

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-50246
(P2007-50246A)

(43) 公開日 平成19年3月1日(2007.3.1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00

(2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2006-209459 (P2006-209459)
 (22) 出願日 平成18年8月1日 (2006.8.1)
 (31) 優先権主張番号 11/203,904
 (32) 優先日 平成17年8月15日 (2005.8.15)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
 GENERAL ELECTRIC CO
 MPANY
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ
 クタディ、リバーロード、1番
 100093908
 弁理士 松本 研一
 100105588
 弁理士 小倉 博
 100129779
 弁理士 黒川 俊久
 100137545
 弁理士 荒川 聰志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】解剖学的構造の計測のための方法及び装置

(57) 【要約】

【課題】一体型超音波デバイスを用いて少なくとも1つの医用診断画像フレームに基づいて多層血管(30)の一部の厚さを計測するための方法(600)、装置(10)及びシステム(100)を提供する。

【解決手段】本方法は、血管の各層間の境界面に沿ったy座標を各x座標ごとに決定する工程であって、内膜-中膜中心(IMC)の中心のY座標の決定(626)、外膜-中膜境界面Y座標の決定(628)、内膜-内腔境界面Y座標の決定(630)、各X座標ごとの内腔-内膜境界面Y座標の決定(632)並びに中膜-外膜境界面Y座標の決定(634)を含む決定工程と、少なくとも1つの血管層の厚さをそれぞれの層境界面のX及びY座標を用いて決定する工程と、これらの厚さをディスプレイに出力する工程と、を含む。

【選択図】図1

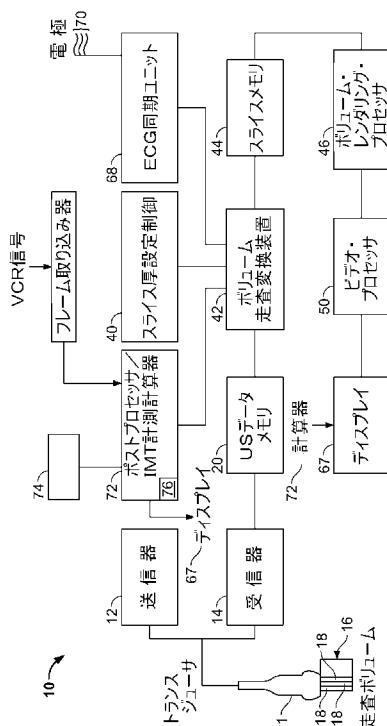


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

関心エリア内に超音波信号を送信するための送信器(12)と、
前記送信された超音波信号からのエコー信号を受信するための受信器(14)と、
前記エコー信号を含む少なくとも1つの画像フレームを保存するためのメモリ(44)と、

心電計ゲート制御(ECG)波形/同期ユニット(68)と、
プロセッサ(116)であって、

超音波造影剤を含む多層血管(300)の一部分の超音波画像を収集すること、並びに

10

該プロセッサ上で実行するアルゴリズムを用いてコントラスト強調した画像のIMT
(308)を自動的に決定すること、

を行うように構成されたプロセッサ(116)と、

前記決定されたIMTを送信するための出力と、
を備える一体型超音波デバイス(10)。

【請求項 2】

前記プロセッサはさらに、前記心臓サイクル情報と外部のECG波形のうちの少なくとも一方の選択可能部分に対して画像フレーム選択を自動的に同期するように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項 3】

前記プロセッサはさらに、内腔-内膜境界面(309)と中膜-外側膜境界面(311)のうちの少なくとも一方をハイライトするように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

20

【請求項 4】

前記プロセッサはさらに、

デカルト座標系を基準とした少なくとも1つの画像の関心領域(318)に関する強度ヒストグラムを計算すること、

前記強度ヒストグラムを用いて外膜中心線を決定すると共に、前記強度ヒストグラムを用いて計算される外膜の平均強度を決定すること、

前記決定された外膜の境界に基づいて中膜-外側膜境界面(311)をハイライトすること、

30

前記外側膜の第1軸値に対応する内腔-内膜境界面の第2軸値を決定すること、並びに内腔-内膜境界面をハイライトすること、

を行うように構成されている、請求項3に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項 5】

前記出力は、前記少なくとも1つの画像フレームを前記IMT計測と同時に表示するように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項 6】

前記プロセッサはさらに、

前記出力に対する承認または不承認を示す信号の入力をユーザに促すこと、並びに

前記信号が承認を示す場合に、該プロセッサの出力を一体型超音波デバイスのアーカイブユニット(74)に保存すること、

40

を行うように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項 7】

前記プロセッサはさらに、単一のフレーム、複数のフレームにわたって平均化したフレーム、及び選択可能な指定した心臓サイクル点において同期した複数のフレームにわたって平均化したフレームのうちの少なくとも1つに基づいて、内腔-内膜境界面(309)と中膜外側膜境界面(311)のうちの前記少なくとも一方を識別するように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項 8】

50

前記出力は自動画像表示較正情報を含む、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項9】

前記プロセッサはさらに、

走査の間に使用している造影剤に関する入力を受け取ること、並びに

使用した造影剤を示す少なくとも1つの初期化パラメータを修正すること、

を行うように構成されている、請求項1に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項10】

画像フレームの最底縁に沿いかつ解剖学的構造の内膜・中膜(304)と実質的に平行な向きにあるx軸(407)と、最左縁に沿いかつ第1の軸と直交する向きにあるy軸と、を含む少なくとも1つの医用診断画像フレームに基づいて多層血管の一部分の厚さを一体型超音波デバイス(10)を用いて計測するための方法(600)であって、

画像フレームと画像フレームの一部分のうちの少なくとも一方を含む関心領域(ROI)(318)を選択する工程(602)と、

前記選択されたROIの強度ヒストグラムを計算する工程(604)と、

前記計算されたヒストグラムに基づいて画像フレーム強度値を正規化する工程(606)と、

画像に沿った横方向で血管の方向に平滑化を適用する工程(608)と、

前記ROIに対して反復してメジアンフィルタ3×3を適用する工程(610)であって、第1の反復は該ROIの左上の画素から開始し、かつ次の各反復はx軸に関して1画素下でy軸に関して1画素左に開始点を移動させる反復適用工程と、

x座標に対応する強度ベクトルとx-1座標に対応する強度ベクトルの間のシフトを各座標に関して計算した相互相關関数の最大値を用いて決定する工程(612)と、

x軸の上昇方向で評価される平均化パターン(AP)及びx軸の下降方向で評価される逆平均化パターン(IAP)を、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながらROI内へのすべての強度ベクトルに関するx軸に沿った平均値を用いて決定する工程(614)と、

APと前記ROI内の第1のベクトルの間のシフトを、APと該ROI内の第1のベクトルの間の相互相關関数の最大値を用いて決定する工程(616)と、

IAPと前記ROI内の最終のベクトルの間のシフトを、IAPと該ROI内の最終のベクトルの間の相互相關関数の最大値を用いて決定する工程(618)と、

内膜・中膜中心(IMC)のY座標をAP/IAPの第2次導関数の最大値として決定する工程(620)であって、前記ROIが前側及び後側の外膜を含む場合にはAP/IAPの第2次導関数のベクトルの第1の半分上の大域最大値として前側IMCが決定されかつAP/IAPの第2次導関数のベクトルの第2の半分上の大域最大値として後側IMCが検出されており、該ROIが前側または後側外膜のみを含む場合にはIMCがAP/IAPの第2次導関数の全体ベクトル上の大域最大値として決定されたようにした決定工程と、

x軸の上昇方向で評価される走行パターン(RP)及びx軸の下降方向で評価される逆走行パターン(IRP)を、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながら各X座標について指定したウィンドウサイズ(WS)のウィンドウの内部にある強度ベクトルのx軸に沿った平均値として計算して各X座標ごとに決定する工程(622)と、

ROIベクトルと目下のX座標に対応するRPの間の走行シフト(RS)及び目下のX座標に対応するROIベクトルとAPの間の平均化シフト(AS)であって、該RS及びASはROIベクトルとRP及びAPのそれぞれの間の相互相關関数の最大値として決定されており、ROIの第1のWSベクトルについては該RS及びASはROIベクトルとIRP及びIAPのそれぞれの間の相互相關関数の最大値として検出されている走行シフト(RS)及び平均化シフト(AS)を各X座標ごとに決定する工程(624)と、

ROIの第1のWSベクトルに対してはIRPを適用し、ROI内の残りのベクトルに対してはRPを適用しながら内膜・中膜の中心のY座標を、目下のX座標に対応するRPまたはIRPの第2次導関数の最大値として各X座標ごとに決定する工程(626)と、

10

20

20

30

40

50

外膜 - 中膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された前側 I M C 座標の前にある直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程 (6 2 8) と、

内膜 - 内腔境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された前側 I M C 座標の後の直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程 (6 3 0) と、

内腔 - 内膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された後側 I M C 座標の前にある直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程 (6 3 2) と、

中膜 - 外膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された後側 I M C 座標の後に直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程 (6 3 4) と、

を含む方法 (6 0 0) 。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、全般的には医用診断システムに関する。本発明は特に、様々な種類の組織同士、並びに組織と血液の間の遷移の箇所を識別するように診断データ組を収集し処理するための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

冠動脈疾患 (C A D) には分かっている多くの原因がある。重大な閉塞性 C A D の早期検出及び処置は C A D の下流影響を低減する際の重要な目標の 1 つである。多くの変動要因が脈管の健全性に寄与しており、潜在リスクのある個人に対する早期マーカーの検索において有用であると認められることがある。例えば、心エコー検査は早期マーカーのうち最も重要なものの 1 つであるアテローム硬化性バーデンを計測する能力を有する。アテローム硬化性バーデンは大動脈に対する経食道心エコー検査の間に大まかに計測することができる。さらに、臨床行為で通常実施する際に、プラークの検出はせいぜい定性的であり、これにより前臨床性アテローム性硬化症の早期検出のための堅実なデータを誘導できる可能性は低い。さらにより注意深く検査されるのは、内膜 - 中膜厚 (I M T) の計測を伴う頸動脈に対する高分解能 B モード超音波走査である。この検査は、ここ数十年にわたる冠動脈疾患や脳血管性疾患に対する疫学的調査の主力となっている。卓越したデータにより冠動脈循環の状態の予測に頸動脈知見を用いる妥当性が立証されており、また頸動脈 I M T は目下疾患有している患者を発見するのみならず、将来の心臓イベントや脳血管性イベントを正確に予測する。頸動脈 I M T 計測値は、臨床データに基づいて従来のリスク予測に対して増強データを提供できることが立証されている。米国心臓病協会がこの目的で推奨している撮像検査はこれだけである。超音波撮像によれば、頸動脈、大腿動脈、橈骨動脈などの大きなサイズや中程度のサイズの末梢動脈に関する内膜と中膜の全体厚を精密に計測することが可能である。I M T を計測する周知の方法は、高分解能 B モード撮像に基づいている。マニュアル計測の反復及び平均化は実行が比較的容易であるが、これではオペレータ依存性があり再現性が悪い。卓越した再現性をもつ正確な計測値を得ることが可能なのは、コンピュータ支援式の自動方法を用いる場合のみである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

しかし幾つかの例では、標準的な B モード超音波検査において内膜 - 中膜構造を明瞭に視覚化し I M T を計測することは困難となることがある。こうした困難は、プラーク蓄積、ある種の病変、その他の疾患の存在といった技術的な問題が原因となることがある。

【0 0 0 4】

I M T は、内腔 - 内膜 (内膜 - 内腔) 境界面と中膜 - 外膜 (外膜 - 中膜) 境界面の間の

10

20

30

40

50

距離と定義される。これらの境界面は、無エコー性の血管内腔とエコー源性の内膜との間並びに低エコーの中膜とエコー源性の外膜との間に明瞭な境界面が存在する後側壁に関してだけ適正に画定される。前側IMTが十分に視覚化されている場合であっても、その計測には利得依存性でありかつ非信頼性のままである。近位側のIMT計測値が高信頼で再現可能となるのは、コントラスト強調画像に対して実施した場合だけである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一実施形態では、一体型超音波デバイスを用いて少なくとも1つの医用診断画像フレームに基づいて多層血管の一部分の厚さを計測するための方法を提供する。本方法は、各X座標に関して血管の各層間の境界面に沿ったY座標を決定する工程であって、内膜-中膜中心(IMC)の中心のY座標を決定する工程、外膜-中膜境界面Y座標を決定する工程、内膜-内腔境界面Y座標を決定する工程、各X座標に関して内腔-内膜境界面Y座標を決定する工程、並びに中膜-外膜境界面Y座標を決定する工程、を含むY座標決定工程と、それぞれの層境界面のX座標及びY座標を用いて少なくとも1つの血管層の厚さを決定する工程と、該厚さをディスプレイに出力する工程と、を含む。

【0006】

別の実施形態では、一体型超音波デバイスは、関心エリア内に超音波信号を送信するための送信器と、送信された超音波信号からのエコー信号を受信するための受信器と、エコー信号を含む少なくとも1つの画像フレームを保存するためのメモリと、心電計ゲート制御(ECG)波形/同期ユニットと、前記少なくとも1つの画像フレームを処理し血管壁の内腔-内膜境界面と中膜-外側膜境界面のうちの少なくとも一方を自動的に識別するよう構成されたプロセッサと、前記プロセッサの出力に基づいて情報を出力するための出力と、を含む。

【0007】

さらに別の実施形態では、多層血管の一部分の厚さを計測するための方法を提供する。本方法は、画像フレームと画像フレームの一部分のうちの少なくとも一方を含む関心領域(ROI)を選択する工程と、選択されたROIの強度ヒストグラムを計算する工程と、計算されたヒストグラムに基づいて画像フレーム強度値を正規化する工程と、画像に沿った横方向で血管の方向に平滑化を適用する工程と、ROIに対して反復してメジアンフィルタ 3×3 を適用する工程であって、第1の反復は該ROIの左上の画素から開始し、かつ次の各反復はX軸に関して1画素下でY軸に関して1画素左に開始点を移動させる反復適用工程と、を含む。本方法はさらに、X座標に対応する強度ベクトルとX-1座標に対応する強度ベクトルの間のシフトを各X座標に関して計算した相互相関関数の最大値を用いて決定する工程と、X軸の上昇方向で評価される平均化パターン(AP)及びX軸の下降方向で評価される逆平均化パターン(IAP)を、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながらROI内へのすべての強度ベクトルに関するX軸に沿った平均値を用いて決定する工程と、APとROI内の第1のベクトルの間のシフトを、APと該ROI内の第1のベクトルの間の相互相関関数の最大値を用いて決定する工程と、を含む。本方法はさらに、IAPとROI内の最終のベクトルの間のシフトを、IAPと該ROI内の最終のベクトルの間の相互相関関数の最大値を用いて決定する工程と、ROIが前側及び後側の外膜を含む場合にはAP/IAPの第2次導関数のベクトルの第1の半分上の大域最大値として前側IMCが決定されかつAP/IAPの第2次導関数のベクトルの第2の半分上の大域最大値として後側IMCが検出されており、ROIが前側または後側外膜のみを含む場合にはIMCがAP/IAPの第2次導関数の全体ベクトル上の大域最大値として決定されるようにして、内膜-中膜中心(IMC)のY座標をAP/IAPの第2次導関数の最大値として決定する工程と、を含む。本方法はさらに、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながら、指定したウィンドウサイズ(WS)のウィンドウの内部にある強度ベクトルのX軸に沿った平均値として計算して、各X座標についてX軸の上昇方向で評価される走行パターン(RP)及びX軸の下降方向で評価される逆走行パターン(IRP)を各X座標ごとに決定する工程と、ROIベクトルと目下のX座標に対応するRPの間の

10

20

30

40

50

走行シフト (R S) 及び目下の X 座標に対応する R O I ベクトルと A P の間の平均化シフト (A S) であって、該 R S 及び A S は R O I ベクトルと R P 及び A P のそれぞれの間の相互相関関数の最大値として決定されており、 R O I の第 1 の W S ベクトルについては該 R S 及び A S は R O I ベクトルと I R P 及び I A P のそれぞれの間の相互相関関数の最大値として検出されている走行シフト (R S) 及び平均化シフト (A S) を各 X 座標ごとに決定する工程と、 R O I の第 1 の W S ベクトルに対しては I R P を適用し R O I 内の残りのベクトルに対しては R P を適用しながら内膜 - 中膜の中心の Y 座標を目下の X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数の最大値として各 X 座標ごとに決定する工程と、外膜 - 中膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された前側 I M C 座標の前にある直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程と、を含む。本方法はさらに、内膜 - 内腔境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された前側 I M C 座標の後の直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程と、内腔 - 内膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された後側 I M C 座標の前にある直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程と、中膜 - 外膜境界面 Y 座標を各 X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数上で検出された後側 I M C 座標の後に直近ゼロ交差の座標として各 X 座標ごとに決定する工程と、を含む。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 8 】

前側 I M T を計測すべきである場合や、例えばブラーク蓄積、ある種の病変、その他の疾患の存在といった技術的な問題のために標準的な B モード超音波検査において後側内膜を明瞭に視覚化するのが困難である場合には、超音波用の静脈注入造影剤をボーラスで投与し、この撮像モードに最適化されたスキヤナを用いてこの造影剤を満たした血管を走査することによって血管の壁に対するコントラスト強調 B モード超音波撮像が実施される。この方法によれば、造影剤を含む頸動脈や別の任意の血管の近位壁や遠位壁の総平均内膜 - 中膜厚 (I M T) の定量化が可能となる。

20

【 0 0 0 9 】

図 1 は、本発明の一実施形態に従って製作した超音波システムのブロック図である。本システムは、送信器 1 2 及び受信器 1 4 に接続させたトランスジューサ 1 1 を含む。トランスジューサ 1 1 は超音波パルスを送信し、走査を受けた超音波イメージすなわちボリューム 1 6 の内部の構造からのエコーを受信する。メモリ 2 0 は、走査を受けた超音波イメージすなわちボリューム 1 6 から導出された受信器 1 4 からの超音波データを保存する。イメージすなわちボリューム 1 6 は、様々な技法 (例えば、3 D 走査、リアルタイム 3 D 撮像、ボリューム走査、位置決めセンサを有するトランスジューサによる 2 D 走査、ボクセル相関技法、2 D またはマトリックスアレイ・トランスジューサ、その他を用いたフリーハンド走査) によって取得されることがある。

30

【 0 0 1 0 】

トランスジューサ 1 1 は、関心領域 (R O I) の走査の間に、例えば直線経路や弓形経路に沿って移動させる。走査面 1 8 はメモリ 2 0 内に保存され、次いでこれが走査変換装置 4 2 に渡る。走査変換装置 4 2 は超音波システム 1 0 のモジュールの同期を取る。幾つかの実施形態では、トランスジューサ 1 1 は走査面 1 8 ではなくラインを取得することがあり、またメモリ 2 0 は走査面 1 8 ではなくトランスジューサ 1 1 が取得したラインを保存することがある。走査変換装置 4 2 は走査面 1 8 ではなくトランスジューサ 1 1 が取得したラインを保存することがある。走査変換装置 4 2 は単一の走査面 1 8 から 1 つのデータスライスを作成する。このデータスライスはスライスメモリ 4 4 内に保存され、次いでこれがビデオ・プロセッサ 5 0 及びディスプレイ 6 7 に渡る。システム 1 0 は、リアルタイム・モード、フレームフリーズ・モード、シネループ実行モード、V C R 再生モード、超音波デバイス内部アーカイブ單一フレームまたはループフレーム再生モードのうちの少なくとも 1 つによって関心領域内部の解剖学的構造の計測を容易にすることがある。

40

【 0 0 1 1 】

50

統合式 E C G 波形 / 同期ユニット 6 8 は患者皮膚 (図示せず) に結合させている。 E C G 波形 / 同期ユニット 6 8 は、患者の身体を通過する電流を計測するために複数の電極 7 0 を使用する。この電流は、患者の心臓筋肉の電気的活動、すなわち心筋の収縮及び弛緩に対応する。この電流は、心臓のサイクルのあるサイクル部分を識別し、これにより血管が実質的に均一な位置にある心臓サイクルの実質的に同じ部分に実質的に対応する間隔中において血管データの収集を可能にするために使用される。ポストプロセッサ / 内膜 - 中膜厚計測計算器 7 2 の形で具現化した自動ボーダー検出 / 計測ツールは、未処理画像データ及び / または走査変換済みデータを受け取り、血管の構造を識別してこれらの構造の厚さを自動的に決定することができる。ポストプロセッサ / 内膜 - 中膜厚計測計算器 7 2 はさらに、システム 1 0 に対してローカルに配置、システム 1 0 と一体化して配置、またはシステム 1 0 からリモートに配置してデータネットワーク (図示せず) を介してアクセスするようにした、データアーカイブ 7 4 (ビデオカセットレコーダ (V C R) 及び / または V C R 再生内部フレーム取り込みユニットなど) 、あるいは別のデータ記憶デバイスからアーカイブデータを受け取ることがある。ポストプロセッサ / 内膜 - 中膜厚計測計算器 7 2 はディスプレイ 6 7 にハイライト化信号を送信することがあり、これにより、決定された境界面の高輝度化画素強度及び / または疑似カラーハイライトを用いて決定された境界面のトレースを提供し、オペレータによる正確な出力の決定を支援することができる。ポストプロセッサ / 内膜 - 中膜厚計測計算器 7 2 はさらに、例えば内腔 - 内膜及び中膜 - 外膜境界面に対するトレース、検出されたすべての点に基づく平均 I M T 値、I M T 値のすべての計測値に関する標準偏差、計測値データ組から導出される追加的な値 (最大点や最小点など) を送信する。

【 0 0 1 2 】

さらにグラフは、I M T 値を血管に沿った位置の関数としてまたは心臓サイクル内部の時間の関数として表示するように選択可能に配置されており、またこのグラフは単一のフレームに選択可能に基づくか、あるいは指定した心臓サイクル点からのピーク画像になるように幾つかの心臓サイクルについて E C G との同期を用いて平均化される。上記の出力は、ユーザによる検討及び承認を受けるために、表示ユニット 6 7 に供給されて原画像と融合される。ユーザは計測が実施された解剖部位の名称 (すなわち、左総頸動脈) を指定して、内膜 - 中膜ラインの自動トレースや上述した情報の残りのものを観察した後、この結果に対して承認または不承認を示す。ユーザが画面上に表示されている結果を承認すれば、表示された値はアーカイブユニット 7 4 にある当該患者の検査フォルダの計測値データベース内に配置されることになる。この値の組は、ユーザが以前に規定した解剖学的箇所に割り当てて関連付けされる。ユーザが結果に不承認の場合はこれは消去され、ユーザは再計測または計測機能から出ることが可能となる。トレースを含む上述の I M T 情報オーバーレイを示す結果画面は、後で取り出せるようにしてアーカイブユニット 7 4 内に保存することができる。計測値及び画像をアーカイブユニット 7 4 内に保存する際に、報告書作成ユニット 7 6 が、計測値、保存画像及びその他のユーザのコメントを表示するように事前決定された所定の報告書テンプレートを用いることによって完成報告書を選択可能に作成している。この例示的な実施形態では、報告書作成ユニット 7 6 を計算器 7 2 の一部分であるようにして図示している。代替的な実施形態では、報告書作成ユニット 7 6 は単独のユニット、あるいはシステム 1 0 の別のユニットの一部分である。

【 0 0 1 3 】

ユーザ調節可能な感度パラメータは、リアルタイム走査内、あるいはフリーズしたまたは取り出したループ上におけるノイズまたは軟部組織に対するアルゴリズムの感度を変更し、オペレータが認識する際にトレースの正確な位置によって構造の描出を改善している。こうした調整によってユーザは、軟ブラークやその他のアーチファクトによって劣化した画質を改善することが可能となる。ユーザ調節可能な感度パラメータはさらに、I M T 厚だけではなくブラーク厚を計測するために、ブラークのボーダー描出が容易となるレベルまでの調整が可能である。

【 0 0 1 4 】

10

20

30

40

50

システム 10 は内蔵の ECG ユニット 68 からあるいは外部の ECG 波形から到来した ECG 波形の任意の部分で同期させることができる。この同期位置はプリセット可能かつ自動式としているが、マニュアル式調整とすることも可能である。反復して結果を容易に得るために、ECG 波形を基準として固定した時点（拡張終期など）で IMT 計測が実施される。

【 0015 】

同期は、血管壁運動検出または ECG 波形に基づいてユーザによって選択される。このケースでは、同じ IMT アルゴリズムを使用して（前側と後側の）両方の血管壁を描出している。壁の距離を時間の関数として計測することによって、血管の脈動性を追跡すること、並びに IMT 計測に関するフレーム選択を ECG 波形に対する同期と同様の方式で同期させることができる。

10

【 0016 】

ループを収集するときは、同期波形を基準として各時間区分に対する計測値の瞬時組を表示するために、心臓サイクルに沿った異なるフレームに対して IMT 計算が実施される。時間区分の各点はユーザによりプリセット可能である。これによって例えば、内膜 - 中膜やプラーカの厚さ、収縮性または弾性に関する自動計算が可能となる。

20

【 0017 】

N 回の心臓サイクルを含むような比較的長いシネループの間では、多重スライスモードを使用し、同期波形を基準とした指定した時点で多くのループにわたって IMT を平均化し確度を向上させている。

【 0018 】

計測に使用される画像は「未処理データ（ raw data ）」超音波画像とすることや、特殊なノイズ低減技法（例えば、SRI（スペックル低減撮像））によって処理することが可能である。

【 0019 】

図 2 は、本発明の別の実施形態に従って製作した例示的な超音波システムのブロック図である。超音波システム 100 は、パルス状の超音波信号を身体内に送出するようにトランシューサ 106 内部のアレイ状の素子 104 を駆動させる送信器 102 を含む。多種多様な幾何学構成が使用される。超音波信号は、血球や筋肉組織などの身体内の構造から後方散乱され、素子 104 に戻されるエコーが生成される。このエコーは受信器 108 によって受信される。受信したエコーは、ビーム形成を実施して RF 信号を出力するビーム形成器 110 を通過させる。次いでこの RF 信号は、RF プロセッサ 112 を通過させる。別法として、RF プロセッサ 112 は RF 信号を復調してエコー信号を表す IQ データ対を形成する複素復調器（図示せず）を含むことがある。RF または IQ 信号データは次いで、一時的に保存するために RF / IQ バッファ 114 に直接導かれることがある。

30

【 0020 】

超音波システム 100 はさらに、収集した超音波情報（すなわち、RF 信号データまたは IQ データ対）を処理し表示システム 118 上に表示させる超音波情報フレームを作成するための信号プロセッサ 116 を含む。信号プロセッサ 116 は、複数の選択可能な超音波様式に従って収集した超音波情報に対して 1 つまたは複数の処理操作を実施するように適応させている。収集した超音波情報は、エコー信号を受信しながら走査セッション中にリアルタイムで処理される。追加としてまたは別法として、超音波情報は走査セッションの間は RF / IQ バッファ 114 内に一時的に保存され、リアルタイム性がより低いライブ動作またはオフライン動作で処理されることがある。

40

【 0021 】

超音波システム 100 は、人間の眼のおおよその知覚速度である毎秒 50 フレームを超えるフレームレートで超音波情報を連続して収集することができる。収集した超音波情報はこれより遅いフレームレートで表示システム 118 上に表示される。即座に表示する予定がない収集超音波情報の処理済みフレームを保存するために画像バッファ 122 が含まれている。画像バッファ 122 は少なくとも数秒分の超音波情報フレームを保存できるだけ

50

の十分な容量をもつ。この超音波情報フレームは、収集順序や収集時間に従った取り出しを容易にするような方式で保存される。画像バッファ 122 は周知の任意のデータ記憶媒体を含むことがある。

【0022】

図 3 は、図 1 に示した超音波システム 10 を用いて走査できる例示的な動脈 300 の長手方向断面の概略図である。この例示的な実施形態では、動脈 300 は、内膜 302、中膜 304 及び外膜 306 という、その内部に内腔 307 と呼ばれる 1 つの管状のキャビティを画定している 3 つの層を含む。少なくとも幾つかの周知の疾患は、これらの層のうちの 1 層または複数層を厚くさせる、かつ / またはブラーク被覆を生じさせることがある。例えば、損傷 (lesion) のために内膜 302 や中膜 304 が厚くなることがある。具体的には、動脈硬化症が内膜 302 を厚くさせることがある。さらに、高血圧症が中膜 304 を厚くさせることがある。したがってそれぞれの疾患は、内膜 302 の厚さ、中膜 304 の厚さ、あるいは内膜 - 中膜厚 (IMT) 308 の合成計測値を計測することによって評価される。様々な層に対する厚さの計測を容易にするためには、層同士の境界面 (例えは、動脈 300 の前側に関しては内腔 - 内膜境界面 309、内膜 - 中膜境界面 310 及び中膜 - 外膜境界面 311、並びに動脈 300 の後側に関しては内腔 - 内膜境界面 312、内膜 - 中膜境界面 314 及び中膜 - 外膜境界面 316) が用いられる。

【0023】

幾つかの例では、前側 IMT を計測すべきである、すなわち標準的な B モード超音波検査において後側内膜を明瞭に視覚化するのが困難である。こうした例では、血管の壁に対してコントラスト強調 B モード超音波画像が収集される。超音波用の静脈注入造影剤がボーラスで患者に投与され、次いで造影剤を満たした血管がこの撮像モードに最適化されたスキャナを用いて走査される。この方法によれば、造影剤を含む頸動脈や別の任意の血管の近位壁や遠位壁の総平均内膜 - 中膜厚 (IMT) の定量化が可能となる。

【0024】

造影剤を含んだ血管を走査する際に、自動ボーダー検出 / 計測ツールは、内膜及び中膜層の合成厚さに関する正確かつ再現性のある識別及び計測 (動脈の外膜 / 中膜 / 内膜領域内で検出される残留ブラーク及び血管栄養血管網 (vasa vasorum network) に起因する任意の壁厚増大、ブラーク形成及び内腔拡大を含む) を可能とする。

【0025】

走査中にユーザは、動脈 300 などの血管の前側壁 320 の一部分及び / または後側壁 322 の一部分を含む関心領域 (ROI) 318 を選択する。ユーザは、その走査が組織運動同期を用いて実施される場合に、血管の前側壁 320 の一部分と後側壁 322 の一部分の両方を含む第 2 の ROI 324 を選択することがある。組織運動同期及び心電計ゲート制御 (ECG) 同期によって、組織の振動性運動を基準としてある固定の時点で (静脈壁や動脈壁及び心臓壁などでは心臓サイクルを基準としたある固定の時点で) 取り込み済みフレームの評価が可能となる。この例示的な実施形態では、その IMT 計測は ECG 波形を基準とした選択可能である固定の時点で (例えば、拡張終期に) 実施される。システム 10 は内蔵の ECG ユニットからまたは外部の ECG 波形から受信した ECG 波形の任意の一部と同期させることができる。この同期位置は事前選択可能かつ自動式としているが、マニュアル式調整とすることも可能である。

【0026】

上で検討した同期は、ECG 波形ではなく血管壁運動検出に基づいてユーザによって選択される。このケースでは、動脈 300 の (前側 320 と後側 322) の両方の壁を描出するために同じ自動ボーダー検出 / 計測ツールアルゴリズムが使用される。前側壁 320 と後側壁 322 の間の距離を時間の関数として計測することによって、動脈 300 の脈動性を追跡すること、並びに IMT 計測に関するフレーム選択を ECG 波形に対する同期と同様にして同期させることができる。

【0027】

システム 10 はディスプレイが表示可能な分解能より高い分解能の画像データを受け取

10

20

30

40

50

10 ことがある。例えば、システム 10 は 1 インチあたり 1200 画素の分解能をもつ画像を取得できるが、ディスプレイ 67 は 1 インチあたり 400 画素でしか表示できないことがある。システム 10 は、IMT の計測に表示分解能画像を使用することがあり、また受け取った画像で利用可能な 1 インチあたり 1200 画素の分解能全体を使用するようにディスプレイ 67 を選択可能にズーミングすることができる。こうしたズーム機能によって正確 IMT 計測が容易になる。システム 10 はさらに、画像データ（例えば、ライブデータ、アーカイブ済みデータ、及び VCR 再生からのフレーム取り込みデータ）の各フレームごとにズーム設定を検出するように構成されている。ユーザは複数の画像フレーム・データ源から、リアルタイムデータ未処理データ、リアルタイムデータ前処理済みデータ、フレームフリーズデータ、シネループデータ、及び / または VCR 再生データなどの画像フレーム・データを取り出すことがある。広範に異なる時間フレームで収集された様々なデータ源からの画像フレーム・データを検討する場合、各画像フレームは互いの画像フレームに対して異なる分解能設定で保存される。画像フレームの時間の経過に従った相関を使用しながら診断を実施しているため、異なる分解能設定で画像フレームを観察することになり誤差を生じさせることができる。システム 10 は、各画像フレームの分解能設定及びズーム設定を選択可能に読み取ると共に、各画像フレームの分解能設定及び / またはズーム設定を自動的に修正し、ユーザの希望する選択可能な設定で互いに対して整合させることができる。

【 0028 】

20 様々な実施形態では、血管 IMT の撮像及び決定を容易にするために、走査前または走査中に血管内に造影剤が注入される。一般的には、動脈 300 などの血管を通過する血流内に造影剤が注入され、血管の視認性及び血管ボーダー描出の強化を容易にする。造影剤はさらに、非反射性であり（すなわち、極めて暗い濃淡レベルを有しており）かつ周囲の血液で満たされた内腔からの識別が困難である「軟プラーク（soft - plaque）」の視認性及び描出を強化する。この造影剤によって血液の音波反射が容易となり、血液がより明るい濃淡レベルとして表示されかつこれと比べてより暗い軟プラークが超音波画像内でより識別可能かつ視認可能となる。

【 0029 】

30 図 4 は、システム 10（図 1 参照）により収集した未処理超音波データから作成した例示的なグレイスケール画像 400 である。画像 400 は、視認可能な内膜 - 中膜 310 及び 314 のパターン、2 つの高強度エリアを分離している造影剤を含む内腔 307 などの低強度領域、並びに外膜 306 を含むような、走査変換後の未処理超音波データ、走査変換前の未処理データ、または任意の画素データ画像から作成される。

【 0030 】

40 図 5 は、この例示的な実施形態においては前側外膜 504 及び後側外膜 506 を含む平均化パターン（AP）の例示的なトレース 502 のグラフ 500 である。平均化パターンは、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながら ROI 内へのすべての強度ベクトルに関する x 軸に沿った平均値として計算される。この AP は x 軸の上昇方向で評価される。

【 0031 】

40 図 6 は、内腔 - 内膜及び中膜 - 外膜の境界面を自動検出するための例示的な方法 600 を表している。方法 600 の処理過程すなわちアルゴリズムは、走査変換によって未処理超音波データから作成した画像を用いるか、あるいは走査変換前の未処理データに適用することや任意の画素データ画像（例えば、視認可能な 2 重ライン内膜 - 中膜パターンを含む画素データ画像など）に適用することも可能である。方法 600 は、血管壁の視認性及び描出の強化を容易にするために血管内に造影剤を注入することを含む。造影剤を使用する場合、複数の初期化パラメータが修正されるか、造影剤が使用されていることや使用した当該造影剤に関する特性を IMT アルゴリズムに指示するような追加のパラメータが設定される。

【 0032 】

方法 600 は、画像フレームと画像フレームの一部分のうちの少なくとも一方を含む関心領域 (R O I) を選択する工程 (602) と、選択された R O I の強度ヒストグラムを計算する工程 (604) と、を含む。ユーザ選択の R O I には、内腔 307 及び外膜 306 (図 3 参照) の一部分を含めるべきである。画像フレーム強度値は計算されたヒストグラムに基づいて正規化される (606)。画像に沿った横方向で動脈 300 (図 3 参照) などの動脈の方向で (例えば、動脈 300 の向きを基準として選択される x 軸の方向で)、例えば有限インパルス応答 (F I R) フィルタを用いた平滑化が適用される (608)。x 軸の向きはディスプレイで観察する際の動脈の向きとは無関係である。この例示的な実施形態では、動脈の向きが軸 407 など水平の x 軸に対応している。別の実施形態では、その動脈は x 軸を基準とした任意の方向に向いている。

10

【0033】

抽出した R O I に対して、その第 1 の反復が R O I の左上の画素から開始され、かつ次の各反復では x 軸に関して 1 画素下で y 軸に関して 1 画素左に開始点を移動させるように反復してメジアンフィルタ 3×3 が適用される (610)。ベクトル間の (血管方向、すなわち図 4 に示した血管の x 軸に沿った) シフトは、各 x 座標ごとに x 座標に対応する強度ベクトルと (x - 1) 座標に対応する強度ベクトルの間で計算して相互相関関数の最大値として決定される (612)。

【0034】

平均化パターン (A P) 及び逆平均化パターン (I A P) が決定される (614)。この A P 及び I A P には、前側と後側の外膜のうちの一方または両方を含むことがある。このパターンは、R O I 内へのすべての強度ベクトルに関する x 軸に沿った平均値として、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながら計算される。A P は x 軸の上昇方向で評価される。I A P は、x 軸の下降方向で評価される。R O I 内のそれぞれ第 1 のベクトルや最終のベクトルと A P / I A P の間の相互相関関数の最大値として、A P と R O I 内の第 1 のベクトルの間のシフトが決定され (616)、かつ I A P と R O I 内の最終のベクトルの間のシフトが決定される (618)。

20

【0035】

内膜 - 中膜中心 (I M C) の Y 座標は A P / I A P の第 2 次導関数の最大値として決定される (620)。R O I が前側外膜と後側外膜の両方を含む場合は、A P / I A P の第 2 次導関数のベクトルの第 1 の半分上の大域最大値として前側 I M C が決定され (620)、かつ A P / I A P の第 2 次導関数のベクトルの第 2 の半分上の大域最大値として後側 I M C が検出される。R O I が前側外膜と後側外膜の一方のみを含む場合、内膜 - 中膜の中心は A P / I A P の第 2 次導関数の全体ベクトル上の大域最大値として検出される。走行パターン (R P) 及び逆走行パターン (I R P) が各 X 座標ごとに決定される (622)。走行パターンは、近傍のベクトル同士のシフトを考慮に入れながら、指定したウィンドウサイズ (W S) をもつウィンドウ内部の強度ベクトルの x 軸に沿った平均値として各 X 座標ごとに計算される。R P は x 軸の上昇方向で評価される。I R P は x 軸の下降方向で評価される。

30

【0036】

R O I ベクトルと目下の X 座標に対応する R P の間の走行シフト (R S) 並びに目下の X 座標に対応する R O I ベクトルと A P の間の平均化シフト (A S) が、各 X 座標ごとに決定される (624)。R S 及び A S は、R O I ベクトルと R P 及び A P のそれぞれとの間の相互相関関数の最大値として検出される。R O I の第 1 の W S ベクトルについては、R S 及び A S は、R O I ベクトルと I R P 及び I A P のそれぞれとの間の相互相関関数の最大値として検出される。内膜 - 中膜の中心の Y 座標が目下の X 座標に対応する R P または I R P の第 2 次導関数の最大値として各 X 座標ごとに決定される (626)。R O I の第 1 の W S ベクトルに対しては I R P が適用され、また R O I 内の残りのベクトルに対しては R P が適用される。R O I が前側外膜と後側外膜の両方を含む場合は、前側 I M C は R P または I R P の第 2 次導関数のベクトルの第 1 の半分上の大域最大値として検出され、かつ後側 I M C は R P または I R P の第 2 次導関数のベクトル上の第 2 の半分上の大域

40

50

最大値として検出される。ROIが前側外膜と後側外膜の一方のみを含む場合は、IMCはIP/IRPの第2次導関数の全体ベクトル上の大域最大値として検出される。大域最大値の検索は、以下の条件のうちの1つが満たされるまで再帰的に実施される。

【0037】

1) 目下のX座標に対応するRPまたはIRP上で検出されてRSによって補正されたIMCの座標と、APまたはIAP上で検出されてASによって補正されたIMCの座標との間の差がある定まった値未満となること。

【0038】

2) 目下のX座標に対応するRPまたはIRP上で検出されたIMCの座標と、(X-1)座標に対応するRPまたはIRP上で検出されたIMCの座標との間の差がある定まった値未満となること。

【0039】

この条件のうちの両方が真でなければ、大域最大値の値にゼロを代入して検索を継続する。

【0040】

各X座標に対応するRPまたはIRPの第2次導関数上で検出された前側IMC座標の前にある直近ゼロ交差の座標として外膜-中膜境界面Y座標が各X座標ごとに決定される(628)。各X座標に対応するRPまたはIRPの第2次導関数上で検出された前側IMC座標の後の直近ゼロ交差の座標として内膜-内腔境界面Y座標が各X座標ごとに決定される(630)。

【0041】

各X座標に対応するRPまたはIRPの第2次導関数上で検出された後側IMC座標の前にある直近ゼロ交差の座標として内腔-内膜境界面Y座標が各X座標ごとに決定される(632)。各X座標に対応するRPまたはIRPの第2次導関数上で検出された後側IMC座標の後に直近ゼロ交差の座標として中膜-外膜境界面Y座標が各X座標ごとに決定される(634)。

【0042】

本発明の様々な実施形態の技術的効果は、造影剤を含む血管の血管壁などの解剖学的構造を自動的に識別し計測することである。具体的には本システムは、関心領域を表す超音波データの画像フレームを取り込む。本発明の一実施形態では、造影剤を含む血管の構造が位置特定され、識別され、かつ計測される。構造及び計測値の出力を表示する様々な方法が、診断を容易にするように選択可能である。

【0043】

血管のIMTを自動的に計測するように構成された一体型超音波スキャナに関連して様々な実施形態において本発明を記載してきたが、別の多くの用途も企図される。本発明の方法及びシステムはMRIなどの別の撮像様式や、血管以外の解剖学的構造にも適用されることが企図される。

【0044】

造影剤を含む血管の近位側と遠位側の壁の総平均IMTを一体型超音波スキャナを用いて自動的に定量化する上述したシステム及び方法は、疾患の監視及び診断を容易にすることに關して費用対効果が高くかつ極めて高信頼性である。さらに詳細には、本明細書に記載した方法及びシステムによれば、例えば血管壁などの厚さの一体型超音波スキャナを用いた識別及び決定が容易となる。その結果、本明細書に記載した方法及びシステムによれば、ヘルスケア・コストを費用対効果が高くかつ高信頼性の方法によって低減することが容易となる。

【0045】

リアルタイムの一体型超音波システム及び方法の例示的な実施形態についてこれまで詳細に記載してきた。しかし、本システムは本明細書に記載した特定の実施形態に限定されるものではなく、むしろ、各システムの構成要素は本明細書に記載した別の構成要素と独立にかつ個別に利用されることがある。各システム構成要素はさらに、別のシステム構成

10

20

30

40

50

要素と組み合わせて使用することも可能である。

【0046】

様々な特定の実施形態に関して本発明を記載してきたが、本発明が本特許請求の範囲の精神及び趣旨の域内にある修正を伴って実施できることは当業者であれば理解されよう。また、図面の符号に対応する特許請求の範囲中の符号は、単に本願発明の理解をより容易にするために用いられているものであり、本願発明の範囲を狭める意図で用いられたものではない。そして、本願の特許請求の範囲に記載した事項は、明細書に組み込まれ、明細書の記載事項の一部となる。

【図面の簡単な説明】

【0047】

10

【図1】本発明の一実施形態に従って製作した超音波システムのブロック図である。

【図2】本発明の別の実施形態に従って製作した例示的な超音波システムのブロック図である。

【図3】図1に示した超音波システムを用いて走査できる例示的な動脈の長手方向断面の概略図である。

【図4】図1に示したシステムによって収集した未処理超音波データから作成した例示的なコントラスト強調グレイスケール画像である。

【図5】前側外膜及び後側外膜を含む平均化パターン(A P)の例示的なトレースのグラフである。

【図6 A】超音波造影剤で満たした血管の2D画像から総平均IMTを自動的に計測するための例示的な方法を表した図である。

【図6 B】超音波造影剤で満たした血管の2D画像から総平均IMTを自動的に計測するための例示的な方法を表した図である。

【符号の説明】

【0048】

1 0	超音波システム	30
1 1	トランスジューサ	
1 2	送信器	
1 4	受信器	
1 6	ボリューム	
1 8	走査面	
2 0	メモリ	
4 2	走査変換装置	
4 4	スライスメモリ	
5 0	ビデオ・プロセッサ	
6 7	ディスプレイ	
6 8	ECGユニット、波形/同期ユニット	
7 0	電極	
7 2	厚さ計測計算器	
7 4	アーカイブユニット	40
7 6	報告書作成ユニット	
1 0 0	超音波システム	
1 0 2	送信器	
1 0 4	素子	
1 0 6	トランスジューサ	
1 0 8	受信器	
1 1 0	ビーム形成器	
1 1 2	RFプロセッサ	
1 1 4	RF/IQバッファ	
1 1 6	信号プロセッサ	50

1 1 8	表示システム	
1 2 2	画像バッファ	
3 0 0	動脈	
3 0 2	内膜	
3 0 4	中膜	
3 0 6	外膜	
3 0 7	内腔	
3 0 8	厚さ (IMT)	
3 0 9	内腔 - 内膜境界面	
3 1 0	内膜 - 中膜境界面	10
3 1 1	中膜 - 外膜境界面	
3 1 2	内腔 - 内膜境界面	
3 1 4	内膜 - 中膜境界面	
3 1 6	中膜 - 外膜境界面	
3 1 8	関心領域 (ROI)	
3 2 0	前側壁	
3 2 2	後側壁	
3 2 4	第2のROI	
4 0 0	画像	
4 0 7	軸	20
5 0 0	グラフ	
5 0 2	トレース	
5 0 4	前側外膜	
5 0 6	後側外膜	
6 0 0	方法	
6 0 2	選択	
6 0 4	計算	
6 0 6	正規化	
6 0 8	適用	
6 1 0	適用	30
6 1 2	決定	
6 1 4	決定	
6 1 6	決定	
6 1 8	決定	
6 2 0	決定	
6 2 2	決定	
6 2 4	決定	
6 2 6	決定	
6 2 8	決定	
6 3 0	決定	40
6 3 2	決定	
6 3 4	決定	

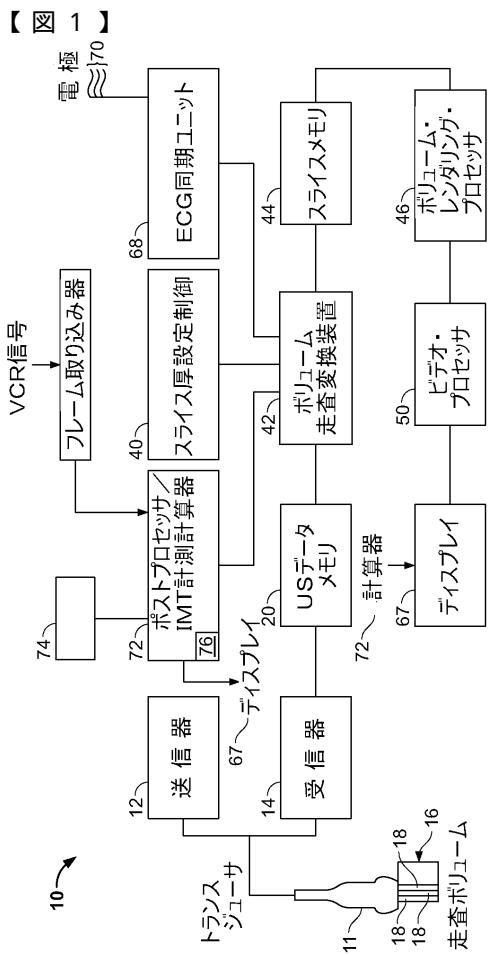


FIG. 1

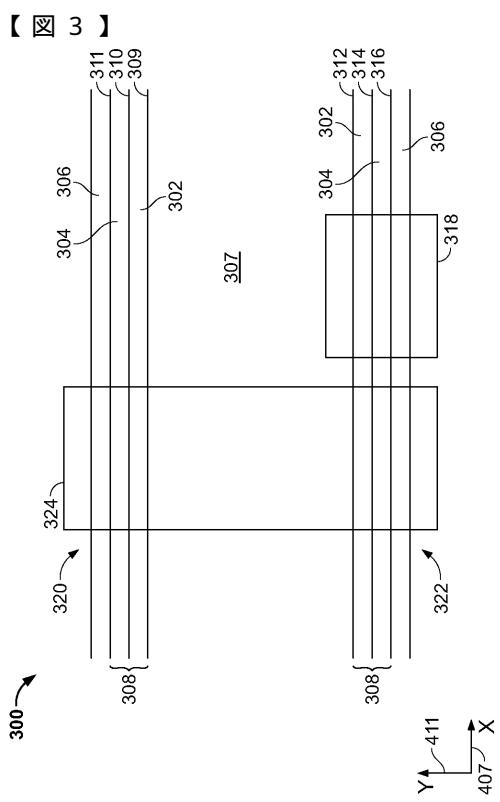


FIG. 3

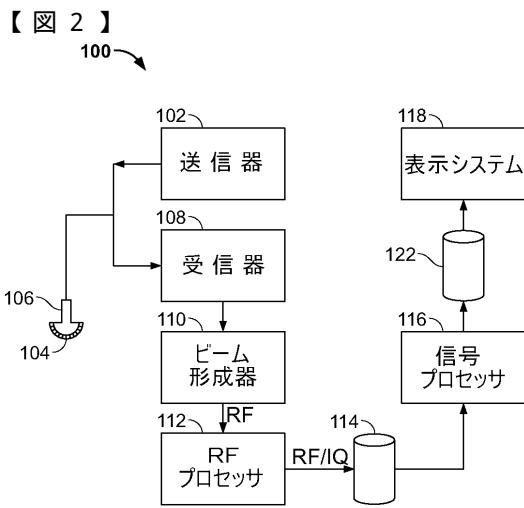


FIG. 2

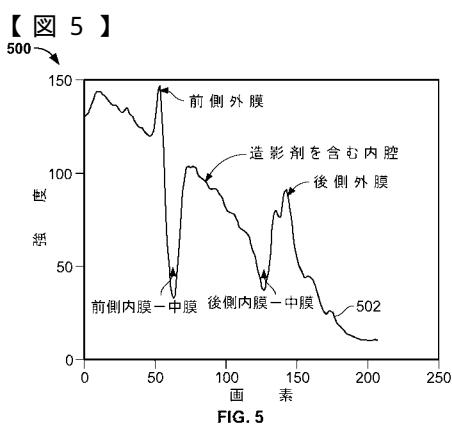
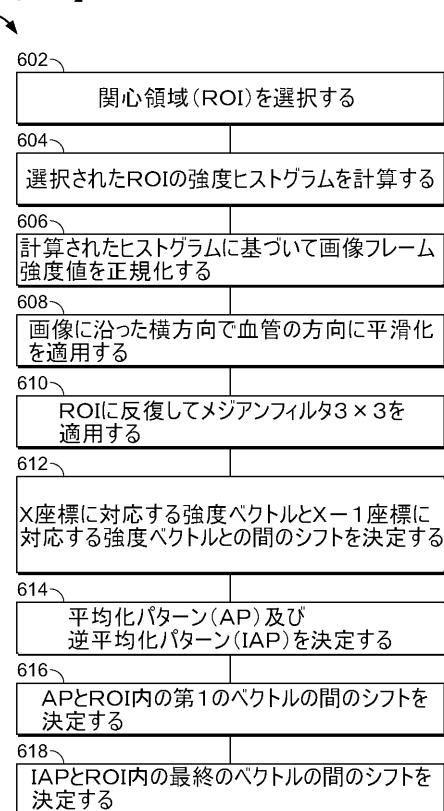


FIG. 5

【図 6 A】



【図 6 B】

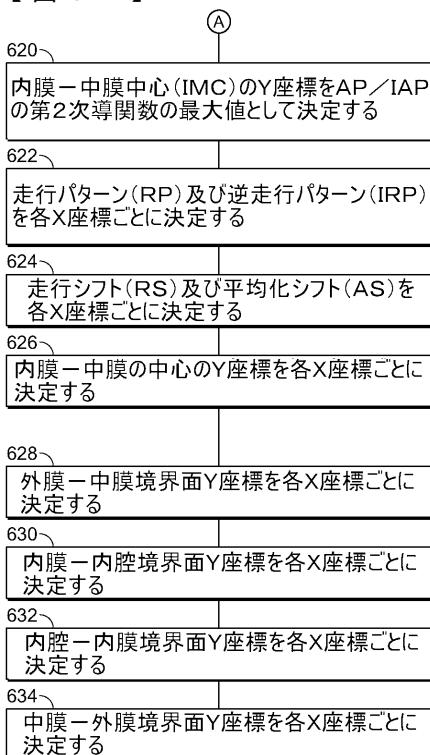


FIG. 6A

FIG. 6B

【図 4】

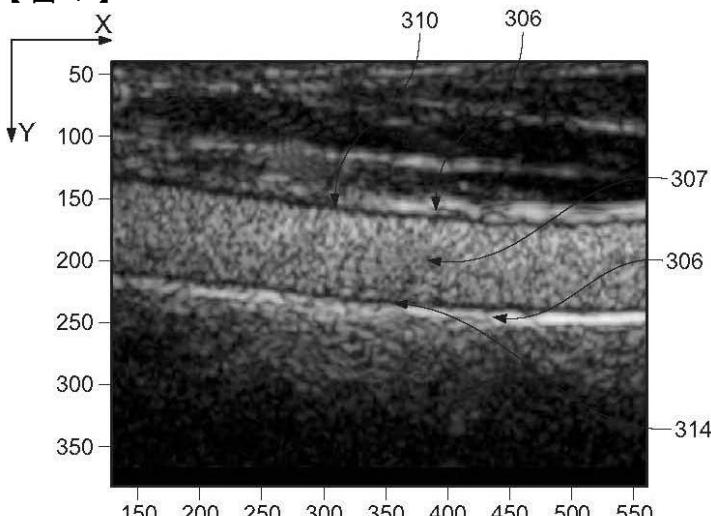


FIG. 4

フロントページの続き

(72)発明者 エリーナ・ブルラ
イスラエル、キルヤット・ティヴィオン、リラック・ストリート・9番

(72)発明者 ドロン・ヘス
イスラエル、ハイファ、イエフ・ノフ・ストリート、28番

(72)発明者 アレキサンダー・ソクリン
イスラエル、キルヤット・ティヴィオン、リラック・ストリート・9番

F ターム(参考) 4C601 DD14 DD15 DE06 EE09 FF08 JB41 JB48

专利名称(译)	集成超声设备，用于解剖测量		
公开(公告)号	JP2007050246A5	公开(公告)日	2009-09-17
申请号	JP2006209459	申请日	2006-08-01
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	エリーナブルラ ドロンヘス アレキサンダーソクリン		
发明人	エリーナ·ブルラ ドロン·ヘス アレキサンダー·ソクリン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/543 G01S7/52026 G01S7/52034 G01S7/52036 G01S7/5206 G01S7/52073 G01S7/52087		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB41 4C601/JB48		
代理人(译)	松本健一 小仓 博		
优先权	11/203904 2005-08-15 US		
其他公开文献	JP5015513B2 JP2007050246A		

摘要(译)

一种用于使用集成超声设备基于至少一个医学诊断图像帧来测量多层血管(30)的一部分的厚度的方法(600)，设备(10)和系统(100)。提供。该方法是为每个x坐标确定沿着血管层之间的每个边界y坐标，并确定内膜中膜中心(IMC)的中心的Y坐标的步骤。(626)，确定外膜-中膜界面的Y坐标(628)，确定内-内腔界面的Y坐标(630)，确定每个X坐标的内腔-内膜界面的Y坐标(632)和介质确定步骤，包括确定外膜界面Y坐标(634)，并使用每个层界面的X和Y坐标确定至少一个血管层的厚度，将这些厚度输出到显示器。[选型图]图1