

(19)日本国特許庁 ( J P )

(12) 公表特許公報 ( A ) (11)特許出願公表番号

特表2003 - 518404

(P2003 - 518404A)

(43)公表日 平成15年6月10日(2003.6.10)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テ-マコード* ( 参考 )
A 6 1 B 8/08		A 6 1 B 8/08	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	4 C 6 0 1
	7/20		5 B 0 5 7
			5 L 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 ( 全 21数 )

(21)出願番号 特願2001 - 548019(P2001 - 548019)

(86)(22)出願日 平成12年12月13日(2000.12.13)

(85)翻訳文提出日 平成13年8月28日(2001.8.28)

(86)国際出願番号 PCT/EP00/12764

(87)国際公開番号 W001/047421

(87)国際公開日 平成13年7月5日(2001.7.5)

(31)優先権主張番号 99403309.0

(32)優先日 平成11年12月28日(1999.12.28)

(33)優先権主張国 欧州特許庁(EP)

(81)指定国 EP ( AT , BE , CH , CY , DE , DK , ES , FI , FR , GB , GR , IE , IT , LU , MC , NL , PT , SE , TR ) , JP

(71)出願人 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  
KONINKLIJKE PHILIP S ELECTRONICS N.V.  
オランダ国 5621 ベーアー アインドーフェン フルネヴァウツウェッハ 1

(72)発明者 オダイル ボンヌファウス  
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

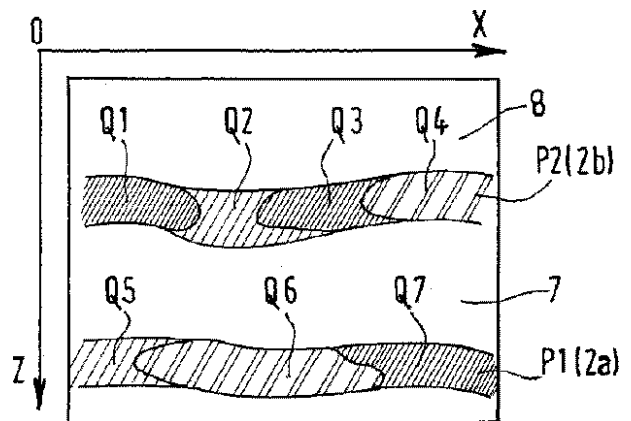
(74)代理人 弁理士 杉村 興作 ( 外 1 名 )

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 移動部を有する対象物の超音波色分けイメージを表示する超音波イメージ処理方法及び装置

(57)【要約】

本発明は、媒体の移動部を有する対象物に関連した超音波信号を取得するステップと、グレースケール画像ライン ( Z ) に垂直な長手軸線 ( X ) に対して対象物のセグメントの断面を表す超音波グレースケール 2 次元画像シーケンスを構成するステップと、対象物の境界の偏位及び偏位勾配を推定するステップと、境界区域のグレーレベルを正規化するステップと、偏位勾配値の関数の画像シーケンスの境界区域の点を色分けして、偏位のある移動部を有する対象物の情報を提供するステップとを有する超音波画像処理方法に関する。また、本発明は、上記方法を実行するとともにカラー表示装置を有する超音波検査画像装置に関する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項1】 媒体の移動部を有する対象物に関連した超音波信号を取得するステップと、

グレースケール画像ラインに垂直な長手軸線に対して前記対象物のセグメントの断面を表す超音波グレースケール2次元画像シーケンスを構成するステップと、

前記対象物の境界の偏位及び偏位勾配を推定するステップと、

境界区域のグレーレベルを正規化するステップと、

偏位勾配値の関数の画像シーケンスの境界区域の点を色分けして、偏位のある移動部を有する対象物の情報を提供するステップとを具えることを特徴とする超音波画像処理方法。

【請求項2】 前記グレースケール画像を正規化するステップが、

前記グレースケール画像をセグメント化して、境界遷移ラインを決定するサブステップと、

前記境界遷移ラインの各側の間隔区域として、前記境界区域を推定するサブステップと、

前記境界区域の平均グレーレベルを推定するとともに、その推定された平均グレー値及び元のグレー値に基づいて、その元のグレー値よりも平均して白っぽい前記境界区域の点に対する新たなグレー値を計算するサブステップとを具えることを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項3】  $G_0$ を、前記元のグレー値とし、 $G_{mean}$ を、前記境界区域のグレースケール画像の対応するラインの平均グレー値とした場合、前記境界区域の点に対する新たなグレー値を、関係 $G = 1.28 (G_0 / G_{mean})$ を用いて推定することを特徴とする請求項2記載の方法。

【請求項4】 前記色分けステップが、前記偏位勾配の関数で前記点の新たなグレーカラーレベルの色成分のレベルを変化させることによって、前記境界区域の点の新たな色を見積もるサブステップを具えることを特徴とする請求項2又は3記載の方法。

【請求項5】 Gがグレーを表し、Vがグリーンを表し、Bがブルーを表し、R

が赤を表す場合、各グレーポイントを、 $G = V = B = R$ に従う三原色の関連によって形成し、各色成分のレベルを変更し、グレーレベルの数が256の場合には、新たなレベルを関係 $R = G$ 、 $V = G(1 - \quad / 256)$ 、 $B = G(1 - \quad / 256)$ によって与え、前記境界区域の点が、成分 $R$ 、 $V$ 、 $B$ の新たなレベルを関連させることによって付与される新たな色、好適には赤色を有することを特徴とする請求項4記載の方法。

【請求項6】 前記対象物を動脈とし、前記移動部を、血圧の下で移動する動脈の壁部とし、前記偏位を、心周期に起因する周期とし、前記グレースケール画像の長手軸線を、前記動脈の軸線とし、前記偏位を、前記動脈の半径方向の偏位とし、前記壁部の偏位の勾配を好適には赤色で色分けして、前記動脈の壁部の偏位の情報を提供することを特徴とする請求項1から5のうちのいずれか1項に記載の方法。

【請求項7】 請求項1から6のうちのいずれか1項に記載の方法を実施する超音波検査画像装置であって、

超音波装置に結合され、移動部を有する対象物を持つ媒体から超音波信号を放出し及び受信する超音波プローブと、

受信した超音波信号をプロセッサによって処理して、色分け画像を構成する超音波サブシステムと、

前記画像を格納するメモリと、

前記方法のステップによって形成した色分け画像を表示する表示装置とを具備することを特徴とする装置。

【請求項8】 前記表示装置をカラー表示装置とすることを特徴とする請求項7記載の装置。

【請求項9】 前記方法によって超音波信号を処理するよう配置した回路手段を有するワークステーションの適切にプログラムされたコンピュータ又は専用プロセッサと、前記方法によって構成した画像を表示する手段と、その表示をユーザによって制御できるようにするマウスやキーボードのようなユーザインタフェースとを具備することを特徴とする請求項7又は8記載の装置。

【請求項10】 請求項1から6のうちのいずれか1項に記載された方法を実施

する命令のセットを具えるコンピュータプログラム。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****(技術の分野)**

本発明は、媒体の移動部を有する対象物の色分けされた画像シーケンスの超音波検査を表示する超音波画像処理方法に関する。また、本発明は、この方法を実施する超音波検査画像装置に関する。

**【0002】****(背景技術)**

本発明は、動脈の異変、特に狭窄症を調べるために心臓 - 血管に侵入しない診断ツールを提供する超音波診断画像処理の分野で使用される。狭窄症に対する基本的な診断基準は、動脈の画像で観察された疑いのある動脈セグメントの径の突然の減少である。さらに複雑な基準は、心周期の瞬時の関数及び動脈のセグメントに沿ったロケーションの関数の動脈の壁部の偏位の調査である。したがって、狭窄症のある動脈を早期に診断するために、医療分野では、動脈の壁部の偏位に関連した容易に可視の表示とともに動脈の画像を提供する非侵入手段を必要とする。

**【0003】**

動脈のセグメントの壁部の偏移を計算する超音波画像処理方法は、米国特許番号05,579,771号 (Bonnetous, 1996年12月3日) から既知である。この文献は、動脈の軸線に垂直に延在する複数の連続的な並行の励起ラインの画像ラインによって形成された断面フレームを発生させる超音波トランスデューサのアレイを用いて超音波画像を形成することによって、動脈のセグメントを特徴付ける方法を記載している。そのアレイは、高周波信号を信号処理装置に供給する送受信回路に結合されている。その装置は、心周期中、励起瞬時  $t$  の関数で、動脈の長手方向の  $X$  軸に沿った励起ラインに対応する所定の位置で、動脈の壁部の速度及び偏位を動脈の半径方向  $Z$  で決定する。したがって、この文献の図1は、この方法を実施しうる装置をブロック図で示す。

**【0004】**

その結果、心周期中の動脈中の血液の脈動波形の影響の下で、動脈の壁部は、

振幅及び速度を決定し得る周期的な半径方向の動きが課される。動脈の壁部の状態に応じて、脈動波形により導入される圧力変化によって、一様な動脈の拡張又は歪んだ体壁の移動が生じる。動脈の壁部に歪みがあるか否かを推定することによって、狭窄症の存在及び重要性すなわち弾性の欠落をリアルタイムで取得することができ、診断を最適にすることができる。このために、動脈の壁部の移動についての情報を取得することが重要であり、壁部の移動変化すなわち移動勾配についての情報を取得することは更に重要である。

#### 【0005】

移動勾配が心臓学の専門家によって用意に利用できない、という課題がある。動脈の壁部の移動変化を容易に利用できるようにするだけでなく、それと同時に、対応する動脈のセグメントの標準的なグレースケールイメージを表示して、連続的な調査及び動脈の疑いのある区域の正確な診断を行う必要がある。

グレースケール画像に更に追加すべき勾配情報によってこのグレースケール画像が読出し不可能とならないようにする必要がある、という他の課題がある。

#### 【0006】

(発明の開示)

上記課題は、請求項1に係る方法によって解決される。

この方法の利点は、動脈の壁部の動作が、動脈の壁部の損傷に大きく関連した勾配情報とともに視覚的に明らかになり、かつ、診断を確立するのに最も有用となることである。動脈の圧力の変動を回避することができる非侵入手段が用いられることであり、したがって、非侵入手段が用いられる場合において実際の壁部の移動となる。

方法を実施する手段を有する超音波診断装置を請求項7に記載する。

#### 【0007】

(発明を実施するための最良の形態)

図1A及び1Bを参照すると、ブロック図形態で示した超音波診断画像装置は、媒体8に配置された動脈8の検査を行うツールとして使用され、画像のシーケンスを構成し及び表示する画像処理方法を実行するサブシステム1, 100, 200を具え、それによって、心周期の互いに相違する瞬時の関数において血圧の

影響下で発生する半径方向の偏位のある壁部を有する動脈セグメント及び図3に示すような長手方向の軸線に沿った偏位の変化に関連した色分けされた情報を共に視覚化することができる。

【0008】

図1A及び1Bを参照すると、この画像処理方法は、Xを付した長手方向の軸線及びZを付した半径方向の軸線を有する動脈セグメントに関連した超音波信号を取得するステップ1と、動脈の壁部の偏位勾配を決定するステップ100と、動脈セグメントを表すグレースケール画像シーケンスの表示を含む色分けされた画像のシーケンスの構成し及び表示し、動脈の壁部の特定の区域を、壁部偏位勾配の値の関数で色分けしたステップ200とを具える。全心周期中に記録される色分けされた画像のシーケンスにおいて、各画像は、その心周期の所定の瞬時nで取得される。

【0009】

グレースケールシーケンス画像は、動脈の壁部の各々が一方の画像から他方の画像までの $D(Z, X, n)$ を付した半径方向の偏位を有し、それは、所定の位置Xで壁部の内部境界に配置された点がZ軸沿いの偏位に従うことを意味する。壁部の特定の区域の好適には赤色に色分けされた表示は、局所的な壁部の偏位の変化によって構成された情報を与え、それは、位置Xの周辺の推定された半径方向の偏位 $D(Z, X, n)$ の偏位を意味する。

【0010】

図1A及び1Bを参照すると、動きのある動脈の超音波グレースケール画像シーケンスを形成することによって色分けされた超音波画像のシーケンスを形成し、動脈の壁部の局所的に高い変形に関連した大きな動き勾配の区域を所定の色例えば赤色で表示する方法は、以下の特定のステップを具える。

超音波グレー画像シーケンスの取得30。

動脈の内側と動脈の壁部との間の遷移ライン3a, 3bによって動脈の壁部を識別するためのグレー画像シーケンスのセグメント化62。

各瞬時nにおける動脈の壁部の偏位 $D(Z, X, n)$ の算出68, 69。

各瞬時nにおける壁部の偏位の勾配  $= d(D) / dX$ の算出71, 73。

図2Cに示すように、この方法は、特定の区域が色分けされたときに超音波グレースケール画像を可視のままにする必要があるという課題を解決するために、動脈の壁部の位置のグレー画像の規格化を実行するステップ140を更に具える。このステップは、動脈の境界区域の白を増強するサブステップと、色分けされた区域の十分な透明度を保證するサブステップとを具え、この場合、

各遷移ライン3a, 3bの各側が例えばそれぞれ1mm、すなわち、2mm幅のリボン形状の区域P1, P2を評価するとともに、その区域のZ軸に平行な各励起ラインL上の平均グレー値を評価することによって実行されるリボン形状区域の各画素に対する $G_{mean}$ を付した平均グレー値を算出し、

例えば、256グレーレベルを有すると仮定した画像において式 $G = 128 (G_0 / G_{mean})$ を用いて、リボン形状区域P1, P2の白を増強するために平均グレー値 $G_{mean}$ を考慮し、 $G_0$ を付した基のグレー値に基づいて、リボン形状区域P1, P2の各画素に対する新たなグレー値Gを推定する。Gが大きくなるに従って、リボン形状区域の画像の白が増強される。

#### 【0011】

図3に示すように、方法のステップ140は、偏位勾配の関数において、上記リボン形状区域P1, P2のポイントの色分けも実行する。区域の色分け前に、三原色を関連させた結果としての各点のグレー値は、 $G = V = B = R$ となり、ここで、Gはグレーを表し、Vは緑をあらわし、Bは青を表し、Rは赤を表す。各色成分のレベルは、グレーレベルの数が256の場合には、 $R = G, V = G(1 - \dots / 256), B = (1 - \dots / 256), B = (1 - \dots / 256)$ となり、境界区域の点は、成分R, V, Bの新たなレベルを関連させることによって与えられる色Cを有する。他の色分け方法も当業者には可能である。しかしながら、提案した方法は、色分け壁部勾配を用いた動脈のグレースケール画像の表示に基づく偏位の変化の研究に対して良好な結果を与える。図3は、互いに相違する偏位勾配に対応する互いに相違する細条区域Q1 - Q7によって互いに相違する色分け区域を表すことによって結果的に得られる画像を示す。

#### 【0012】

図1Aは、既に説明したような合成画像のシーケンスを形成し及び表示する超

超音波診断画像装置を示し、その装置は、少なくとも1心周期に亘る動脈壁部の移動勾配の色分け情報を用いたグレースケール画像の表示を行う。したがって、この超音波診断画像装置は、動脈壁部の損傷の診断用ツールを構成する。この超音波診断画像装置はサブシステム1, 100, 200を具える。

図1Aを参照すると、サブシステム1の操作は、観察される媒体8への超音波プローブ10の接触を伴う。超音波プローブ10は、周期的な励起によって、超音波信号を、走査した媒体に対してOZ方向に送信し、媒体中で出くわした障害によって戻ってきたエコーを、同一のOZ方向で受信する。プローブを、好適には、X軸に平行な線形アレイで組み合わせた超音波トランスデューサによって構成する。各励起ラインは各トランスデューサに対応する。

#### 【0013】

図1Bを参照すると、超音波プローブ10による媒体の励起は、OXに平行な方向で長手方向に動脈7が走査されるように実行されて、長手方向の断面密度画像を取得し、これによって、前壁2a及び後壁2bの視覚化が可能となる。トランスデューサアレイの方向は方向OXによって表され、励起の方向は方向OZによって表される。したがって、エコーグラフ画像は、画像の列である方向OZの励起ラインに沿って走査される。プローブは、19で放出/受信段20に接続される。送信ステップにおいて、媒体は、励起ラインの方向に沿って走査される。受信ステップにおいて、各励起ラインの画像が、媒体の伝播時間及び考察した励起ラインに沿って出くわした障害によって戻されたエコーの振幅を考慮して形成される。好適には、画像に対して適切な解像度を取得するために、超音波励起を、送信中及び受信中に集中する。放出/受信段20によって、操作30により強度画像 $I(X, Z, n)$ のシーケンスの瞬時 $n$ の関数として形成することができる音響的な高周波信号 $S(X, Z, n)$ を発生させる。 $n$ を、シーケンスの画像数とする。したがって、各強度画像 $I(X, Z, n)$ 21は、プローブの励起ラインの走査によって形成される。動脈の動作は、少なくとも全心周期で観察される。したがって、少なくとも1心周期に等しい時間間隔をカバーする $N$ 個の画像のシーケンスが形成される。 $N$ を、1以上の整数とする。画像励起ラインの数を、例えば、0.5mm又は0.25mmの励起ライン間の距離の走査ステップを

伴う68又は112とする。その特徴によって、28mmの動脈セグメントの視覚化が可能となる。

【0014】

図1Aを参照すると、グレースケール画像と称される強度画像 $I(X, Z, n)$ 21は、色分け画像のディスプレイも構成するCine loopを付した画像メモリ50に格納される。偏位勾配を評価するために、壁部の偏位の速度及び大きさを決定する必要がある。

【0015】

サブシステム100は、高周波信号 $S(X, Z, n)$ を処理するステップを実行するプロセッサを有する。サブシステム100は、先ず、時間的な相関操作120を実行する。連続的な超音波エコーは、その相関機能によって比較される。ある超音波放出から次の超音波放出までの生物的な構造の偏位は、受信の際にこの偏位によって導入される遅延に対応する相関ピークの偏位を考慮する間に推定される。走査される全ての対象物に対して、相関操作120によって、121を付した2次元速度画像 $V(X, Z, n)$ の形態の速度測定が行われる。相関機能は、画像シーケンスの画像間で実行される。したがって、二つの相関信号間で必要な遅延を与えるために、相関動作を行うモジュール120の入力部でMEM3を付した幾分大型のメモリ119が利用できるようにする必要がある。

【0016】

2次元速度画像の体壁速度の更なる抽出及び定位(localization)を実行するために、速度画像121 $V(X, Z, n)$ の他に、セグメント化手段として使用されるエコー振幅画像111 $A(X, Z, n)$ も必要となる。その振幅画像111 $A(X, Z, n)$ は、振幅測定器110によってサブシステム100で取得される。MEM1と称するメモリ122及びMEM2と称するメモリ112はそれぞれ、速度画像 $V(X, Z, n)$ 及びエコー振幅画像 $A(X, Z, n)$ となるサブシステム100の結果を格納する。

【0017】

図1Cを参照すると、サブシステム200はプロセッサを具え、そのプロセッサは、先行する動作110及び120の結果に適用される後処理動作130を実

行して、上側壁部偏位  $D_1(X, n)$  及び下側壁部偏位  $D_2(X, n)$  及びそれに対応する偏位勾配  $1(X, n)$  及び  $2(X, n)$  を決定する。操作130は、以下のステップを具える。

【0018】

動脈の内部体壁の識別を実行するための各振幅画像  $111A(X, Z, n)$  に対する適応可能なしきい値の適用62。このしきい値によって、上側及び下側内部体壁境界  $3a, 3b$  に対応する動脈の内側と下側との間の黒/白遷移を伴うデジタル画像を発生させる。その遷移がフィルタ処理されて、不連続を除去する。

動脈の壁部の各々の厚さの決定63。この場合、厚さの値は約1mmに達する。動脈の壁部の厚さ、例えば、1mmの厚さを通じた速度の平均値の決定66, 67。

【0019】

図2Aの曲線に示すような時間的な統合によって各壁部に関連した各画像間の偏位  $D_1(X, n)$  及び  $D_2(X, n)$  の決定68, 69及び図2Bの曲線によって示すような二つの偏位値間の差として加算器71によって計算された各壁部に対する対応する偏位勾配  $1(X, n)$ ,  $2(X, n)$  の決定。

動脈が零の体壁偏位を有する72で決定した心周期の開始瞬時  $n_1, n_2$  を考慮した73の相関後、図3に示すような表示シーケンス画像は、メモリ50Cine loopから取り出されたグレースケール画像  $I(X, Z, n)$  の瞬時  $n$  において体壁偏位勾配  $1(X, n)$ ,  $2(X, n)$  に対応する色分け区域を構成するモジュール140によって構成される。

【0020】

図1Aを参照すると、超音波処理装置は、瞬時  $n$  の関数のシーケンスの画像の表示を制御するユーザ用のインタフェース170も具える。表示装置、プロセッサ及びメモリをそれぞれ、当業者に既知のワークステーションのスクリーン40、プロセッサ130及びメモリとすることができる。ワークステーションは、スクリーンの画像を制御するユーザ用のインタフェースとしてキーボード及びマウスも具える。カラー表示装置を、色分け区域を表示するのに使用する。

【0021】

本発明を、超音波信号とは異なる信号、例えば、電気信号又は電磁信号の処理や、動脈以外の他の対象物、例えば、規則的に繰り返される偏位がある移動部を有する対象物の処理に適用することもできる。表示装置40へのシーケンスの表示中、医師は、壁部の偏移の歪みの有無を質的及び量的に推定するとともに、基礎となるグレースケール画像の動脈の壁部にリンクした狭窄症の存在及び重要性すなわち弾性の欠落をリアルタイムで取得することができ、診断を最適にすることができる。

**【図面の簡単な説明】**

**【図1】** 色分け画像シーケンス構成方法を実行する超音波診断画像装置のブロック図を示す。

**【図2】** 図2A及び2Bはそれぞれ、動脈の壁部の偏位曲線及び偏位勾配曲線を示し、色分け画像の構成を示す。

**【図3】** 方法を用いて構成した画像を示す。

【図1A】

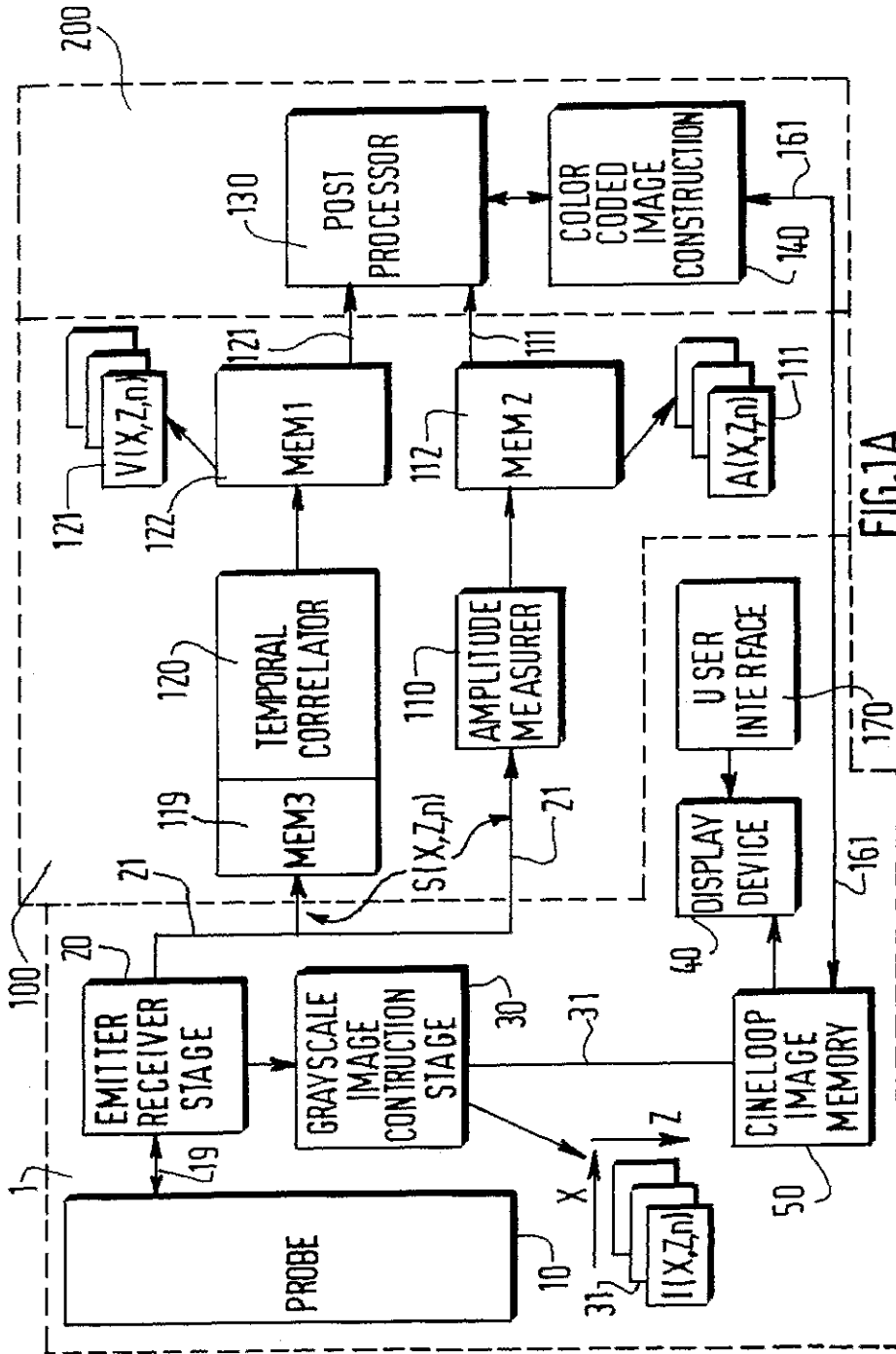


FIG.1A

【図1B】

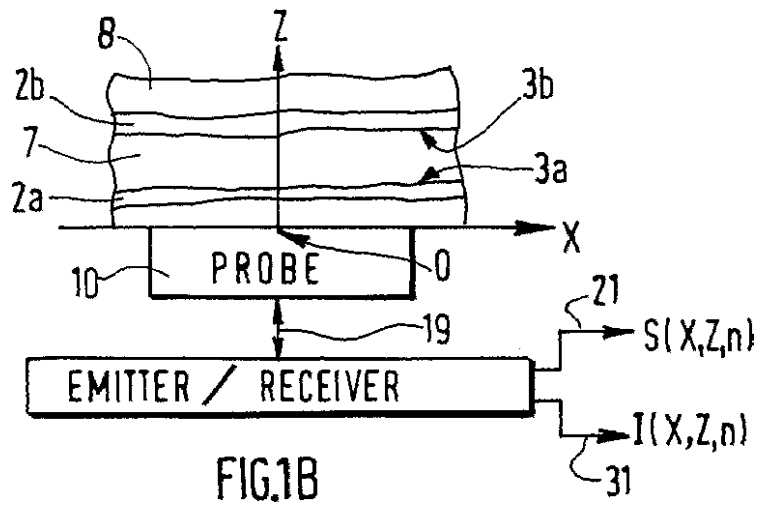


FIG.1B

【図1C】

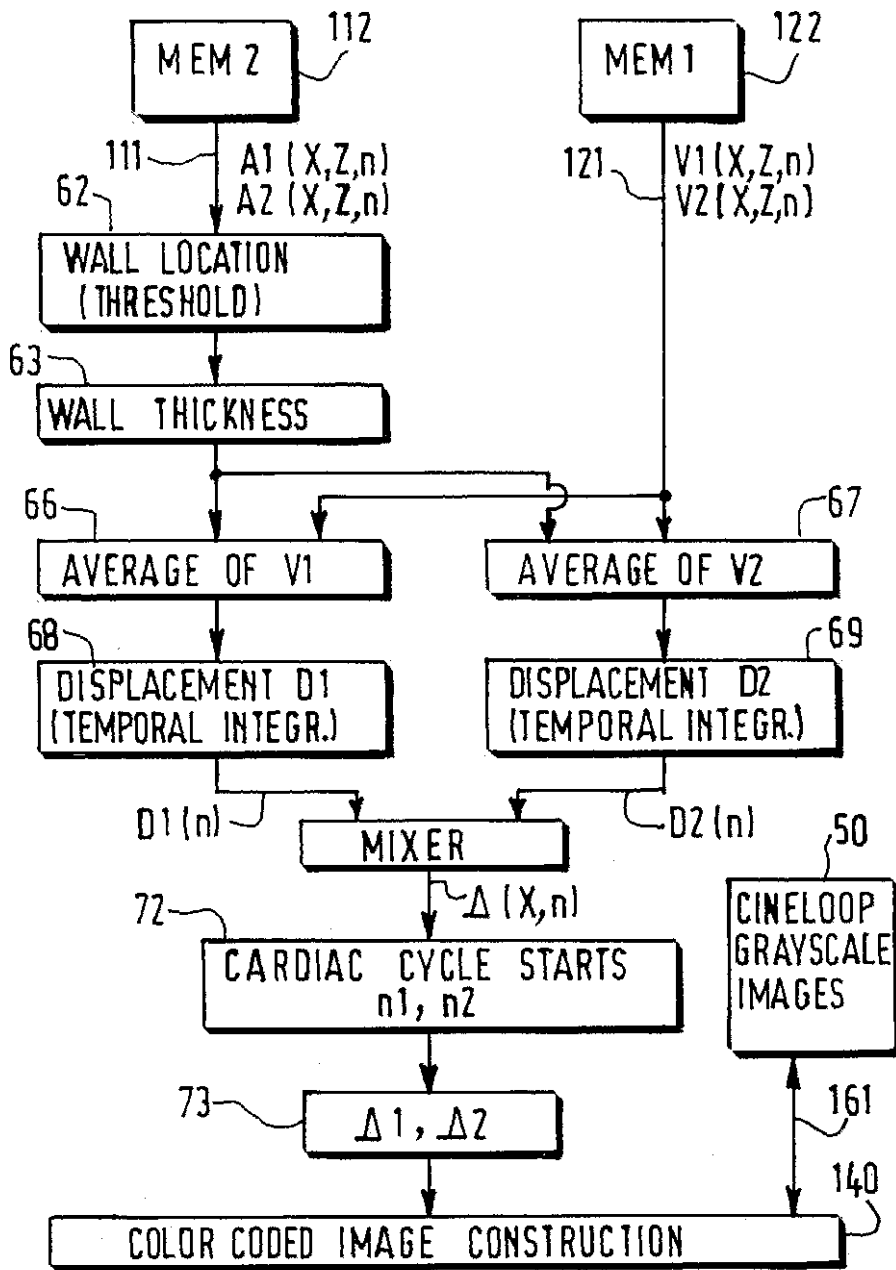


FIG.1C

【図2A】

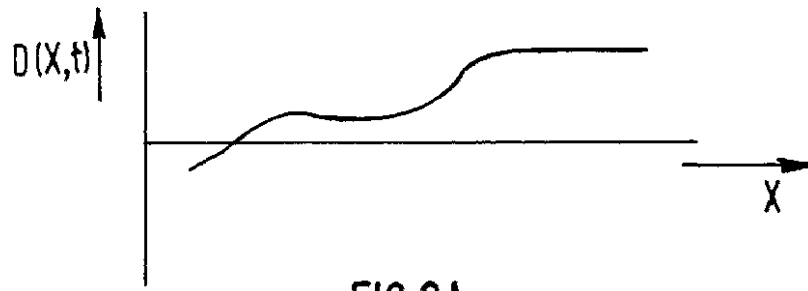


FIG.2A

【図2B】

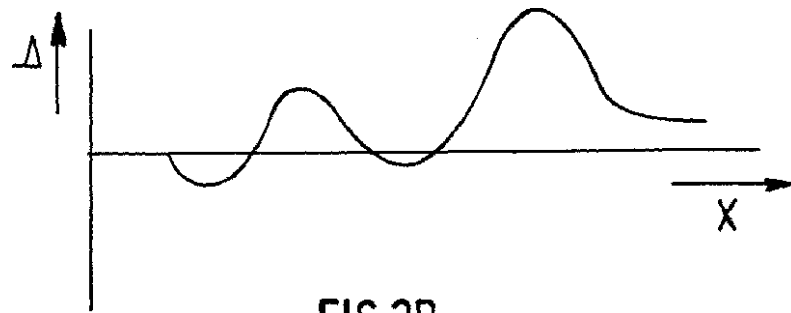


FIG.2B

【図2C】

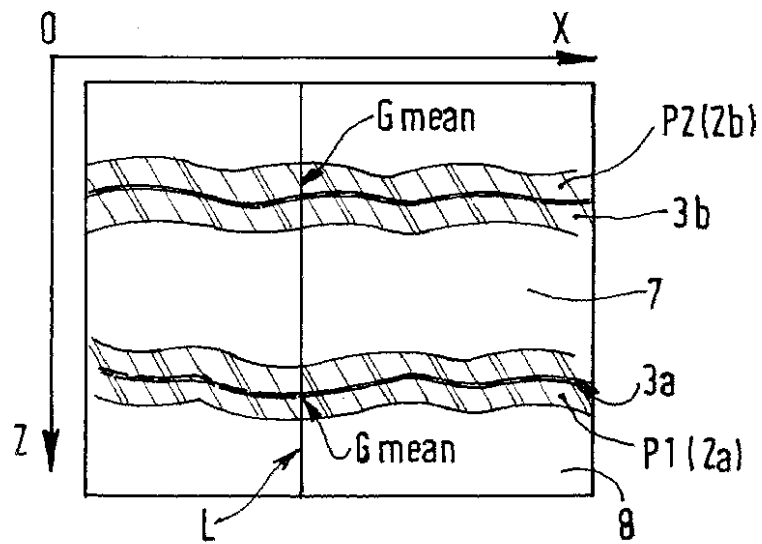


FIG.2C

【図3】

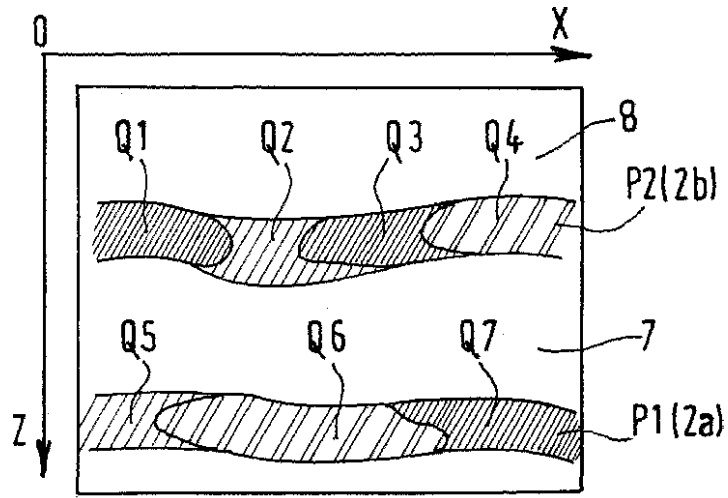


FIG.3

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

		International Application No. PCT/EP 00/12764
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B8/06 A61B8/08 G01S15/89 G01S7/52		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B G01S G06T G06F		
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.
Y	WO 99 25250 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ;PHILIPS SVENSKA AB (SE)) 27 May 1999 (1999-05-27) abstract; figure 1 column 4, line 1-10 ---	1,7,10
Y	US 5 355 887 A (IIZUKA MIYUKI ET AL) 18 October 1994 (1994-10-18) abstract column 5, line 36-66 --- -/--	1,7,10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.
* 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  3 May 2001		Date of mailing of the international search report  11/05/2001
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. 31 651 eponl Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Jonsson, P.O.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/EP 00/12764

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	BONNEFOUS O ET AL: "NON INVASIVE ECHOGRAPHIC TECHNIQUES FOR ARTERIAL WALL CHARACTERIZATION" PROCEEDINGS OF THE IEEE ULTRASONICS SYMPOSIUM,US,NEW YORK, IEEE, 3 November 1996 (1996-11-03), pages 1059-1064, XP000753520 ISBN: 0-7803-3616-X abstract ---	1-10
A	US 5 800 356 A (LOUPAS THANASIS ET AL) 1 September 1998 (1998-09-01) abstract; figure 1 column 7, line 46 -column 8, line 5 ---	1-10
A	US 5 882 315 A (JI TING-LAN ET AL) 16 March 1999 (1999-03-16) abstract; figure 1 column 3, line 19-40 ---	1-10
A	US 5 797 843 A (FEIGENBAUM HARVEY ET AL) 25 August 1998 (1998-08-25) abstract; figure 6 -----	1-10

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP 00/12764

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 9925250 A	27-05-1999	EP 0961577 A US 6159151 A	08-12-1999 12-12-2000
US 5355887 A	18-10-1994	JP 6030936 A JP 5115480 A DE 4236757 A	08-02-1994 14-05-1993 06-05-1993
US 5800356 A	01-09-1998	AU 6979198 A CA 2239330 A EP 0880937 A JP 11042227 A NO 982447 A	03-12-1998 29-11-1998 02-12-1998 16-02-1999 30-11-1998
US 5882315 A	16-03-1999	US 6110117 A	29-08-2000
US 5797843 A	25-08-1998	AT 177922 T DE 69324081 D DE 69324081 T DK 585070 T EP 0585070 A ES 2129498 T GR 3030258 T	15-04-1999 29-04-1999 05-08-1999 25-05-1999 02-03-1994 16-06-1999 31-08-1999

## フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 DD06 DD21 EE11 FF28  
GB04 JC08 JC20 KK02 KK24  
KK40  
4C601 DD01 DD26 EE09 FF08 GB01  
GB03 GB04 JC09 JC40 KK02  
KK28 KK50  
5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12  
CA16 CB01 CB08 CB12 CB16  
CC01 CE14 DA03 DB02 DB05  
DB09 DC30 DC34  
5L096 BA06 BA13 DA04 FA06 HA03

专利名称(译)	超声波图像处理方法和装置，用于显示具有移动部分的物体的超声波彩色编码图像		
公开(公告)号	<a href="#">JP2003518404A</a>	公开(公告)日	2003-06-10
申请号	JP2001548019	申请日	2000-12-13
[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	オダイルボンヌファウス		
发明人	オダイル ボンヌファウス		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89 G06T1/00 G06T7/20		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T7/20.A		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/DD06 4C301/DD21 4C301/EE11 4C301/FF28 4C301/GB04 4C301/JC08 4C301/JC20 4C301/KK02 4C301/KK24 4C301/KK40 4C601/DD01 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/JC09 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK28 4C601/KK50 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC01 5B057/CE14 5B057/DA03 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB09 5B057/DC30 5B057/DC34 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA04 5L096/FA06 5L096/HA03		
优先权	1999403309 1999-12-28 EP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明表示以下步骤：获取与具有介质的运动部分的物体相关的超声信号，并表示该物体的一部分相对于垂直于灰度图像线（Z）的纵轴（X）的截面。构建超声灰度二维图像序列，估计对象边界的偏移和偏移梯度，对边界区域的灰度进行归一化，以及偏移梯度值的函数对图像序列边界区域的点进行颜色编码，以提供有关具有位移的移动部分的对象的信息。本发明还涉及一种用于执行上述方法并具有彩色显示的超声成像设备。

