可能である。検査中の3次元対象の画像シーケンスが、シンプレックス・メッシュ技術を用いてセグメント化されていない場合、しかしながら、セグメント化演算は簡略体積のシーケンスを与える。ゾーンZは、セグメント化された第2の3次元の簡略体積SO上で輪郭が描かれることができ、上述と同じ方法が1つの面上に対して適用されるのではなく1つのゾーンに対して適用される。他の可能なセグメント化の方法では、簡略体積のシーケンスを供給するために検査中のセグメント化されたボクセルのみの位置が見つけれられる。この場合、第1の2値の対象は第1の簡略体積から計算され、距離Dは、2値の対象の境界と第2の簡略体積の境界の間に定義される。次に、セグメント化された画像間の変位の振幅Dを決定するために、上述のように、全ての面に対して、又は全てのゾーンに対して、又は境界ボクセルに対して、又は壁の部分のボクセルに対して、第1の2値の3次元対象ROと第2の3次元の簡略体積SOとの間で演算が繰り返される。演算はまた、セグメント化されたシーケンスの画像間の壁の面又はゾーンの変位の振幅を決定するためにシーケンスの他の画像間で行われる。結果は、簡略体積のシーケンスを構築することを可能とし、面又はゾーンは、各時点における変位の振幅を色分けして示している。以下、このシーケンスを、壁のゾーンの変位の振幅の印を伴う簡略体積の3次元シーケンス、或いは、単純に「変位の振幅の3次元シーケンス」と称する。

【0023】

(5) 壁の関心領域の定義

本発明によれば、上述の変位の振幅の3次元シーケンスの代わりに、又は、それに関連して、心周期中に壁の領域の最大（又は最小）の変位の振幅の情報を与える3次元の簡略表現を作成することが提案される。

【0024】

まず、AHAの出版物の図4に関連して説明されるように、又は医師の望みに応じて、SLVで示されるセグメント化された左心室の壁に関心領域が定義される。AHAの出版物は、左心室に対する垂直軸と、夫々が医師にとってのいくつかの関心領域を有する3つの重ね合わされたリングを定義する。引用された関心領域は、17個である。

【0025】

(6) 関心領域の振幅ブルズ・アイ表現の作成

図3は、左側に、セグメント化された左心室SLVの壁の関心領域の3つのリングと、当該関心領域が示された左心室の3つの概略的な断面の間の対応する設定とを示す。これらの断面は、リング状の形状である。上側リングはBASE（底部）と示され、セグメント化された左心室SLVの上側関心領域に対応するセグメント1乃至6を有する。上側リングはまた、右心室RVを左心室LVへ挿入する2つの点24と、弁の点26とを有する。中央リングは、MIDと示され、セグメント化された左心室SLVの中央領域に対応するセグメント7乃至12を有する。中央リングはまた、2つの弁の点25を有する。下側リングは、APEX（頂点）と示され、セグメント化された左心室SLVの下側領域に対応するセグメント13乃至16を有する。下側リングは、頂点に対する点17も有する。図3の表はまた、3つのリングのセグメントと、ブルズ・アイ表現の3つのリングのセグメントとの間の対応を右側に表わす。壁の異なる領域の位置の2次元表現であるこのブルズ・アイ表現20。Aは、参照としてAHAの出版物に記載のように作成される。3つの弁の点は、BASE平面の位置を推定するのに用いられる。頂点は、BASEまでの距離を推定するために、従ってMID平面の位置を推定するために使用される。挿入点は、BASEのセグメント1とMIDのセグメント7の始まりを定義するのに用いられる。

【0026】

本発明のシステムは、心周期中に壁の以前に定義された関心領域の最大（又は最小）変位の振幅の情報を表示するようこのブルズ・アイ表現20。Aを用いる処理及び表示手段を有する。当該の関心領域の最大（又は最小）配置の振幅の情報は、「変位の振幅の3次元シーケンス」のデータから計算される。この操作は、単純化された体積の各面又はゾーンに対する最大（又は最小）の変位の振幅を計算し、次に各関心領域についての最大（又

10

20

30

40

50

は最小)の変位の振幅を決定するために、見つけられた振幅の値を平均化することを含む。関心領域に対して計算された情報に対応する当該の振幅の値の印は、ブルズ・アイ表現 20・Aの対応するセグメント1A乃至16Aに関連付けられる。このブルズ・アイ表現 20・Aのセグメントは、心周期中の関心領域の最大(又は最小)の変位の振幅の情報を与える。動きの最大の振幅の値は、望ましくは色分けされる。

【0027】

(7) 関心領域の位相ブルズ・アイ表現の作成

しかしながら、この第1のブルズ・アイ表現 20・Aは、心不全の場合の収縮期後の短縮又は非同期性の場合に生じうる、同じ動きの最大(最小)の値を有するが、異なる時間における、2つの領域を区別することを可能とするものではない。このために、本発明によるシステムは、図4Bに示すように、表示システムの同じ画像中に2つのブルズ・アイ表現を同時に表示する手段を有することが望ましい。この画像は、第1のブルズ・アイ表現 20・A及び第2のブルズ・アイ表現 20・Bを含む。

10

【0028】

第1のブルズ・アイ表現 20・Aは、壁の関心領域1乃至17の変位の最大(又は最小)の振幅の情報を表示し、但し、振幅は望ましくは色分けされる。この第1のブルズ・アイは、振幅ブルズ・アイ表現と称される。

【0029】

第2のブルズ・アイ表現 20・Bは、心周期中で、所与の最大(又は最小)変位が壁の関心領域で生じた時点の情報を表示し、但し、セグメントは1B乃至16Bまで番号が付され、第1のブルズ・アイ表現 20・Aのセグメント1A乃至16Aに正確に対応する。時点の値は、望ましくは色分けされる。この第2のブルズ・アイは、位相ブルズ・アイ表現と称される。

20

【0030】

(8) ブルズ・アイ表現の表示

図4A、図4B、図4Cを参照するに、本発明のシステムは、関心領域の最大(又は最小)の変位の振幅を提供するために画像中に振幅ブルズ・アイ 20・Aを表示する手段を有する。望ましくは、位相ブルズ・アイ 20・Bは、心周期中で、所与の最大(又は最小)の変位が関心領域中で生じた時間を与えるために同じ画像中に表示される。

【0031】

また、医師にとっては、「変位の振幅の3次元シーケンス」を配置することも興味深い。かかるシーケンスは、シーケンスの時点を与えるよう、図4A上に、図4CのECG曲線と共に表わされる。このシーケンスは、動画とされた簡略メッシュ体積であり、その面はそれらの変位の情報を表示する。(図4Aは、色分けされた簡略メッシュ体積をコード化されたグレースケールの陰影で表わす)。本発明のシステムは、これらの表現全てを同じ画像中に表示するよう処理手段及び表示手段を有しうる。

30

【0032】

本発明のシステムは、動画とされた(animated)ブルズ・アイ表現を構築する処理手段を有しうる。この表現のために「変位の振幅の3次元シーケンス」の面又はゾーンに対応する変位の振幅の値は、ブルズ・アイのセグメントに属性として与えるべき平均の変位の振幅の値を決定するよう平均化される。振幅は、望ましくは色分けされる。3次元のセグメント化された対象の壁の関心領域の変位の振幅の印、即ち、色分けされた振幅は、望ましくは1つのブルズ・アイ表現である1つの構築された2次元簡略表現中のセグメントと称される関心領域の夫々の投影の中に表示される。変位の振幅に対応する印(色)は、シーケンスの画像のレートでセグメント中で変化し、従って、2次元簡略表現は時間の関数として動画とされる。すると、この動画とされたブルズ・アイ表現は、ECG曲線と共に表示される。このブルズ・アイは、「動画とされた変位の振幅ブルズ・アイ」と称される。この動画とされたブルズ・アイは、医師の選択に従って他の表現と共に表示されうる。

40

【0033】

本発明のシステムは、色分けされた表現を画面上に表示する手段を有する。このシステ

50

ムは、これらの表現を格納し、記録し、又は記憶する更なる手段を有しうる。これは、医師が、表現が取得された一定時間中に移動した又は形状が変化した壁を有する期間に関連する病状の有無を推定することを可能とする。望ましくは、色分けされた量は、時間ブルズ・アイに関連付けられ、振幅ブルズ・アイに関連付けられる色分けされた量と共に表示される。

【0034】

図5を参照するに、医用検査装置150は、デジタル画像シーケンスを取得する手段を有し、上述のようにこれらのデータを処理するデジタル処理システム120に関連付けられる。医用検査装置は、表示及び/又は記憶手段130、140へ画像データを与えるための少なくとも1つの出力106を有する処理システム120へ画像データを与える手段を有する。表示及び記憶手段は、夫々、ワークステーション110の画面140及びメモリ130でありうる。当該の記憶手段は、或いは外部記憶手段であってもよい。この画像処理システム120は、ワークステーション110の適当にプログラムされたコンピュータであってもよく、又は、本発明による方法段階の機能を実行するようにされたLUT、メモリ、フィルタ、論理演算部といった回路手段を有する専用プロセッサであってもよい。ワークステーション110はまた、キーボード131及びマウス132を有しうる。

10

【0035】

この医用検査装置150は、標準的な超音波装置であってもよい。

【0036】

処理システム120は、上述の処理段階又は方法段階を実行するために上記処理システムの計算手段によって実行されるべきプログラム命令を有するコンピュータプログラムプロダクトを使用しうる。

20

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】1Aは、シンプレックス・メッシュ技術を用いた左心室の壁をセグメント化する球面状の変形可能なメッシュ・モデルを示す図であり、1Bは、球面状の変形可能なメッシュ・モデルのトレースが左心室腔内に配置されている左心室の超音波画像を示す図であり、1Cは、関連するECGを示す図であり、1Dは、セグメント化された左心室を示す図である。

30

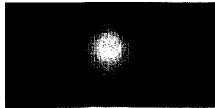
【図2】2時点間の対象の壁の所与の部分の距離の変化の決定を示す図である。

【図3】左側にはセグメント化された左心室の壁領域と左心室の3つの概略的な断面の壁領域の間の対応する設定を示し、右側には3つの断面の領域とブルズ・アイ表現の3つのリングの領域の間の対応設定を示す図である。

【図4】4Aは、色分けされた画像シーケンスの1時点における(色の代わりに白黒の様々な陰影で表わされた)セグメント化された左心室の画像を示す図であり、4Bは、本発明によって表示される左心室のダブル・ブルズ・アイ表現を示す図であり、4Cは、4Aの時点を示すマーカと共にECGを示す図である。

【図5】検査装置を画像処理システムと共に示す図である。

【 図 1 A 】



【 図 1 B - C 】



FIG.1A

FIG.1B

FIG.1C

【 図 1 D 】

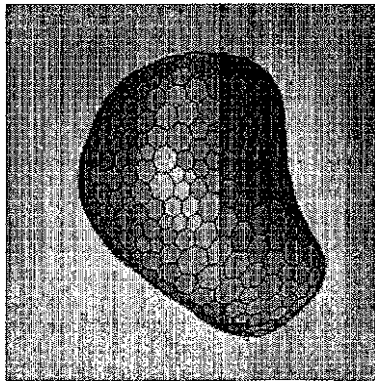


FIG.1D

【 図 2 】

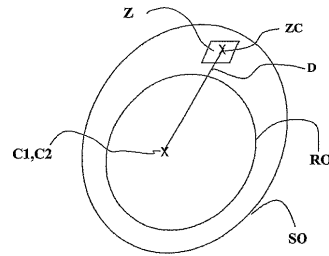


FIG.2

【 図 3 】

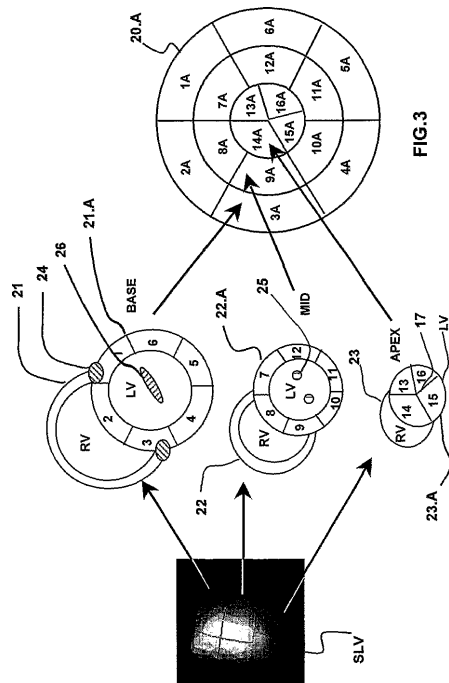


FIG. 3

【圖 4 A】

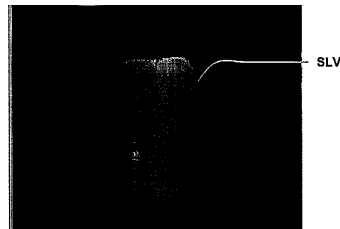


FIG.4A

【圖 4 B】

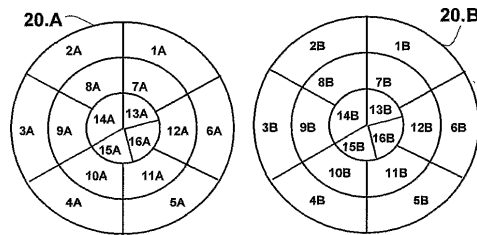


FIG.4B

【 図 4 C 】



FIG.4C

【図5】

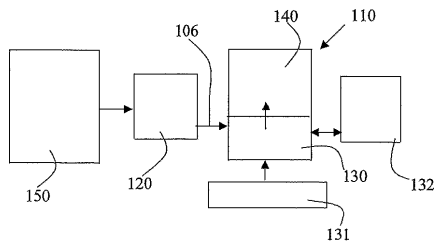


FIG.5

フロントページの続き

- (72)発明者 ジェラルド, オリヴィエ
フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6
- (72)発明者 コレ - ビヨン, アントワーン
フランス国, 7 5 0 0 8 パリ, ブールヴァール・オスマン 1 5 6

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 特開平 0 6 - 1 1 4 0 5 9 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 5 5 8 6 2 (J P , A)
国際公開第 0 1 / 0 1 6 8 8 6 (W O , A 1)
米国特許第 6 2 9 5 4 6 4 (U S , B 1)
米国特許第 5 8 0 3 9 1 4 (U S , A)
O. GERARD , PROCEEDINGS OF MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION ,
2 0 0 1 年 , P1224-1225

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	一种图像处理系统，用于显示关于可变形三维物体顶部运动的信息		
公开(公告)号	JP4521271B2	公开(公告)日	2010-08-11
申请号	JP2004517091	申请日	2003-06-24
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	ジャコブマリー ジェラルドオリヴィエ コレビヨンアントワヌ		
发明人	ジャコブ,マリー ジェラルド,オリヴィエ コレ-ビヨン,アントワヌ		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 G06T1/00 G06T11/20 G06T17/00		
CPC分类号	G06T11/206 G06T19/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.D G06T1/00.290.D		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2002291622 2002-06-28 EP		
其他公开文献	JP2005531352A5 JP2005531352A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于显示关于被检查的可变形三维物体壁区域的位移幅度的信息的图像处理系统包括：获取装置，用于获取简化的三维物体壁图像序列；在维对象的墙上定义感兴趣区域，计算感兴趣区域随时间的位移的最大幅度，并通过在二维简化表示的每个片段中投影感兴趣区域来简化三维处理装置，用于处理图像数据以创建两个二维简化表示（靶心表示），分别称为对象壁的二维简化幅度和相位表示；显示每个区段中感兴趣区域随时间的最大位移幅度的颜色编码标记，以及在二维简化相位表示的每个区段中的时间段内感兴趣区域中的位移幅度最大颜色编码时还包括显示装置，用于显示标记。优选地，二维简化幅度和相位表示在同一图像中一起显示。受检者可以是左心室。可以通过超声系统提供和处理图像序列。

【 図 2 】

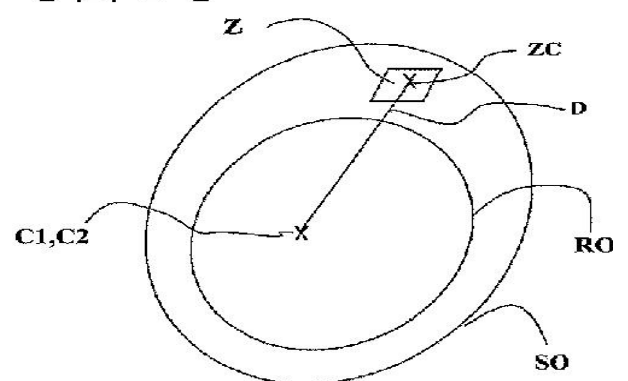


FIG.2