

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号
特表2009-530008
 (P2009-530008A)

(43) 公表日 平成21年8月27日(2009.8.27)

(51) Int.Cl.		F I		テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)		A 6 1 B	8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 17/40 (2006.01)		G 0 6 T	17/40	5 B 0 5 0
				B

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2009-500981 (P2009-500981)
 (86) (22) 出願日 平成19年3月13日 (2007. 3. 13)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年9月18日 (2008. 9. 18)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2007/050842
 (87) 国際公開番号 W02007/107918
 (87) 国際公開日 平成19年9月27日 (2007. 9. 27)
 (31) 優先権主張番号 60/784, 194
 (32) 優先日 平成18年3月20日 (2006. 3. 20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

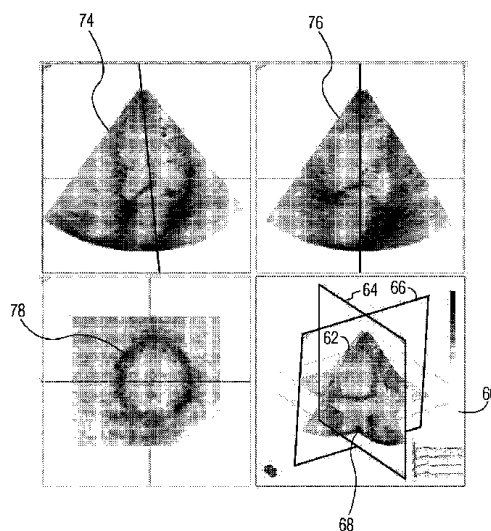
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介
 (74) 代理人 100107766
 弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心筋の性能の定量化による超音波診断

(57) 【要約】

心筋を有する心臓の3Dデータセットを取得する超音波診断撮影システムについて開示している。そのデータセットにおける心筋の心内膜表面及び心外膜表面が、自動化境界検出又は半自動化境界検出により特定される。心筋の3D画像が規定された表面から生成される。3D画像は心筋の壁の厚さを示し、各々の規定領域について行われる定量化測定により、規定領域にセグメント化される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

三次元で組織を示す超音波診断撮影システムであって：
診断される対象物の三次元超音波データセット；
前記三次元超音波データセットにおける前記対象物の対向する境界を特定するように動作する境界処理器；及び
前記対象物の厚さ寸法を含む、前記対象物の三次元画像を生成するように、前記対象物の前記対向する境界の前記特定に対応する三次元画像レンダリング処理器；
を有する超音波診断撮影システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記組織は心臓の組織を有し、前記対象物は、前記心臓の心腔の心筋を有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記心臓の前記心腔は、左心室、右心室、左心房又は右心房の一を有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記境界処理器は、自動境界検出処理器又は半自動境界検出処理器を有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記組織は心臓の組織を有し、前記自動境界検出処理器又は半自動境界検出処理器は、前記心筋の心内膜及び心外膜を特定するように動作する、超音波診断撮影システム。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記三次元画像レンダリング処理器は、前記心筋の厚さを有する、前記心筋の三次元画像を生成するように、前記心内膜及び前記心外膜の前記特定に対応する、超音波診断撮影システム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記三次元画像レンダリング処理器は、前記心筋のセグメントを描写する手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記心筋のセグメントの定量化測定を与えるように機能する、前記心筋のセグメントの前記描写に対応する定量化アルゴリズムを更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記定量化測定は、前記心筋のセグメントの厚さを有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記定量化測定は、前記心筋のセグメントの移動する速度、方向、距離、前記心筋のセグメントの特徴を示す歪み、歪み速度、厚さ又は灌流の少なくとも 1 つを有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 11】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記対象物の前記三次元画像が、前記対象物のセグメントの前記描画を更に有する、超音波診断撮影システムであり、前記セグメントに対応する定量的測定の表示を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記対象物の前記三次元画像を半透明化して表示する手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記対象物の前記三次元画像を断面で表示する手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記対象物の前記三次元画像が、前記対象物のセグメントの前記描画を更に有する、超音波診断撮影システムであり、前記セグメントの分解図で前記対象物の前記三次元画像を表示する手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 15】

請求項 1 に記載の超音波診断撮影システムであって、前記組織は心臓の組織を有する、超音波診断撮影システムであり、リアルタイムの表示のために、心周期において一連の前記心臓の三次元画像を生成する手段を更に有する、超音波診断撮影システム。

【請求項 16】

内側表面及び外側表面を有する器官の少なくとも一部を超音波表示する方法であって：
前記器官の前記内側表面及び前記外側表面の少なくとも一部を有する器官の少なくとも一部の三次元データセットを取得する段階；
境界の検出により前記内側表面及び前記外側表面を特定する段階；並びに
前記内側表面と前記外側表面との間の厚さの寸法を有する前記内側表面及び前記外側表面の前記の境界の検出に応じて、前記器官の少なくとも一部の三次元画像をレンダリングする段階；
を有する方法。

10

【請求項 17】

請求項 16 に記載の方法であって：
前記器官は心臓を有し、前記一部は心筋を有し；
前記取得する段階は、心周期において複数の三次元データセットを取得する段階を更に有し；
前記特定する段階は、前記心筋の心内膜表面及び心外膜表面を特定する段階を更に有し；
前記レンダリングする段階は、前記心筋の厚さを有する前記心筋の三次元画像をレンダリングする段階を更に有する；
方法。

20

【請求項 18】

請求項 17 に記載の方法であって：
前記心筋の前記三次元画像のセグメントを特定する段階；及び
前記特定されたセグメントの定量的測定を行う段階；
を更に有する方法。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療診断用超音波システム、特に、心筋挙動の定量化診断を実行する超音波システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

心臓診断のために重要なパラメータの 1 つは心臓壁運動である。健康な心臓においては、左心室(LV)の全体の心筋壁は、体の血管系に血液を圧送する各々の心臓圧縮と一致して、強く動く。複数の生理的因子がこの心筋運動に影響する可能性がある。それらの因子の 1 つは、心筋への血液の供給である。患者が心臓発作になったとき、血流は、冠動脈ツリー内で詰まるようになる。血液の栄養供給が拒まれる心筋の領域は壊死し、損傷を受ける又は梗塞になる。心臓壁の梗塞領域はもはや、筋肉の一部が不活性になるため、周囲の心筋と共に収縮することはできない。梗塞心筋は、心臓壁運動の注意深い観測により検出することができる。心内膜のセグメント又は領域がその運動に関して定量的にスコアリングされる。そのような定量的な測定は、梗塞の影響及び程度の判定において、心臓医を支援することができる。

40

50

【 0 0 0 3 】

心筋運動に影響する他の因子は、心臓運動を刺激する電気信号の同時性である。心筋の収縮を刺激する自律神経系の電気信号は、全体の信号が同時に収縮するように、統一順序で心筋の全ての領域に与えられる必要がある。この同時性は、心臓壁の異なる領域の動きの相対的タイミングを観測することにより評価することができる。定量化速度測定が、完全な心周期中に左心室（LV）の壁の異なる領域について行われる。心同期の異常は、異なる速度の運動の発生する時間を比較することにより検出することができる。この診断は、心再同期治療による治療に繋がる。

【 0 0 0 4 】

心臓壁運動に影響する他の因子は壁の厚さである。医師はしばしば、様々な位置の心臓壁の厚さを観測し、測定することを望み、観測される厚さにおける差が心臓の運動特徴に関連付けられるかどうかを判定する。通常、そのような観測は、心臓壁の疑わしい領域のみにおいて行われる。しかしながら、心臓壁運動の同様の完全な記録に関連付けられる心臓壁の厚さの完全な記録を得ることが望ましい。この記録が、映像を使った直感的な方法で、そして、必要に応じて、厚い壁の定量的測定により、与えられることは更に望ましいことである。

10

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 5 】

本発明の原理に従って、心筋の三次元モデルを生成する診断超音波システム及び方法について開示されている。下で説明する実施例においては、その三次元心筋モデルは、各々のセグメント化領域における心臓壁の厚さを表すそれらのセグメント化領域によりセグメント化される。厚さは、例えば、色により定性的に、又は定量的に表示されることが可能である。壁のセグメントの運動がまた、必要に応じて、表示されることが可能である。表示された情報はまた、例えば、ポーラチャート又はブルズアイチャートのような二次元表現で示されることが可能である。下で説明する実施例においては、心筋の三次元表現は、心臓の3Dデータ集合の自動境界検出により、自動的に生成される。

20

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 6 】

先ず、図1を参照するに、本発明の原理に従って構成される超音波診断撮影システムが、ブロック図の形で示されている。超音波プローブ12は、超音波パルスを送受信する超音波トランスデューサのレイ14を有する。そのレイは、二次元撮影のためのリニアレイ又はカーブドレイであることが可能である、若しくは三次元で操舵される電子ビームのためのトランスデューサ要素の二次元マトリクスであることが可能である。下で説明する三次元データセット及び画像は、好適には、二次元レイプローブを用いて取得される。レイ14における超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを送信し、この送信に応じて返されるエコーを受信する。送信周波数制御回路20は、そのレイ14における超音波トランスデューサに結合された送信/受信(T/R)スイッチ22を介して、好ましい周波数又は周波数帯域において、超音波エネルギーの送信を制御する。トランスデューサレイが、信号を送信するように、アクティブにされる時間は、内部システムクロック(図示せず)に対して同期化されることが可能であり、又は心周期等の身体的機能に同期化されることが可能であり、その心周期の間、心周期波形がECG装置26により与えられる。心拍が、ECG装置26により与えられる波形により決定される周期の好ましい位相にあるとき、プローブは、超音波画像を取得するように命令される。送信周波数制御回路20により生成される超音波エネルギーの周波数及び帯域幅は、中央制御器28により生成される制御信号 f_{tr} により制御される。

30

40

【 0 0 0 7 】

送信された超音波エネルギーからのエコーはレイ14のトランスデューサにより受信され、それらのトランスデューサは、T/Rスイッチ22を介して結合され、システムがデジタルビームフォーマを用いるときに、アナログ-デジタル(A/D)変換器30

50

によりデジタル化される。アナログビームフォーマがまた、用いられることが可能である。A/D変換器30は、中央制御器28により生成される信号 f_s により制御されるサンプリング周波数において、受信されたエコー信号をサンプリングする。サンプリング理論により支配される好ましいサンプリング速度は、受信された通過帯域の最も高い周波数の少なくとも2倍であり、少なくとも30乃至40MHzのオーダーであることが可能である。必要最小限より高いサンプリング速度がまた、好ましい。

【0008】

アレイ14における個々のトランスデューサからのエコー信号サンプルは、コヒーレントなエコー信号を生成するように、ビームフォーマ32により遅延され、加算される。二次元アレイによる3D撮影については、米国特許第6,013,032号明細書(Savordによる)及び米国特許第6,375,617号明細書(Fraserによる)に記載されているシステムメインフレームにおける主ビームフォーマとプローブ内に位置付けられているマイクロビームフォーマとの間のビームフォーマをパーティションで区切ることが好ましい。その場合、デジタルコヒーレントエコー信号は、デジタルフィルタ34によりフィルタリングされる。この実施形態においては、送信周波数及び受信周波数は、高調波周波数帯域のような送信帯域の周波数帯域と異なる周波数帯域を自由に受信することができる。デジタルフィルタ34は、信号をバンドパスフィルタリングし、また、より低い周波数範囲又はベースバンド周波数範囲にその周波数帯域を移動させることが可能である。組織からフィルタリングされたエコー信号は、従来のBモード処理のために、デジタルフィルタ34からBモード処理器36に結合される。

10

20

【0009】

マイクロバブルのような増影剤のフィルタリングされたエコー信号は、コントラスト信号処理器38に結合される。増影剤はしばしば、心腔の血液プールにおいて増影剤に関連付けて心内膜壁をより明確に表すように、又は、例えば、米国特許第6,692,438号明細書に記載されている心筋の微小血管の灌流の調査を実行するように、用いられる。コントラスト信号処理器38は、好適には、パルス反転技術によりハーモニック増影剤から返されるエコーを分離し、その技術において、画像位置に対して複数のパルスの送信からもたらされるエコーは、基本信号成分をキャンセルするように結合され、ハーモニック成分を改善する。好適なパルス反転技術については、例えば、米国特許第6,186,950号明細書に記載されている。

30

【0010】

デジタルフィルタ34からのフィルタリングされたエコー信号は、速度及びパワー Doppler 信号を生成するように、従来の Doppler 処理のための Doppler 処理器40に結合される。それらの処理器からの出力信号は、平面画像として表示されることが可能であり、また、三次元画像のレンダリングのための3D画像処理器に結合され、それらの三次元画像は3D画像メモリ44に記憶される。三次元レンダリングは、米国特許第5,720,291号明細書及び米国特許第5,474,073号明細書に記載されているように実行されることが可能であり、それらの文献の全ての援用により、本明細書の説明の一部を代替する。

40

【0011】

コントラスト信号処理器38と、Bモード処理器36と、Doppler処理器40と、3D画像メモリ44からの三次元画像信号とからの信号は、シネループ(Cine Loop(登録商標))メモリ48に結合される。画像データは、好適には、それぞれの時間に得られた画像に対応する画像データの各々の集合と共に、集合でシネループ(登録商標)メモリ48に記憶される。グループの状態の画像データが、心拍中のそれぞれの時間において組織の灌流を示すパラメトリック画像を表示するように用いられることが可能である。シネループ(登録商標)メモリ48に記憶されている画像データのグループはまた、後の解析のために、ディスクドライブ又はデジタルビデオレコーザ等の永久メモリ装置に記憶されることが可能である。この実施形態においては、画像はまた、QLAB(登録商標)処理器50に結合され、その処理器において画像は解析され、心筋の三次元表現が、下記

50

のように生成される。Q L A B (登録商標) 処理器はまた、画像における解剖学的構造の種々の特徴の定量的な測定を行い、米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 7 5 5 6 7 号明細書及び国際公開第 2 0 0 5 / 0 5 4 8 9 8 号パンフレットに記載されている自動境界トレーシングにより、組織の境界及び輪郭を表す。Q L A B (登録商標) 処理器により生成されるデータ及び画像は、ディスプレイ 5 2 に表示される。

【 0 0 1 2 】

Q L A B (登録商標) 処理器は、三次元画像の二次元平面又はスライスユーザが規定することを可能にする。図 2 は、右下象限 6 0 においてレンダリングされた 3 D 画像を表示する Q L A B (登録商標) 処理器により生成されるクォッド表示を示している。示されている 3 D 画像 6 2 は心臓についてのものである。ユーザは、3 D 画像 6 2 において三次元画像面を移動させて、位置付けるように、超音波システムの制御を操作することができ、それらの画像面の 2 D 画像が、その表示の他の象限において示されている。この実施例においては、画像面 6 4 は縦方向画像 7 6 を生成するように位置付けられ、画像面 6 8 は横方向画像 7 8 を生成するように位置付けられている。それらの画像は、画像面位置が交差される (アドレスされる) 3 D 画像の 3 D データ集合のボクセルの値から生成される。2 D 画像 7 4、7 6 及び 7 8 において描かれている線は、3 D 画像 6 2 の他の画像面とのそれぞれの画像面の交差を示している。

10

【 0 0 1 3 】

Q L A B (登録商標) 処理器は、画像における組織の構造の境界又は輪郭をトレースすることができる。このトレースは、米国特許第 6, 4 9 1, 6 3 6 号明細書に記載されている完全自動化手段により、又は上記の米国特許出願公開第 2 0 0 5 / 0 0 7 5 5 6 7 号明細書に記載されている自動化支援境界検出により行われることが可能である。後者の技術は、トレースされる境界を表示する画像を先ず、選択することにより行われる。図 3 a、3 b 及び 3 c は、L V の境界がトレースされる L V 画像を示している。ユーザは、画像においてカーソルを操作するワークステーションのキーボードにより、又は超音波システム制御パネルにおいて通常、位置付けられているマウス又はトラックボール等のポインティングデバイスにより、画像において第 1 ランドマークを指定する。図 3 a の実施例においては、指定された第 1 ランドマークは医療用僧帽弁輪 (M M A) である。ユーザが、画像においてその M M A をクリックするとき、図において数字 “ 1 ” で示されている白色の制御点のようなグラフィックマーカが現れる。その場合、ユーザは、第 2 ランドマークを、この実施例においては、横方向僧帽弁輪 (L M A) を指定し、それは、図 3 b において数字 “ 2 ” で示されている第 2 白色制御点により印付けされている。その場合、Q L A B (登録商標) 処理器により生成された線は、2 つの制御点を自動的に接続し、この縦方向の左心室のビューの場合、僧帽弁面を示す。その場合、ユーザは、心内膜の心尖にポインタを移動し、その心内膜の心尖は、左心室の心腔内の最上点である。ユーザが、図においてこの第 3 のランドマークにポインタを移動させるとき、左心室の心内膜の心腔のテンプレート形状はカーソルに追従し、ポインタが心腔の心尖を追求するにつれて、変形し、伸長する。図 3 c における白色の線として示されているこのテンプレートは、第 1 制御点 1 及び第 2 制御点 2 により固定され、第 3 制御点を通り、その第 3 制御点は、ユーザが心尖においてポインタをクリックするとき、心尖に位置付けられ、その心尖は第 3 制御点 3 に位置している。位置付けが行われるとき、心内膜の心腔のテンプレートは、図 3 c に示す心内膜の近似のトレースを与える。図 3 c の実施形態においては、左心室を二分する黒色の線は、それが心尖に近づき、心尖を指定するにつれて、ポインタに追従する。この黒色の線は、僧帽弁面を示す線の中心と左心室の心尖との間に固定され、僧帽弁の中心と心腔の心尖との間の中心線を実質的に示す。商業上の実施において、Q L A B (登録商標) 処理器は、P h i l i p s M e d i c a l S y s t e m s 社 (米国マサチューセッツ州アンドーバー) 製のオフラインワークステーションにおいて又は搭載された超音波システムにおいて利用可能である。自動境界処理は、他の手段により完全自動化することが可能である。

20

30

40

【 0 0 1 4 】

50

上記のどちらか又は他の境界トレース技術が、図4の画像の上の2つの象限も示すLVの心腔に適用される。QLAB（登録商標）システムは、3D画像62の他の面（図示せず）に同じ技術を適用する。それらの他の面は、それらの交差線80の周囲の角度像において2D画像面64、66を移動させて、上記の米国特許第6,491,636号明細書に記載されている、現画像において境界を自動的に描くように隣接境界トレーシングの位置についての知識を用いることにより、選択されることが可能である。LVの縦方向の面のそれらの境界は、図4の左下の象限に示す横方向の画像における心内膜の境界をトレースするように、横方向の面において相互接続されることが可能である。

【0015】

この実施例においては、最初のトレースは、心臓が拡張末期にあるときの境界について行われる。拡張末期においては、心臓は十分に拡張している。この心周期のフェーズは、超音波システムのトラックボール又は他のポインティング装置により、図2及び4に示す画像シーケンスの連続する画像を通して走査することにより求められることが可能である。拡張末期画像を位置付けることは、3D画像象限の右下の角におけるECGトレース82により支援される。拡張末期画像が位置付けられた後、LVの境界が、上記のように、トレースされる。

【0016】

拡張末期の境界がトレースされた後、ユーザは、図5に示すピークの収縮画像を求めるように、心周期の画像を通して走査する。その場合、心内膜の境界は、図5に示すピーク収縮について設定された画像について、描かれる。これは、LVが最も十分に収縮された心周期における点である。規定された心臓のボリュームについてのそれら2つの限界を用いて、QLAB（登録商標）処理器は、上記の米国特許第6,491,636号明細書に記載されている心周期の他の3Dデータ集合におけるLVの境界をトレースする。心周期を通して三次元において、ここで規定される心内膜の境界を用いて、LVのボリュームが、図6のQLAB（登録商標）スクリーンショットにおける心腔ボリューム90で示されているように、三次元で表示されることが可能である。ボリューム90の外側表面は、上記の境界トレーシングにより描かれたものである。全心周期が繰り返されることが可能であり、ボリューム90は、心周期を通して、動的に変化し、心筋の各々の収縮及び拡張によりLVが収縮して拡張するにつれて、連続して収縮して拡張する。その動的シーケンスは、何れかの時間において停止されることが可能であり、図6に示すように現れる。他の3つの象限に示す動的に動く面及びトレーシングは、ボリューム90が停止すると同時に停止し、心周期の同じ時点のそれらの面におけるトレースされた心内膜を示している。ボリューム90はLVにおける血液のボリュームであるため、拡張末期のボリュームと収縮末期のボリュームとの間の差は駆出率である。この実施例においては、ボリューム90はまた、異なる色付けウェッジにセグメント化される。各々のウェッジの外側は、図90において、異なるシェーディングで示されている。各々のウェッジは、ボリューム90の外側の面とそのボリュームの中心線との間のパイ形状のボリュームセグメントである。それらのボリュームセグメントの瞬間的に変化する大きさは、ボリューム90の次に示すブルズアイチャート92のようなチャートに示されることが可能であり、そのチャートにおいて、各々のセグメントは、図6に示すように動的表示が停止される瞬間におけるボリュームセグメントの複数のボリュームを含む。それらのボリュームセグメントの変化している値がまた、QLAB（登録商標）システムによりグラフィカルに表示される。スクリーンの下部における曲線96は、完全な心周期におけるそれらのボリュームセグメントの各々の変化を示し、その完全な心周期は、左心室の心腔の完全なボリュームを占める。好適には、表示96の各々の曲線は、ボリューム90の対応するウェッジの端面の色にカラーコード化され、それ故、対応性を容易に示すことができる。

【0017】

本発明の原理に従って、QLAB（登録商標）処理器50はまた、図7に示す心筋の心外膜の境界をトレースすることができる。心外膜の境界とトレースは、図3a、3b及び3cに示す心内膜特定ステップから開始する連続する処理において実行されることが可能

10

20

30

40

50

である。このように規定される心内膜の境界を用いて、ユーザは、カーソルを心外膜の心尖に、最上点を心筋の外側面に移動させる。その場合、ユーザは、心外膜の心尖をクリックし、“4”で印付けされる第4制御点が位置付けられる。その場合、図7に示す心外膜の境界を近似して描く第2トレースが、自動的に現れる。図7における外側の白色の境界線で示されているこの第2トレースはまた、第1制御点及び第2制御点により固定され、心外膜の心尖において位置付けられた第4制御点を通る。それらの2つのトレースは、心筋の境界の近似の輪郭である。

【0018】

最終ステップとして、ユーザは、トレースが心筋の境界について、適切に、輪郭を描くように、図7に示すトレースを調整することを望む可能性がある。“+”のシンボルで図中に示している複数の小さい制御点が、各々のトレースの周囲において位置付けられている。それらの小さい制御点の数及び間隔は、設計上の選択である、又はユーザが設定することができる変数であることが可能である。ユーザは、心筋の境界をより正確に描くように、それらの制御点を又はそれらの制御点に近接して指してクリックし、輪郭をドラッグすることが可能である。境界を伸長する又はドラッグするこの処理は、“ラバーバンディング”として知られていて、上記の米国特許第6,491,636号明細書の特に図9に詳細に記載されている。ラバーバンディングによる調整の代替として、より複雑な実施形態において、近似された境界は、そして近似された組織の境界の周囲が、画素についての強度情報を用いる画像処理により画像の境界に対して自動的に調整されることが可能である。終了されるとき、境界は、画像における心筋の画像の画素を囲むことにより、心筋の境界を正確に描くことが可能である。

【0019】

本発明の原理に従って、心内膜及び心外膜が、図4及び5における心内膜について上で示した完全な心周期を通して及び完全な3D画像データセットを通して、特定される。特定された心内膜の境界は、心筋の内側表面を規定し、特定された心外膜の境界は、心筋の外側表面を規定する。それらの2つの表面の座標は、図8に示す心筋厚さボリューム画像100を生成するように、3Dレンダリングアルゴリズムに適用される。図8における心筋厚さボリューム100は、この実施例における図6の心腔ボリューム90に外見的には似ている。しかしながら、心筋厚さボリューム100は、心筋の内側の心腔ボリューム(心腔ボリューム90)である内側の中空の空間によって、中空である。心周期の心筋ボリュームのデータセットは、リアルタイムに繰り返して表示されることが可能であり、完全な心周期で心筋における変化をユーザが観測することを可能にする。この実施例においては、心筋厚さボリューム100は、特定の色又はシェーディングにより描かれる各々のセグメントにより、画像処理中にセグメント化される。その場合、特定されたセグメントは、例えば、各々のセグメントの心筋壁の厚さの測定を与える、各々のセグメントの規定された内側境界と外側境界との間の平均距離を演算するアルゴリズムにより、個別にスコアリングされる又は定量化されることが可能である。それらの測定は、例えば、心筋のボリュームの3Dセグメントに対応するセグメントを有するブルズアイチャートにおいて示されることが可能である。ブルズアイチャートの各々のセグメントにおける数字は、対応する3Dセグメントの壁の厚さにおける瞬間又は変化を示すことが可能である。心拍中に移動する速度、方向又は距離、若しくは歪み又は歪み速度等の、セグメントの動き特性を示す測定がまた、行われる及び表示されることが可能である。セグメントの灌流特性についての定量化がまた、示されることが可能である。レンダリングアルゴリズムは、異なるビューイング方向により連続して実行されることが可能であるため、ユーザは、スクリーンにおいて心筋厚さボリューム100を回転する、その動的動きを停止及び開始する、米国特許第5,720,291号明細書に記載されているように、そのボリュームを部分的に透過するようにみる、異なる断面ビューにおいてそのボリュームをみる、又はそれらのセグメントを測定することが可能である。患者の心筋の性能についての完全な参照は、それ故、更なる診断のために、記憶されて用いられることが可能である。

【0020】

10

20

30

40

50

図9は、図8の心筋厚さボリューム100の分解図である。この図は、厚さボリュームの各々のセグメントが、そのボリューム画像を生成するように用いられる3Dデータセットの取得時に、心筋の実際の瞬間の厚さを示す厚さを用いて、心筋の部分を表すことを示している。

【0021】

図10は、心腔ボリューム90のセグメントが心筋厚さボリューム100のセグメントの内部をどのように適合するかを示している。この図及び下の実施例においては、心腔ボリュームのセグメント及び心筋ボリュームのセグメントが、表示を簡略化するように、対応するアライメントの状態にあるように規定されている。図10は、心臓の内部の心腔ボリューム(血液プール)の対応するセグメント94から部分的に分解され、変位している心筋のセグメント104を示している。ウェッジ形状の心腔ボリュームのセグメント94は、この実施例においては、左側のウェッジの先端において心腔の中央線において終わっている。

10

【0022】

図11は、心筋のセグメント104と心腔ボリュームのセグメント94の半周についてのこの同様のアライメントを示している。この図においては、心腔ボリュームのセグメントは、国際公開第2005/054898号パンフレットに記載されているように、部分的に透過するように表示される。

【0023】

図12は、本発明の心筋の表示の他の実施例を示し、その実施例においては、心筋ボリュームの2つの全周のセグメント104が、内側に位置付けられた心腔ボリュームのセグメント94と共に、部分分解図の状態に示されている。この実施例においては、それら2つのボリュームのセグメントは異なる形状で示されている。構成された実施形態においては、それらのセグメントは、異なるカラーコードで示されている。本発明の心筋ボリューム表示を与える他の用途及び技術について、当業者は容易に想起することができるであろう。Bモード、コントラスト及び組織ドップラ取得モードを含む、本発明の実施のための3Dデータセットを取得するために、種々の超音波技術を用いることができることが理解できるであろう。上記の技術は、右心室のような心臓の他の心腔の性能の評価に対して、同様に適用可能である。本発明の技術はまた、心臓以外の組織及び器官について、有用である。例えば、血管内に見込まれる閉塞を有する血管の壁の厚さが、本発明の技術を用いることにより解析されることが可能である。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の原理に従って構成された超音波診断撮影システムをブロック図の形式で示す図である。

【図2】左心室の3Dデータセットから生成された三次元画像及び2つの平面画像を示す図である。

【図3a】左心室の心筋の境界を規定する自動化境界検出の使用について示す図である。

【図3b】左心室の心筋の境界を規定する自動化境界検出の使用について示す図である。

【図3c】左心室の心筋の境界を規定する自動化境界検出の使用について示す図である。

40

【図4】拡張末期の左心室の3Dデータセットの画像における心筋のトレース、及び左心室の心腔ボリュームのモデルの生成について示す図である。

【図5】収縮期のピークの左心室の3Dデータセットの画像における心筋のトレース、及び左心室の心腔ボリュームのモデルの生成について示す図である。

【図6】心周期における心腔ボリュームの変化から演算されるセグメント化駆出率ボリュームの表示についての図である。

【図7】心筋の心内膜及び心外膜のトレースを示す図である。

【図8】本発明の原理に従って生成された心筋の三次元表現を示す図である。

【図9】本発明の原理に従って生成された心筋のセグメント化された三次元表現の分解図である。

50

【 図 3 A 】

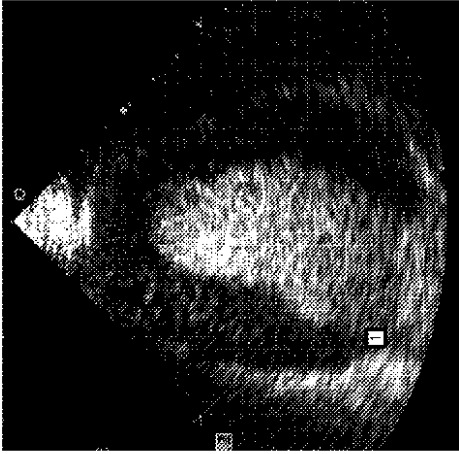


FIG. 3A

【 図 3 B 】

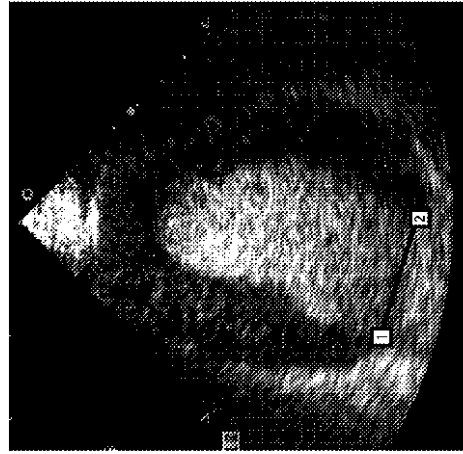


FIG. 3B

【 図 3 C 】

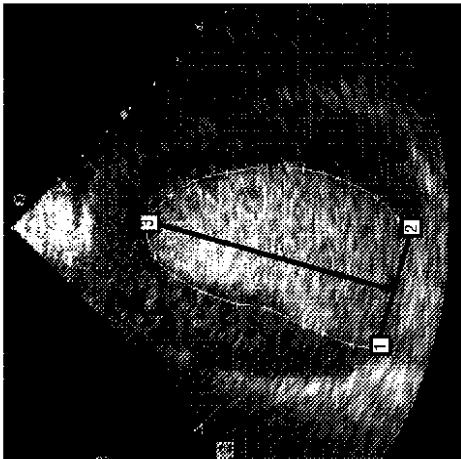


FIG. 3C

【 図 4 】

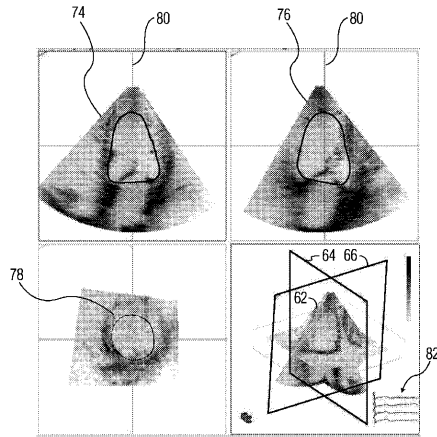


FIG. 4

【 図 5 】

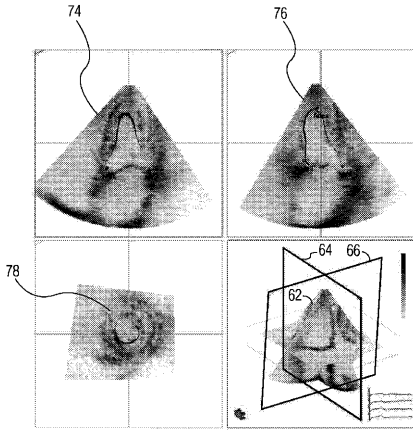


FIG. 5

【 図 6 】

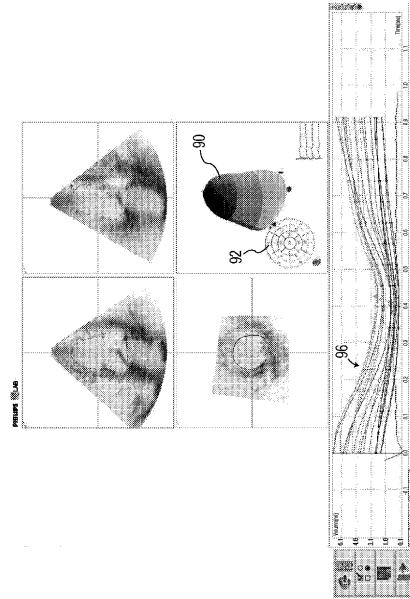


FIG. 6

【 図 7 】

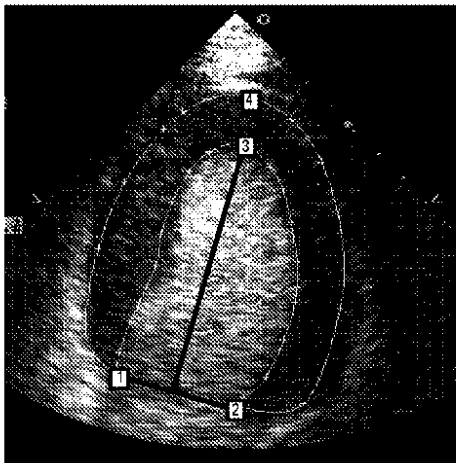


FIG. 7

【 図 8 】

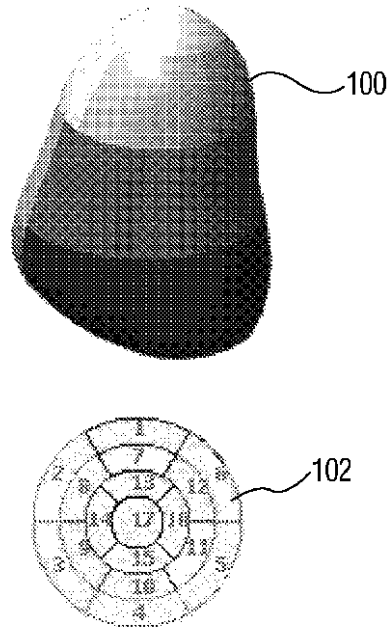


FIG. 8

【 図 9 】

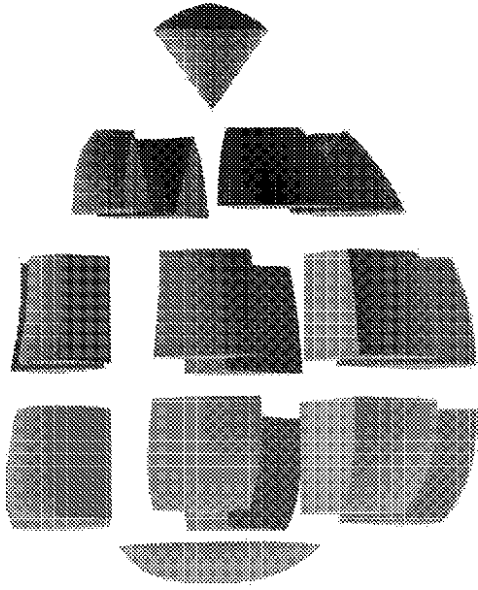


FIG. 9

【 図 1 0 】

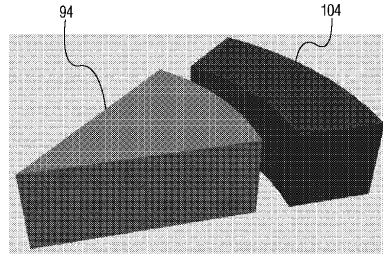


FIG. 10

【 図 1 1 】

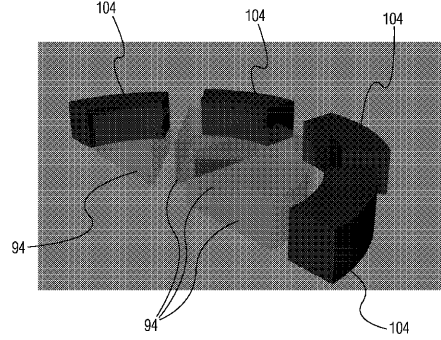


FIG. 11

【 図 1 2 】

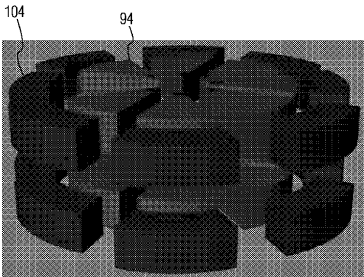


FIG. 12

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No PCT/IB2007/050842
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/107 G06T7/60 A61B8/08		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 435 310 A (SHEEHAN FLORENCE H [US] ET AL) 25 July 1995 (1995-07-25) column 5, line 31 - column 6, line 7 column 7, line 20 - column 8, line 40 column 9, line 65 - column 11, line 2 column 11, line 50 - column 12, line 63	1-18
X	WO 2005/030057 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; SALGO IVAN [US]) 7 April 2005 (2005-04-07) page 1, line 1 - line 3 page 2, line 7 - page 3, line 27 page 4, line 24 - page 5, line 5 page 6, line 19 - page 7, line 28 page 9, line 11 - line 24 page 12, line 5 - line 31 page 14, line 1 - line 9 ----- -/--	1-8, 11, 13, 15-18
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 June 2007		Date of mailing of the international search report 03/07/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. S1 651 epo nl, Fax (+31-70) 340-3016		Authorized officer Montes, Pau

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2007/050842

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/236462 A1 (SALGO IVAN S [US] ET AL) 25 December 2003 (2003-12-25) the whole document	1-3,16
A	STANLEY T E III ET AL: "Quantitative analysis of transesophageal echocardiograms for the intraoperative setting: clinical need and initial experience" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY 11TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE, 9 November 1989 (1989-11-09), pages 1569-1670, XP010088564 the whole document	1-18

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2007/050842

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5435310	A	25-07-1995	US 5601084 A	11-02-1997
WO 2005030057	A	07-04-2005	CN 1859872 A	08-11-2006
			EP 1673013 A1	28-06-2006
			JP 2007507248 T	29-03-2007
US 2003236462	A1	25-12-2003	AU 2003239729 A1	06-01-2004
			CN 1662181 A	31-08-2005
			EP 1517638 A1	30-03-2005
			WO 2004000124 A1	31-12-2003
			JP 2005530546 T	13-10-2005

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 サルゴ, アイヴァン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

(72)発明者 ビアンチ, メアリー ケイ

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 3003

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 DD27 GB06 JC08 JC09 JC26 JC28 KK02 KK22

KK31

5B050 AA02 BA06 EA03 EA06 EA28 FA02

专利名称(译)	通过量化心肌性能进行超声诊断		
公开(公告)号	JP2009530008A	公开(公告)日	2009-08-27
申请号	JP2009500981	申请日	2007-03-13
[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	サルゴアイヴァン ピアンチメアリーケイ		
发明人	サルゴ, アイヴァン ピアンチ, メアリー ケイ		
IPC分类号	A61B8/00 G06T17/40		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B5/1075 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/488 G01S7/52071 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 G06T17/40.B		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/GB06 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC26 4C601/JC28 4C601/KK02 4C601/KK22 4C601/KK31 5B050/AA02 5B050/BA06 5B050/EA03 5B050/EA06 5B050/EA28 5B050/FA02		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/784194 2006-03-20 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种超声诊断成像系统，其获取具有心肌的心脏的3D数据集。通过自动边界检测或半自动边界检测来识别该数据集中心肌的心内膜和心外膜表面。从定义的表面生成心肌的3D图像。3D图像显示心肌的壁厚，并通过对每个限定区域进行定量测量将其分割成限定的区域。

