

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5100193号  
(P5100193)

(45) 発行日 平成24年12月19日 (2012.12.19)

(24) 登録日 平成24年10月5日 (2012.10.5)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-116344 (P2007-116344)	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成19年4月26日 (2007.4.26)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公開番号	特開2007-296336 (P2007-296336A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
(43) 公開日	平成19年11月15日 (2007.11.15)		クタデイ、リバーロード、1 番
審査請求日	平成22年4月23日 (2010.4.23)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	11/418, 612		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成18年5月5日 (2006.5.5)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(72) 発明者	ジヴィ・フリードマン
			イスラエル、キルヤット・ピアリク、ガ
			イロン・アベニュー・6 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波システム内で情報を表示するためのユーザ・インターフェース及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各々がイメージング対象の心臓の一領域に対応している複数の区分された領域 ( 1 1 2 ) と、

前記複数の区分された領域 ( 1 1 2 ) の内の、所定のレベルよりも低い追跡品質を持つ 1 つ以上の領域に関連して表示される追跡品質インジケータと、

を有し、

前記追跡品質インジケータは、前記イメージング対象の心臓の一領域に対応する画像データの複数のフレームに対する決定された追跡品質に対応し、かつ、前記複数の区分された領域 ( 1 1 2 ) の内の、所定のレベルよりも低い追跡品質を持つ前記 1 つ以上の領域を覆うように構成されている充填区域 ( 1 4 6 ) を画成するマスクを有している、

医学的画像表示装置 ( 1 1 0 ) 。

【請求項 2】

更に、複数のセグメント ( 1 1 2 ) の上に重ねたカラー符号化歪みマップを有している請求項 1 記載の医学的画像表示装置 ( 1 1 0 ) 。

【請求項 3】

前記カラー符号化歪みマップは、歪み値範囲に対応する歪み値を持つ区域を規定するカラー符号化領域 ( 1 3 0 ) を有している、請求項 2 記載の医学的画像表示装置 ( 1 1 0 ) 。

【請求項 4】

前記カラー符号化領域 ( 1 3 0 ) は前記複数の区分された領域 ( 1 1 2 ) の内の 2 つ以上

10

20

の領域を横切っている、請求項 3 記載の医学的画像表示装置。

【請求項 5】

更に、イメージング対象の心臓の複数のビューの各々について表示される平均歪み値 ( 1 3 4 ) を有している、請求項 1 記載の医学的画像表示装置 ( 1 1 0 ) 。

【請求項 6】

前記複数の区分された領域 ( 1 1 2 ) の内の 2 つ以上の領域が所定のレベルよりも低い追跡品質を持っている場合には、前記平均歪み値 ( 1 3 4 ) が表示されない、請求項 5 記載の医学的画像表示装置 ( 1 1 0 ) 。

【請求項 7】

区分化表示部上に心臓歪み情報を供給するための方法 ( 2 0 0 ) であって、  
心臓歪み情報に関する測定情報が、イメージング対象の心臓の複数の領域の各々に対する追跡品質についての所定の閾値よりも大きいかどうか判定する段階 ( 2 0 8 ) であって、  
前記複数の領域が区分化表示部 ( 1 1 0 ) の複数のセグメント ( 1 1 2 ) に対応し、前記追跡品質は前記心臓歪み情報を決定するための心臓機能追跡に使用される画像データの複数のフレームの分析に基づく、当該段階 ( 2 0 8 ) と、  
測定情報が所定の閾値よりも大きい場合に前記複数のセグメント ( 1 1 2 ) の各々に歪み情報を表示する段階 ( 2 1 0 ) と、  
所定の数の前記複数のセグメントが前記所定の閾値より小さい測定情報を含む場合に、グローバル歪み情報を表示する段階と、  
を有している方法 ( 2 0 0 ) 。

10

20

【請求項 8】

前記歪み情報は、歪み値情報 ( 1 3 4 ) 及びカラー符号化歪みマッピング情報 ( 1 3 0 ) の内の少なくとも一方を有している、請求項 7 記載の方法 ( 2 0 0 ) 。

【請求項 9】

更に、前記複数のセグメント ( 1 1 2 ) の内の 2 つよりも少ないセグメントが所定の閾値よりも低い測定情報を含んでいる場合に、グローバル歪み情報 ( 1 3 8 , 1 4 0 , 1 4 2 , 1 4 4 ) を表示する段階 ( 2 1 8 ) を有している請求項 7 記載の方法 ( 2 0 0 ) 。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明の実施形態は、一般的に云えば、医学的イメージング・システムに関するものであり、より具体的には、イメージング対象の心臓に関係した歪み情報を表示する医学的イメージング・システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波システムは様々な用途で、様々な熟練度の個人によって使用されている。多くの検査では、超音波システムのオペレータがシステムによって使用される入力を供給して、その後の分析のために情報を処理する。その情報は、処理された後、異なるフォーマットで表示することができる。例えば、処理後の情報は、量的なパラメータ又は値を示す異なる図表又はグラフで表示することができる。例えば、心臓の駆出及び / 又は充満に起因した心筋の変形 (例えば、心臓壁の収縮期及び / 又は拡張期の圧縮 / 膨張) に基づいた歪み値を、ブルズアイ (bullseye) 表示装置上に描画することができる。典型的には複数のセグメントに区分されているブルズアイ表示装置を使用して、局所的な心筋機能の量的評価を行うことができる。複数のセグメントは、半径方向、縦方向及び円周方向の座標を持つ心臓の区分化モデルに対応させることができる。

40

【0003】

局所的な変形を測定することにより、例えば心臓壁の延伸 / 短縮及び肥大化 / 薄小化に基づいた駆出及び / 又は充満に対する局所的寄与分を決定することができ、しかもこれは歪み率 (strain rate) を規定する。従って、局所的な歪み速度 (strain velocity) を測定

50

することにより、心臓壁の局所的な短縮及び延伸についての情報が提供される。また、歪み速度を決定することにより、筋肉の局所的な肥大化についての情報が提供される。

【 0 0 0 4 】

筋肉組織に関連した歪みは、一般に、初期長さに対する或る期間中の筋肉組織の長さの変化の比に対応する。超音波イメージングでは、歪みの変化率（例えば、歪み率、歪み速度など）は、ブルズアイ描画のようなカラー化した区分化画像として医師に対して視覚的に提示することができ、この場合、色の変化は異なる歪み速度に対応する。例えば、歪み速度は、収縮し弛緩する心筋の能力の直接的な量的測度を提供する。心尖ビューから心筋に沿ってイメージングすることによって、心臓の長軸に沿った局所的歪み速度成分を測定することができる。胸骨傍ビューからイメージングすることによって、心臓壁に垂直な歪み速度成分を決定することができる。

10

【特許文献 1】米国特許第 6 3 5 2 5 0 7 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

従って、歪み及び歪み率超音波イメージングを使用して、心筋機能の評価を行うことができる。組織の歪み及び歪み速度のような組織の変形特性に基づいて心臓の変形を推定する異なる既知の方法を使用して、歪みの測定を行うことができる。しかしながら、歪みの値の決定、例えば、心臓機能の追跡が、画像品質（例えば、画像中のノイズ）に起因すること等により悪い場合、計算値は信頼できないことがある。従って、再検討及び評価のために提示された表示が許容可能でない心臓機能追跡に基づいた数値を含むことがあり、その結果、評価とその後の処置に誤りが生じる可能性がある。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の一実施形態によれば、各々がイメージング対象の心臓の一領域に対応している複数の区分された領域を含む医学的画像表示装置を提供する。表示装置は更に、前記複数の区分された領域の内の、所定のレベルよりも低い追跡品質(tracking quality)を持つ 1 つ以上の領域に関連して表示される追跡品質インジケータを含む。

【 0 0 0 7 】

本発明の別の実施形態によれば、各々がイメージング対象の心臓の一領域に対応していて、ブルズアイ配列を形成する複数のセグメントを含む区分化描画表示装置を提供する。複数のセグメントの各々は、その中に、イメージング対象の心臓に関連した歪み情報を含み、該情報は数値及びカラー符号化情報の内の少なくとも 1 つを含む。区分化描画表示装置は更に、心臓の複数のイメージングされたビューの各々についての平均歪み値のために表示される複数のグローバル歪み値を含む。

30

【 0 0 0 8 】

本発明のまた別の実施形態によれば、区分化表示部上に心臓歪み情報を供給するための方法を提供する。本方法は、心臓歪み情報に関する測定情報が、イメージング対象の心臓の複数の領域の各々について所定の閾値よりも大きいかどうか判定する段階を含む。複数の領域は区分化表示部の複数のセグメントに対応する。本方法は更に、測定情報が所定の閾値よりも大きい場合に複数のセグメントの各々に歪み情報を表示する段階を含む。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

情報を表示するための超音波システム及び方法の模範的な実施形態を以下に詳しく説明する。具体的に述べると、最初に模範的な超音波システムの詳しい説明を行い、その後で心臓活動に関連した歪み値情報を表示するための方法及びシステムの様々な実施形態についての詳しい説明を行う。本書で述べるシステム及び方法の様々な実施形態の技術的效果は、少なくとも、潜在的に信頼性のない歪み値情報の識別を容易にすることを含む。

【 0 0 1 0 】

様々な実施形態を超音波システムに関連して説明することがあるが、本書で述べる方法

50

及びシステムが超音波イメージングに制限されないことに留意されたい。具体的に述べると、様々な実施形態は、例えば、磁気共鳴イメージング（MRI）及びコンピュータ断層撮影（CT）イメージングを含む異なるタイプの医学的イメージングに関連させて具現化することができる。更に、様々な実施形態は、例えば、非破壊試験システムなどの他の非医学的イメージング・システムにおいて具現化することができる。

#### 【0011】

図1は、超音波システム20、より具体的に述べると、本発明の一実施形態に従って形成された診断用超音波システム20のブロック図である。超音波システム20は、身体又はボリュームの中にパルス状超音波信号を放出するためにトランスデューサ26内の素子24（例えば、圧電結晶）のアレイを駆動する送信器22を含む。様々な幾何学的配置を用いることができ、またトランスデューサ26は、例えば、異なるタイプの超音波プローブの一部分として設けることができる。超音波信号は、身体内の構造、例えば、血球又は筋肉組織から後方散乱されて、素子24へ戻るエコーを生じさせる。エコーは受信器28で受け取る。受け取ったエコーはビームフォーマ30に供給され、ビームフォーマ30はビーム形成するを行って、RF信号を出力する。RF信号は、このRF信号を処理するRFプロセッサ32に供給される。代替態様として、RFプロセッサ32は、エコー信号を表すIQデータ対を形成するようにRF信号を復調する複素復調器（図示せず）を含むことができる。RF又はIQ信号は、次いで、保存（例えば、一時的な保存）のためにメモリ34に直接に供給することができる。

#### 【0012】

超音波システム20はまた、取得した超音波情報（例えば、RF信号データ又はIQデータ対）を処理し且つ表示装置38で表示するために超音波情報のフレームを用意するプロセッサ・モジュール36を含む。プロセッサ・モジュール36は、取得した超音波情報について複数の選択可能な超音波モダリティに従って1つ以上の処理動作を行うように構成されている。取得した超音波情報は、エコー信号を受け取ったときに走査期間中に実時間で処理することができる。追加として又は代替として、超音波情報は走査期間中にメモリ34に一時的に記憶し、且つ生の又はオフライン動作において実時間ではなく処理することができる。直ちに表示する予定になっていない取得超音波情報の処理済みのフレームを記憶するために画像メモリ40が含まれる。画像メモリ40は、任意の既知のデータ記憶媒体、例えば、永久記憶媒体、着脱可能な記憶媒体などを含むことができる。

#### 【0013】

プロセッサ・モジュール36はユーザ・インターフェース42に接続されており、ユーザ・インターフェース42は、以下により詳しく説明するようにプロセッサ・モジュール36の動作を制御し、またオペレータから入力を受け取るように構成されている。表示装置38は、再検討、診断及び分析のためにユーザに対して診断用超音波画像を含む患者情報を提示する1つ以上のモニタを含んでいる。表示装置38は、例えば、メモリ34又は40に記憶されている3次元（3D）超音波データ・セットから複数の平面を自動的に表示することができる。メモリ34及びメモリ40の内的一方又は両方は超音波データの3Dデータ・セットを保存することができ、このような3Dデータ・セットは2D及び3D画像を提示するためにアクセスされる。例えば、3D超音波データ・セットは対応するメモリ34又は40に、並びに1つ以上の基準平面にマッピングすることができる。データ・セットを含むデータの処理は、部分的にユーザの入力、例えば、ユーザ・インターフェース42で受け取られるユーザ選択に基づいてなされる。

#### 【0014】

動作について説明すると、システム20はデータ、例えば、ボリューム・データ・セットを様々な手法（例えば、3D走査、実時間3Dイメージング、ボリューム・イメージング、ボリューム走査、位置決めセンサを持つトランスデューサによる2D走査、ボクセル相関手法を使用するフリーハンド走査、2D又はマトリクス・アレイ・トランスデューサを使用する走査など）によって取得する。データは、トランスデューサ26を直線又は弓形経路のような経路に沿って動かしながら、関心領域（ROI）を走査することによって

取得される。各々の直線上の又は弓形上の位置において、トランスデューサ 26 は走査平面を求め、これらの平面はメモリ 34 に記憶される。

【0015】

図 2 は、本発明の一実施形態に従って形成された図 1 の超音波プロセッサ・モジュール 36 の模範的なブロック図を示す。超音波プロセッサ・モジュール 36 はサブモジュールの集合として概念的に例示されているが、専用のハードウェア・ボード、DSP、プロセッサなどの任意の組合せを利用して具現化することができる。代替態様として、図 2 のサブモジュールは、市販の PC を単一のプロセッサ又は複数のプロセッサと共に利用し、機能動作をプロセッサ間で分散させることにより、具現化することができる。更なるオプションとして、図 2 のサブモジュールは、或る特定の機能を専用のハードウェアにより遂行すると共に、残りの機能を市販の PC などにより遂行するようにしたハイブリッド構成を利用して具現化することができる。これらのサブモジュールはまた、1 つの処理装置内の複数のソフトウェア・モジュールとして具現化することができる。

10

【0016】

図 2 に示したサブモジュールの動作は、局所的な超音波制御装置 50 又はプロセッサ・モジュール 36 によって制御することができる。サブモジュール 52 ~ 68 は中間プロセッサ動作を遂行する。超音波プロセッサ・モジュール 36 は超音波データ 70 を幾つかの形態の内の 1 つの形態で受け取ることができる。図 2 の実施形態では、受信した超音波データ 70 は、各データ・サンプルに関連した実数及び虚数成分を表す I, Q データ対を構成する。I, Q データ対は、カラーフロー・サブモジュール 52、パワー・ドップラー・サブモジュール 54、B モード・サブモジュール 56、スペクトル・ドップラー・サブモジュール 58 及び M モード・サブモジュール 60 の内の 1 つ以上に供給される。オプションとして、とりわけ、音響放射力インパルス (ARFI) サブモジュール 62、歪みモジュール 64、歪み率サブモジュール 66、組織ドップラー (TDE) サブモジュール 68 のような、他のサブモジュールを含むことができる。歪みサブモジュール 62、歪み率サブモジュール 66 及び TDE サブモジュール 68 は共に、心エコー処理部分を規定することができる。

20

【0017】

サブモジュール 52 ~ 68 の各々は、対応する態様で I, Q データ対を処理して、カラーフロー・データ 72、パワー・ドップラー・データ 74、B モード・データ 76、スペクトル・ドップラー・データ 78、M モード・データ 80、ARFI データ 82、心エコー歪みデータ 84、心エコー歪み率データ 86 及び組織ドップラー・データ 88 を生成するような構成されており、これらのデータの全てはその後の処理の前に一時的にメモリ 90 (又は図 1 に示されたメモリ 34 又は画像メモリ 40) に記憶させることができる。データ 72 ~ 88 は、例えば、各セットが個別の超音波画像フレームを規定するようにした複数セットのベクトル・データ値として記憶することができる。ベクトル・データ値は一般に極座標系に基づいて編成される。

30

【0018】

走査変換器サブモジュール 92 がメモリ 90 にアクセスして、メモリ 90 から画像フレームに関連したベクトル・データ値を取得し、次いで該ベクトル・データ値のセットをデカルト座標系に変換して、表示用のフォーマットにした超音波画像フレーム 94 を生成する。走査変換器モジュール 92 によって生成された超音波画像フレーム 94 はその後の処理のためにメモリ 90 に戻してもよく、或いはメモリ 34 又は画像メモリ 40 に供給してもよい。

40

【0019】

走査変換器サブモジュール 92 が、例えば、歪みデータ、歪み率データなどに関連した超音波画像フレーム 94 を生成したとき、これらの画像フレームはメモリ 90 に再記憶させるか、又は母線 96 を介してデータベース (図示せず)、メモリ 34、画像メモリ 40 及び / 又は他のプロセッサ (図示せず) に伝送することができる。

【0020】

50

一例として、心エコー機能に関する異なるタイプの超音波画像を（図 1 に示した）表示装置 38 で実時間で観察することが望ましいことがある。そうするために、走査変換器サブモジュール 92 がメモリ 90 に記憶されている画像についての歪み又は歪み率ベクトル・データ・セットを得る。ベクトル・データは必要な場合に補間され、ビデオ表示のために X、Y フォーマットに変換されて超音波画像フレームを生成する。走査変換後の超音波画像フレームは表示制御装置（図示せず）に供給される。表示制御装置は、ビデオをマッピングしてビデオ表示のためのグレースケール・マッピングを得るビデオ・プロセッサを含むことができる。グレースケール・マッピングは、生の画像データから、表示されるグレイ・レベルへの伝達関数を表すことができる。ビデオ・データがグレースケール値にマッピングされたとき、表示制御装置は表示装置 38（これは表示装置の 1 つ以上のモニタ又はウィンドウを含むことができる）を制御して、画像フレームを表示させる。表示装置 38 で表示される心エコー画像は、画像フレームのデータから生成され、その場合、各データは表示装置内のそれぞれの画素の強度又は輝度を指示する。この例で、表示画像は、イメージングしている関心領域内の筋肉の動きを表す。

【0021】

再び図 2 について説明すると、2D ビデオ・プロセッサ・サブモジュール 94 が、異なるタイプの超音波情報から生成された 1 つ以上のフレームを組み合わせる。例えば、2D ビデオ・プロセッサ・サブモジュール 94 は、一タイプのデータをグレイ・マップへマッピングし且つ他のタイプのデータをビデオ表示のためのカラー・マップにマッピングすることによって、異なる画像フレームを組み合わせることができる。最終的な表示画像では、カラー画素データがグレースケール画素データに重畳されて、単一のマルチモード画像フレーム 98 を形成し、この画像フレーム 98 は再びメモリ 90 に再記憶されるか又は母線 96 を介して伝送される。相次ぐ画像フレームをメモリ 90 又はメモリ 40（図 1 に示す）にシネ・ループとして記憶することができる。シネ・ループは、ユーザに対して実時間で表示される画像データを取得する先入れ先出し環状画像バッファを表す。ユーザはユーザ・インターフェース 42 に凍結指令を入力することによってシネループを凍結（動作中止）させることができる。ユーザ・インターフェース 42 は、例えば、超音波システム 20（図 1 に示す）に情報を入力することに関連してキーボード及びマウス並びに全ての他の入力制御部を含むことができる。

【0022】

また、3D プロセッサ・サブモジュール 100 がユーザ・インターフェース 42 によって制御されて、メモリ 90 にアクセスすることにより、空間的に連続した超音波画像フレーム群を取得して、既知であるボリウム・レンダリング又は表面レンダリング・アルゴリズム等を介してその 3 次元画像表現を作成する。3 次元画像は、レイ・キャスト、最大強度画素投影などのような様々なイメージング手法を利用して、作成することができる。

【0023】

本発明の様々な実施形態は、測定された心臓活動から計算された歪み情報を表示すると共に、表示部上に歪み情報の信頼性の表示を行う。具体的に述べると、図 3 に示すような区分化表示部(segmented display) 110 を提供し、これはブルズアイ配列で構成することができる。例えば、区分化表示部 110 は一般的に区分された区域又は領域を形成する複数のセグメント 112 を含み、これらのセグメント 112 は一緒に円形の表示部を規定し、この円形の表示部は心臓の心筋表面全体のパラメトリック表示として構成することができる。パラメトリック表示は任意の既知の態様で、例えば、3 つの標準的な心尖ビュー（心尖長軸（APLAX）、四腔及び二腔）のような異なるビューにおいて取得されて処理された心臓の心筋壁に沿ったピーク収縮期値の補間によって、作成することができる。区分化表示部 110 は異なる数のセグメント 112、例えば、17 又は 16 個のセグメントを含むように修正できることに留意されたい。セグメント 112 の数は一般に図示の 18 個のセグメントよりも多くしても少なくしてもよく、また、例えば、図 4 に示すような心臓の区分化モデル 120 に基づいて定めることができる。

## 【 0 0 2 4 】

また、区分化モデル 1 2 0 に基づいて、そこから表示される情報を取得した位置 / 向きを示す位置ラベル 1 1 4 (例えば、後部 ( P O S )、前部 ( A N T ) など) を設けることができる。位置ラベル 1 1 4 は一般に区分化表示部の異なるスライスに関連する。セグメント 1 1 2 の順序は、例えば、任意の既知の又は通常の / 標準的な番号付け及び順序付けを使用して、図 3 では数字で識別されており、例えば、番号を付けたセグメント 1 1 2 は対応する壁 (例えば、中隔、側部、前部、後部など) に沿った様々な心臓セグメント (例えば、先端部、中間部及び基底部) を表す。しかしながら、セグメント 1 1 2 の配列、位置決め及び順序付けは、希望に応じて又は必要に応じて変更することができる。

## 【 0 0 2 5 】

一般に、区分化表示部 1 1 0 は、心臓活動の測定された歪みから導き出された量的パラメータを表示する。例えば、各々のセグメント 1 1 2 は、関連した歪みから導き出したパラメータ (これは、一実施形態では、ピーク収縮期歪みである) を示すために数値で及び / 又は図形でラベル付けすることができる。組織の変形から測定された計算された歪みは、任意の既知の態様で、例えば、一画像フレームから次の画像フレームへと心臓内の構造を追跡することに基づいて各々の区分された領域について速度場を決定することによって、決定することができる。局部の速度は、例えば、フレームのマッピングから決定することができる。超音波イメージングを使用して組織の変形を計算する方法の一例が、「超音波イメージングで組織の変形の実時間計算及び表示を行うための方法及び装置」と題する米国特許第 6 3 5 2 5 0 7 号に記載されている。

## 【 0 0 2 6 】

区分化表示部 1 1 0 は、表示装置 3 8 (図 1 に示す) のスクリーン又はその一部 (例えば、ウィンドウ) に提示することができる。詳しく述べると、図 5 に示されているように、区分化表示部 1 1 0 はカラー符号化領域 1 3 0 を持つように表示することができ、カラー符号化領域 1 3 0 は、区分化表示部 1 1 0 内に、歪みレベル凡例 1 3 2 によって規定されるような範囲に対応する歪み値を持つ区域を定める。歪みレベル凡例 1 3 2 は、例えば、一範囲内の複数のピーク収縮期壁肥大化パーセントを規定する連続的スケールであってよい。様々なパラメータを、例えば、異なる応力レベルに対して描画することができ、また、カラー符号化領域 1 3 0 をより多くのセグメント 1 1 2 の中へ延在させることができ、又は単一のセグメント 1 1 2 の中に含まれるようにすることができる。カラー符号化領域 1 3 0 はセグメント 1 1 2 の境界とは無関係に表示することができ、また 1 つ以上の境界を横切ることができる。更に、歪み値 1 3 4 が各セグメント 1 1 2 内に表示され、且つ該歪み値はそのセグメント 1 1 2 についての計算された平均ピーク収縮期歪みに対応する。

## 【 0 0 2 7 】

更に、平均歪み情報 1 3 6 をスクリーン上に、例えば、スクリーンの別のウィンドウ又は一部の中に表示することができる。平均歪み情報 1 3 6 は、心臓の異なる領域にわたって又は異なるビューについて平均化した歪み値を含むことができる。例えば、A P L A X 平均歪み値 1 3 8 ( G L P S S \_ L A X )、心尖四腔平均歪み値 1 4 0 ( G L P S S \_ A 4 C )、心尖二腔平均歪み値 1 4 2 ( G L P S S \_ A 2 C )、及び心筋壁全体についての平均歪みを表す全体歪み値 1 4 4 ( G L P S S \_ A v g ) を含んでいるグローバル・ピーク収縮期歪み ( G L P S S ) 値のような、心筋壁全体についての平均歪み値は、複数のビューの各々について別々に提供することができる。

## 【 0 0 2 8 】

区分化表示部 1 1 0 はまた、計算された歪み値がエラーを含んでいると決定されたセグメント 1 1 2、又は正確な測定値を取得するには不十分な情報が存在する結果として信頼性のないデータが生じる虞のあるセグメント 1 1 2 が、所定のレベルよりも低い、例えば、許容可能な又は貧弱な追跡レベルよりも低い追跡情報を持つものとして示されるように設けられる。この決定は、例えば、画像品質、画像ノイズなど含む複数の因子のいずれかに基づくものであってよい。所定のレベルよりも低い取得データに基づくものである計算

10

20

30

40

50

された歪み値を持つセグメント 1 1 2 は、例えば、追跡品質インジケータ（例えば、そのセグメント 1 1 2 内のグレー充填区域 1 4 6 のようなマスク）を設けることによって、対応してマークされる。更に、歪み値 1 3 4 はそのセグメント 1 1 2 には表示されない。従って、グレー充填区域 1 4 6 は、歪みデータを取得するために使用される追跡品質又は他の処理が、それより低い場合に取得された歪み情報が不正確になることのある許容可能なレベルのような、所定のレベルよりも低くなるセグメント 1 1 2 を規定する。

【 0 0 2 9 】

ここで、グレー充填区域 1 4 6 は、他のセグメント 1 1 2 に隣接するか又は他のセグメント 1 1 2 によって分離することのできる 2 つ以上のセグメント 1 1 2 に設けることができることに留意されたい。様々な実施形態では、単一のグレー充填区域 1 4 6 が設けられたとき、平均歪み情報 1 3 6 は表示され続ける。グレー充填区域 1 4 6 の数が所定の数、例えば、2 を超えたとき、平均歪み情報 1 3 6 はもはや表示されない。

【 0 0 3 0 】

様々な実施形態では、心臓歪み情報を区分化表示部上に、例えば、超音波システムの表示装置上に表示するために、図 6 に示されるような方法 2 0 0 を提供する。詳しく述べると、段階 2 0 2 で、測定された心臓活動情報を受け取る。例えば、心臓の心筋壁に沿ったピーク収縮期値を受け取る。ピーク収縮期値は、任意の既知の方法によって、例えば、異なる組織変形パラメータ（例えば、膨張 / 収縮及び / 又は延伸 / 短縮）を得るための組織速度イメージング又は歪み率イメージングを使用して、得ることができる。心臓活動は、或る期間にわたる歪み率推定値を決定するために幾つかの画像フレーム（例えば、幾つかの相次ぐフレーム）をサンプリングすることによって取得することができる。本質的に、毎フレームに異なる特性を測定する（例えば、構造を追跡する）ために追跡機能を遂行することができる。この追跡は、例えば、歪み値を得るために毎フレームの追跡によって生成される速度場を測定することを含むことができる。その後、段階 2 0 4 で、例えば、心筋壁に沿って心筋表面の異なるセグメントについての歪み値を計算する。これは、3 つの標準的な心尖ビュー（心尖長軸（A P L A X）、四腔及び二腔）のような異なるビューにおける取得されたピーク収縮期値を処理することを含むことができる。

【 0 0 3 1 】

次いで、段階 2 0 6 で、各セグメントについての測定された心臓活動の追跡品質を決定する。このプロセスは一般に、信頼性レベルを決定すること、例えば、取得されたデータを使用し且つ信頼できると見なすことのできる所定の許容可能なレベルを決定することを含む。追跡のために使用されるフレームの画像品質に関して決定を行うことができる。例えば、フレームについてのノイズ・レベルを決定して、ノイズの許容可能な閾値レベルと比較することができる。しかしながら、追跡品質は、規定された設定値に基づいて取得されたデータが信頼できるかどうか可能であるかどうか判定するための任意の方法を使用して、測定することができる。別の例として、測定された区域における速度の分散を評価することができる。例えば、区域内の隣り合う点についての計算された速度場を比較して、分散を決定することができる。それより上では取得されたデータが信頼できない又は許容可能であると決定される閾値分散差を設定することができる。別の追跡法として、一区域内の座標を追跡して、画像フレーム間を行き来するときに該座標が同じ点に対応しているかどうか決定することができる。再び、許容可能な分散を設定することができる。

【 0 0 3 2 】

その後、段階 2 0 8 で、セグメント（例えば、区分化表示部のセグメントの 1 つ）についての追跡品質が所定のレベルよりも低いかどうか判定し、すなわち追跡品質が所定のレベルを満足していないので品質は許容可能でない又は信頼できないと決定する。例えば、追跡品質を決定するために上述の異なる閾値を使用することができる。追跡品質が所定の閾値よりも低くない場合、段階 2 1 0 で、決定された歪み値、例えば、ピーク収縮期歪み値を表示する。例えば、区分化表示部 1 1 0 の各セグメント 1 1 2 内に歪み値 1 3 4 を表示することができ、歪み値 1 3 4 はそのセグメント 1 1 2 についての計算されたピーク収縮期歪みに対応する（図 5 には全て示されている）。また、段階 2 1 2 で、計算された歪み



値に基づいてカラー符号化歪みマップを作成する。例えば、計算された歪み値を、(図4に示すような)心臓モデルの座標又はイメージング対象の心臓の特定の画素と共に、該歪み値に関連するデータベースに記憶させることができる。これらの歪み値を使用することにより、カラー符号化歪みマップを作成することができる。マップは任意の既知の方法を使用して作成することができる。カラー符号化歪みマップは次いで、例えば、区分化表示部110の上に重畳する。表示部の着色は区分化表示部110内の規定された場所に基づいて定められ、例えば、様々なセグメント112の配置方向と該セグメント112が関係する心臓の対応する部分とに基づいて定められる。

#### 【0033】

次いで、段階216で、異なるビューについて平均歪み値を決定する。例えば、心筋壁全体にわたる平均歪みと等価なグローバル歪み値を複数のビューの各々について決定する。測定された歪み値の平均を決定するために任意の平均化手法を使用することができる。次いで、段階218で、平均歪み値を、例えば、区分化表示部110とは別個のウィンドウ内に表示する。

#### 【0034】

再び、セグメントについての追跡品質が所定のレベルよりも低いかどうかについて判定する段階208について説明すると、追跡品質が所定のレベルよりも低い場合、段階220で、許容できない追跡品質状態であることを表示部に示す。例えば、一実施形態では、所定のレベルよりも低い追跡レベルを持つセグメント112にマスク、例えば、グレー充填区域146(図に示す)を設けて、何らマッピング又は値情報がそのセグメント112に表示されないようにする。また、段階222で、2つ以上のセグメントについて追跡品質が所定の閾値よりも低いかどうかについて判定する。2つ以上のセグメントについての追跡品質が所定のレベルよりも低い場合、段階224で、その状態を、例えば、グレー充填区域146によって追加のセグメント112に示す。更に、異なるビューについての平均歪み値は計算及び表示を行わない。2つ以上のセグメントについて追跡品質が所定のレベルよりも低くない場合、異なるビューについての平均歪み値を段階216で決定して段階218で表示する。

#### 【0035】

ここで、ピーク収縮期歪みは心臓サイクル内の全ての歪み値の汎関数( $PSS = F\{S(t_1)\}$ )のほんの一例に過ぎないことに留意されたい。様々な実施形態では、各心筋位置について異なる及び/又は追加の汎関数を演算することができ、また異なる及び/又は追加の汎関数を表すために多色方式を使用することが可能である。

#### 【0036】

以上のように、本発明の様々な実施形態では、歪み情報を与える区分化表示部を提供すると共に、歪み値が許容可能な品質レベル(例えば、許容可能な追跡レベル)であるかどうかの表示を行う。区分化表示部はまた、区分化表示部の異なるセグメントにまたがって延在するカラー符号化歪みマップを提供する。歪みの全体の平均値もまた表示することができる。

#### 【0037】

本発明を様々な特定の実施形態について説明したが、当業者には本発明の様々な実施形態が特許請求の範囲の精神及び範囲内で変更して実施できることが認められよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0038】

【図1】本発明の一実施形態に従って形成された診断用超音波システムのブロック図である。

【図2】本発明の一実施形態に従って形成された図1の診断用超音波システムの超音波プ

10

20

30

40

50

ロセッサ・モジュールのブロック図である。

【図３】それに関連して本発明の様々な実施形態を具現化するこのとのできる区分化表示部の略図である。

【図４】図３の区分化表示部に対応する心臓の区分化モデルの斜視図である。

【図５】本発明の一実施形態に従って形成された区分化表示部を持つ表示ウィンドウの略図である。

【図６】区分化表示部上に心臓歪み情報を表示するための本発明の一実施形態による方法の流れ図である。

【符号の説明】

【 ０ ０ ３ ９ 】

20	超音波システム	10
24	素子	
26	トランスデューサ	
34	メモリ	
40	画像メモリ	
70:	超音波データ	
72:	カラーフロー・データ	
74:	パワー・ドップラー・データ	
76:	Bモード・データ	
78:	スペクトル・ドップラー・データ	20
80:	Mモード・データ	
82:	A R F I データ	
84:	心エコー歪みデータ	
86:	心エコー歪み率データ	
88:	組織ドップラー・データ	
94:	超音波画像フレーム	
96:	母線	
98:	単一のマルチモード画像フレーム	
110:	区分化表示部	
112:	セグメント	30
114:	位置ラベル	
120:	心臓の区分化モデル	
130:	カラー符号化領域	
132:	歪みレベル凡例	
134:	歪み値	
136:	平均歪み情報	
138:	A P L A X 平均歪み値	
140:	心尖四腔平均歪み値	
142:	心尖二腔平均歪み値	
144:	全体歪み値	40
146:	グレー充填区域	
200:	方法	

【図 1】

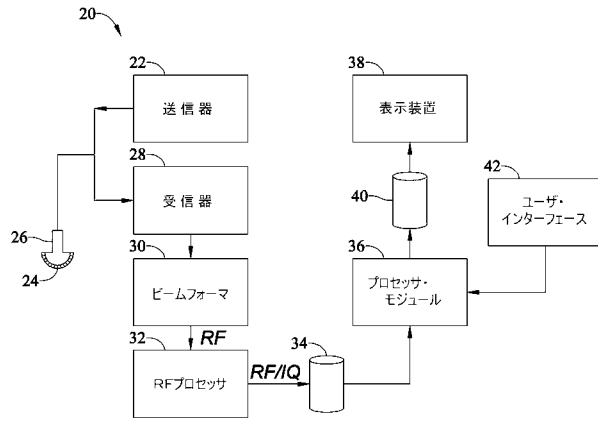


FIG. 1

【図 2】

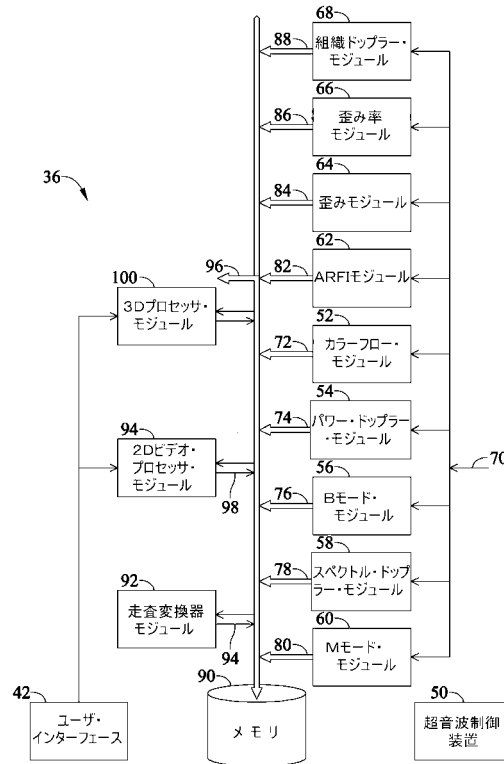


FIG. 2

【図 3】

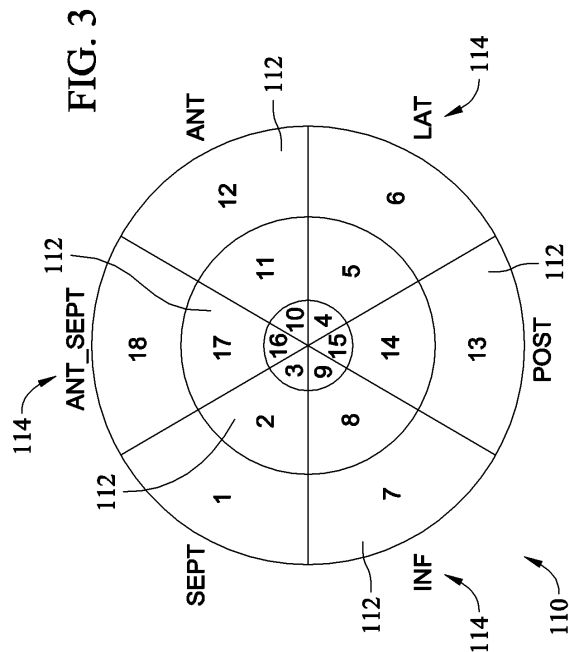


FIG. 3

【図 4】

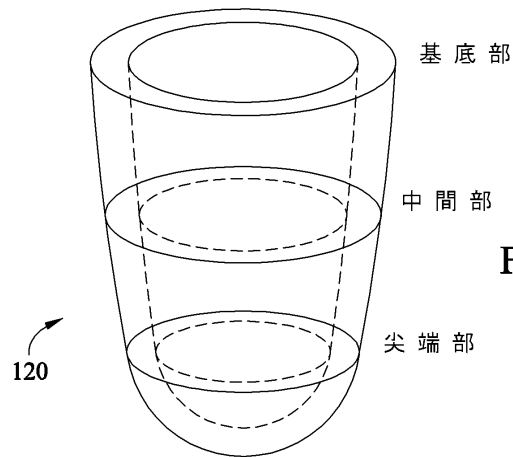


FIG. 4

【図 5】

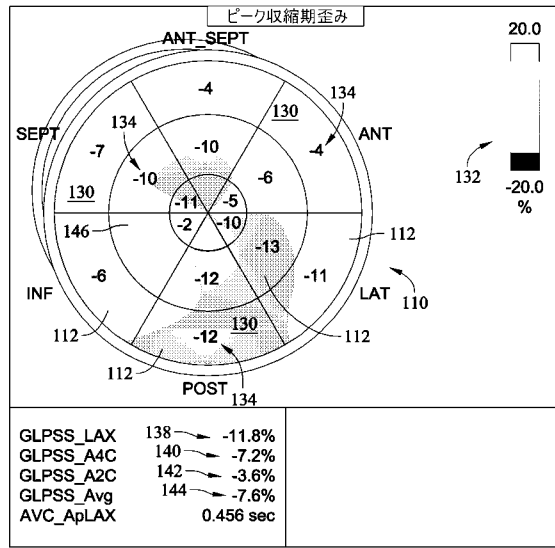


FIG. 5

【図 6】

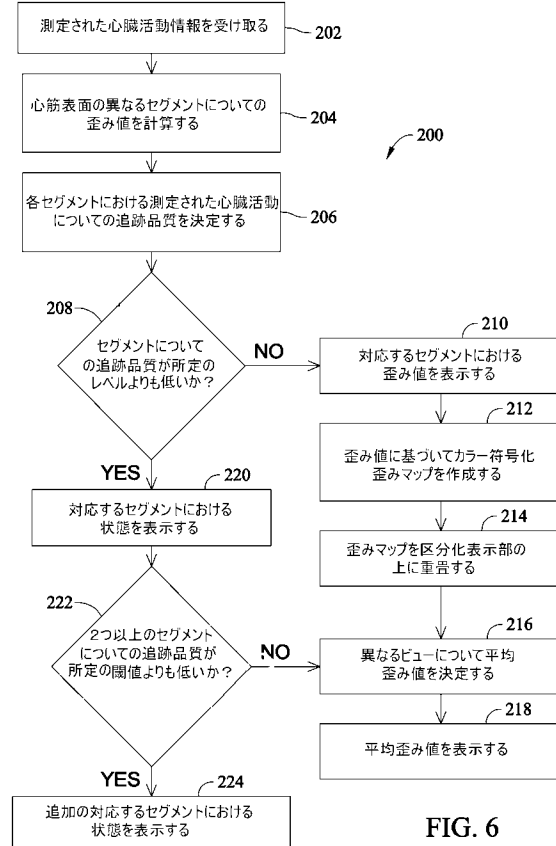


FIG. 6

---

フロントページの続き

- (72)発明者 セルゲイ・ゴールデンバーグ  
イスラエル、キルヤット・アタ、ジョセフタル・ストリート・２２／１０番
- (72)発明者 ピーター・リシヤンスキー  
イスラエル、ハロフェ・ストリート・３４エイ番

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特表２００７－５２６０１６（ＪＰ，Ａ）  
特開２００６－０２６１５１（ＪＰ，Ａ）

- (58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)  
Ａ６１Ｂ ８／０８

## 【 図 3 】

[illegible]