(12) 公表特許公報(A)

) (11) 特許出願公表番号

(19) 日本国特許庁(JP)

特表2004-514527 (P2004-514527A) (43) 公表日 平成16年5月20日 (2004.5.20)

(51) Int.C1. ⁷		FΙ			テーマコード (参考)
A61B	8/08	A 6 1 B	8/08		4C3O1
G06 T	1/00	GOGT	1/00	290D	4C6O1
G06 T	7/20	GOGT	7/20	В	5 B O 5 7
					5L096

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 60 頁)

(21) 出願番号	特願2002-547379 (P2002-547379)	(71) 出願人	590000248
(86) (22) 出願日	平成13年11月23日 (2001.11.23)		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14年8月6日 (2002.8.6)		トロニクス エヌ ヴィ
(86) 国際出願番号	PCT/EP2001/013736		Koninklijke Philips
(87) 国際公開番号	W02002/045587		Electronics N.V.
(87) 国際公開日	平成14年6月13日 (2002.6.13)		オランダ国 5621 ベーアー アイン
(31) 優先権主張番号	09/732,612		ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
(32) 優先日	平成12年12月7日 (2000.12.7)		1
(33) 優先権主張国	米国 (US)		Groenewoudseweg 1,5
(81) 指定国	EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR,		621 BA Eindhoven, T
GB, GR, IE, IT, LU, MC, N	L, PT, SE, TR), JP		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】超音波診断画像におけるひずみ速度分析方法

(57)【要約】

ひずみ速度分析は、速度の空間勾配が組織の動きの方向 に計算される超音波画像に対して行われる。ひずみ速度 は、心筋画像の場合は、心筋の平面上であるか又は心筋 を横切るかのいずれかでありうる動きの方向で心臓超音 波画像のために計算される。ひずみ速度情報は、心周期 の画像のシーケンスについて計算され、心周期全体に亘 る心内膜境界といった自動的に描かれた境界について表 示される。



50

【特許請求の範囲】 【請求項1】 超 音 波 画 像 フィ ー ル ド 中 の 点 に お け る 速 度 情 報 を 捕 捉 す る 段 階 と 、 上記点における動きの方向を決定する段階と、 上記動きの方向によって関連付けられる速度情報を用いて上記フィールド中の点について の空間勾配値を計算する段階と、 上記空間勾配値を用いて超音波画像を表示する段階とを含む、 超音波信号情報を用いてひずみ速度を決定する方法。 【請求項2】 上記空間勾配値を計算する段階において、動きの局所的な方向上の連続する速度値を用い 10 て導関数値を計算する、請求項1記載の方法。 【請求項3】 上記捕捉段階は、超音波速度情報を捕捉する段階を更に含む、請求項2記載の方法。 【請求項4】 上記捕捉段階は、ベクトル速度技術によって動き情報を捕捉する段階を含む、請求項3記 載の方法。 【請求項5】 上記捕捉段階は、組織動き情報を捕捉する段階を含む、請求項1記載の方法。 【請求項6】 上 記 捕 捉 段 階 は 、 組 織 ド ッ プ ラ ー 信 号 情 報 を 捕 捉 す る 段 階 を 更 に 含 む 、 請 求 項 5 記 載 の 方 20 法。 【請求項7】 上記空間勾配値を計算する段階は、局所的な動きの方向上に上記フィールド中の隣接する 点の間の微分速度を計算する段階を含む、請求項6記載の方法。 【請求項8】 上記捕捉段階は、超音波画像フィール中の点から受信される高調波信号を用いて速度情報 を捕捉する段階を含む、請求項1記載の方法。 【請求項9】 超音波心臓画像中でひずみ速度を決定するために、 心筋に対応する点からの超音波速度情報を捕捉する段階と、 30 心筋の動きの方向によって関連付けられる速度情報を用いて心筋の点についての空間勾配 値を計算する段階と、 上記空間勾配値を用いて超音波画像を表示する段階とを含む、請求項1乃至8のうちいず れか一項記載の方法。 【請求項10】 心臓の筋肉の細胞の動きは心臓の心内膜壁に略平行である、請求項9記載の方法。 【請求項11】 心臓の心内膜又は心外膜境界を自動的にトレーシングする段階を更に含み、 空間勾配値を計算する段階は、境界トレーシングによって描写される点を用いて空間勾配 値を計算する段階を含む、請求項10記載の方法。 40 【請求項12】 自動的にトレーシングする段階は、 心臓の心内膜境界及び心外膜境界の両方をトレーシン グし、心筋を通って延びる心内膜境界と心外膜境界の中間の路を画成する段階を含み、 空間勾配値を計算する段階は、中間の路によって描写される点を用いて空間勾配値を計算 する段階を含む、請求項11記載の方法。 【請求項13】 自動的にトレーシングする段階は、 心臓の心内膜境界又は心外膜境界のいずれかをトレー

シングし、心筋の中心の方向のトレーシングからずれた路を画成する段階を含み、 空間勾配値を計算する段階は、ずれた路によって描写される点を用いて空間勾配値を計算 する段階を含む、請求項11記載の方法。

(2)

【請求項14】 超音波心臓画像中のひずみ速度を決定するために、 心筋に対応する点から超音波速度情報を捕捉する段階と、 心臓の壁の動きの方向によって関連付けられる速度情報を用いて心筋の点に対して空間勾 配値を計算する段階と、 空間勾配値を用いて超音波画像を表示する段階とを含む、請求項1乃至8のうちいずれか 一項記載の方法。 【請求項15】 心臓の壁の動きの方向は、心臓の心内膜壁に対して略垂直である、請求項14記載の方法 10 【請求項16】 心臓の心内膜及び心外膜境界を自動的にトレーシングする段階を更に含み、 空間勾配値を計算する段階は、2つの境界のトレーシングによって描写される点を用いて 空間勾配値を計算する段階を含む、請求項14記載の方法。 【請求項17】 自動的にトレーシングする段階は、 心臓の心内膜境界又は心外膜境界のいずれかをトレー シングし、心筋の中心の方向のトレーシングからずれた路を画成する段階を含み、 空間勾配値を計算する段階は、ずれた路によって描写される点を用いて空間勾配値を計算 する段階を含む、請求項14記載の方法。 【請求項18】 20 心臓のひずみ速度を表示するために、 超音波心臓画像のシーケンスを捕捉する段階と、 画像の心臓の組織に対応する点から超音波速度情報を生成する段階と、 画像中で心臓の組織の境界を自動的にトレーシングする段階と、 トレーシングによって描写された速度値を用いて空間勾配値を計算する段階と、 心 臓 画 像 の シ ー ケ ン ス に 対 し て 一 連 の 空 間 勾 配 値 を 表 示 す る 段 階 と を 含 む 、 請 求 項 1 乃 至 8のうちいずれか一項記載の方法。 【請求項19】 上記表示段階は、心周期の一部に対応する空間的な座標及び時間的な座標を有するディス プレイ中に心臓のひずみ速度情報を表示する段階を含む、請求項18記載の方法。 30 【請求項20】 上記空間的な座標は境界トレーシングによって描写された路を含み、上記時間的な座標は 1つの境界トレーシングと他の境界トレーシングの対応する点を含む、請求項19記載の 方法。 【請求項21】 空間勾配値を計算する前に自動的にトレーシングされた境界を手動で調整する段階を更に 含む、請求項18記載の方法。 【請求項22】 自動的にトレーシングされた境界を表示された心臓画像中で手動で調整し、計算動作を繰 り返し、手動で調整された境界を用いて表示する段階を更に含む、請求項18記載の方法 40 【請求項23】 超音波信号情報を捕捉する捕捉手段と、 超音波信号情報を用いてひずみ速度を決定する計算手段と、 超音波画像を表示するための表示手段とを含む、請求項1乃至22のうちいずれか一項記 載の超音波方法を実行するための診断用ビューイングステーション。 【請求項24】 超音波エコー信号を送信し受信するためのトランスデューサ手段を有するプローブ手段と エコー信号のコヒーレントなビームを形成するためのビーム形成器と、 50

(3)

情報を処理するプロセッサと、

2次元又は3次元画像を形成する画像プロセッサと、 画像を格納するCineloop(登録商標)メモリと、 画像中の人体構造の境界又は境界線を画成するために2次元又は3次元画像に対して動作 するプロセッサと、

(4)

画像を表示するために画像ディスプレイに結合されるビデオプロセッサとを含む、請求項 1乃至22のうちいずれか一項記載の方法を実行するための超音波診断撮像装置。 【発明の詳細な説明】

[0001]

本発明は超音波診断撮像システムに係り、特に超音波画像中でひずみ速度分析を自動的に 10 行う超音波診断撮像システムに関連する。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 2 \end{bmatrix}$

身 体 の 機 能 及 び 構 造 を 定 量 化 す る 多 く の 超 音 波 診 断 手 順 は 、 測 定 さ れ て い る 人 体 構 造 及 び 器官がはっきりと描写され画成されることを頼りに行われる。定量化又は測定手順が静止 画像又は小さい測定値の集合を用いて行われるとき、測定されている人体構造の描写は手 で行われうる。このような手順の例としては、発育している胎児の産科測定がある。発育 している胎児の静止画像は胎児の活動が少ない期間に捕捉することができる。画像が捕捉 されると、例えば妊娠期間や予想される出産日といった発育特徴を計算するために通常は 数回の外周又は長さの測定のみが必要とされる。これらの測定は、胎児の画像上で手動で 容易に行われうる。他の診断的な手順、特に心臓とその機能の測定に関連する手順は、更 に難点を有する。心臓は常に拍動しており、従って常に動いている。心臓が動くと、器官 が収縮し拡張すると共に心臓の輪郭は常に動き変化する。心臓の機能の多くの特徴を完全 に評価するためには、30乃至150以上の画像に等しいものでありうる心周期(1回の 心臓の拍動)中に捕捉される多くの又は時には全ての画像を評価する必要がある。心内膜 、心外膜、又は弁といった関心となる構造は、これらの画像の夫々において描写されねば ならず、これは手間と時間のかかる作業である。これらの構造は常に動いているため、心 周期中に捕捉される各画像ではわずかに異なって見え、患者ごとに大きく異なりうる。産 科における手順等の適用は、超音波画像上で特定の解剖学的構造を自動的に描写するプロ セッサにより利益を受けるが、心臓の診断は更に利益を受けるであろう。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 3 \end{bmatrix}$

数 年 に 亘 り 開 発 さ れ て い る 超 音 波 心 臓 診 断 技 術 は 、 ひ ず み 速 度 分 析 と し て 知 ら れ る パ ラ メ トリック撮像方法である。ひずみ速度分析では、画像の点における速度変化の測定値を生 じさせるために、超音波ビーム線に沿った連続的な点における速度が微分される。しかし ながら、このようにして計算されるひずみのパラメータは任意であり、なぜならばビーム 線の方向と画像中の人体構造の対応は本質的には関連がなく、多くの場合は臨床医がスキ ャンヘッドを保持し向けようとする位置によって決定される。従って、診断されている人 体構造の特徴に関連するようにひずみ速度パラメータを計算することが可能であることが 望ましい。

[0004]

本発明の原理によれば、ひずみ速度分析は、速度の空間勾配が組織の動きの方向に計算さ 40 れる超音波画像に対して行われる。ひずみ速度は、心筋画像の場合は、心筋の平面上であ るか又は心筋を横切るかのいずれかでありうる動きの方向で心臓超音波画像のために計算 される。ひずみ速度情報は、心周期の画像のシーケンスについて計算され、心周期全体に 亘る心内膜境界といった自動的に描かれた境界について表示される。

[0005]

まず、図1を参照するに、心臓画像の捕捉中の超音波システム表示が示される。超音波画 像10は、図示される扇形の画像を生じさせるためにフェーズド・アレイ・トランスデュ ーサ・プローブによって捕捉される心臓の4室ビューである。図示される画像は、プロー ブが尖端11の近傍から心臓を見るように向けられた心臓の尖端4室ビューのためにプロ ーブを配置することによって得られるリアルタイム画像のシーケンスのうちの1つである



。画像の中央と右上の部分にある画像中の最大の室は、左心室(LV)である。リアルタ イムの超音波画像シーケンスが捕捉されると共に心周期のECGトレース12が同時に捕 捉され、現在表示されている画像が捕捉された心周期の点又は位相を示す三角形のマーカ 14と共にディスプレイの下側に表示される。体が安静であるときの心周期の一般的な持 続期間は約1秒であり、この間に心臓の約30乃至90の画像フレームが捕捉され、速く 連続して表示される。臨床医は心周期の画像のシーケンスを捕捉し保存し、選択された心 周期を繰り返し表示する連続的な「ループ」として心周期の画像のシーケンスを再生する ことが多いため、心周期の画像フレームシーケンスを、本願では、画像の「ループ」と称 するものとする。臨床医が図1のディスプレイを見ると、ECG波形12が超音波画像1 0の下側でスクロールするとともに超音波ディスプレイ中で心臓がリアルタイムで拍動す るのが見え、瞬間的に表示される信号の位相はマーカ14によって示される。

本発明による捕捉の1つの態様では、臨床医は、LVが最大の断面ではっきりと見られる ようトランスデューサ・プローブを操作する一方で、拍動する心臓をリアルタイムで観察 する。4室ビューが連続的にはっきりと捕捉されているとき、現在の心周期の画像を画像 フレーム又は超音波システムのCineloop(登録商標)メモリに維持するために、 臨床医は「フリーズ」ボタンを押す。Cineloop(登録商標)メモリは、フリーズ ボタンが押された時点でメモリ中に全ての画像を維持し、メモリのサイズによっては、ボ タンが押された時点で見られているループだけでなく先行するループ又は後続するループ の画像を含みうる。一般的なCineloop(登録商標)メモリは、400の画像フレ ーム、又は、約8乃至10の心周期からの画像を保持しうる。臨床医は、分析のために最 も適した画像を有するループを選択するためにトラックボール、矢印キー等の制御手段を 用いて格納された画像をスキャンする。臨床医が特定のループに決めると、境界描画処理 を開始するために「ABD」プロトコルが作動される。

A B D プロトコルが作動されると、ディスプレイは、図2に示すように、拡張期終末画像 1 6 と収縮期終末画像18が並べて表示されるデュアル・ディスプレイに変わる。超音波 システムは、選択されたループに関連するECG波形の持続期間によって選択されたルー プを構成する全ての画像を識別する。超音波システムはまた、ECG波形12のR波に関 連する心周期の拡張期終末点及び収縮期終末点を認識し、心周期のこれらの2つの位相に おいて超音波画像を識別し表示するためにECG波形のR波を使用する。図2のデュアル ・ディスプレイは、選択された心周期のECG波形12を、各超音波画像の下側に、2つ の表示された画像が捕捉された拡張期終末位相及び収縮期終末位相を示すマーカ14と共 に表示する。

[0008]

Cineloop(登録商標)メモリは、心周期の全ての画像を保持するため、ユーザは デュアル・ディスプレイに示される画像に先行する画像及び後続する画像を含むループ中 の全ての画像をレビューするオプションを有する。例えば、臨床医はいずれかの画像上で その画像を選択するために「クリック」し、超音波システムによって選択された画像に先 行する画像又は後続する画像を連続してレビューするためにトラックボール又は他の制御 手段を用いてスキャンすることができる。このように、臨床医は、超音波システムによっ て選択される先の又は後の拡張期終末画像又は収縮期終末画像を選択することができる。 臨床医が表示された画像16及び18で満足するとき、ABDプロセッサは、2つの表示 された画像並びに拡張期終末及び収縮期終末の間にある表示されていない画像上にLV境 界を自動的に描写するために作動される。

【 0 0 0 9 】

本例では、 A B D プロセッサは収縮期終末画像 1 8 中の L V の心内膜境界を描くことから 開始する。 L V の境界を描くときの最初の段階は、画像中に 3 つの主なランドマーク、即 ち内側僧帽弁輪(M M A)、外側僧帽弁輪(L M A)、及び心内膜尖の位置を見つけるこ とである。この処理は、図示を容易とするために超音波画像のグレースケールが白から黒 20

10

へ反転されている図3aに示すようにMMAの探索領域を画成することによって始まる。 ABDプロセッサは、本例では心臓をその尖端から見るトランスデューサ20で心臓の4 つの部屋のビューを分析するよう予め調整されているため、プロセッサは画像の中心の最 も明るい垂直近視野構造が左心室と右心室を隔てる中隔であると予想する。これは画像中 の最も大きい全体輝度値を有する画素のカラムが中隔を画成するはずであることを意味す る。これらのキューを用いて、ABDプロセッサは中隔22の位置を見つけ、MMAが同 定されるべき領域を画成する。この領域は、心臓の尖端からのビューでのトランスデュー サからの僧帽弁のおおよその深さの経験的な知識から決められる。図3Aのボックス24 によって囲まれるような探索領域は、このようにして画成される。

(6)

[0010]

M M A の予想される形状を決めるフィルタテンプレートは、 M M A 探索領域中の画素と相 互相関される。このテンプレートは、例えばウィルソン(Wilson)外の文献"Au tomated analysis of echocardiographic apic al 4-chamber images," Proc. of SPIE, August 2000で用いられるように、他の4室画像中のMMAの外観についての専門的な知 識から作成されうるが、本願発明の発明者は幾何学的なコーナーテンプレートを使用する ことを好む。直角コーナーテンプレートが使用されうるが、構築された実施例では、本願 発明の発明者は、図6aの右側に示すようにMMAのための探索テンプレートとして八角 形のコーナーテンプレート28(八角形の左下のコーナー)を使用する。実際は、八角形 テンプレートは図6aの左側に示すような2値マトリクスによって表わされる。ABDプ ロセッサは、異なる大きさのこのテンプレートを所定の閾値を超える最大の相関係数が見 つかるまで異なる平行移動及び回転の画素データと相互相関させることによってテンプレ ートマッチングを行う。相関処理を加速させるために、テンプレートマッチングは最初に 主な構造を強調する低解像度の形式の画像上で行われてもよく、元々の画像解像度を間引 きすることによって生成されてもよい。テンプレートの最初の一致が見つかると、解像度 は元々の画質まで徐々に復元されえ、MMAの位置は隔解像度レベルにおけるテンプレー トマッチングによって徐々に厳密になる。

いったんMMAの位置が見つかると、図3bに示すようにLMAの位置に対して同様の探 索が行われる。小さいボックス26は画像18中のMMAに対して定められる位置をマー クし、MMAの右側の探索領域はボックス34によって示されるように定義される。望ま しくは図6bに示すように正八角形コーナーテンプレート38である正コーナー幾何学テ ンプレートは、ボックス34の探索領域中の画素値に対する相互相関によってマッチング される。再び、画像解像度は、計算処理を加速させるために間引きされてもよく、異なる テンプレートサイズが使用されてもよい。所定の閾値を超える最大相関係数は、LMAの 位置を決める。

MMA26及びLMA36が見つかると、処理の次の段階において、心内膜尖の位置を決 定し、これは図4に示すように決定されうる。中隔22の上側半分の画素値は、破線43 によって示されるように中隔の上側半分の公称角度を同定するために分析される。LVの 外側壁42の画素値は、破線45によって示されるように外側壁42の上側半分の公称角 度を同定するために分析される。外側壁角度が確実性をもって見つけられない場合は、セ クタの右側の走査線の角度が使用される。破線43、45の間の角度は48によって二等 分され、尖端は最初はこの線上のいずれかの点に配置されると想定される。尖端の水平座 標が線48によって決められると、尖端の垂直座標を決定するために線48に沿って画素 強度変化の勾配についての探索が行われる。この探索は、トランスデューサ・プローブか ら少なくとも最小の奥行きであり最大の奥行きよりも大きくなく、MMA26とLMA3 6の間の僧帽弁平面の上の線48の長さのうちの略上側の四分の一である線48の部分に 対して行われる。線48に沿った線48に平行な画素の線は、(鏡面反射体が殆どない) LV室から(多くの反射体が位置する)の臓の壁への最大の正の輝度勾配を見つけるため

20

に調べられる。

【0013】

この勾配を見つけるための望ましい技術は図7に示される。図7aは、画像中のより明るい画素によって表わされる心臓の壁50の断面を含む超音波画像の一部を示す。心臓の壁50に対して垂直に描かれているのは、右から左へ向かって、LVの室から心臓の壁50の中へ入り心臓の壁50を通過して延びる線48である。線48に沿った画素値が図式的にプロットされると、図7b中の曲線52によって示されるように見え、より明るい画素がより大きい画素値を有する。心内膜の位置は心臓の壁の中心の近傍にある曲線52のピークではないが、曲線の傾きの方向に関連する。従って、曲線52の傾きは、図7c中の曲線58によって示されるように曲線52の微分を計算することによって分析される。この微分曲線は心臓の壁の外側(心外膜)において最大の負の傾きを有するピーク56を有する。曲線58に沿って右から左へ進むときにぶつかる最初の主なピークであるピーク54は、心内膜のおおよその位置である最大の正の傾きである。図4中の線48に沿った平行な画素は、このようにして心内膜壁を見つけ、それにより図4中で小さいボックス46

(7)

【0014】

いったんLVの3つの主なランドマークの位置が見つけられると、LVについての多数の 所定の標準的な形状のうちの1つが3つのランドマークと心内膜壁とに当てはめられる。 このような3つの標準的な形状は、図5a,図5b及び図5cに示される。第1の形状で ある境界62は、比較的高さが高く、左へ曲がって見える。第2の形状である境界64は 、比較的高さが低く丸く見える。第3の形状である境界66は、三角形に近い。各標準的 な形状は、3つのランドマーク26、36

4 6 に当てはまるよう適当に拡大縮小される。適当に拡大縮小された標準的な形状が3つ のランドマークに当てはめられた後、形状がエコーデータに当てはまる程度についての分 析が行われる。これは、例えば、形状と、形状に沿った点における心臓の壁の間の距離を 測定することによって行われうる。このような測定は、形状に対して直交し、形状に沿っ た点から延びる経路に沿って行われる。心臓の壁は、例えば図7 a 乃至図7 c を参照して 説明される演算を用いて検出される。例えば距離測定の平均によってトレーシングされる べき境界に最もよく当てはまると評価された形状は、プロトコルの続きにおいて使用され る形状として選択される。

【0015】

選択された形状は、本例では心内膜の壁である形状を「引き伸ばす(ストレッチする)」 ことによってトレーシングされるべき境界に当てはめられる。引き伸ばしは、境界の周り に均等に置かれ心臓の壁に対して略直角な48の画素の線を分析することによって行われ る。48の線の夫々に沿った画素は、隣接する心内膜壁を見つけるために図7a乃至図7 cに示すように分析され、選択された形状は心内膜の壁に当てはまるよう引き伸ばされる 。点26と点36の間の基準線は、僧帽弁の公称平面であるため、形状には当てはまらず 直線であるように残される。形状が心臓の壁に沿った点に当てはめられたとき、境界トレ ースは平滑化され、図8のデュアル・ディスプレイの右側の画像78に示されるように収 縮期終末画像の上に表示される。表示は、MMAランドマークと尖端の間の境界に沿って Xとして示される5つの制御点と、尖端ランドマークとLMAランドマークとの間の境界 に沿ってXとして示される5つの制御点とを含む。本例では、尖端と僧帽弁平面との間の 線48の部分は、引き伸ばし操作によって調整されたものとして示される。

収縮期終末境界がこのようにして描かれると、ABDプロセッサは拡張期終末境界を決定 する段階へ進む。ABDプロセッサは、この操作を拡張期終末画像16に対して繰り返す のではなく、収縮期終末と拡張期終末との間のシーケンスにおいて各介在画像上の境界を 見つけることによって行う。所与の画像シーケンスでは、これは20乃至30の画像フレ ームを含みうる。これは画像が捕捉されたシーケンスの逆であるため、1つの画像から次 の画像へは心内膜の境界の位置には増分的な変化しかない。従って、連続する画像間には 10



比較的高い相関があることが予想される。従って、拡張期終末境界は先行する画像につい ての境界を見つけるための開始位置として使用され、このようにして先行画像について見 つけられた画像は次の先行する画像についての境界を見つけるための開始場所として使用 され、これが繰り返される。構築された実施例では、これはMMAとLMAの周りの拡張 期終末画像の小さい部分を保存し、この画像部分を、直前の画像中のMMA及びLMA位 置を見つけるために直前の画像と相関させマッチングするためのテンプレートとして使用 することによって行われる。尖端は、中隔及びLV外側壁の上側の部分の間の角度を二等 分し、次に輝度勾配の最大の傾斜によって心内膜の位置を見つけることにより、前と同様 に位置が見つけられる。LVは、収縮期から拡張期へ進むときは膨張するため、確実な測 定は、フレームからフレームヘランドマーク点の変位が外向きであることを含む。フレー ム中で3つのランドマーク点が見つかると、適当に拡大縮小された標準形状が3つの点に 当 て は め ら れ る 。 他 の 確 実 な 方 法 は 、 標 準 形 状 の 膨 張 で あ り ; 描 か れ た L V 境 界 が 標 準 形 状からあまりにも逸脱すると処理は中止される。

(8)

[0017**]**

境界の描写は、このようにして拡張期終末画像が処理され、その心内膜境界が画成される まで続く。図8に示すようなデュアル・ディスプレイが表示され、心内膜境界は拡張期終 末画像76及び収縮期終末画像78の両方に描かれる。

[0018]

図8に示すように、拡張期終末画像及び収縮期終末画像の両方の心内膜境界は、3つの主 なランドマークを示す小さいボックスと、中隔及び外側境界上に X でマークされる制御点 20 とを有する。臨床医は、最初に表示される制御点のデフォルトの数を選択し、図9に示す 境界 8 0 上には中隔壁上に 3 つの制御点が示され、外側壁上には 4 つの制御点が示される 。 臨 床 医 は 、 拡 張 期 終 末 画 像 及 び 収 縮 期 終 末 画 像 、 並 び に 、 必 要 で あ れ ば ル ー プ の 全 て の 介在画像をレビューし、自動化された処理が境界を正しくない位置に置いたことが分かっ たときはランドマークボックス及び制御点Xの位置を手動で調整することができる。臨床 医は、ボックス又は X を境界に沿って新しい位置まで動かし、境界に更なる制御点を追加 するか境界から制御点を削除することができる。臨床医がボックス又はXを横方向へ再配 置する処理は、ラバーバンディングとして知られている。ABDプロセッサが最初に、制 御点及び境界を縁83と破線84で示される点に配置し、臨床医がこれを正しくないと認 めたとする。臨床医は、画面ポインティングデバイスを用いてXを参照番号86で示す新 しい位置へドラッグすることによって制御点を横方向に再配置しうる。Xはドラッグされ るため、境界はXに沿って移動又は引き伸ばされ、それにより実線境界88によって示さ れる新しい境界を画成する。

[0019**]**

このようにして、臨床医は、ABDプロセッサによって描かれる境界を手動で修正及び調 整しうる。臨床医は制御点Xを横向きに再配置するため、ABDプロセッサは、境界が滑 らかに連続的に維持されるよう、必要であれば隣接する境界及び隣接する制御点の位置を 自動的に再計算することによって応答する。再計算は、臨床医によって以前に手動で再配 置された制御点又はランドマークボックスの位置を調整しないため、この専門的な入力を 境界描画処理中に保つ。臨床医がランドマークボックスを再配置すると、ABDプロセッ サは境界全体を再計算しランドマーク及び心臓の壁に再び当てはめる。画像シーケンス中 の1つの境界の調整は、シーケンス中の時間的に隣接する画像の境界に影響を与えうるた め、ABDプロセッサはまた、手動の調整がループ中の幾つか又は全ての画像中に正しく 連続的に現れるよう調整された境界を時間的に隣接する境界と相関させることによって手 動調整に応答する。

 $\begin{bmatrix} 0 & 0 & 2 & 0 \end{bmatrix}$

描かれた境界を対話的に調整するための他の方法は、例えばキネティック・パララックス ・ディスプレイのように3次元で見られる境界によって画成される表面を形成するために EDからESまでの又はその後のタイムシーケンス中の「スタック」中の境界トレースの みを組み合わせることである。境界によって形成される連続的な表面は、アクティブ表面 10

30

調整として知られるラバーバンディング技術によって望まれるように評価され調整されうる。臨床医が、境界によって形成される表面上の点が時間的に隣接するトレーシング又は 所望の境界から逸脱していることを見つけると、臨床医は表面をポインティングデバイス で引くか又は押しうる。アクティブ表面調整は、風船が押されたときにその表面上の点で その形に合わせるのと同様に、隣接する境界及びそれによって画成される表面を臨床医に よって行われた調整に形を合わせる。臨床医は、このように心周期の時間的に囲む境界上 の1つの境界に対して行われた影響を観察しうる。

【0021】

望ましい実施例では、制御点は描かれた境界の周りに均等な間隔で単純に分布されるのではなく、それらの位置は心周期に亘るフレームからフレームへの一定の解剖学的構造の位10 置に対応する。これは、スペックル追跡、特徴追跡、又は任意の種類のベクトル速度又は 変位処理によって、参照画像の制御点に対して画像の制御点を参照することによって行われる。超音波画像中に示される解剖学的構造中の点はフレームからフレームへのスペックルの略一定のパターンを示すため、他の画像中の制御点は、参照画像上の特徴スペックル 位置に対応する夫々の描かれた境界上の点に配置されうる。制御点が一定の解剖学的構造 の位置に配置されると、心臓の壁が収縮し拡張すると心周期を通じて制御点は互いに近づ いて動き次に互いから遠ざかるよう動くように見える。制御点Xが臨床医によって境界上 に再配置されると、他の画像上の対応する制御点Xは各画像上の新しいスペックル追跡された位置に対して対応して自動的に再配置される。制御点に対するこのような解剖学的構 造の位置は、以下説明するように局所的な心臓の壁の動きを評価するときに重要である。20

図8中に示す各画像は、画像の心臓ループ中の1つの画像であるため、画像の心臓ループを図8のディスプレイ上に描かれる境界の後ろで再生することにより、臨床医は拡張期終末画像76及び収縮期終末画像78の境界の精度を更に確かめることができる。これは、図8の画像のうちの1つを選択し、心臓ループをリアルタイムで又は次に境界の後ろの選択されたフレームレートで繰り返し再生するためにシステムメニューから「再生」を選択することによって行われる。拡張期終末画像76中で、心内膜は最大に拡張された状態であり、従って、ループ中の心内膜は拡張期終末画像76中で、心内膜は最大に拡張された状態であり、従って、ループ中の心内膜境界から外向きに動き次に応見えるはずである。収縮期終末画像78中では、心内膜は完全に収縮されており、従って、ループ中の心内膜がこのように動かず、例えば、境界を通過するように見える場合は、拡張期終末及び収縮期終末のために他の画像を選択する必要があるか、描かれた境界の手動調整が必要でありうる。もちろん、ループとその心周期全体に亘って描かれた境界は再生されえ、臨床医が心内膜トレースをリアルタイムで心臓の動きと共に変化するのと同時に見ることを可能とする。

A B D プロセッサは主なランドマークを同定し境界を画像のシーケンスに当てはめるため、 画像境界が正確に位置が見つけられトレーシングされるという可能性を判断するための 信頼性の高い測定を定期的に行う。例えば、中隔がLV室中の血液プールから明確にコン トラストが付けられていない場合、自動化された処理は停止する。種々の相関係数が所定 の閾値を超えなければ処理は停止する。空間的及び時間的な信頼性測定の両方が使用され る。例えば、画像の計算された境界が寸法又は形状のいずれにおいても標準形状からあま りにも異なるとき、処理は停止する。これは、例えば、ランドマークが互いに対して通常 でない位置に配置されている場合に生じうる。シーケンス中の1つの画像と他の画像との 間で計算された境界の変化があまりにも大きければ、処理は同様に停止する。処理が停止 すると、臨床医に対して処理の停止理由を知らせるメッセージが通知され、臨床医に対し て、自動化された処理を続けるか、臨床医が入力を行うと同時に又は入力を行った後に自 動化された処理を続けるか、臨床医が新しい画像ループを捕捉するか現在画像を手動でト

【 0 0 2 4 】

30

図8に示す例では、拡張期終末画像及び収縮期終末画像の自動的に描かれた境界は、心臓の駆出率を計算するために使用される。これは、描写された心臓の室を各位相において仮想円盤の積み重ねへと分割する自動的な修正シンプソン規則によって行われる。各円盤の直径は、各円盤の有効体積を計算するために円盤の高さと共に使用され、これらの体積は拡張期終末及び収縮期終末の両方において心臓の室の体積を計算するために加算される。これらの2つの差は駆出率、即ち、各心周期中に駆出された血液として排出される体積又は心臓の体積の割合を与える。駆出率の計算は、図8の左下の隅の測定ボックス中に示され、つねに更新される。このように、臨床医がラバーバンディング技術によって描画された境界を調整するとき、その位相中の心臓の計算された体積は変化し、駆出率の計算に影響を与え、新しい計算は測定ボックス中に直ぐに出現する。臨床医は、描写された境界を調整すると、駆出率の計算に対するこれらの変化の影響を瞬時に見る。

(10)

前の例では、臨床医は自動的に境界をトレースするべき心臓ループを捕捉することから開 始した。図10は、ABDプロセッサが画像上に境界を自動的に描く可能性に基づいてル ープが捕捉される超音波画像ディスプレイを示す。図示されるディスプレイでは、リアル タイム超音波画像10は、臨床医が心臓の所望の4室ビューを捕捉するためにトランスデ ューサ・プローブを操作すると同時に、図1と同様に連続的に見られる。臨床医がプロー ブを操作すると、ABDプロセッサは各心周期の画像のうちの少なくとも1つに境界を描 こうと試みるよう動作可能である。ECGトレース12のR波タイミングを用いて、超音 波システムは各ループからトレースすべき1つ又は複数の画像を自動的に選択する。選択 された画像は、例えば、心周期の最初の画像、拡張期終末画像、又は、収縮期終末画像で ありうる。

【0026】

ABDプロセッサがリアルタイムループの選択された画像上にすぐに境界を描こうと試み ると、各ループの画像のABD処理の結果はリアルタイム画像10の下の小さい「サムネ イル」画像92-98として示される。図示される例では、4つの連続的なループのため に4つのサムネイル画像が示される。新しいサムネイルがABDプロセッサによって処理 されるたびに、このサムネイルはサムネイル画像の列の右側に現れ、最も古いサムネイル 画像は消え、列は左へスライドする。最初は、臨床医はABD処理に合った向きで心臓を 捕捉しないことがあるが、そのときABDプロセッサは画像上に境界をうまく描くことが できないため、サムネイル画像の連続は境界を示さない。しかし、臨床医が満足のいくA BDパフォーマンスのために必要なビュー平面を捕捉するためにプローブを操作し画像が より良い明瞭性及び鮮明度で捕捉されると、図面に示すように境界はサムネイル画像の連 続上に現れる。ABD処理が連続的に成功するよう臨床医がプロープを心臓に対して必要 な角度で持っているとき、サムネイル画像の連続はうまく描かれた境界を連続的に示す。 臨床医は、Cineloop(登録商標)メモリ中にうまくトレースされた1以上のルー プを捕捉するために捕捉をフリーズさせ、完全なABD処理のためにループのうちの1つ を選択し、上述のように表示する。このように、ABDプロセッサは、臨床医が、画像捕 捉が成功するようプローブを操作すること、及び、ABDプロセッサによって境界画成の ためにうまく処理されうるループを捕捉することを支援するために使用される。 [0027]

A B D 処理のための許容可能な画像が捕捉されていることを臨床医に示すための他の方法 は、グラフィックな A B D 成功インジケータによるものである。このようなインジケータ は、図 1 0 に示す例のように定性的、定量的、又はその両方でありうる。図 1 0 のディス プレイの右には、ゼロから 1 0 0 % に量が表わされたゲージ 1 1 0 がある。臨床器が A B D処理に適さない画像を捕捉しているとき、ゲージ 1 1 0 は空の状態である。しかし、適 当な画像が捕捉され始めると、ゲージの下から色付きバー 1 1 2 が上昇し始める。ゲージ によって表わされる量は、描くことが試みられうまく描かれた境界の割合、又は、上述の ように全体の信頼性尺度の変化のいずれかを示す。図中、緑のバーは 8 0 % のレベルであ り、 A B D プロセッサが例えば最後の幾つかの心周期といった最近の間隔に亘って画像の 10

30

20

80%をうまく処理することが可能であったこと、又は、描かれた境界が80%の精度の 信頼性を達成したことを示す。

【 0 0 2 8 】

臨床医に対しABD成功を示す第3の方法は、リアルタイム画像10上にリアルタイムで 描かれた境界を表わすことである。ABDプロセッサは、例えば収縮期終末画像といった 各心周期に対して単一の画像上に境界を描こうと試みることができ、うまく描かれた境界 は次の収縮期画像の時間まで心周期の持続時間に亘ってリアルタイム画像上に表示される 。或いは、十分な処理速度が可能であれば、境界は心周期中に各画像に対して計算され表 示されうる。いずれの場合も、描かれる境界は適していない又は取るに足らない心臓画像 が捕捉されているときは出現しないか点滅するが、一連の適した画像が捕捉されていると きは常に出現し、そのとき臨床医はABD処理のために良い4室ビューを捕捉するようプ ローブが向けられていることを知る。

【 0 0 2 9 】

4 室ビューのLVに加え、本発明のABDプロセッサは他の種類の超音波画像において境 界を画成しうる。短軸ビューは、自動境界画成のために処理され得、この場合使用される ランドマークは輪又は流出路でありうる。或いは、心臓の室の中心は囲む心臓の壁とのコ ントラストと、円形の標準形状の放射方向の拡張と当てはめによって位置が見つけられる 所望の境界とから見つけられうる。頸動脈といった血管の壁は同様に血管の中心線を同定 し、次に直線形状を内皮壁に対する小さい線分に当てはまるよう中心線の両方の側から外 向きに伸ばすことによって同様にトレースされうる。胎児の頭蓋といった胎児の解剖学的 構造もまた、楕円形状を使用することによって自動的にトレースされうる。

完全な画像ループ上に心内膜といった心臓の構造の境界を自動的に描く可能性により、多 くの診断上の技術が実際的となる。例えば、図11は、自動化された境界検出を用いて局 所的な壁の動きを評価する技術を示す。図11は、幾つかの完全な心周期に亘って心内膜 又は心筋の連続的な動きを示す超音波ディスプレイを表わす。ABDプロセッサは、上述 のように、1以上のループの画像の心内膜境界に沿って又は心筋を連続的に通ってトレー スを描くよう動作する。心筋を連続的に通ってトレースを描くことは上述のように心内膜 境界をトレースし、次に心内膜曲線に平行にそれよりも僅かに大きい曲線を描くことによ って行われる。このような曲線は、高い信頼性で、心臓の筋肉を連続的に通過する。1つ のこのような画像に対する境界100は、図の左側に示され、ランドマーク点及び制御点 は境界の周りに順番に1から8まで番号が付けられる。壁の動きの分析のために、境界の 下の画像点は、画成された境界に沿って速度、ドップラー力、又は偏差を決定するために ドップラー処理される。このように、自動的に描かれた境界によって画成される位置にお いて心内膜又は心筋に沿って組織ドップラー画像が計算される。このドップラー処理は、 1つ又は複数のループ中の各画像の画成された境界に対して行われる。

動く組織からのドップラー処理された情報は、米国特許第6,036,643号に記載さ れるように処理されうる基本周波数信号又は高調波周波数信号でありうる。全ての画像に ついてのドップラー値の線は、図11の右側に示される垂直な直線に数字1-8の垂直シ ーケンスによって示されるように表示される。線は、画像の時間シーケンス中に互いに順 次に隣接して配列される。ドップラー値は、色付けされて表示されカラーMモードディス プレイ領域102を形成することが望ましい。領域102中のディスプレイは、ABD-TDI(組織ドップラー撮像を伴うABD)ディスプレイと称されうる。図示されるディ スプレイでは、第1のループについてのカラードップラー線は括弧L1で示される領域に 亘って配列され、次のループについてのカラードップラー線は括弧L2で示される領域に に亘って配列され、以下同様である。ディスプレイ領域102の下部の矢印が示すように 、ドップラーは時間が経過するにつれ水平方向に進む。

10

20

30

40

【0032】

このディスプレイ102は、このように、心周期に亘る連続体としてLV心筋の動きを示 す。このディスプレイは、臨床医が、ディスプレイの水平な列を観察することにより心周 期全体に亘り心臓の壁の1つの点又は領域の動きを追跡することを可能とする。例えば、 心臓の尖端における心臓の壁は領域102の左において5でマークされ、境界100上の 尖端ランドマーク5に対応する。領域102中の5の右側のドップラーデータ(色)を見 ることにより、臨床医は、心臓の尖端における心臓の壁の動きの速度又は速度変化又は強 度を1つ又は複数の心周期に亘って変化すると同時に見ることができる。壁の領域が梗塞 又は他の異常により動いていないとき、これはABD-TDIディスプレイ中の特定の水 平の上昇における色の変化又は差によって見つけることができる。

【 0 0 3 3 】

L V 心臓壁は心臓が拍動すると共につねに拡張し収縮しているため、尖端の周りの M M A から L M A へ戻る線 1 0 0 の長さは対応して常に変化することが認められる。制御点が線 1 0 0 の周りで等間隔で単純に描写されるとき、これらは心周期全体に亘って心臓の壁の 幾つかの点に連続的に対応しないことがある。これは、上述のようにフレームからフレームへ A B D トレースに沿って心臓の壁の各局所的な点をスペックル追跡することによって、 心周期に亘って制御点の基準線から解剖学的構造を追跡することによって克服される。 異なる長さの線は、ディスプレイ 1 0 2 の左側の各番号から右へ延ばされる水平の線が組織ドップラー線の連続体に亘り心臓の壁のいずれかの点又は領域に関連するよう、共通の長さへ再び拡大縮小されるか正規化される。

【0034】

A B D - T D I ディスプレイはまた、心臓の短軸画像から形成されうる。短軸ビューでは、心臓の壁は環状を示す。上述のように、心内膜は、心周期の各フレームに対して自動的にトレースされえ、トレースに平行でトレースよりも僅かに大きい縁が画像中の心筋を通って描かれうる。ドップラー値1は、図11の領域102に示す形式で線の連続体の中に表示される円の夫々の周りで捕捉される。このように、ディスプレイ形式102は、心臓の短軸視又は長軸視の何れのためにも使用されうる。

【0035】

図12は、自動的に描かれる心臓の境界のための他の適用を示す図である。図中、境界3 00は上述のように自動化された境界検出によって画成される心内膜境界を表わし、下部 に僧帽弁平面のための線306が示される。第1の境界30の周りに、第2の僅かに大き い境界302が描かれる。この第2の境界は、心外膜のABD生成された境界であるか、 心内膜境界300に対して垂直に所定の横方向の距離dだけ離間されたトレースでありう る。距離dだけ離間している場合、トレース302は心筋を通って連続的に通過しうる。 このように、トレース302に沿ったドップラー値は、心臓の筋肉の中央部分で得られる 動きの測定値を生じさせる。2つのトレース間の空間は、小さい領域304へ分割されえ 、各領域中のドップラー値はLV壁の特定の場所において領域の壁の動きの測定値を生じ させる。これらの測定は、殆ど又は全ての心周期に亘って心臓のパフォーマンスの定量化 された測定値を迅速に正確に与えるために心臓ループの多くの又は全ての画像のABD処 理を使用して行われる。

【0036】

領域304から得られる測定値は、心臓のパフォーマンスのための解剖学的に対応するス コアカードを自動的に埋めるために使用されうる。例えば、図13aは、4室ビューでL Vのグラフィックな表現310を心筋を番号が付された領域へ分割して示す。解剖学的な スコアカード310上の番号6が付された領域は、自動的に描かれた境界によって画成さ れる小さい領域304a-304dに対応する。これらの領域304a-304dで得ら れる測定値は、総計が取られ、数値的であるか例えばコード化された色といった定性的で ありうる領域6についてのスコアカード310にスコアを自動的に置くために使用される 。スコアは、心周期の1つの位相について測定されるか又は心周期全体の全てのフレーム に亘って取られるピーク又は平均値でありうる。図13bは、心臓の短軸ビューについて 、そのビューから捕捉される自動的に描かれた境界と共に画像にスコアを付けるために使 10

20

30

用されうる同様の解剖学的スコアカード312を示す。スコアカードは、一緒に得られた 一群の画像フレームのための単一の画像フレームのためにのみ埋められても良く、又は、 スコアカードは心臓シーケンスの各フレームに対して全てが埋められてもよい。全てが埋 められる場合、色分けされたスコアカードは、スコアカードの画像のリアルタイム(又は 更にゆっくりの又は更に速い)ループ中で速い連続で再生されえ、臨床医がフレームから フレームへディスプレイ画面上で静止したスコアカードのセグメント中で心臓の領域の時 間変化を見ることを可能とする。

[0037]

自動的に描かれる心臓境界は、コントラスト強調された画像又はループ中で心筋領域を画 成するためにも使用されうる。心臓撮像検査に造影剤を加えれば、心臓の筋肉が血液でど れだけよく灌流されているかを医師が評価することが可能となる。自動的に計算される境 界は、種々の灌流定量化アルゴリズムへの入力として使用されうる。自動的に描かれる心 臓境界と画像又はループ中に同時に表わされる灌流情報は、医師が壁の動き、壁が厚くな ること、及び灌流を同時に評価しうるため、強力な組合せである。境界が既知であれば、 心内膜縁と心外膜縁との間の心筋の壁の厚さは、図12に示すようにセグメント毎に決定 されうる。独立のアルゴリズムによって定量化される灌流情報もまた、定量的な壁が厚く なることの情報と共に横に並べて表示されうる。定量的な灌流情報及び壁が厚くなること はまた、パラメトリックに組み合わされ、ドップラー及び壁の動きの統合のために色分け されたディスプレイ上にセグメント毎に表わされる。

【 0 0 3 8 】

自動的な境界検出によって実用化される他の診断上の技術は、心臓のパフォーマンスのひずみ速度分析である。ひずみ速度は、組織の速度の軸方向の導関数として計算される測定値であり、収縮又は拡張中の組織の相対的な変形の表現を生じさせうる。超音波画像においてひずみ速度を計算する従来の方法は、超音波ビームに沿ってドップラー速度値を見つけ、ビームに沿った順次の速度値を用いて導関数として空間的な傾斜を計算することである。この速度の空間的な傾斜は、ビーム方向と画像中の解剖学的な構造との間の可変の関係に強く依存し、即ちひずみ速度値はプローブが動かされるにつれて変化することを意味する。本願発明の発明者は、任意のビーム方向ではなく組織の動きの方向に依存するひずみ速度計算を用いることを好む。従って、本願発明の発明者は、組織の動きの速度ベクトルの方向にひずみ速度を計算する。これを行うためには、画像中の組織画像についての速度値だけではなく、公知のベクトルドップラー技術によって取得されうる動きの方向又はベクトル成分も得る必要がある。動きの方向に隣接する画素間の差は、ひずみ速度として計算される。ひずみ速度は基本周波数エコー情報から、又は基本周波数信号よりもクラッターのない高調波周波数信号から計算されうる。

【 0 0 3 9 】

図14 a は、L Vの4室ビューの境界に上に自動的に描かれた2つのトレースを示す図で ある。境界250は心内膜を画成するよう描かれ、境界252はL Vの心外膜を画成する よう描かれている。第3のトレース260は、高い信頼性で連続的に心筋を通る。これらの トレースは、ひずみ速度がL Vの動きの2つの主な成分について計算されることを可能と する。これらの成分のうちの1つは、心臓の筋肉中の隣接する細胞の拡張及び収縮である 。この動きは一般的には260の方向に沿う。この細胞の動きのひずみ速度表現は、図示 するようにトレース260に沿って連続的な点A - A 'の速度値を微分することによって 見つけられうる。筋肉細胞が収縮し拡張するときの心臓の室の全体的な動きは、心臓の室 の中心に向かうもの及び遠ざかるものである。この第2の動きの成分のひずみ速度表現は 、例えば心臓の筋肉を横切る点B - B 'といった描かれた境界に対して垂直方向に速度を 微分することによって計算される。このように心筋に沿って計算されるひずみ速度は、望 ましくは色分けされた表現で表示される。同様の一組のひずみ速度測定は、図14bに示 されるような心臓の短軸ビュー上に描かれた境界270(心内膜)272(心外膜)及び トレース280(心筋)を用いて得られる。描くとき、心臓の細胞の収縮及び拡張は、画

20

10

像中の点A - A ' において速度から計算されるように円周方向上のひずみ速度を計算する ために使用される。拡張及び収縮の放射方向成分は、例えば点B - B '、C - C '及びD - D ' における速度を使用することによって、放射方向に微分することによってひずみ速 度ディスプレイ中に表わされる。心周期全体に亘るひずみ速度は、心周期中に各フレーム に対して境界全体の周りのひずみ速度を計算し、次に各フレームについてのひずみを図1 1 中のディスプレイ102によって示されるように線の時間シーケンスで垂直線として表 示することによって表示されうる。

[0040]

図 1 5 a 及び図 1 5 b は、 3 次元イメージングでの自動化された境界検出の使用について 示す図である。上述の例は、境界がどのようにして2次元心臓画像上に自動的に描かれう るかを示すものであった。上述の技術は、3次元心臓画像の境界を画成するためにも有効 である。 3 次 元 心 臓 画 像 が 心 臓 の 一 連 の 空 間 的 に 隣 接 す る 2 次 元 平 面 を 捕 捉 す る こ と に よ って生成されるとき、上述のABD処理は、一緒になって例えば心内膜表面といった心臓 の表面を画成する一連の境界を画成するために各成分フレームに対して実行されうる。3 次元心臓画像が、 " ULTRASONIC DIAGNOSTIC IMAGING OF THE CORONARY ARTERIES"なる名称の米国特許出願第09/645, 872号に記載されるように心臓を3次元的にリアルタイムでスキャンするために3次元 でステアリングされる超音波ビームから生成されるとき、結果として得られる3次元デー タセットは、心臓の壁といった境界を与えるために組み立てられうる一連の平面的な境界 を画成するために上述のように処理される一連の平行な平面へ分割されうる。望ましくは 3次元データセットは 3 次元的に処理され、その場合、 3 次元境界をより高い信頼性で 画成するためにデータセット中の3次元の心臓の壁の連続的な性質が利用される。いずれ の場合も、LV心内膜の結果として得られる3次元境界は図15aに示されるように尖端 Aにおいて閉じており僧帽弁平面 A 'において開いている幾らか細長い袋状の表面として 現れる。図15 a は、心周期の1つの位相においてトレースされる3次元心内膜表面を表 わす。 3 D 心臓ループの各 3 D 画像中、 L V は心周期に亘って連続的に収縮及び拡張する ため心内膜表面はわずかに異なる。従って、異なる境界表面200は、ループ中の各3次 元 画 像 に つ い て 計 算 さ れ う る 。 音 速 は 完 全 な 3 D 画 像 に つ い て の 超 音 波 デ ー タ が 所 望 の 3 Dフレームレートで捕捉されることを可能としないことがあるため、3D画像は、心周期 全体に亘って所望の時間的な感覚の3D画像を生成するのに必要な完全なデータセットが 捕 捉 さ れ る ま で 、 多 数 の 心 周 期 に 亘 っ て 心 臓 の 特 定 の 位 相 に お い て 3 D 画 像 の 一 部 に つ い てのデータを捕捉するためにECG波形からトリガされる心臓ゲートを用いて時間に亘っ て構築されうる。

図15a中の心内膜の3D画像は、ドップラー処理によって生成されえ、それにより心内 膜組織ドップラー表面200を回転させ検査することによってLV壁上の各点における速 度、偏差、及びドップラー力を明らかとされる。心内膜全体についてドップラー情報を見 るための他の方法は、組織ドップラー表面200を図15bに示す2次元形式に「開く」 ことである。この図中、尖端はAに配置され、僧帽弁平面はA′とA′の間の下縁に沿っ て延びる。このディスプレイで、臨床医は心内膜全体の動きを1つのビューで検査しうる 。このようなディスプレイは心周期の1つの位相、即ち、ディスプレイのECG波形12 の下のカーソル14によって示される位相、においてのみ動きを示し、従って心周期の全 ての 3 D 画 像 からの 全ての 心内 膜表 面 を 開 き 、 こ れ ら を 臨 床 医 が 任 意 の 順 序 で 順 次 に 診 る ことが出来るよう「スタック」に入れることが必要である。臨床医が例えばボックス20 2によって示される領域といった開かれていない画像のうちの1つの上に動きに関する異 常を見つけたとき、異常が見つかった心臓の壁の位置に焦点を当てることができる。次に 、心周期全体に亘ってより詳細に異常を検査するためにいずれかの時間的な順序でボック ス202中で画像のスタックをスキャンしうる。或いは、臨床医はボックス202中の異 常を通る線を描き、上述のようにABD-TDIディスプレイ102中のシーケンス中の 全ての画像からその線に沿って組織ドップラー値を表示しうる。

10



【0042】

リアルタイム3D撮像機能が利用可能でなくとも、3D診断は異なる向きから心臓の室の 多数の画像平面を捕捉し、これらを自動境界検出によって処理することによって行われう る。体の器官の選択された平面からのみ超音波情報を捕捉する超音波システムは、"ME THOD OF CREATING MULTIPLANAR ULTRASONIC IM AGES OF A THREE DIMENSIONAL OBJECT"なる名称の米国 特許[出願第09641,306号]に記載される。図15cは、上述のように尖端ビュ ーのために配置されるトランスデューサ・プロープによってどのように心臓が見られるか を示す、図面の中央の尖端Aから見た心内膜境界200を示す図である。プローブがこの ように配置されるとき、超音波情報は図中204、206、208として示される心臓の 室を通る3つの平面から捕捉される。図中、平面は縁から見たものであり、本例では3つ の平面はLVの尖端の近傍で交わる。3つの平面からの超音波情報は、ECG心臓ゲート によって選択される心周期の特定の位相において、又は、多数の心周期に亘ってECGゲ ーテッド捕捉によって支援されうる心周期全体に亘って捕捉されうる。3つの平面の画像 中のLV心内膜境界は、上述のように自動的に描かれ分析される。

(15)

より詳細な調査が必要とされる心臓の領域を識別する速い方法は、心臓の抽象的な表現上 に心臓パフォーマンスをスコアするものである。このような抽象的な表現のうちの1つは 、図15dに示すようなブレット(bullet)式スコアカード210である。スコア カード210は、心筋が、尖端をスコアカードの中心にして、心筋と僧帽弁平面の連結部 をスコアカードの周囲の周りに配置されるようにして単一の平面状に広がるように、心臓 の室の心臓の筋肉を表す。中心から周囲へ延びるスコアカード210の各セクタは、尖端 から僧帽弁平面へ延びる心臓の筋肉の異なる部分を示す。スコアカード中の領域は、心臓 の壁の特定の領域を参照するよう番号が付される。例えば、図15cの画像平面204は 、領域1、7、スコアカードの中心、及び、領域10及び4と交わる。図15の画像平面 206は、スコアカードの領域6、12、16、14、9、及び3と交わり、図15の画 像 平 面 2 0 8 は、 ス コ ア カ ー ド の 領 域 5 、 1 1 、 1 5 、 1 3 、 8 及 び 2 と 交 わ る 。 画 像 平 面上の1以上の画像フレーム中の自動的に描かれた境界上のドップラー検出された動きは 、スコアカード210にデータを入力するために使用される。スコアカードは、詳細な診 断 が 保 証 さ れ る 心 臓 の 領 域 を 示 す た め に 自 動 的 に 描 か れ た 境 界 か ら の 動 き 情 報 を 自 動 的 に 用いて埋められる。例えば、LVの平面204上の心臓の挙動が正常であれば、領域1、 7、10及び4は超音波システムディスプレイ上に緑で表示されうる。心筋と僧帽弁平面 の連結部の近傍において異常な動きといった通常でない特徴が見つかると、臨床医がその 領域をより良くみるよう注意を払わせるために領域1は(軽い不規則性の場合に)黄色又 は(重大な不規則性の場合に)赤で表示されうる。色分けに加えて、又は、色分けの代わ りに、数値的なスコアが使用されうる。心臓のパフォーマンスのための望ましい4段階ス コアリング方式は、心臓の筋肉の領域を通常、運動低下、運動障害、又は運動不能のいず れかにスコアする。このように、表示されたブレット式スコアカードは、その色分け又は 数値的にスコアされた領域と共に、臨床医に対してより詳しい診断が行われるべきである 心臓の領域を指す。

【0044】

もちろん、スコアカード210を埋めるために完全な3Dデータセットを使用することが 望ましい。例えば、図15 aの画成された心臓の壁200は「平らに」されえ、データセ ット中の心筋の各領域がスコアカードの領域に対応するよう尖端を中心とする円へ広げら れうる。平らにされた心臓の壁200のセクションに亘る動きのデータは、ブレット式の スコアカード210の対応するセクションを埋めるよう平均化されうる。例えば、心内膜 データ200のセクション212に亘る動きデータは、スコアカード210の対応する領 域5についてのスコア(定量的又は定性的)を自動的に計算するために平均化されうる。 心臓パフォーマンスの平均又は異常パフォーマンスの最大の度合いのスコアカードを得る ために、心周期全体から得られる複数の心内膜データセットからのセクション2120た 10

20



めのスコアもまた平均化されるか範囲外の値が検出される。 [0045]図16は、本発明によって構築される超音波システムを示す図である。1D又は2Dのア レイ・トランスデューサを含むプローブ又はスキャンヘッド410は、超音波を送信し、 超音波エコー信号を受信する。この送信及び受信は、スキャンされている解剖学的構造か らエコー信号のコヒーレントなビームを形成するよう受信されたエコー信号を処理するビ ーム形成器 4 2 0 の制御の下で行われる。エコー情報は、 A B D - T D I 情報又はひずみ 速度情報が表わされるときにドップラープロセッサ430によってドップラー処理され、 処 理 さ れ た ド ッ プ ラ ー 情 報 は 2 D 又 は 3 D グ レ ー ス ケ ー ル 又 は ド ッ プ ラ ー 画 像 を 形 成 す る 画像プロセッサ440に結合される。画像は、Cineloop(登録商標)メモリ46 10 0を通り、そこから直接ビデオプロセッサ470に結合され画像ディスプレイ480上に 表示されうる。画像は、画像中の解剖学的構造の境界や界を画成するために上述のように 2 D 又 は 3 D 画像に対して動作する A B D プロセッサに与えられうる。画成された境界は 、表示のためにビデオプロセッサ470に結合される画像上に重ねられる。システムは、 Cineloop(登録商標)メモリ460に保存された画像のループ上で境界を画成し 表示するか、患者の生のスキャン中に生成されるリアルタイム画像上に描かれる境界を表 示するよう動作しうる。 【図面の簡単な説明】 【図1】 心臓の4室超音波画像を示す図である。 20 【図2】 拡張期終末及び収縮期終末の心臓画像の両方の超音波表示を示す図である。 【図 3 a】 左心室(LV)の超音波画像中で内側僧帽輪(MMA)の位置を見つける段階を示す図で ある。 【図 3 b】 左心室(LV)の超音波画像中で外側僧帽輪(LMA)の位置を見つける段階を示す図で ある。 【図4】 L V の尖端の位置を見つける段階を示す図である。 30 【図 5 a】 LVについての標準境界形状を示す図である。 【図 5 b】 LVについての標準境界形状を示す図である。 【図 5 c】 LVについての標準境界形状を示す図である。 【図 6 a】 MMAの位置を見つけるために使用される幾何学的なテンプレートを示す図である。 【図 6 b】 LMAの位置を見つけるために使用される幾何学的なテンプレートを示す図である。 40 【図 7 a】 標準境界形状をLVの心内膜境界線に当てはめる技術を示す図である。 【図7 b】 標準境界形状をLVの心内膜境界に当てはめる技術を示す図である。 【図7 c】 標準境界形状をLVの心内膜境界に当てはめる技術を示す図である。 【図8】 本 発 明 の 原 理 に 従 っ て 自 動 的 に 描 か れ た 心 内 膜 境 界 で 拡 張 期 終 末 及 び 収 縮 期 終 末 表 示 を 示 す図である。 【図9】 50

自動的に描かれた境界を調整するためのラバーバンディング技術を示す図である。

(17)

- 【図10】
- 自動的に描かれた境界を見ることによる心周期の選択を示す図である。

【図11】

- 複数の心周期に亘る心内膜運動の組織ドップラーマップを示す図である。
- 【図12】
- 心臓の壁の画像を分割するための自動化された境界検出の使用について示す図である。
- 【 🖾 1 3 a 】
- 心臓の壁のセグメントをスコアリングするためのスコアカードを示す図である。
- 【図13b】
- 心臓の壁のセグメントをスコアリングするためのスコアカードを示す図である。
- 【図14a】
- ひずみ速度測定値を組織運動の関数として得る技術を示す図である。
- 【図14b】
- ひずみ速度測定値を組織運動の関数として得る技術を示す図である。
- 【図15a】
- 心臓のパフォーマンスを評価する3D技術を示す図である。
- 【図 1 5 b】
- 心臓のパフォーマンスを評価する3D技術を示す図である。
- 【図15c】
- 心臓のパフォーマンスを評価する3D技術を示す図である。
- 【図 1 5 d】
- 心臓の3次元画像をスコアリングするためのスコアカードを示す図である。
- 【図16】
- 本発明の原理によって構築される超音波診断撮像システムをブロック図として示す図である。



【図 7 b】









【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19	9) World Intellectual Property Organization International Bureau	AIPO MPL2	
	(43) International Publication Date 13 June 2002 (13.06.2002)	PCT	(10) International Publication Number WO 02/45587 A1
(51)	International Patent Classification?: A61B 8/0	8	Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). ROUND- HILL, David, N.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA
(21)	International Filing Date: 23 November 2001 (23.11.2001	o (74)	Agent: LOTTIN, Claudine; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
(25)	Filing Language: Englis	h (81)	Designated State (national): JP.
(26) (30)	Publication Language: Englis Priority Data: 09/732,612 7 December 2000 (07.12.2000) U	h (84) S	Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
(71)	Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRON ICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 B. Eindhoven (NL).	i- Publ 4 —	ished: with international search report
(72)	Inventors: CRITON, Aline, L., Prof. Holstlaan (NL-5656 AA Eindhoven (NL). CHENAL, Cedric, Pro	For t 5, ance f. ning	wo-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guid- Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the begin- of each regular issue of the PCT Gazette.
(54)	Title: STRAIN RATE ANALYSIS IN ULTRASONIC D	IAGNOS	TIC IMAGES
	16 14 310 12 9		312 7 8 (12 9)

(57) Abstract: Strain rate analysis is performed for ultrasonic images in which the spatial gradient of velocity is calculated in the direction of tissue motion. Strain rate is calculated for cardiac ultrasound images in the direction of motion which, for myocardial images, may be either in the plane of the myocardinu are sorts the myocardiam. Strain rate information is calculated for a sequence of images of a heart cycle and displayed for an automatically drawn border such as the endocardial border over the full heart cycle.

PCT/EP01/13736

Strain rate analysis in ultrasonic diagnostic images

This invention relates to ultrasonic diagnostic imaging systems and, in particular, to ultrasonic diagnostic imaging systems which automatically perform strain rate analysis within an ultrasonic image.

1

- Many ultrasonic diagnostic procedures in which bodily functions and structures are quantified rely upon clear delineation and definition of the body structures and organs which are being measured. When the quantification or measurement procedure uses static images or a small set of measurements, the delineation of the bodily structure being measured can be done manually. An example of such a procedure is the obstetrical measurements of a developing fetus. Static images of the developing fetus can be acquired
- 10 during periods when fetal activity is low. One an image is acquired, only a few circumference or length measurements are usually required to compute development characteristics such as gestational age and anticipated delivery date. These measurements can readily be made manually on the fetal images. Other diagnostic procedures, particularly those involving measurements of the heart and its functioning, present a further set of difficulties.
- 15 The heart is always beating and hence is always in motion. As it moves, the contours of the heart constantly move and change as the organ contracts and expands. To fully assess many characteristics of cardiac function it is necessary to evaluate many and at times all of the images acquired during the heart cycle (one heartbeat), which can amount to thirty to one hundred and fifty or more images. The structure of interest such as the endocardium,
- 20 epicardium or valves must then be delineated in each of these images, a painstaking, timeconsuming task. Since these structures are constantly in motion, they appear slightly different in each image acquired during the cardiac cycle, and can also vary significantly from one patient to another. While applications such as obstetrical procedures would benefit from a processor which automatically delineates specific anatomy in an ultrasonic image, cardiac
- 25 diagnosis would benefit even more so.

An ultrasonic cardiac diagnostic technique which has been in development for several years is a parametric imaging method known as strain rate analysis. In strain rate analysis the velocities at consecutive points along an ultrasonic beam line are differentiated to produce a measure of velocity change at points in the image. However, parameters of

PCT/EP01/13736

strain computed in this manner can be arbitrary, as the correspondence of the beam line directions and the anatomy in the image are essentially unrelated, being determined in many instances by the position in which the clinician desires to hold and orient the scanhead. Accordingly it is desirable to be able to compute strain rate parameters in a way that is
related to the characteristics of the anatomy under diagnosis.

2

In accordance with the principles of the present invention, strain rate analysis is performed for ultrasonic images in which the spatial gradient of velocity is calculated in the direction of tissue motion. Strain rate is calculated for cardiac ultrasound images in the direction of motion which, for myocardial images, may be either in the plane of the

- 10 myocardium or across the myocardium. Strain rate information is calculated for a sequence of images of a heart cycle and displayed for an automatically drawn border such as the endocardial border over the full heart cycle.
- 15 In the drawings:
 - The fit and the fit is the fit of the fit of

Fig. 1 is a four chamber ultrasound image of the heart; Fig. 2 illustrates an ultrasound display of both end diastole and end systole

cardiac images;

Figs. 3a and 3b illustrate the step of locating the medial mitral annulus (MMA)

and the lateral mitral annulus (LMA) in an ultrasound image of the left ventricle (LV);

Fig. 4 illustrates the step of locating the apex of the LV;

Figs. 5a-5c illustrate standard border shapes for the LV;

Figs. 6a-6b illustrate geometric templates used to locate the MMA and LMA;

Figs. 7a-7c illustrate a technique for fitting a standard border shape to the

25 endocardial boundary of the LV;

Fig. 8 illustrates an end diastole and end systole display with endocardial

borders drawn automatically in accordance with the principles of the present invention; Fig. 9 illustrates the rubber-banding technique for adjusting an automatically drawn border;

30

20

Fig. 10 illustrates the selection of a cardiac cycle by viewing automatically drawn borders;

Fig. 11 illustrates a tissue Doppler map of endocardial motion over a plurality

of cardiac cycles;

PCT/EP01/13736

3 Fig. 12 illustrates the use of automated border detection to segment an image of the heart wall;

Figs. 13a and 13b illustrate scorecards for scoring segments of the heart wall; Figs. 14a and 14b illustrate techniques for making strain rate measurements as 5 a function of tissue motion;

> Figs. 15a-15c illustrate 3D techniques for evaluating cardiac performance; Fig. 15d illustrates a scorecard for scoring a three dimensional image of the

heart; and

15

Fig. 16 illustrates in block diagram form an ultrasonic diagnostic imaging 10 system constructed in accordance with the principles of the present invention.

Referring first to Fig. 1, an ultrasound system display is shown during the acquisition of cardiac images. The ultrasound image 10 is a four-chamber view of the heart which is acquired by a phased array transducer probe to produce the illustrated sector-shaped

- image. The image shown is one of a sequence of real-time images acquired by placement of the probe for an apical 4-chamber view of the heart, in which the probe is oriented to view the heart from the proximity of its apex 11. The largest chamber in the image, in the central and upper right portion of the image, is the left ventricle (LV). As the real-time ultrasound
- 20 image sequence is acquired an ECG trace 12 of the heart cycle is simultaneously acquired and displayed at the bottom of the display, with a triangular marker 14 denoting the point or phase of the cardiac cycle at which the currently-displayed image was acquired. A typical duration of the heart cycle when the body is at rest is about one second, during which time approximately 30-90 image frames of the heart are acquired and displayed in rapid
- 25 succession. A sequence of image frames for a heart cycle is referred to herein as a "loop" of images, as a clinician will often acquire and save the sequence of images of a heart cycle and then replay them in a continuous "loop" which repetitively displays the selected cardiac cycle. As the clinician views the display of Fig. 1, the heart is seen beating in real time in the ultrasound display as the ECG waveform 12 scrolls beneath the ultrasound images 10, with 30 the instantaneously displayed heart phase indicated by the marker 14.

In one mode of acquisition in accordance with the present invention, the clinician observes the beating heart in real time while manipulating the transducer probe so that the LV is being viewed distinctly in maximal cross-section. When the four chamber view is being acquired continuously and clearly, the clinician depresses the "freeze" button to

PCT/EP01/13736

retain the images of the current heart cycle in the image frame or Cineloop[®] memory of the ultrasound system. The Cineloop memory will retain all of the images in the memory at the time the freeze button is depressed which, depending upon the size of the memory, may include the loop being viewed at the time the button was depressed as well as images of a

4

5 previous or subsequent loop. A typical Cineloop memory may hold 400 image frames, or images from about eight to ten heart cycles. The clinician can then scan through the stored images with a trackball, arrow key, or similar control to select the loop with the images best suited for analysis. When the clinician settles on a particular loop, the "ABD" protocol is actuated to start the border drawing process.

10 When the ABD protocol is actuated the display changes to a dual display of the end diastole image 16 and the end systole image 18 displayed side-by-side as shown in Fig. 2. The ultrasound system identifies all of the images comprising the selected loop by the duration of the ECG waveform associated with the selected loop. The ultrasound system also recognizes the end diastole and end systole points of the cardiac cycle in relation to the R-

15 wave of the ECG waveform 12 and thus uses the ECG waveform R-wave to identify and display the ultrasound images at these two phases of the heart cycle. The dual display of Fig. 2 shows the ECG waveform 12 for the selected heart cycle beneath each ultrasound image, with the marker 14 indicating the end diastole and end systole phases at which the two displayed images were acquired.

20 Since the Cincloop memory retains all of the images of the cardiac cycle, the user has the option to review all of the images in the loop, including those preceding and succeeding those shown in the dual display. For instance, the clinician can "click" on either of the images to select it, then can manipulate the trackball or other control to sequentially review the images which precede or succeed the one selected by the ultrasound system. Thus,

25 the clinician can select an earlier or later end diastole or end systole image from those selected by the ultrasound system. When the clinician is satisfied with the displayed images 16 and 18, the ABD processor is actuated to automatically delineate the LV borders on the two displayed images as well as the intervening undisplayed images between end diastole and end systole.

30 In this example the ABD processor begins by drawing the endocardial border of the LV in the end systole image 18. The first step in drawing the border of the LV is to locate three key landmarks in the image, the medial mitral annulus (MMA), the lateral mitral annulus (LMA), and the endocardial apex. This process begins by defining a search area for the MMA as shown in Fig. 3a, in which the ultrasound image grayscale is reversed from

PCT/EP01/13736

white to black for ease of illustration. Since the ABD processor is preconditioned in this example to analyze four-chamber views of the heart with the transducer 20 viewing the heart from its apex, the processor expects the brightest vertical nearfield structure in the center of the image to be the septum which separates the left and right ventricles. This means that the

5

5 column of pixels in the image with the greatest total brightness value should define the septum. With these cues the ABD processor locates the septum 22, and then defines an area in which the MMA should be identified. This area is defined from empirical knowledge of the approximate depth of the mitral valve from the transducer in an apical view of the heart. A search area such as that enclosed by the box 24 in Fig. 3a is defined in this manner.

10 A filter template defining the anticipated shape of the MMA is then cross correlated to the pixels in the MMA search area. While this template may be created from expert knowledge of the appearance of the MMA in other four-chamber images as used by Wilson et al. in their paper "Automated analysis of echocardiographic apical 4-chamber images," *Proc. of SPIE*, August, 2000, the present inventors prefer to use a geometric corner

15 template. While a right-angle corner template may be employed, in a constructed embodiment the present inventors use an octagon corner template 28 (the lower left corner of an octagon) as their search template for the MMA, as shown at the right side of Fig. 6a. In practice, the octagon template is represented by the binary matrix shown at the left side of Fig. 6a. The ABD processor performs template matching by cross correlating different sizes

20 of this template with the pixel data in different translations and rotations until a maximum correlation coefficient above a predetermined threshold is found. To speed up the correlation process, the template matching may initially be performed on a reduced resolution form of the image, which highlights major structures and may be produced by decimating the original image resolution. When an initial match of the template is found, the resolution may be

25 progressively restored to its original quality and the location of the MMA progressively refined by template matching at each resolution level.

Once the MMA has been located a similar search is made for the location of the LMA, as shown in Fig. 3b. The small box 26 marks the location established for the MMA in the image 18, and a search area to the right of the MMA is defined as indicated by the box

30 34. A right corner geometric template, preferably a right octagon corner template 38 as shown in Fig. 6b, is matched by cross-correlation to the pixel values in the search area of box 34. Again, the image resolution may be decimated to speed the computational process and different template sizes may be used. The maximal correlation coefficient exceeding a predetermined threshold defines the location of the LMA.

PCT/EP01/13736

With the MMA 26 and the LMA 36 found, the next step in the process is to determine the position of the endocardial apex, which may be determined as shown in Fig. 4. The pixel values of the upper half of the septum 22 are analyzed to identify the nominal angle of the upper half of the septum, as indicated by the broken line 43. The pixel values of the

6

- 5 lateral wall 42 of the LV are analyzed to identify the nominal angle of the upper half of the lateral wall 42, as shown by the broken line 45. If the lateral wall angle cannot be found with confidence, the angle of the scanlines on the right side of the sector is used. The angle between the broken lines 43,45 is bisected by a line 48, and the apex is initially assumed to be located at some point on this line. With the horizontal coordinate of the apex defined by
- 10 line 48, a search is made of the slope of pixel intensity changes along the line 48 to determine the vertical coordinate of the apex. This search is made over a portion of line 48 which is at least a minimum depth and not greater than a maximum depth from the transducer probe, approximately the upper one-quarter of the length of line 48 above the mitral valve plane between the MMA 26 and the LMA 36. Lines of pixels along the line 48 and parallel thereto
- 15 are examined to find the maximum positive brightness gradient from the LV chamber (where there are substantially no specular reflectors) to the heart wall (where many reflectors are located). A preferred technique for finding this gradient is illustrated in Fig. 7. Fig. 7a shows a portion of an ultrasound image including a section of the heart wall 50 represented by the brighter pixels in the image. Drawn normal to the heart wall 50 is a line 48 which, from right
- 20 to left, extends from the chamber of the LV into and through the heart wall 50. If the pixel values along line 48 are plotted graphically, they would appear as shown by curve 52 in Fig. 7b, in which brighter pixels have greater pixel values. The location of the endocardium is not the peak of the curve 52, which is in the vicinity of the center of the heart wall, but relates to the sense of the slope of the curve. The slope of the curve 52 is therefore analyzed by
- 25 computing the differential of the curve 52 as shown by the curve 58 in Fig. 7c. This differential curve has a peak 56 which is the maximal negative slope at the outside of the heart wall (the epicardium). The peak 54, which is the first major peak encountered when proceeding from right to left along curve 58, is the maximal positive slope which is the approximate location of the endocardium. The pixels along and parallel to line 48 in Fig. 4
- 30 are analyzed in this manner to find the endocardial wall and hence the location of the endocardial apex, marked by the small box 46 in Fig. 4.

Once these three major landmarks of the LV have been located, one of a number of predetermined standard shapes for the LV is fitted to the three landmarks and the endocardial wall. Three such standard shapes are shown in Figs. 5a, 5b, and 5c. The first

PCT/EP01/13736

shape, border 62, is seen to be relatively tall and curved to the left. The second shape, border 64, is seen to be relatively short and rounded. The third shape, border 66, is more triangular. Each of these standard shapes is scaled appropriately to fit the three landmarks 26,36,46. After an appropriately scaled standard shape is fit to the three landmarks, an analysis is made

7

- 5 of the degree to which the shape fits the border in the echo data. This may be done, for example, by measuring the distances between the shape and the heart wall at points along the shape. Such measurements are made along paths orthogonal to the shape and extending from points along the shape. The heart wall may be detected using the operation discussed in FIGS. 7a-7c, for instance. The shape which is assessed as having the closest fit to the border
- 10 to be traced, by an average of the distance measurements, for instance, is chosen as the shape used in the continuation of the protocol.

The chosen shape is then fitted to the border to be traced by "stretching" the shape, in this example, to the endocardial wall. The stretching is done by analyzing 48 lines of pixels evenly spaced around the border and approximately normal to heart wall. The pixels

- 15 along each of the 48 lines are analyzed as shown in FIGS. 7a-7c to find the adjacent endocardial wall and the chosen shape is stretched to fit the endocardial wall. The baseline between points 26 and 36 is not fit to the shape but is left as a straight line, as this is the nominal plane of the mitral valve. When the shape has been fit to points along the heart wall, the border tracing is smoothed and displayed over the end systole image as shown in the
- 20 image 78 on the right side of the dual display of Fig. 8. The display includes five control points shown as X's along the border between the MMA landmark and the apex, and five control points also shown as X's along the border between the apex landmark and the LMA landmark. In this example the portion of line 48 between the apex and the mitral valve plane is also shown, as adjusted by the stretching operation.
- 25 With the end systole border drawn in this manner the ABD processor now proceeds to determine the end diastole border. It does so, not by repeating this operation on the end diastole image 16, but by finding a border on each intervening image in sequence between end systole and end diastole. In a given image sequence this may comprise 20-30 image frames. Since this is the reverse of the sequence in which the images were acquired,
- 30 there will only be incremental changes in the endocardial border location from one image to the next. It is therefore to be expected that there will be a relatively high correlation between successive images. Hence, the end systole border is used as the starting location to find the border for the previous image, the border thus found for the previous image is used as the starting location to find the border for the next previous image, and so forth. In a constructed

PCT/EP01/13736

embodiment this is done by saving a small portion of the end systole image around the MMA and the LMA and using this image portion as a template to correlate and match with the immediately previous image to find the MMA and the LMA locations in the immediately previous image. The apex is located as before, by bisecting the angle between the upper

8

5 portions of the septum and lateral LV wall, then locating the endocardium by the maximum slope of the brightness gradient. Since the LV is expanding when proceeding from systole to diastole, confidence measures include the displacement of the landmark points in an outward direction from frame to frame. When the three landmark points are found in a frame, the appropriately scaled standard shape is fit to the three points. Another confidence measure is 0 distention of the standard shapes; if a drawn LV border departs too far from a standard shape,

10 distention of the standard shapes; if a drawn LV border departs too far from a standard shape, the process is aborted.

Border delineation continues in this manner until the end diastole image is processed and its endocardial border defined. The dual display then appears as shown in Fig. 8, with endocardial borders drawn on both the end diastole and end systole images 76,78.

15 As Fig. 8 shows, the endocardial borders of both the end diastole and end systole images have small boxes denoting the three major landmarks and control points marked by X's on the septal and lateral borders. The clinician chooses the default number of control point which will be displayed initially; on the border 80 shown in Fig. 9 there are three control points shown on the septal wall and four control points shown on the lateral

20 wall. The clinician can review the end diastole and systole images, as well as all of the intervening images of the loop if desired, and manually adjust the positions of the landmark boxes and control point X's if it is seen that the automated process placed a border in an incorrect position. The clinician can slide a box or X along the border to a new position, and can add more control points or delete control points from the border. The process by which

25 the clinician relocates a box or X laterally is known as rubberbanding. Suppose that the ABD processor had initially located the control point and border at the position shown by circle 82 and dashed line 84, which the clinician observes is incorrect. The clinician can relocate the control point laterally by dragging the X with a screen pointing device to the new location as shown by 86. As the X is dragged, the border moves or stretches along with the X, thereby

30 defining a new border as shown by the solid line border 88. In this manner the clinician can manually correct and adjust the borders drawn by the ABD processor. As the clinician laterally relocates a control point X, the ABD processor responds by automatically recalculating the positions of the adjoining border and adjacent control points if necessary so that the border remains smoothly continuous. The recalculation will not adjust the position of

PCT/EP01/13736

a control point or landmark box which has been previously manually repositioned by the clinician, thereby preserving this expert input into the border drawing process. If the clinician relocates a landmark box, the ABD processor recalculates and refits the entire border to the landmarks and heart wall. Since the adjustment of one border in the image sequence can

- 5 affect the borders of temporally adjacent images in the sequence, the ABD processor will also respond to a manual adjustment by correlating the adjusted border with temporally adjacent borders so that the manual adjustment is properly continuously represented in some or all of the images in the loop.
- Another way to interactively adjust the drawn borders is to assemble only the border tracings in a "stack" in time sequence from ED to ES or later to form a surface defined by the borders which is viewed in three dimensions such as in a kinetic parallax display. The continuous surface formed by the borders can be assessed and adjusted as desired by a rubberbanding technique know as active surface adjustment. If the clinician sees a point on the surface formed by the borders which is out of alignment with temporally adjacent tracings
- 15 or the desired border, the clinician can pull or push on the surface with a pointing device. The active surface adjustment then conforms the adjacent borders and the surface defined thereby to the adjustment made by the clinician, much as a balloon conforms when depressed at a point on its surface. The clinician can thus observe the effect of an adjustment made to one border on the temporally surrounding borders of the cardiac cycle.
- 20 In a preferred embodiment the control points are not simply distributed at uniform intervals around the drawn border, but their positions correspond to constant anatomical locations from frame to frame over the heart cycle. This may be done by referencing the control points of the image to those of a reference image through speckle tracking, feature tracking, or any kind of vector velocity or displacement processing. Since
- 25 points in anatomy shown in an ultrasound image will exhibit a substantially constant pattern of speckle from frame to frame, the control points in other images can be located at points on their respective drawn borders which correspond to their characteristic speckle locations on the reference image. When the control points are located at constant anatomical positions they will appear to move closer together and then further apart through the heart cycle as the
- 30 heart wall contracts and expands. When a control point X is relocated on a border by the clinician, the corresponding control point X's on the other images are correspondingly relocated automatically to the new speckle-tracked locations on each image. Such constant anatomical locations for the control points are important when assessing local heart wall motion as discussed below.

PCT/EP01/13736

Since each of the images shown in Fig. 8 is one image in the cardiac loop of images, the clinician can further verify the accuracy of the borders of the end diastole and end systole images 76,78 by playing the cardiac loop of images behind the borders drawn on the display of Fig. 8. This is done by selecting one of the images of Fig. 8, then selecting

- ⁵ "Play" from the system menu to repetitively play the cardiac loop in real time or at a selected frame rate of display behind the border. In the end diastole image 76 the endocardium is at its maximum expansion; hence, the endocardium in the loop should appear to move inward from and then back to the endocardial border drawn on the end diastole image. In the end systole image 78 the endocardium is fully contracted; hence, the endocardium in the loop should
- 10 appear to move outward and then back to the border in this image. If the endocardium does not move in this manner and, for example, is seen to pass through the border, a different image may need to be chosen for end diastole or end systole, or manual adjustment of a drawn border may be necessary. Of course, the loop and its drawn borders over the complete cardiac cycle can be replayed, enabling the clinician to view to endocardial tracing as it
- 15 changes with the heart motion in real time. As the ABD processor is identifying the key landmarks and fitting borders to the sequence of images, it is periodically making confidence measurements to gauge the likelihood that the image borders are being accurately located and traced. For instance, if the septum is not clearly contrasted from the blood pool in the LV chamber, the automated
- 20 process will stop. If the various correlation coefficients do not exceed predetermined thresholds the process will stop. Both spatial and temporal confidence measurements are employed. For instance, if the computed border of an image varies too much from a standard shape in either size or shape, the process will abort. This can arise if the landmarks are located in unusual positions in relation to each other, for example. If the change in the
- 25 computed border from one image in the sequence to another is too great, the process will likewise abort. When the process stops, a message is displayed notifying the clinician of the reason for stopping the process, and gives the clinician the option to continue the automated process, to continue the automated process with or after clinician input, or for the clinician to acquire a new loop of images or manually trace the current images.
- 30 In the illustrated example of Fig. 8 the automatically drawn borders of the end diastole and end systole images are used to compute the heart's ejection fraction. This is done by an automatic modified Simpson's rule process which divides the delineated heart chamber at each phase into a stack of virtual disks. The diameter of each disk is used with the disk height to compute an effective volume of each disk, and these volumes are summed to

PCT/EP01/13736

compute the heart chamber volume at both end diastole and end systole. The difference between the two yields the ejection fraction, the volume or percentage of the heart volume which is expelled as pumped blood during each heart cycle. The ejection fraction calculation is shown in the measurement box at the lower left hand corner of Fig. 8 and is constantly

- 5 updated. Thus, if the clinician should adjust a drawn border by the rubberbanding technique, the computed volume of the heart during that phase will change, affecting the ejection fraction calculation, and the new calculation immediately appears in the measurement box. As the clinician adjusts the drawn borders he instantaneously sees the effects of these changes on the calculation of the ejection fraction.
- 10 In the previous example the clinician began by acquiring a cardiac loop on which to automatically trace borders. Fig. 10 shows an ultrasound image display in which a loop is acquired based upon the ability of the ABD processor to automatically draw borders on the images. In the illustrated display the real time ultrasound image 10 is continuously viewed as in Fig. 1 as the clinician manipulates the transducer probe to acquire the desired
- 15 four chamber view of the heart. As the clinician manipulates the probe the ABD processor is operative to attempt to draw borders on at least one of the images of each cardiac cycle. Using the R-wave timing of the ECG trace 12, the ultrasound system automatically selects the image or images to be traced from each loop. The selected image could be the first image of a cardiac cycle, the end diastole image, or the end systole image, for instance. As the ABD
- 20 processor attempts to draw borders on the fly on the selected images of the real time loops, the results of the ABD process for an image of each loop is shown as a small "thumbnail" image 92-98 below the real time image 10. In the illustrated example four thumbnail images are shown for four consecutive loops. Each time a new thumbnail is processed by the ABD processor it appears at the right side of the row of thumbnail images, the oldest thumbnail
- 25 image disappears, and the row slides to the left. Initially the clinician may not be acquiring the heart in an orientation which is acceptable for the ABD process, at which time the progression of thumbnail images will show no borders as the ABD processor is unable to successfully draw borders on the images. But as the clinician manipulates the probe to acquire the necessary viewing plane for successful ABD performance and the images are
- 30 acquired with better clarity and definition, borders will appear on the progression of thumbnail images as shown in the drawing Fig.. When the clinician is holding the probe at the necessary angulation relative to the heart so that the ABD process is continuously successful, the progression of thumbnail images will continuously show successfully drawn borders. The clinician will then freeze the acquisition to capture one or more of the

5

PCT/EP01/13736

successfully traced loops in the Cineloop memory, and will then select one of the loops for full ABD processing and display as described above. Thus, the ABD processor is used to assist the clinician in manipulating the probe for successful image acquisition and in acquiring loops which can be successfully processed for border definition by the ABD processor.

12

Another way to indicate to the clinician that acceptable images for ABD processing are being acquired is by means of a graphical ABD success indicator. Such an indicator may be qualitative, quantitative, or both, as is the example shown in Fig. 10. At the right of the display of Fig. 10 is a gauge 110 which is quantified from zero to 100%. When

- 10 the clinician is acquiring images which are unsuitable for ABD processing, the gauge 110 is empty. But as suitable images begin to be acquired, a color bar 112 begins to rise from the bottom of the gauge. The quantization of the gauge indicates either the percentage of borders which were attempted and successfully drawn, or the changes in overall confidence measures as discussed above. In the drawing a green bar is at the 80% level, indicating that the ABD
- 15 processor was able to successfully process 80% of the images attempted over a recent interval such as the last few heart cycles, or that the borders drawn achieved an 80% confidence level of accuracy.

A third way to indicate ABD success to the clinician is to present drawn borders in real time on the real time images 10. The ABD processor can attempt to draw a

- 20 border on a single image for each heart cycle, such as the end systole image, and the successfully drawn border is displayed over the real time image for the duration of that heart cycle until the time of the next end systole image. Alternatively, if sufficient processing speed is available, borders are calculated and displayed for every image in the heart cycle. In either case, the drawn border will not appear or will flicker on and off when unsuitable or
- 25 marginal cardiac images are being acquired, but will constantly appear when a succession of suitable images is being acquired, at which time the clinician knows that the probe is oriented to acquire good four chamber views for ABD processing.

In addition to the LV of four chamber views, the ABD processor of the present invention can also define borders in other types of ultrasound images. Short axis views can be processed for automatic border definition, in which case the landmarks used can be the annulus or the outflow track. Alternatively, the center of the heart chamber can be found from its contrast with the surrounding heart wall, then the desired border located by radial extension and fitting of a circular standard shape. The walls of blood vessels such as the carotid artery can similarly be traced by identifying the center line of the vessel, then

PCT/EP01/13736

extending straight line shapes out from opposite sides of the center line to fit small line segments to the endothelial wall. Fetal anatomy such as the fetal cranium can also be automatically traced by use of an elliptical shape.

13

With the ability to automatically draw borders of structures of the heart such as the endocardium on a complete loop of images, a number of diagnostic techniques become practical. For instance, Fig. 11 illustrates a technique for assessing regional wall motion using automated border detection. The drawing of Fig. 11 represents an ultrasound display in which the continuous motion of the endocardium or myocardium is shown over several complete heart cycles. The ABD processor is operated as described above to draw a trace along the

- 10 endocardial border or continuously through the myocardium of the images of one or more loops. The latter is performed by tracing the endocardial border as described above, then drawing a curve parallel to and slightly larger than the endocardial border curve. Such a curve will reliably pass continuously through the heart muscle. The border 100 for one such image is shown at the left side of the drawing, with the landmark points and control points
- 15 numbered from one to eight in sequence around the border. For analysis of wall motion the image points beneath the border are Doppler processed to determine the velocity, Doppler power or variance along the defined border. Thus, a tissue Doppler image line is computed along the endocardium or myocardium at locations defined by the automatically drawn border. This Doppler processing is performed for the defined border of each image in the
- 20 loop or loops. The Doppler processed information from the moving tissue may be fundamental frequency signals or harmonic frequency signals which can be processed as described in U.S. patent 6,036,643. The lines of Doppler values for all of the images are displayed in straight vertical lines as shown at the right side of Fig. 11 as indicated by the vertical sequence of numbers 1-8. The lines are arrayed sequentially adjacent to each other in
- 25 the time sequence of the images. The Doppler values are preferably displayed in color, thus forming a color M-mode display area 102. The display in area 102 may be referred to as an ABD-TDI (ABD with tissue Doppler imaging) display. In the illustrated display the color Doppler lines for the first loop are arrayed across the area indicated by bracket L1, the color Doppler lines for the next loop are arrayed across the area indicated by bracket L2, and the
- 30 color Doppler lines for the third loop are arrayed across the area indicated by bracket L3, and so on. As the arrow at the bottom of the display area 102 indicates, the Doppler lines progress in time in the horizontal direction. This display 102 thus shows in a continuum over the heart cycle the motion of the LV myocardium. This display enables the clinician to follow the motion of one point or region of the heart wall over a full cardiac cycle by observing a

PCT/EP01/13736

horizontal row of the display. For instance, the heart wall at the apex of the heart is marked by 5 at the left of the area 102, corresponding to the apex landmark 5 on the border 100. By viewing the Doppler data (colors) to the right of 5 in area 102 the clinician is able to see the velocity or change in velocity or intensity of motion of the heart wall at the apex of the heart

14

5 as it varies over the complete heart cycle or cycles. If a region of the wall is not moving due to infarction or some other defect, it can be spotted by a change or difference in color at a particular horizontal elevation in the ABD-TDI display.

It will be appreciated that, since the LV heart wall is constantly expanding and contracting as the heart beats, the length of the line 100 from the MMA, around the apex, and

- 10 back to the LMA is constantly changing in correspondence. If the control points are simply delineated in even spacings around the line 100, they may not continuously correspond to the same points of the heart wall through the full heart cycle. This is overcome by tracking the anatomy from a baseline of control points over the heart cycle, as by speckle tracking each local point of the heart wall along the ABD trace from frame to frame, as described above.
- 15 The different length lines are rescaled or normalized to a common length so that a horizontal line extended to the right from each number at the left of the display 102 will relate to the same point or region of the heart wall over the continuum of tissue Doppler lines.

An ABD-TDI display may also be formed from short axis images of the heart. In short axis views the heart wall exhibits a ring shape. As described previously, the

- 20 endocardium can be traced automatically for each frame of the cardiac cycle and a parallel, slightly larger circle than the tracing can be drawn through the myocardial muscle in the images. Doppler values are acquired around each of these circles, which are displayed in a continuum of lines in the format shown in area 102 of Fig. 11. Thus, the display format 102 may be used for either short or long axis views of the heart.
- 25
- Another application for automatically drawn cardiac borders is shown in Fig. 12. In this illustration the border 300 represents the endocardial border defined by automated border detection as described above, with a line 306 for the mitral valve plane at the bottom. A second, slightly larger border 302 is drawn around the first border 300. This second border may be an ABD-produced border of the epicardium, or it may be a trace spaced by a
- 30 predetermined lateral distance d normal to the endocardial border 300. In this latter case, the trace 302 can pass continuously through the myocardium. Thus, Doppler values along the trace 302 would yield motional measures taken in a central portion of the heart muscle. The space between the two traces can be divided into small areas 304 and the Doppler values within each area integrated to produce a measure of regional wall motion at a particular

PCT/EP01/13736

location on the LV wall. These measures are made using ABD processing of many or all of the images of the cardiac loop to quickly and accurately provide quantified measures of cardiac performance over most or all of the cardiac cycle.

15

The measurements made from the areas 304 can be used to automatically fill out an anatomically corresponding scorecard for cardiac performance. For example, Fig. 13a shows a graphical representation 310 of the LV in a 4-chamber view, with the myocardium divided into numbered areas. The region numbered 6 on the anatomical scorecard 310 corresponds to the small areas 304a-304d which were defined by automatically drawn borders. The measurements taken in these areas 304a-304d can be aggregated and used to

- 10 automatically place a score on the scorecard 310 for region 6, which may be numerical or qualitative, for example, a coded color. The score can be a peak or average value measured for one phase of the heart cycle or taken over all the frames of the full heart cycle. Fig. 13b illustrates a similar anatomical scorecard 312 for a short axis view of the heart, which may be used to score images with automatically drawn borders acquired from that view. A scorecard
- 15 may be filled in for just a single image frame, for a group of image frames taken together, or a scorecard may be completed for each frame of a cardiac sequence. In the latter case, color coded scorecards can be played in rapid succession in a real time (or slower or faster) loop of images of the scorecards, enabling the clinician to view the time variation of a region of the heart in a segment of the scorecard which is stationary on the display screen from frame to
- 20 frame

Automatically drawn cardiac borders may also be used to define the myocardial area in contrast-enhanced images or loops. The addition of a contrast agent to the cardiac imaging exam allows the physician to assess how well the heart muscle is being perfused with blood. Automatically computed borders may be used as input into a variety of

- 25 perfusion quantification algorithms. Automatically drawn cardiac borders and perfusion information presented simultaneously in an image or loop is a powerful combination since the clinician can assess wall motion, thickening, and perfusion simultaneously. Given that the borders are known, the thickness of the myocardial walls between the endocardial and epicardial edges can be determined on a segment-by-segment basis as shown in Fig. 12.
- 30 Perfusion information quantified by an independent algorithm may also be displayed side-byside with the quantitative wall thickening information. Quantitative perfusion information and wall thickening nay also be parametrically combined and presented on a segment-bysegment basis in a color coded display for Doppler and wall motion integration.

PCT/EP01/13736

Another diagnostic technique made practical by automatic border detection is strain rate analysis of cardiac performance. The strain rate is a measurement computed as the axial derivative of the velocity of the tissue, and can lead to a representation of the relative deformation of the tissue during contraction or expansion. The conventional way to compute

16

5 strain rate in an ultrasound image is to find Doppler velocity values along the ultrasound beams, then to compute the spatial gradient as a derivative using successive velocity values along the beam. This spatial gradient of velocity is thus strongly dependent upon the variable relationship between the beam directions and the anatomy in the image, which means that the strain rate values can change as the probe is moved. The present inventors prefer to use a

- 10 strain rate calculation which is dependent upon the direction of tissue motion rather than an arbitrary beam direction. Accordingly the present inventors calculate strain rate in the direction of the velocity vector of tissue motion. In order to do this it is necessary to have not only velocity values for the tissue pixels in an image but also the direction or vectorial component of the motion, which can be obtained by known vector Doppler techniques. The
- 15 differential between adjacent pixels in the direction of motion is then computed as the strain rate. The strain rate can be computed from fundamental frequency echo information, or from harmonic frequency signals which can be more clutter-free than the fundamental frequency signals.

Fig. 14a shows two traces which have been automatically drawn over the borders of a 4-chamber view of the LV. The border 250 is drawn to define the endocardium and the border 252 has been drawn to define the epicardium of the LV. A third trace 260 is automatically drawn between the endocardial and epicardial borders. This third trace 260 will reliably pass continuously through the myocardium. These traces enable the strain rate to be computed for the two major components of motion of the LV. One of these components is

- 25 the contraction and expansion of adjoining cells in the heart muscle. This motion is generally along the direction of the trace 260. A strain rate representation of this cellular motion can be found by differentiating the velocity values of successive points A-A' along trace 260 as shown in the drawing. The overall motion of the heart chamber as the muscle cells contract and expand is toward and away from the center of the heart chamber. A strain rate
- 30 representation of this second motional component is computed by differentiating velocities in a direction normal to the drawn borders such as at points B-B' across the heart muscle. The strain rate so calculated along the myocardium is preferably displayed in a color-coded representation. A similar set of strain rate measurements can be made using borders 270 (endocardium) 272 (epicardium) and trace 280 (myocardium) drawn on short axis views of

PCT/EP01/13736

the heart such as that shown in Fig. 14b. In that drawing muscle cell contraction and expansion is used to compute strain rate in the circumferential direction such as would be computed from the velocities at points A-A' in the image. Radial components of expansion and contraction are represented in a strain rate display by differentiating in the radial

- 5 direction such as by using the velocities at points B-B', C-C', and D-D'. The strain rate over the full cardiac cycle can be displayed by computing the strain rate around the entire border for each frame in the cardiac cycle, then displaying the strain for each frame as a vertical line in a time sequence of lines as shown by display 102 in Fig. 11.
- Figs. 15a and 15b illustrate the use of automated border detection in three dimensional imaging. The previous examples have shown how borders can be automatically drawn on two dimensional cardiac images. The technique described above is effective for defining the borders of three dimensional cardiac images also. If a three dimensional cardiac image is produced by acquiring a series of spatially adjacent 2D image planes of the heart, the ABD process described above can be performed on each component frame to define a
- 15 series of boundaries which together define a surface of the heart such as the endocardial surface. If the three dimensional cardiac image is produced from ultrasonic beams steered in three dimensions to scan the heart three dimensionally in real time as described in U.S. patent application serial number 09/645,872 entitled "ULTRASONIC DIAGNOSTIC IMAGING OF THE CORONARY ARTERIES," the resulting three dimensional data set can be divided
- 20 into a series of parallel planes which are processed as described above to define a series of planar borders which can be assembled to provide a boundary such as the heart wall. Preferably the three dimensional data set is processed three dimensionally, in which case advantage is taken of the contiguous nature of the heart wall in three dimensions in the data set to more reliably define the three dimensional border In either case, the resultant three
- 25 dimensional border of the LV endocardium may appear as shown in Fig. 15a, a somewhat elongated pouch-like surface which is closed at the apex end A and open at the mitral valve plane A'. Fig. 15a represents the three dimensional endocardial surface traced at one phase of the heart cycle. In each 3D image of a 3D cardiac loop the endocardial surface will be slightly different as the LV continuously contracts and expands during the heart cycle. Thus a
- 30 different border surface 200 can be computed for each three dimensional image in the loop. Since the speed of sound may not enable the ultrasonic data for a full 3D image to be acquired at the desired 3D frame rate, the 3D images may be built up over time by using a heart gate triggered from the ECG waveform to acquire the data for a portion of a 3D image

PCT/EP01/13736

at specific phases of the heart over numerous cardiac cycles until the full data set necessary to produce 3D images of the desired temporal spacing over the entire heart cycle is acquired. The 3D image of the endocardium in Fig. 15a can be produced by Doppler

- processing, thereby revealing the velocity, variance, or Doppler power at each point on the LV wall by rotating and examining the endocardial tissue Doppler surface 200. Another way to view the Doppler information for the entire endocardium is to "unwrap" the tissue Doppler surface 200 to a two dimensional form as shown in Fig. 15b. In this illustration the apex is located at A and the mitral valve plane extends along the bottom edge between A' and A'. In this display the clinician can examine the motion of the entire endocardium in one view. Such
- 10 a display shows motion at only one phase of the heart cycle, the phase indicated by cursor 14 below the ECG waveform 12 of the display, and thus it is desirable to unwrap all of the endocardial surfaces from all of the 3D images of the heart cycle and arrange them in a "stack" so that the clinician can view them sequentially in any order. If the clinician spots a motional abnormality on one of the unwrapped images, such as in the area denoted by box
- 15 202, she can focus in on this cardiac wall location where the abnormality is seen. She can then scan through the stack of images in the box 202 in either temporal order to examine the abnormality in greater detail over the full heart cycle. Alternately, the clinician can draw a line through the abnormality in box 202, then display the tissue Doppler values along that line from all the images in the sequence in an ABD-TDI display 102 as described above.
- 20 If real time 3D imaging capability is not available, a 3D diagnosis can still be performed by acquiring multiple image planes of a chamber of the heart at different orientations, which are then processed by automatic border detection. An ultrasound system which acquires ultrasound information from only selected planes of an organ of the body is described in U.S. Patent [appl. serial number 09/641,306], entitled "METHOD OF
- 25 CREATING MULTIPLANAR ULTRASONIC IMAGES OF A THREE DIMENSIONAL OBJECT." Fig. 15c is an illustration of the endocardial border 200 viewed from the apex A in the center of the drawing, which is how the heart may be viewed by a transducer probe placed for an apical view as described above. With the probe so located, ultrasound information is acquired from three planes which pass through the heart chamber, labeled 204,
- 30 206 and 208 in the drawing. In this drawing the planes are viewed edge-on, and in this example the three planes intersect in the vicinity of the apex of the LV. The ultrasound information from the three planes may be acquired at a particular phase of the heart cycle chosen by and ECG heart gate, or over the full cardiac cycle which may also be assisted by

PCT/EP01/13736

ECG gated acquisition over a number of cardiac cycles. The LV endocardial borders in the images of the three planes are automatically drawn as described above and analyzed. A quick method for identifying a region of the heart where more detailed study is required is to score cardiac performance on a symbolic representation of the heart. One

- 5 such symbolic representation is the bullet scorecard 210 shown in Fig. 15d. The scorecard 210 represents the heart muscle of a chamber of the heart as if the myocardium were spread out in a single plane with the apex at the center of the scorecard and the juncture of the myocardium and the mitral valve plane located around the perimeter of the scorecard. Each sector of the scorecard 210 extending from the center to the perimeter represents a different
- 10 section of the heart muscle extending from the apex to the mitral valve plane. The areas in the scorecard are numbered to refer to specific areas of the heart wall. For instance the image plane 204 of Fig. 15c would intersect areas 1, 7, the center of the scorecard, and areas 10 and 4. The image plane 206 of Fig. 15c would intersect areas 6, 12, 16, 14, 9 and 3 of the scorecard, and the image plane 208 of Fig. 15c would intersect areas 5, 11, 15, 13, 8 and 2 of
- 15 the scorecard. The Doppler-detected motion on an automatically drawn border in one or more image frames in the image planes is used to enter data in the scorecard 210. The scorecard is filled in automatically using the motion information from the automatically drawn borders to indicate areas of the heart where detailed diagnosis is warranted. For instance, if cardiac behavior in the plane 204 of the LV is normal, areas 1, 7, 10, and 4 can be displayed in green
- 20 on the ultrasound system display. If an unusual characteristic such as abnormal motion is sensed in the vicinity of the juncture of the myocardium and the mitral valve plane, area 1 may be displayed in yellow (for mild irregularity) or red (for a serious irregularity), to caution the clinician to look more closely at this area. Numerical scores may be used in addition to or alternatively to color-coding. A preferred four-tiered scoring system for cardiac
- 25 performance is to score regions of the heart muscle as being either normal, hypokinetic, dyskinetic, or akinetic. Thus the displayed bullet scorecard with its color-coded or numerically scored areas will point the clinician to regions of the heart where more detailed diagnosis should be performed.
- It is preferable, of course, to use a complete 3D data set to fill in the scorecard 30 210. For instance, the defined heart wall 200 of Fig. 15a can be "flattened," and spread in a circle about the apex so that each area of the myocardium in the data set corresponds to an area of the scorecard. The motional data over a section of the flattened heart wall 200 can be averaged to fill in a corresponding section of the bullet scorecard 210. For example, the motional data over section 212 of the endocardial data 200 can be averaged to automatically

PCT/EP01/13736

compute a score (either quantitative or qualitative) for corresponding area 5 of the scorecard 210. The scores for section 212 from a plurality of endocardial data sets taken over the full heart cycle can also be averaged or outlying values detected to produce a scorecard of averages of cardiac performance or greatest degrees of abnormal performance.

20

5 Fig. 16 illustrates an ultrasound system constructed in accordance with the present invention. A probe or scanhead 410 which includes a 1D or 2D array transducer 412 transmits ultrasonic waves and received ultrasonic echo signals. This transmission and reception is performed under control of a beamformer 420 which processes in received echo signals to form coherent beams of echo signals from the anatomy being scanned. The echo

- 10 information is Doppler processed by a Doppler processor 430 when ABD-TDI information or strain rate information is to be presented, and the processed Doppler information is coupled to an image processor 440 which forms 2D or 3D grayscale or Doppler images. The images pass through a Cineloop memory 460 from which they may be coupled directly to a video processor 470 for display on an image display 480. The images may also be applied to an
- 15 ABD processor which operates on the 2D or 3D images as described above to define the anatomical borders and boundaries in the images. The defined borders are overlaid on the images which are coupled to the video processor 470 for display. The system may operate to define and display borders on loops of images saved in the Cineloop memory 460, or to display borders drawn on real time images produced during live scanning of a patient.

PCT/EP01/13736

CLAIMS:

1. A method for determining strain rate using ultrasonic signal information comprising:

acquiring velocity information at points in an ultrasonic image field; determining the direction of motion at the points;

21

5 computing spatial gradient values for points in the field using velocity information related by the direction of motion; and

displaying an ultrasonic image utilizing the spatial gradient values.

2. The method of Claim I, wherein computing spatial gradient values comprises

10 computing derivative values using successive velocity values in the local direction of motion.

3. The method of Claim 2, wherein acquiring further comprises acquiring ultrasonic velocity information.

15 4. The method of Claim 3, wherein acquiring comprises acquiring motion information by a vector velocity technique.

5. The method of Claim I, wherein acquiring comprises acquiring tissue motion information.

20

6. The method of Claim 5, wherein acquiring further comprises acquiring tissue Doppler signal information.

The method of Claim 6, wherein computing spatial gradient values comprises
 computing the differential velocity between adjacent points in the field in the direction of local motion.

8. The method of Claim 1, wherein acquiring comprises acquiring velocity information using harmonic signals received from points in an ultrasonic image field.

PCT/EP01/13736

9. The method of one of Claims 1 to 8, for determining strain rate in ultrasonic cardiac images comprising:

22

acquiring ultrasonic velocity information from points corresponding to the 5 myocardium; and

computing spatial gradient values for points of the myocardium using velocity information related by the direction of motion of the myocardium; and

displaying an ultrasonic image utilizing the spatial gradient values.

10 10. The method of Claim 9, wherein the direction of heart muscle cellular motion is approximately parallel to the endocardial wall of the heart.

11. The method of Claim 10, further comprising automatically tracing the endocardial or epicardial border of the heart; and

15 wherein computing spatial gradient values comprises computing spatial gradient values utilizing points delineated by a border tracing.

12. The method of Claim 11, wherein automatically tracing comprises tracing both the endocardial and epicardial borders of the heart; defining a path intermediate the

20 endocardial and epicardial borders which extends through the myocardium; and wherein computing spatial gradient values comprises computing spatial gradient values utilizing points delineated by the intermediate path.

 The method of Claim 11, wherein automatically tracing comprises tracing
 either the endocardial or epicardial border of the heart; defining a path offset from the tracing in the direction of the center of the myocardium; and

wherein computing spatial gradient values comprises computing spatial gradient values utilizing points delineated by the offset path.

30 14. The method of one of Claims 1 to 8, for determining strain rate in ultrasonic cardiac images comprising:

acquiring ultrasonic velocity information from points corresponding to the myocardium; and

WO 02/45587 PCT/EP01/13736 23 computing spatial gradient values for points of the myocardium using velocity information related by the direction of heart wall motion; and displaying an ultrasonic image utilizing the spatial gradient values.

5 15. The method of Claim 14, wherein the direction of heart wall motion is approximately normal to the endocardial wall of the heart.

16. The method of Claim 14, further comprising automatically tracing the endocardial and epicardial border of the heart; and

wherein computing spatial gradient values comprises computing spatial gradient values utilizing points delineated by the two border tracings.

17. The method of Claim 14, further comprising automatically tracing either the endocardial or epicardial border of the heart; defining a path offset from the tracing in the

15 direction of the center of the myocardium; and wherein computing spatial gradient values comprises computing spatial

10

gradient values utilizing points delineated by the tracing and the offset path.

18. The method of one of Claims 1 to 8, for displaying strain rate of the heart20 comprising:

acquiring a sequence of ultrasonic cardiac images;

producing ultrasonic velocity information from points corresponding to the tissue of the heart of the images;

automatically tracing a border of the tissue of the heart in the images; 25 computing spatial gradient values using velocity values delineated by the tracings; and

displaying a succession of spatial gradient values for the sequence of cardiac images.

30 19. The method of Claim 18, wherein displaying comprises displaying strain rate information of the heart in a display having a spatial coordinate and a temporal coordinate corresponding to a portion of a heart cycle. WO 02/45587 PCT/EP01/13736 24

20. The method of Claim 19, wherein the spatial coordinate comprises the path delineated by the border tracings, and wherein the temporal coordinate comprises corresponding points from one border tracing to another.

5 21. The method of Claim 18, further comprising manually adjusting the automatically traced border prior to computing spatial gradient values.

- 22. The method of Claim 18, further comprising manually adjusting the
- automatically traced border in a displayed cardiac image, then repeating the acts of

10 computing and displaying using the manually adjusted border.

23. A diagnostic viewing station for carrying out the ultrasonic method of one of Claims 1 to 22, comprising:

acquisition means for acquiring ultrasonic signal information;

computing means for determining strain rate using ultrasonic signal

information; and

15

25

display means to display the ultrasonic images.

24. An ultrasonic diagnostic imaging apparatus for carrying out the method of one

20 of Claims 1 to 22, comprising:

probe means (410) having transducer means (412) to transmit and receive

ultrasonic echo signals;

a beamformer (420) to form coherent beams of echo signals;

a processor (430) for processing the information;

an image processor (440) for forming 2D or 3D images;

a Cineloop memory (460) for storing images;

a processor (ABD), which operates on the 2D or 3D images to define

anatomical borders or boundaries in the images;

a video processor (470) coupled to an image display (480) for displaying

30 images.









SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)





7/13



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)









FIG. 11

SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

(52)

PCT/EP01/13736

10/13

PCT/EP01/13736











FIG. 15c

206





SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

PCT/EP01/13736







430



【国際調査報告】

			iternational App	lication No
	INTERNATIONAL SEARCH REPO	RI	PCT/EP 01	/13736
A. CLASSI	FICATION OF SUBJECT MATTER			
LIPC 7	A0188/08			
ł				
According to	International Patent Classification (IPC) or to both national classifica	tion and IPC		
B. FIELDS	SEARCHED			
IPC 7	cumentation searched (dassification system followed by dassification A61B G01S	on symbols)		
Documental	jon searched other than minimum documentation to the extent that s	uch documente are inc	luded in the fields s	serched
Electronic d	ata base consulted during the international search (name of data bas	se and, where practice	I, search terms used	· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·
FPO-Tn	ternal INSPEC			
	<i>in ar, 110/20</i>			
1				
C. DOCUM	ENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			Deleventie electronic
Calegory *	Creation of document, with indicasion, where appropriate, or the rel	evani passages		Helevani to calmi vo.
Y	US 5 615 680 & (SAND AKTHIRD)			1-11 14
L î	1 April 1997 (1997-04-01)			23,24
ł	column 3, line 9 - line 20			
1	column 5, line 20 ∽column 8, line figunos	61;		
	Tigures			
Y	HEIMDAL A ET AL: "Real-time stra	เเ่ก		1-10,14,
	velocity imaging (SVI)"	CEDINAS		15,23,24
1	1997 TEEE TORONTO ONT CANADA E	EEDINGS.,		
	1997, NEW YORK, NY, USA, IEEE, US,	0 001.		
	5 October 1997 (1997-10-05), pag	les		
Į	1423-1426, KP010271601 TSRN: 0-7803-4153-8			
ĺ	the whole document			
l				
1	-	-/		
				ł
Ì				
X ion	ter documents are listed in the continuation of box C.	X Patent family	r members are listed	in annex.
Speciality	seguries of cited documents :	"T" later document pu	blished after the inte	emational filing date
A (k - UDs (1005)	-ut defining the general state of the lart which is not	or priority date a chied to understa	nd not in conflict with nd the principle or th	the application but eory underlying the
"L" eather	current bul published on or after the international	"X" document of parti-	ular relevance; the c	laimed invention
1. asau	nt which may throw doubts on priority claim(s) or	cannot be consid involve an invent	ierea novel or canno ive step when the cic	t pe considered to cument is taken alone
czialisy	n or other special reason (as specified)	'Y' document of parti cannot be considered.	ular rolevance; the o lered to involve an in	xeimed invention ventive step when the
(* decium utber	ent reterring to an oral disclosure, use, exhibition or means	document is com ments, such com	bined with one or mi bination being obvio	us to a person skilled
fer der ofn later ti	ent published prior to the international filing date but han the priority date claimad	'&' document membe	r of the same patent	famliy
Late of the	actual completion of the international search	Date of mailing o	f the international se	arch report
1	4 March 2002	21/03/	2002	
Name and	mailing address of the ISA	Authorized offices	· · · · ·	· · · · · · ·
{	European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Pitawijk	1		
	Tel. (+31–70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl. Fax: (+31–70) 340-3016	Mansch	ot, J	
		1		

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

G (Continue	INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International Application No PCT/EP 01/13736
Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 00 34802 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV) 15 June 2000 (2000-06-15) page 1, line 24 -page 2, line 14 page 12, line 17 -page 13, line 11	1-10,14, 15,23,24
A	US 5 820 561 A (KRISTOFFERSEN KJELL ET AL) 13 October 1998 (1998-10-13) column 4, line 57 -column 8, line 41	11-13, 16-24
A	column 4, line 57 -column 8, line 41 COHEN L D ET AL: "Cardiac wall tracking using Doppler tissue imaging (DTI)" PROCEDINGS OF THE INTERNATIONAL CONFERENCE ON IMAGE PROCESSING (ICIP) LAUSANNE, SEPT. 16 - 19, 1996, NEW YORK, IEEE, US, vol. 1, 16 September 1996 (1996-09-16), pages 295-298, XP010202389 ISBN: 0-7803-3259-8 the whole document	11-13, 16-21

ίN	ITERN/	ATIONAL SEAR	CH RE	PORT	iternationa	Application No
					PCT/EP	01/13736
Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Fublication date
US 5615680	A	01-04-1997	JP	808472	∂ A	02-04-1996
WO 0034802	A	15-06-2000	WO Ep No	003480 105348 2000395	2 A1 5 A1 5 A	15-06-2000 22-11-2000 09-10-2000
US 5820561	A	13-10-1998	DE FR IT JP	1973218 275186 MI971726 1007114	9 A1 2 A1 5 A1 7 A	05-02-1998 06-02-1998 22-01-1999 17-03-1998
			JP	1007114	7 A	17-03-1998

Form PCT/ISA/210 (patent family amer.) (July 1992)

フロントページの続き

(74)代理人 100107766 弁理士 伊東 忠重 (72)発明者 クリトン,アリーネ エル オランダ国,5656 アーアー アインドーフェン,プロフ・ホルストラーン 6 (72)発明者 シェナル, セドリク オランダ国,5656 アーアー アインドーフェン,プロフ・ホルストラーン 6 (72)発明者 ラウンドヒル, デイヴィッド エヌ オランダ国,5656 アーアー アインドーフェン,プロフ・ホルストラーン 6 Fターム(参考) 4C301 BB22 DD04 DD07 EE09 EE11 FF28 JC08 JC14 JC15 JC16 KK13 KK14 KK16 KK24 KK27 KK30 LL03 4C601 BB05 BB06 DD15 DD26 DD27 DE01 DE03 EE06 EE09 FF08 JC09 JC15 JC20 JC21 JC25 JC37 KK21 KK23 KK25 KK26 KK28 KK31 LL01 LL02 LL04 5B057 AA07 BA05 BA24 BA26 CA08 CA13 CC01 CD05 CE11 CH02 CH08 CH11 CH18 DA04 DA07 DA08 DA16 DB03 DB09 DC08 DC09 DC32 5L096 BA06 FA14 HA04

patsnap

专利名称(译)	超声诊断图像中的应变率分析方法				
公开(公告)号	JP2004514527A	公开(公告)日	2004-05-20		
申请号	JP2002547379	申请日	2001-11-23		
[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	クリトンアリーネエル シェナルセドリク ラウンドヒルデイヴィッドエヌ				
发明人	クリトン,アリーネ エル シェナル,セドリク ラウンドヒル,デイヴィッド エヌ				
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T7/20				
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/0883 A61B8/0 /52038 G01S7/52042 G01S15/8993	0891 A61B8/485 A61B8/486 A 3 G06T7/251 G06T2207/3004	61B8/488 G01S7/52036 G01S7 3		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/	20.B			
F-TERM分类号	4C301/BB22 4C301/DD04 4C301/DD07 4C301/EE09 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/JC08 4C301 /JC14 4C301/JC15 4C301/JC16 4C301/KK13 4C301/KK14 4C301/KK16 4C301/KK24 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/LL03 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601 /DE01 4C601/DE03 4C601/EE06 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/JC37 4C601/KK21 4C601/KK23 4C601/KK25 4C601/KK26 4C601 /KK28 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CC01 5B057/CD05 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC09 5B057/DC32 5L096/BA06 5L096/FA14 5L096/HA04				
代理人(译)	伊藤忠彦				
优先权	09/732612 2000-12-07 US				
外部链接	Espacenet				

摘要(译)

对超声图像执行应变率分析,其中在组织运动的方向上计算速度的空间 梯度。针对心脏超声图像在运动方向上计算应变率,其可以在心肌的平 面中或在心肌图像的情况下穿过心肌。针对心动周期的一系列图像计算 应变率信息,并针对自动绘制的边界(例如心动周期的心内膜边界)显 示应变率信息。

