

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4364920号
(P4364920)

(45) 発行日 平成21年11月18日(2009.11.18)

(24) 登録日 平成21年8月28日(2009.8.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-164875 (P2007-164875)	(73) 特許権者	595085169
(22) 出願日	平成19年6月22日(2007.6.22)		ピングメッド サウンド アクチスカベツト
(62) 分割の表示	特願平9-201345の分割		ト
原出願日	平成9年7月28日(1997.7.28)		ノルウェー国 ホルテン, ポストボックス
(65) 公開番号	特開2007-268307 (P2007-268307A)		1 4 1
(43) 公開日	平成19年10月18日(2007.10.18)	(74) 代理人	100066692
審査請求日	平成19年6月22日(2007.6.22)		弁理士 浅村 皓
(31) 優先権主張番号	963175	(74) 代理人	100072040
(32) 優先日	平成8年7月30日(1996.7.30)		弁理士 浅村 肇
(33) 優先権主張国	ノルウェー (N0)	(74) 代理人	100087217
			弁理士 吉田 裕
		(74) 代理人	100080263
			弁理士 岩本 行夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人間の心臓の壁の運動についての領域位相情報を計算する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波変換器を使った人間の心臓(21)の超音波調査で、壁の運動についての領域位相情報を計算する装置であって：

空間領域(20)をカバーする一連の超音波画像フレームを取得する手段；

前記超音波フレームの中の情報内容に基づいて関心のある空間領域内部の全ての点に対して組織速度を計算する手段；

前記超音波フレームに関連して配置された少なくとも一つの任意の湾曲線(22, 23, 24)を用意する手段；

前記湾曲線上の点に対応する組織速度の時間的推移を抽出する手段；

前記湾曲線に対応した湾曲した解剖学的Mモードを表示する手段；および

前記組織速度の時間的推移に基づいて前記点に対する運動位相の推定を計算する手段を含む装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 による装置であって、

更に、前記湾曲線(32, 33, 34; 37, 38, 39)の位置および方向を心臓(31, 36)の規則的運動に応じて動かす手段を含む装置。

【請求項 3】

請求項 2 による装置に於いて、

前記規則的運動を心臓(31, 36)の少なくとも一つの位置からの組織速度推定値を

20

基に自動的に計算する装置。

【請求項 4】

請求項 1 による装置であって、

更に、心筋を横切る位相差を計算するために、心内膜から心外膜へ配置された複数の湾曲線 (42, 43, 44) に対する位相を計算する手段を含む装置。

【請求項 5】

請求項 1 による装置に於いて、

前記運動位相の推定を前記組織速度の時間的推移のフーリエ解析で行う装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

この発明は、一般的には、生きている生物学的構造体の超音波診断に関し、更に詳しくは、超音波変換器を使った人間の心臓の超音波調査で、壁の運動についての領域位相情報を計算する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

組織および組織速度情報を一緒に記録した一連の超音波画像をリアルタイムで取得する技術は、よく知られている。この速度情報は、現在次の方法で得ることができる：

1. 超音波ビームの伝播方向に沿ったドップラ法による 1 次元速度推定、または
2. 2 本の斜めの超音波ビームの伝播方向に沿ったドップラ法による 2 次元速度推定、または
3. 後続する超音波画像間の空間変位相関。

20

【0003】

上記の手法は、2 次元超音波画像の所定の領域に適用して、与えられた瞬間の組織速度の画像を表示する局面を作ることができる。当今のデジタル超音波スキャナは、そのような画像を毎秒 100 フレーム以上のフレーム数で発生することができる。“解剖学的 M モード表示をするための方法”という名称の米国特許明細書第 5,515,856 号に記載されている解剖学的 M モード技術は、2 次元画像を横切って任意に配置した線に沿って測定値を抽出し、この情報を時間に対して従来の M モード画像と同様に表示するために使うことができる。タイミング情報を利用して調査する生物学的構造体の機能面および運動の特性を表示する。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ここに説明し且つ請求する発明は、組織速度の測定を行う空間領域内のあらゆる点での速度推移の時間的解析に関する。特色を関連するタイミング指標と共に上記空間領域内のあらゆる点に対して抽出し、基礎を為す組織画像と共に表示する。出来た画像は、一つの画面で、選択した特色に関連する現象の空間的伝播を示すことができ、そのような特色には、速度方向の転換、ピーク速度、ピーク加速度および組織肥厚がある。

【0005】

40

更に、この発明は、如何にして速度情報を任意の幾何学的形状に沿って抽出し、従来の M モード画像のように時間に対して表示できるかを記述する。この任意の形状は、操作員に心筋のような湾曲した器官の速度変動を一つの画面で時間に対して表示する画像を作れるようにする。この発明は、これら二つの技術を如何に組合せて運動障害のような運動現象を空間的および時間的に正確に定位できるツールを作るかも記述する。

【0006】

この発明の技術は、生物学的構造体の運動のタイミング情報に関連する多くの臨床的用途がある。そのような例の一つは、心エコー検査に於ける壁運動の調査である。この発明は、加速および減速のような現象の時間的および空間的定位を正確に表現するための技術を提供する。十分な時間的解像度があれば、これは、非侵襲性電気生理学的調査を可能に

50

する。この発明は、心房・心室平面の直ぐ下の断面を基に心臓の室・房で機械的運動が活動しているところを正確に位置確認することを可能にする。更に、心房から心室への伝導異常経路（ウォルフ-パーキンソン-ホワイト）を後に切除するために定位することができる。この患者をカテーテル技術で処置すべきか、外科的技術で処置すべきかを定めるために、これらの経路の心筋内部の深ささえも、この発明で更によく定位できる。

【0007】

この発明は、この運動の空間的および時間的両方の歪みの程度を正確に表現するために使うことができる技術を提供する。心筋内部の速度変動をプロットする可能性は、心臓移植後の拒絶反応の診断でも重要である。

【課題を解決するための手段】

【0008】

空間領域のための関連する時間標識と共に特徴的速度特性を抽出することは、特に、単一画像が、結像空間領域内の選択した現象の時間的伝播を表示できる点で背景技術と異なる。

【0009】

この発明は、速度情報の前処理アルゴリズムを含み、それは、特に、誘導した特徴点の確実な時間的定位を行い、それで結像空間領域に広がる選択した特徴の滑らかな図表作成を可能にする点で背景技術と異なる。

【0010】

この発明は、速度方向の転換、ピーク速度、ピーク加速度および組織肥厚のような特色をサブピクセル技術で定位し、それは、特に、時間的定位をこのフレーム数に比べて典型的には3～10の係数で改善できる点で背景技術と異なる。それで、この技術を当今の超音波技術と共に使って、全2次元セクタに亘って2msの時間解像度で速度の動的変化を図表に表すことができる。

【0011】

解剖学的Mモードに利用する任意の幾何学的形状は、特に、心筋のような湾曲した器官を追跡できて、その速度推移を単一Mモード画像で目視検査し、文書化できるようにする点で背景技術と異なる。この方法で幾つかの心拍を追跡でき、その結果の解剖学的Mモードが、この場合、超音波コントラスト剤の注入の影響をモニタできる。この技術は、心筋の灌流調査を含め、調査する器官から定性的および定量的灌流情報を得るために使うことができる。

【0012】

この発明は、その全開示を参考までにここに援用する米国特許明細書第5,515,856号に記載されている解剖学的Mモード、およびこの発明に記載する湾曲した解剖学的Mモードを、運動現象を識別するためのツールとして、およびこの発明に記載する空間伝播の解析および表示に利用すべき関心のある時間領域を指定するためのツールとしての両方に使うための方法を記述する。この解剖学的Mモード、湾曲した解剖学的Mモードおよび空間領域に広がる速度現象の図表作成は、特に、操作員が臨床的に重要な現象を識別するために速度情報の空間対時間表示を任意に選択できる環境を提供する点で背景技術と異なる。更に、この特色の空間的図表作成および関連する時間の定位は、速度情報の空間対時間プロットに直接関連づけられる。

【0013】

この発明は、特に、ある空間領域に亘って表示したタイミング情報は、もし、3次元速度ベクトルの超音波ビームに沿う1次元成分しか推定しなかったとしても、ほぼ方向に鈍感である点で背景技術と異なる。この近似は、もし、与えられた空間点での3次元速度ベクトルの方向が解析する時間間隔中固定されたまま、またはわずかな低頻度変動をするだけなら、有効である。速度反転の時間、ピーク速度およびピーク加速度のような速度推移の多くの特徴点は、この場合、超音波ビームの方向と独立だろう。

【0014】

この発明は、例えば、心内膜から心外膜への速度変動を表示するために、如何にして多

10

20

30

40

50

数の湾曲した解剖学的Mモードを発生できるかを記述する。同じ超音波取得手順から抽出した多数の湾曲したおよび/または直線の解剖学的Mモードの使用法は、特に、結像空間領域の全ての部分の間の遅延を測定および定量化できるようになる点で背景技術と異なる。多数取得手順の他の使用法は、心拍数の変動がしばしば運動遅延の調査で重要な臨床的情報を担持する時間間隔を超えるので、不適當である。

【0015】

この発明は、如何にこの組織速度情報を使って、結像した生物学的構造体の運動中に線または湾曲した形状が同じ物理的位置で組織と交差するように、解剖学的Mモードまたは湾曲した解剖学的Mモードを自動的に再配置できるかを記述する。この技術の一例は、解剖学的Mモード線を心筋の与えられた点に固定し、この線を心筋の固定点で測定した速度情報と共に動かすことが可能であることである。

10

【0016】

この発明は、心臓の調査に於いて壁運動の局部位相を組織速度データを基に如何に計算できるかを記述する。この方法は、組織速度データの解剖学的Mモード表示および湾曲した解剖学的Mモード表示で抽出した速度情報の解析に基づく。

【0017】

米国特許明細書第5,515,856号の第2欄に記載されているように、データの組のコンピュータ処理および類似の技術は、既に知られている。この米国特許のように、この発明の実施の際のそのようなコンピュータ処理は、この技術の通常の知識を持つ者の扱う分野のことであるから、これ以上の議論は省略する。参考までに、背景技術に関する幾つかの他の文献は、次の通り：

20

1) ピータ・サイツ、“ソリッドステートカメラおよびデジタル信号処理を使う光学的超解像”、オプティカルエンジニアリング、27(7)、1988年7月。

2) ヨエルゲン・メール外、“左心室壁運動の定量的解析のための3次元心エコー検査法；心内膜面の再形成法および局部機能不全の評価”、心エコー検査1994年11月4日、ページ397~408。

3) クント・ビヨルンスタット外、“左心室壁運動の定量的コンピュータ解析”、コンピュータによる心エコー検査にて、ペッツァーノ1993年、ページ41~55。

【0018】

この発明の上記およびその他の利点、特徴および態様は、添付の図面および請求項と一緒に考慮すれば、以下の好適実施例の説明から更に容易に理解できよう。

30

【実施例】

【0019】

超音波画像フレームの取得と組織速度の計算は、背景技術として考えられる。この発明によれば、その開示を参考までにここに援用する(先に議論した)米国特許明細書第5,515,856号が教示する解剖学的Mモード表示を組織速度情報の抽出に適用することができる。最初に図1を参照すると、関連する解剖学的Mモード表示と共に超音波画像が図示されている。超音波セクタを10で示す。任意の生物学的構造体11をこの結像空間領域の内部に示す。解剖学的Mモードの位置を識別する直線を米国特許第5,515,856号が教示するように12で示す。関連する解剖学的Mモード表示を13で示し、この生物学的構造体の選択した例との切片の時間依存性を14で指示する。組織速度情報13を適用すると、線12を横切る組織速度の時間変動を示すだろう。

40

【0020】

組織速度調査の場合、心筋のような湾曲した生物学的器官の内部の速度変動を解析することに興味がある。この発明は、湾曲した器官を追跡するために使うことができる湾曲した多角形の構成およびこれらの湾曲した多角形を横切る時間変動の抽出を教示する。説明し、図面に示した多角形は、多少不規則な任意の湾曲した形状でよいが、原則として多数の折線縁から成り、その数はかなり多くてもよい。例えば、図2の多角形22-23-24参照。図2に、超音波セクタ20を生物学的構造体の例21と共に示す。湾曲した解剖学的Mモード多角形を22から23を通り24まで伸びるように示す。関連する湾曲した

50

解剖学的Mモード表示を28で与える。28の水平方向は、13と同様に時間的変動を示す。28の垂直方向は、湾曲した解剖学的Mモード多角形に沿った空間位置を示し、25が22に対応し、26が23に対応し、27が24に対応する。この湾曲した解剖学的Mモード表示を発生するために必要なコンピュータ処理技術は、米国特許第5,515,856号で教示する技術と同じである。この発明では、組織速度情報の空間的内挿が、この湾曲した解剖学的Mモードを形成する湾曲した多角形に従う。もし、この湾曲した解剖学的Mモード表示28がN個の異なる垂直位置を含む大きさであれば、この湾曲した解剖学的Mモード多角形は、この多角形の周りに等距離に分布するN個の点をサンプリングする。

【0021】

10

人間の心臓または脈拍若しくは呼吸のような他のプロセスに影響される器官のような動く器官に対しては、28で与えられた垂直座標に調査期間中同じ解剖学的空間位置を追跡させるために、この湾曲した解剖学的Mモード多角形的位置を修正することが有用なことがある。図3は、この技術の例を示し、心臓の一連の画像から二つのフレーム30および35を示す。この場合、心内膜輪郭が31から36へ収縮し、従って湾曲した解剖学的Mモード多角形の空間位置を調整する。32が37へ動き、33が38へ動き、34が39へ動いている。中間フレームでの湾曲した解剖学的Mモード多角形の配置は、手動かまたはユーザが準備する空間変形の時間的内挿によって行うことができる。

【0022】

20

この解剖学的Mモードまたは湾曲した解剖学的Mモードの空間的再配置は、少なくとも1点からの組織速度情報を利用することによって自動化できる。2次元速度推定では、組織の中に一つ以上の注視点を選択し、これらの注視点の運動に従ってこの幾何形状の空間位置を再配置することができる。

【0023】

図4に、如何にして複数の湾曲した解剖学的Mモードが、この湾曲した解剖学的Mモード多角形によって定められる局部幾何形状に垂直な方向の速度変動をもモニタするために利用し得るかを示す。超音波セクタを40で指し、生物学的構造体の例を41で指す。三つの湾曲した解剖学的Mモード多角形を42、43および44で指示する。関連する湾曲した解剖学的Mモード表示を45、46および47で示す。45、46および47の間の速度変動は、図4の例では、心内膜と心外膜の間の速度勾配を示すだろう。これらの速度勾配は、例えば、心臓移植後の拒絶反応の診断に重要である。

30

【0024】

超音波ビームの伝播方向に沿った1次元速度推定の場合、湾曲した解剖学的Mモードの配置は、この速度場の真の大きさを推定するためにも利用することができる。心筋収縮の調査の場合、例えば、角度依存性を補償して速度を推定するために、この多角形の方向と収縮が心内膜の輪郭に垂直かまたは固定点の方向であるという仮定とを使うことができる。

【0025】

この発明の一つの用途は、超音波コントラスト剤の注入中に連続する幾つかの心臓周期のデータを取ることである。この応用は、臨床医に心筋のエコー源性が超音波コントラスト剤により如何に影響されるかの展望と心筋全体に亘るこれらの方法のタイミング情報を一覽できるようにする。

40

【0026】

図5に、湾曲した解剖学的Mモード表示で、組織速度推移に於ける特徴的事象を如何に識別できるかを示す。画像セクタ50の中に生物学的構造体の例51があり、湾曲した解剖学的Mモード多角形が52から53を通り54へ伸びる。関連する湾曲した解剖学的Mモード表示を58に示し、55が52に対応し、56が53に対応し、そして57が54に対応する。510で与える実線は、58で水平線に沿う速度推移に於ける特徴的事象の定位を示す。この特徴的事象は、速度方向の転換、ピーク速度またはピーク加速度であってもよい。その上、この特徴的事象は、一次速度推移から誘導した情報で識別することが

50

できる。そのような誘導した情報の例は、一次速度の空間的差から得ることができる組織肥厚推定値である。組織肥厚に基づく特徴的事象には、ピーク肥厚、ピーク短縮および肥厚と短縮の間の転換がある。

【 0 0 2 7 】

5 1 0 で与える特徴的事象は、関心領域内の全ての空間座標に関連する速度推移で定位できる。図 5 に、5 1 0 で与える特徴的事象を調査するために、この湾曲した解剖学的 M モード表示で 5 9 と 5 1 1 の間の特定の時間間隔を如何に選ぶかを示す。図 6 は、生物学的構造体の例 6 1、および組織速度の推定を行う関心空間領域内の任意の空間座標 6 2 と共に、超音波セクタ 6 0 を示す。6 8 は、選択した時間間隔中に点 6 2 に対して抽出した速度推移を示し、それは図 5 に示した技術または米国特許明細書第 5, 5 1 5, 8 5 6 号が教示する直線の解剖学的 M モードに基づく類似のアプローチで識別することができる。この時間間隔は、今表示した超音波画像フレームの時間位置周りの所定のタイムスパンでもよい。それで、取得順に多数のフレームの計算を繰返すことによって映画を作ることができる。選択した時間間隔を今表示した超音波画像フレームの直ぐ前にすることによって、超音波画像フレームの取得中にリアルタイムで速度推移に基づく計算もすることができる。この空間領域を横切る遅延時間が長い現象に対しては、この時間間隔を空間的に依存させることも興味もてる。6 5 および 6 9 が選択した時間間隔の開始および終了を表す。6 4 および 6 3 は、この組織の中で測定した速度の範囲である。6 6 および 6 7 は、あり得る特徴的事象の例である。6 6 は、速度方向の転換を示し、6 7 は、ピーク速度を示す。速度方向、ピーク速度およびピーク加速度のシフトを含む多くの特徴的事象は、もし、この速度推定が超音波ビームの伝播方向に沿った 1 次元ドップラ法推定であれば、大抵の空間点に対して正確に時間的に定位されるだろうことに注意すべきである。この速度シフトは、例えば、3 次元速度ベクトルの実際の方向がこの超音波ビームの方向に関する垂直方向の周りに振動するのでなければ、影響されるだけである。それで、6 6 および 6 7 のような特徴的事象に関連して抽出したタイミング情報は、組織速度の 1 次元ドップラ法推定に対してさえも殆ど角度に関して独立にできる。

【 0 0 2 8 】

図 7 は、特徴的事象の識別の信頼性を改善するために、速度推移で抽出した数値サンプル 7 4 を如何にを使って、フィルタリングし、ノイズに強い速度推移 7 7 を推定することができるかを示す。7 2 および 7 6 が選択した時間間隔の開始および終了を表す。7 0 および 7 1 は、この組織の中で測定した速度の範囲である。特徴的事象の識別の強健性および精度を改善するために、測定した速度推移を空間および/または時間の関数としてフィルタリングするのが有用である。これらのフィルタは、ノイズを抑えなければならず、事象の時間的定位でバイアスされてはならない。そのようなフィルタの一つの良い候補は、インパルスノイズを除去し縁および遷移形を良い状態で保存する時間的メジアンフィルタである。第 2 の候補は、選択した時間間隔で単調に増加または単調に減少する関数で、測定した速度の回帰を行うことである。そのような回帰は、サンプル当り一定数の演算でだけ行うことができ、強力にノイズを抑制し、かなりの遷移に対しても不変である。

【 0 0 2 9 】

元の速度推移 6 8 または修復した速度推移 7 7 に於いて、時間的定位の精度を改善するために、特徴的事象の識別をサブピクセル技術で行うことができる。図 8 は、速度シフト検出の場合のサブピクセル技術を示す。速度方向が反対の二つのサンプルを数字 8 2 で示す。この速度反転の真の位置は、この速度推移の線形近似が x 軸と交差する位置として推定できる。そのようなサブピクセル定位技術は、背景技術と考えられ、この発明が教示する全ての特徴的事象に適用することができる。このサブピクセル技術は、時間的定位を、このフレーム数に比べて典型的には 3 と 1 0 の間の係数で改善する。サブピクセル定位に関係するそのような背景技術の一例として、ピータ・サイツの刊行物、“ソリッドステートカメラおよびデジタル信号処理を使う光学的超解像”、オプティカルエンジニアリング、2 7 (7)、1 9 8 8 年 7 月、を引用する。

【 0 0 3 0 】

単一超音波フレームでは、データの取得に、ある遅延時間がある。この遅延時間は、超音波画像の種々のビームの間に時間遅延を発生する。もし、超音波スキャナの走査パターンが分っていれば、この超音波画像の全てのビームの共通の時間の代わりに、この速度推移をカバーする超音波ビームに対応する時間を使うことによって、特徴的事項の時間定位に於けるこの影響を補償できる。

【 0 0 3 1 】

空間の関数として発生する遅延時間は、個々の検出間違いを含むことがある。これらの間違いは、遅延時間を空間フィルタで処理することによって除去または軽減することができる。メジアンをベースにしたフィルタは、間違った時間定位を遅延時間画像のインパルスノイズとしてモデル化できるので、適当である。

10

【 0 0 3 2 】

この発明で説明する多遅延時間画像を結合して、二つの特徴的事象の間の時間間隔を定量化する画像を作ることができる。この技術の一例は、速度シフトとそれに続く速度ピーク間の時間差を表示することである。

【 0 0 3 3 】

この発明が教示する遅延時間画像の表示は、背景技術の多くの技術で達成することができる。これらの遅延時間を関連するカラーに変換して、関連する位置に表示することができる。このカラーの指定は、多数の事象を分離できるようにする。この手法の例には、正の速度から負の速度への転換および負の速度から正の速度への転換を別のカラーでコード化して、もし調べている時間間隔内に両方が起きても、これら二つの現象を視覚的に分離できるようにすることがある。更に、ユーザにこれらの遅延時間を解剖学的形状と関連づけられるようにするために、下にある超音波画像を透過するようにこれらの遅延時間カラーを混ぜることができる。

20

【 0 0 3 4 】

解剖学的Mモードまたは湾曲した解剖学的Mモードで抽出した組織速度情報は、この解剖学的Mモード表示に関連する多角形または線に沿った領域壁運動の位相を局部的に推定するために、更に処理することができる。この技術は、湾曲した多角形を心筋の内側に配置することができる。この多角形の全域に分布する多くの点に対して組織速度推移を抽出することができる心臓の調査に特に有用である。それで、上記多角形に沿った各点に対して、完全な速度推移を入手可能であり、位相推定のための背景技術でこの運動の位相を推定するために使うことができる。上記位相推定のための背景技術には、時間的速度変動によって表される運動のフーリエ解析がある。上記多角形は、湾曲した解剖学的Mモードを抽出するために利用することもでき、それは、この場合、位相推定の基礎を示すだろう。更に、この位相変動は、位相推定と湾曲した解剖学的Mモード表示間の関係を強調するために、垂直軸に沿った、湾曲した解剖学的Mモード表示と共に表示することができる。湾曲した解剖学的Mモード表示に関連する多角形を再配置するためにこの発明が教示する技術は、この領域壁運動の位相を推定するためにも適用する。もし、多数の湾曲した多角形を心内膜と心外膜の間に配置し、または多角形それ自体を心内膜から心外膜へ描いたならば、心内膜と心外膜の間の位相差を調べることが可能であろう。この位相推定は、もし、この組織速度を超音波ビームの伝播方向に沿った1次元ドップラ法で推定したとしても、殆ど角度と独立である。この空洞の内部の重心に向けた単位ベクトルで、超音波ビームの方向の速度のドット産物を計算することは、位相の反射を除去するだろうが、そうしなければこの反射が画像の上部と下部の間に起るだろう。もし、この真の速度ベクトルが超音波ビームの方向と殆ど垂直であれば、人為的間違いを予想することができる。

30

40

【 0 0 3 5 】

この発明が教示する領域壁運動の位相は、結像した空間場面であらゆる点に対して計算することができる。出来た画像は、例えば、空間遅延時間画像について説明したものと同じ技術で表示できる、領域壁運動の位相の空間表示をする。

【 0 0 3 6 】

現在この発明を実施するための最善の態様と思慮する好適実施例を参照してこの発明を

50

図示し、説明したが、この発明を異なる実施例に適用する際に、ここに開示し且つ前記の請求項によって理解される、この発明の広い概念から逸脱することなく、種々の変更を為すことができることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】2次元画像を横切り任意に配置された線に関連する解剖学的Mモードを示す。

【図2】湾曲した解剖学的Mモードを示し、視野軸の短い湾曲した心筋を単一Mモード画像で時間に対して如何に表示できるかを示す。

【図3】湾曲した解剖学的Mモードを心臓の収縮のような周期的運動中に如何に修正して、抽出した情報がこの動く器官の対応する点に属するようにするかを示す。

【図4】如何に多数の湾曲した解剖学的Mモードを配置して、この湾曲した形状に垂直な速度変動を抽出できるかを示す。この例では、三つの湾曲した解剖学的Mモードが心筋の心内膜と心外膜の間の速度変動を表示する。

【図5】湾曲した解剖学的Mモードおよび各空間座標に対して表示した速度推移の特色を示す。その上、ユーザがこの画像で、空間的場面で更に解析すべき選択した特徴に跨がる時間間隔を如何に表示できるかを示す。

【図6】選択した時間間隔中の与えられた空間点に対する速度推移を示す。

【図7】人為的間違いを除去し、特徴点の確実な定位を行うために、与えられた空間座標に対する選択した時間間隔内の元の速度測定値を如何に処理するかを示す。

【図8】時間的的定位で精度を改善するためにサブピクセル技術を如何に適用できるかを示す。この場合、零交叉は、二つの隣接する測定値の間の線形近似とX軸の切片として位置する。

【符号の説明】

【0038】

20 空間領域

21 生物学的構造体

22 Mモード多角形

23 Mモード多角形

24 Mモード多角形

28 Mモード表示

31 生物学的構造体

32 Mモード多角形

33 Mモード多角形

34 Mモード多角形

36 生物学的構造体

37 Mモード多角形

38 Mモード多角形

39 Mモード多角形

42 Mモード多角形

43 Mモード多角形

44 Mモード多角形

45 Mモード表示

46 Mモード表示

47 Mモード表示

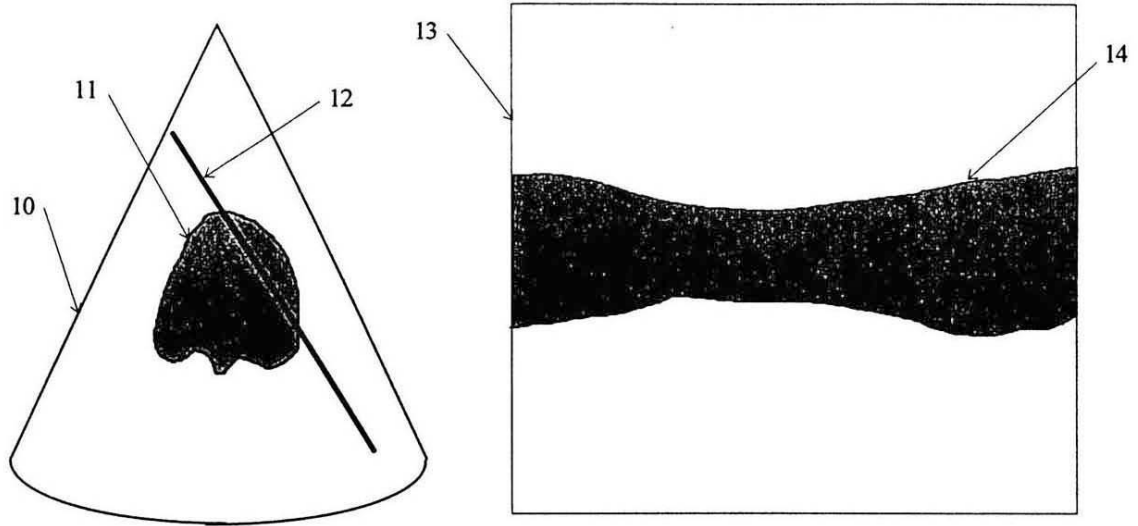
10

20

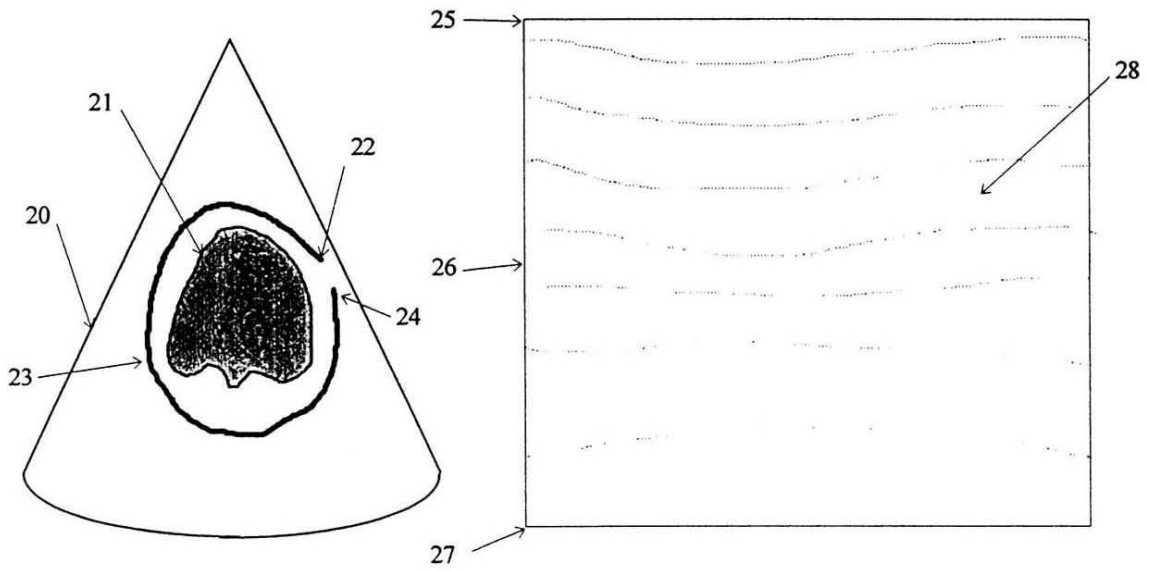
30

40

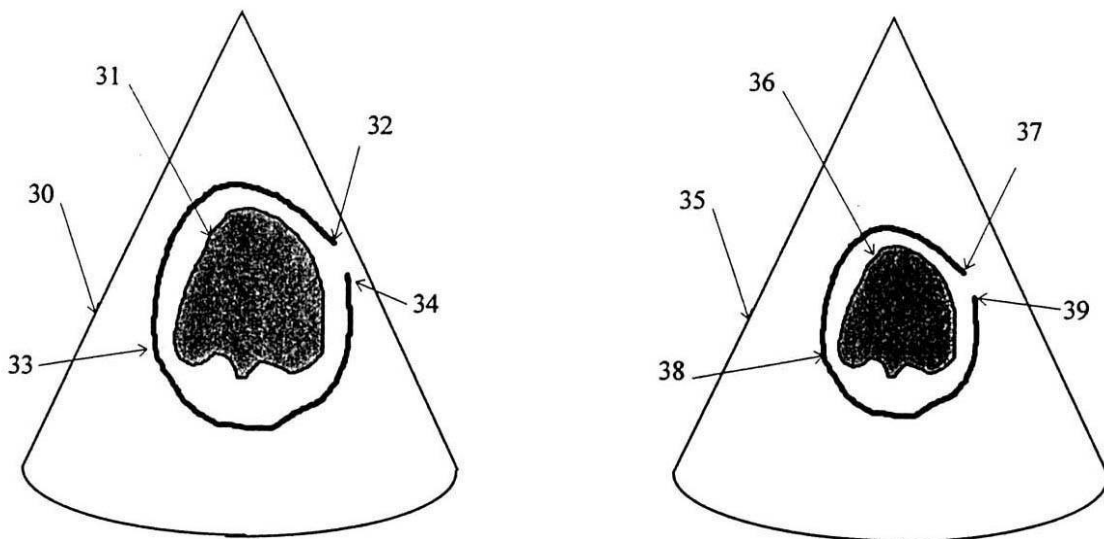
【図1】



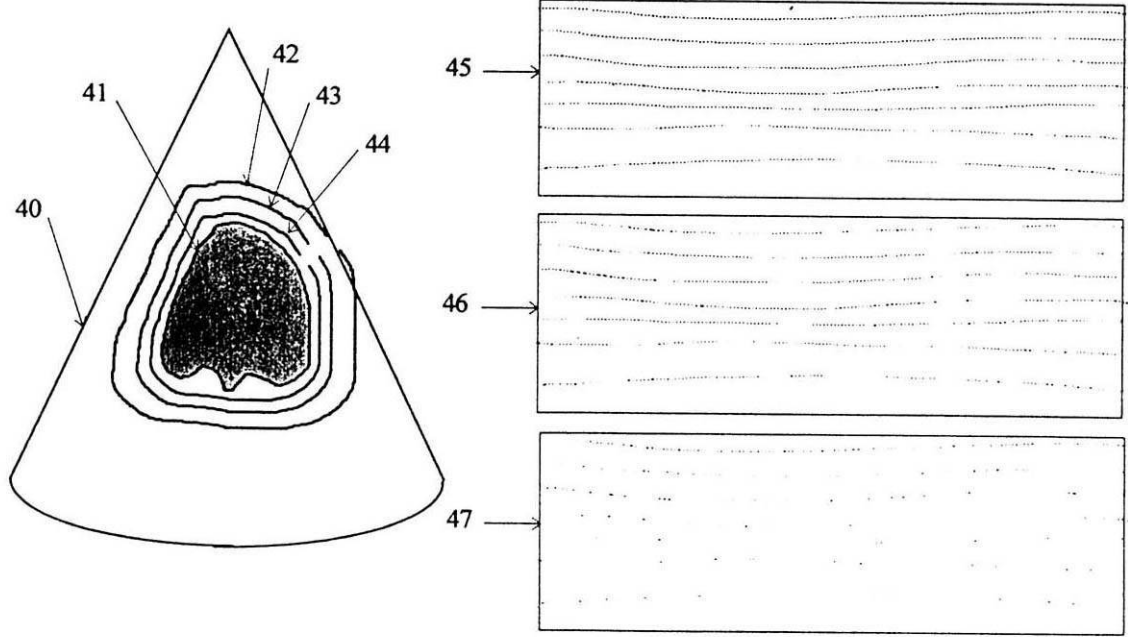
【図2】



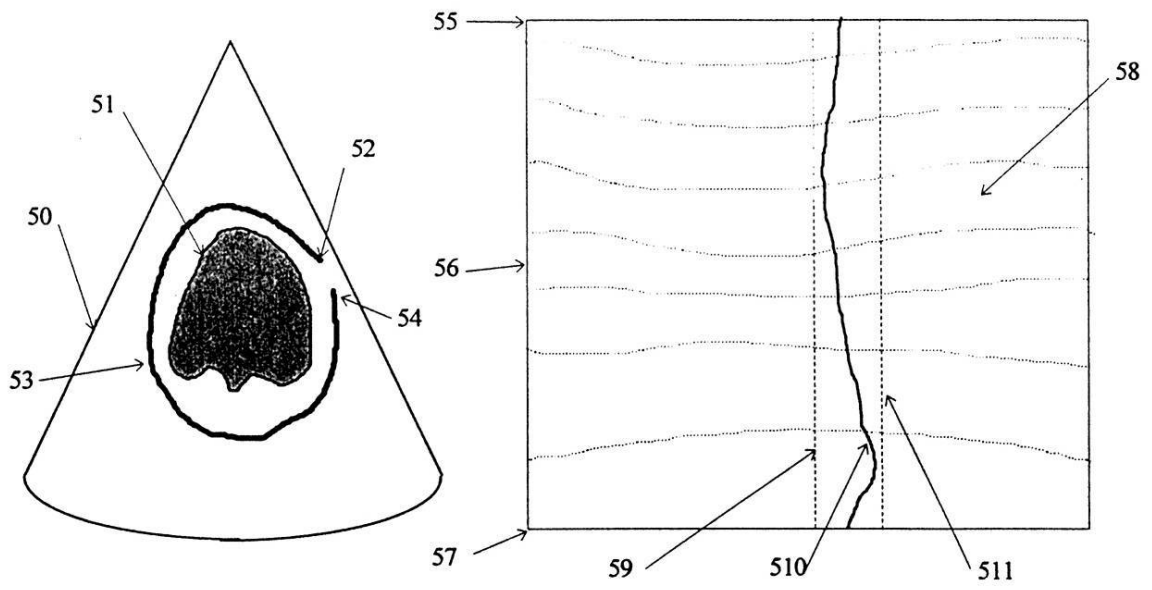
【図3】



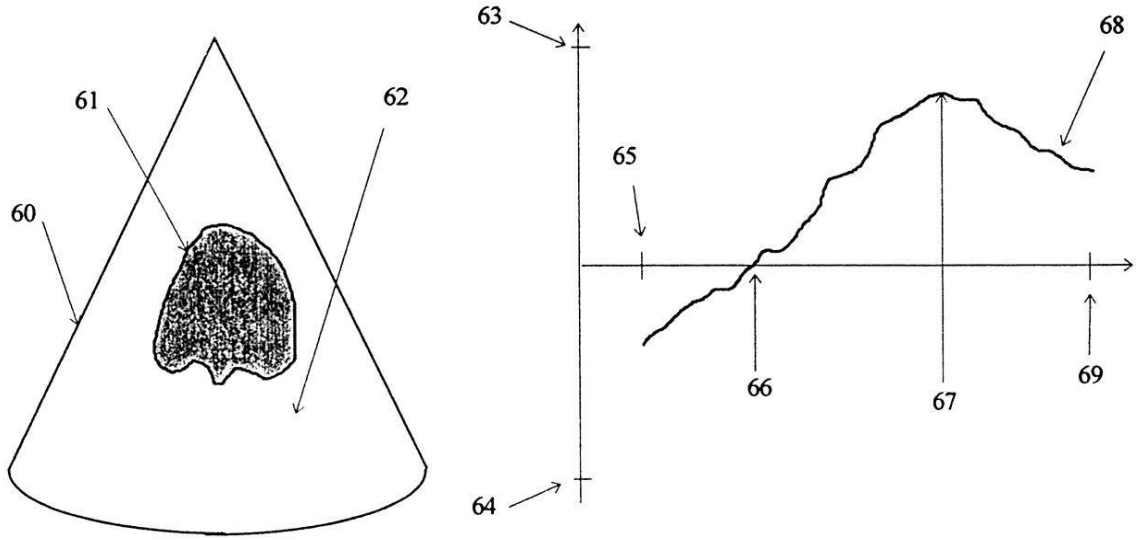
【 図 4 】



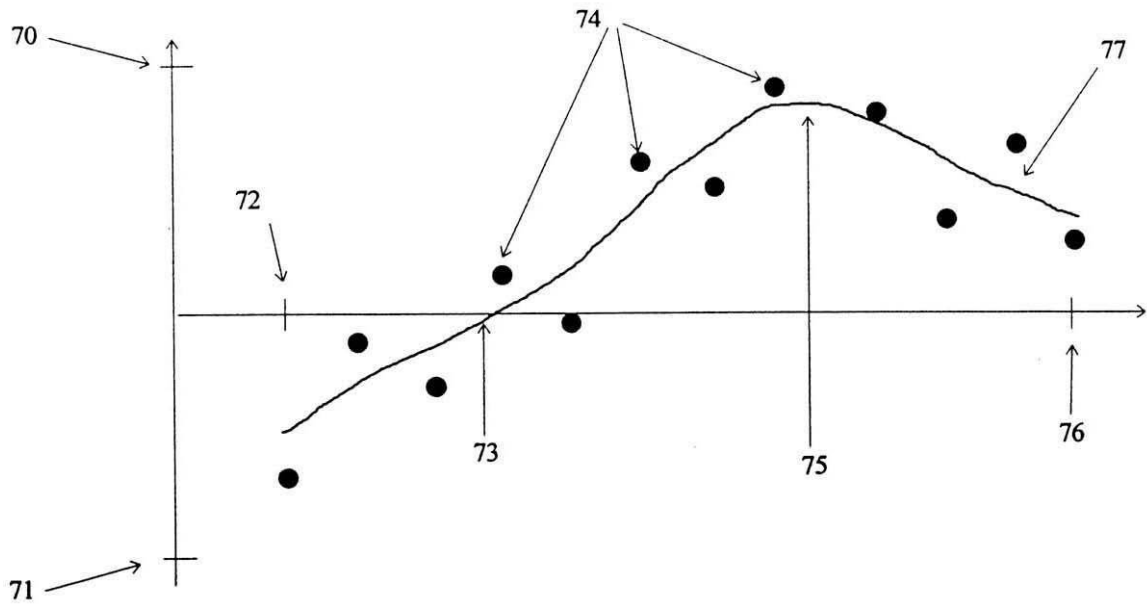
【 図 5 】



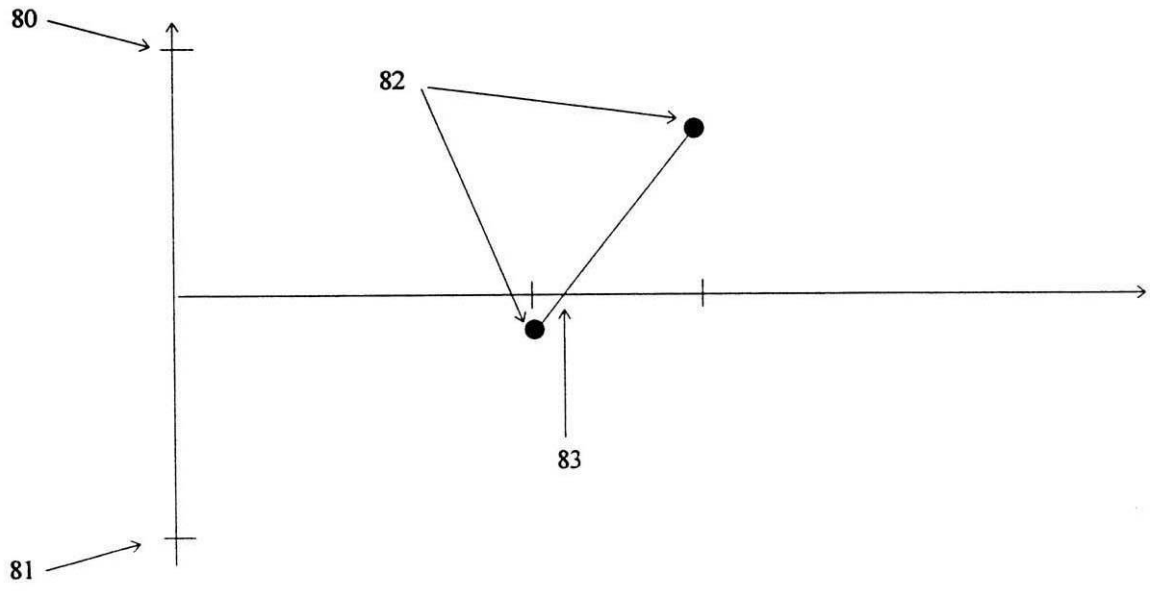
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

- (72)発明者 ブヨルン オルスタッド
ノルウェー国スタゼルレ, プレールスグト . 1
- (72)発明者 ラルス アケ プロディン
スウェーデン国テーブ, スポルトスベーゲン 29
- (72)発明者 クイエル クリストファーセン
ノルウェー国オスロ, モンテベルロブン 7

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開平06-285065(JP,A)
特開平06-285064(JP,A)
特開平06-114059(JP,A)
特開平07-255721(JP,A)
特開平04-170943(JP,A)
特開平07-270385(JP,A)
特開平07-204201(JP,A)
特開平05-137716(JP,A)
特表平06-503483(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15
PATOLIS

专利名称(译)	用于计算关于人心壁运动的区域相位信息的装置		
公开(公告)号	JP4364920B2	公开(公告)日	2009-11-18
申请号	JP2007164875	申请日	2007-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	兵医学声音激活斯卡赌注		
申请(专利权)人(译)	Bingumeddo声音激活斯卡赌注		
当前申请(专利权)人(译)	Bingumeddo声音激活斯卡赌注		
[标]发明人	ブヨルンオルスタッド ラルスアケプロデイン クイエルクリストファーセン		
发明人	ブヨルン オルスタッド ラルス アケ プロデイン クイエル クリストファーセン		
IPC分类号	A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/08 A61B8/486 G01S7/52036		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/JB32 4C601/JB49 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK25		
代理人(译)	吉田 裕		
审查员(译)	樋口宗彦		
优先权	19963175 1996-07-30 NO		
其他公开文献	JP2007268307A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种工具，在时间和空间上定位可移动器官如心脏的运动现象。
 ŽSOLUTION：将待检查的器官21放置在超声波扇区20中。沿解剖M模式多边形22-23-24提取/计算组织速度信息，并在显示单元中显示多个组织速度的转换解剖M模式显示器28.解剖M模式多边形被自动或手动重新排列，因为即使要检查的器官移动，器官的相同解剖空间位置也被解剖M模式显示器的相同垂直坐标追踪。沿垂直方向滑动的多个解剖M模式多边形用于监测垂直于解剖M模式多边形的部分形状的方向上的速度波动。Ž

【 图 3 】

