

(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2005-531352

(P2005-531352A)

(43) 公表日 平成17年10月20日(2005.10.20)

(51) Int.Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00	A 6 1 B 5/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	A 6 1 B 5/00	5 B 0 5 7
	G 0 6 T 1/00	2 9 0 A

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

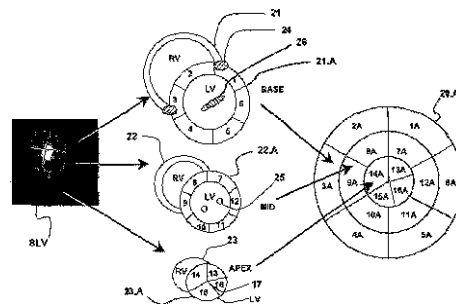
(21) 出願番号	特願2004-517091 (P2004-517091)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成15年6月24日 (2003. 6. 24)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(85) 翻訳文提出日	平成16年12月27日 (2004. 12. 27)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/IB2003/002643		Koninklijke Philips
(87) 国際公開番号	W02004/003851		Electronics N. V.
(87) 国際公開日	平成16年1月8日 (2004. 1. 8)		オランダ国 5621 ペーアー アイン
(31) 優先権主張番号	02291622.5		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(32) 優先日	平成14年6月28日 (2002. 6. 28)		1
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		Groenewoudseweg 1, 5
			621 BA Eindhoven, T
			he Netherlands
		(74) 代理人	100070150
			弁理士 伊東 忠彦
		(74) 代理人	100091214
			弁理士 大貫 進介

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) 【要約】

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する情報を表示する画像処理システムは、簡略化された3次元対象の壁の画像シーケンスを取得する取得手段と、簡略化された3次元対象の壁に関心領域を定義し、一定時間に亘る関心領域の変位の最大の振幅を計算し、2次元簡略表現の夫々のセグメント中の関心領域の投影により3次元の簡略化された対象の壁の2次元簡略振幅及び位相表現と夫々称される2つの2次元簡略表現（ブルズ・アイ表現）を作成する、画像データを処理する処理手段とを有し、2次元簡略振幅表現の夫々のセグメント中の一定時間に亘る関心領域の変位の最大の振幅の色分けされた印を表示し、2次元簡略位相表現の夫々のセグメント中で当該一定時間に亘って関心領域中で変位の振幅の最大が生じた時点の色分けされた印を表示する表示手段を更に有する。2次元簡略振幅及び位相表現は、望ましくは一緒に同じ画像中に表示される。検査中の対象は左心室でありうる。画像シーケンスは超音波システムによって与えられ処理されうる。



【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、

前記検査中の 3 次元対象の画像シーケンスの画像データを取得する取得手段を有し、

前記画像処理システムは更に、

前記 3 次元対象の壁の位置を決定し、前記 3 次元対象の壁の少なくとも 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 次元対象の壁の前記画像データを処理する、前記シーケンスの前記画像中の前記 3 次元対象のデータを処理する手段と、

10

軸に沿った前記 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、前記 2 次元簡略表現中に前記関心領域の投影を含み、

セグメントと称される前記関心領域の夫々の投影の中の前記 3 次元対象の壁の関心領域の変位の振幅の印を、前記作成された 2 次元簡略表現中に表示する表示手段とを有する、画像処理システム。

【請求項 2】

2 次元簡略振幅表現と称されるこの第 1 の 2 次元簡略表現を作成する手段は、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 3】

20

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、セグメントと称される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称される、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有する、請求項 2 記載の画像処理方法。

【請求項 4】

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 3 記載の画像処理システム。

【請求項 5】

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 4 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

30

【請求項 6】

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。

【請求項 7】

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 6 のうちいずれか一項記載の画像処理システム。

40

【請求項 8】

前記検査中の対象は左心室であり、前記関心対象は前記左心室の壁の内側の境界である、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 3 次元対象の壁の位置を決定する処理手段は、前記検査中の 3 次元対象に適用されるメッシュモデル技術を用いることを含むセグメント化技術を行い、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メッシュモデルの形状を変更し、前記関心対象である対象壁と称される壁を有する簡略体積を提供する、セグメント化手段である、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】

50

請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項記載の画像データを処理する回路手段と、処理された画像を表示する手段とを有する、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。

【請求項 1 1】

超音波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画像処理方法であって、

前記検査中の器官の画像シーケンスの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画像データを処理する段階と、

10

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

セグメントと称される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有する、画像データ処理方法。

【請求項 1 2】

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称される、段階と、

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 次元簡略表現は第 2 の簡略位相表現と称される、段階と、

20

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 1 1 記載の方法。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 又は 1 2 記載の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プロダクト。

30

【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。

【背景技術】

【0002】

40

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を選択及び厚さ、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、

50

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>>

10

【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】

20

【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するため、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】

30

従って、本発明は、これらの結果が処理されたただ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

50

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。

【 0 0 0 7 】

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。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

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。

20

【 0 0 0 9 】

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。

30

【 0 0 1 0 】

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。

40

【 0 0 1 1 】

次に、参照される A H A の文献に記載されたブルズ・アイ (bull' 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、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

50

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。

【0012】

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。

10

【0013】

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。

20

【0014】

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。

30

【0015】

（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1Bは、かかるシーケンスの1つの画像を表わす。

【0016】

（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。

40

【0017】

図1A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口バストであり、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（Simplex 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

50

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。

10

【0019】

(3) シーケンスの2つの画像間の壁の変位の推定

20

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。

30

【0021】

40

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】

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

50

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 S O 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うる。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 R O と第 2 の 3 次元の簡略体積 S O 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。

10

【 0 0 2 3 】

(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。

20

【 0 0 2 4 】

まず、A H A 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、S L V で示されるセグメント化された左心室の壁上に関心領域が定義される。A H A 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。

【 0 0 2 5 】

(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 S L V 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 B A S E (底部) と示され、セグメント化された左心室 S L V 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 R V を左心室 L V へ挿入する 2 つの点 2 4 と、弁の点 2 6 とを有する。中央リングは、M I D と示され、セグメント化された左心室 S L V 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 2 5 を有する。下側リングは、A P E X (頂点) と示され、セグメント化された左心室 S L V 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 1 7 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 A H A の出版物に記載のように作成される。3 つの弁の点は、B A S E 平面の位置を推定するのに用いられる。頂点は、B A S E までの距離を推定するために、従って M I D 平面の位置を推定するために使用される。挿入点は、B A S E のセグメント 1 と M I D のセグメント 7 の始まりを定義するのに用いられる。

30

40

【 0 0 2 6 】

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、簡単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 (又は最小) の変位の振幅を決定するために、見つけれ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

50

20. Aの対応するセグメント1 A乃至1 6 A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4 B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。

【0028】

第1のブルズ・アイ表現20. Aは、壁の関心領域1乃至1 7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1 B乃至1 6 B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1 A乃至1 6 A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。

【0030】

（8）ブルズ・アイ表現の表示

図4 A、図4 B、図4 C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4 A上に、図4 C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4 A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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

30

【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。

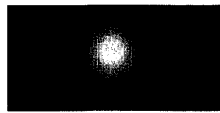


FIG. 1A

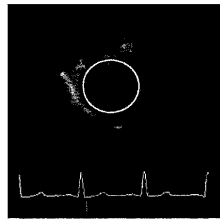


FIG. 1B



FIG. 1C

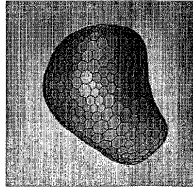


FIG. 1D

【 図 2 】

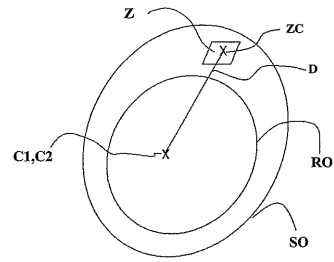


FIG. 2

【 図 3 】

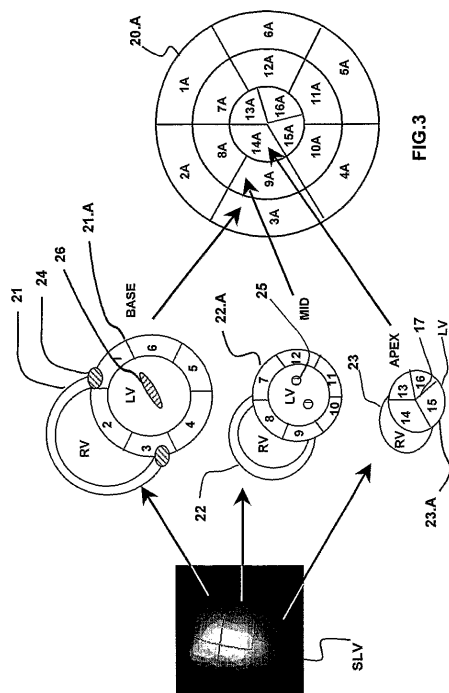


FIG. 3

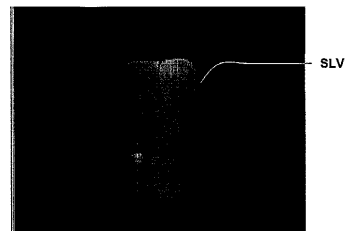


FIG. 4A

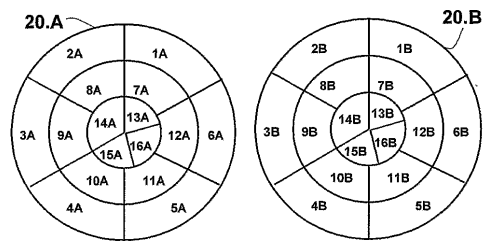


FIG. 4B



FIG. 4C

【 図 5 】

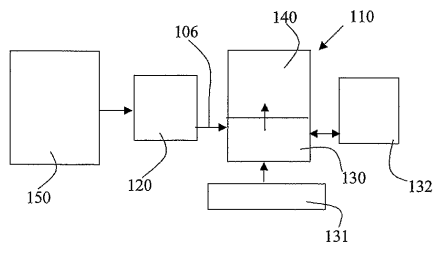


FIG.5

【国際調査報告】

NO. 7225 P. 2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No. PCT/IB 03/02643		
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G06T17/00 G06T11/20		
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 G06T		
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 practical, search terms used) EPD-Internal, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P, X	US 2003/006984 A1 (COLLET-BILLON ANTOINE ET AL) 9 January 2003 (2003-01-09) paragraphs '0011!', '0013!', '0016!', '0036!'	1, 2, 6, 8-11, 13
X	GRAF G ET AL: "RECONSTRUCTION OF FOURIER COEFFICIENTS: A FAST METHOD TO GET POLAR AMPLITUDE AND PHASE IMAGES OF GATED SPECT" JOURNAL OF NUCLEAR MEDICINE, SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, NEW YORK, US, vol. 31, no. 11, 1 November 1990 (1990-11-01), pages 1856-1861, XP000160881 ISSN: 0161-5505	1-3, 7, 10
Y	abstract sections "FLASH-Spect", "FLASH-Spect Method", "Discussion" figures 1-5	9, 11, 13
-/-		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
<p>* Special categories of cited documents:</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"Z" document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search 3 March 2004		Date of mailing of the international search report 09/03/2004
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5518 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel (+31-70) 340-2040, Tx, St 651 epo nl Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Kröner, S

Form PCT/ISA/E11 (second sheet) July 1992

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/IB 03/02643

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	O. GÉRARD ET AL.: "Automatic Analysis of the Left Ventricle in the Time Sequences of 3D Echo-Cardiographic Images" PROCEEDINGS OF MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION (MICCAI'01), LNCS 2208, SPRINGER-VERLAG, HEIDELBERG, 2001, pages 1224-1225, XP008028130 sections 2, 3 figure 1	9,11,13
A	BARTLETT M L ET AL: "SPECT gated blood pool imaging-potentials and problems" COMPUTERS IN CARDIOLOGY 1994 BETHESDA, MD, USA 25-28 SEPT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, US, 25 September 1994 (1994-09-25), pages 197-200, XP010147907 ISBN: 0-8186-6570-X sections 1, 2.3, 3.1	1-13
A	ANDREW M L ET AL: "A decision support system for gated blood pool studies" IEE COLLOQUIUM ON 'AI IN MEDICAL DECISION MAKING' (DIGEST NO.062), LONDON, UK, 10 APRIL 1990, pages 3/1-3, XP001187551 1990, London, UK, IEE, UK the whole document	1-13
A	CERQUEIRA M D ET AL: "STANDARDIZED MYOCARDIAL SEGMENTATION AND NOMENCLATURE FOR TOMOGRAPHIC IMAGING OF THE HEART A STATEMENT OF HEALTHCARE PROFESSIONALS FROM THE CARDIAC IMAGING COMMITTEE OF THE COUNCIL ON CLINICAL CARDIOLOGY OF THE AMERICAN HEART ASSOCIATION" CIRCULATION, AMERICAN HEART ASSOCIATION, DALLAS, TX, US, vol. 105, no. 4, 29 January 2002 (2002-01-29), pages 539-542, XP001164153 ISSN: 0009-7322 cited in the application page 540, left-hand column, line 23 -page 541, right-hand column, line 3; figures 4,5	1-13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/IB 03/02643

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2003006984 A1	09-01-2003	WO 02061689 A1	08-08-2002

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,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,M W,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM ,ZW

(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

(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, アントワーズ

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

F ターム(参考) 4C117 XA01 XB09 XD24 XE46 XG14 XG59 XJ01 XK05 XK09 XK13

XK15 XK18 XK19 XK25 XR09

4C601 BB03 DD15 EE09 FF08 JB50 JC16 JC21 JC27 JC29 JC33

JC37 KK02 KK12 KK22

5B057 AA07 BA05 CA01 CA08 CA13 CA16 CC03 CD11 CH08 DA08

DA12 DA16 DB03 DB06 DB09 DC22

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2005531352A5	公开(公告)日	2006-08-31
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		
[标]发明人	ジャコブマリー ジェラルールオリヴィエ コレビヨンアントワヌ		
发明人	ジャコブ,マリー ジェラルール,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		
CPC分类号	G06T11/206 G06T19/00 G06T2210/41		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.D A61B5/00.G G06T1/00.290.A		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XD24 4C117/XE46 4C117/XG14 4C117/XG59 4C117/XJ01 4C117/XK05 4C117/XK09 4C117/XK13 4C117/XK15 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XK25 4C117/XR09 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC27 4C601/JC29 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK22 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CC03 5B057/CD11 5B057/CH08 5B057/DA08 5B057/DA12 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC22		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	2002291622 2002-06-28 EP		
其他公开文献	JP4521271B2 JP2005531352A		

摘要(译)

用于显示与检查中的可变形三维物体的壁区域的位移幅度有关的信息的图像处理系统包括用于获取三维物体的壁的简化图像序列的获取装置和简化的3在尺寸对象的壁上定义感兴趣区域，计算在一定时间段内感兴趣区域的位移的最大幅度，并且计算两个区段中的感兴趣区域-处理装置，用于处理图像数据以创建两个二维缩写（牛眼表示），分别称为通过区域投影的三维简化对象的墙的二维简化幅度和相位表示，在一定时间内显示二维简化幅度表示的每个片段中感兴趣区域的最大位移幅度的颜色编码标记，并显示二维简化相位并且显示装置用于在特定时间段内在表达的各个片段中的感兴趣区域中发生位移的最大幅度时显示颜色编码标记。期望二维简化幅度和相位表示一起显示在同一图像中。受检者可以是左心室。可以由超声系统提供和处理图像序列。