

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5015513号
(P5015513)

(45) 発行日 平成24年8月29日(2012.8.29)

(24) 登録日 平成24年6月15日(2012.6.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-209459 (P2006-209459)	(73) 特許権者	390041542 ゼネラル・エレクトリック・カンパニー アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネ クタデイ、リバーロード、1番
(22) 出願日	平成18年8月1日(2006.8.1)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
(65) 公開番号	特開2007-50246 (P2007-50246A)	(74) 代理人	100105588 弁理士 小倉 博
(43) 公開日	平成19年3月1日(2007.3.1)	(74) 代理人	100129779 弁理士 黒川 俊久
審査請求日	平成21年7月31日(2009.7.31)	(72) 発明者	エリーナ・ブルラ イスラエル、キルヤット・ティヴオン、リ ラック・ストリート・9番
(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)		

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一体型超音波デバイス

(57) 【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、

同期目的で患者の心臓サイクルに関連する情報を収集する心電計ゲート制御(ECG)波形/同期ユニット(68)と、

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第1制御手順と、コントラスト強調した前記超音波画像の内膜-中膜厚(IMT厚)(308)を自動的に決定するためのアルゴリズムを含む第2制御手順と、を実行するプロセッサ(116)と、

前記プロセッサによって決定されたIMT厚を送信するための出力部と、を具備し、

前記第2制御手順の前記アルゴリズムが、x軸の上昇方向で評価される平均化パターン(AP)と前記x軸の下降方向で評価される逆平均化パターン(IAP)とを、関心領域(ROI)について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)

を有することを特徴とす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、前記心電計ゲート制御(ECG)波形/同期ユニット(68

)からの前記心臓サイクル関連情報の選択可能部分を画像フレーム選択と自動的に同期させるように構成されていることを特徴とする請求項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ことを特徴とする請求項1または2に記載の一体型超音波デバイス。

【請求項4】

前記プロセッサはさらに、
少なくとも1つの画像の関心領域(318)に関する、デカルト座標系を基準と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、外膜中心線を決定し、前記強度ヒストグラムを用いて計算された前記外膜の平均強度を決定すること、

前記決定された前記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、

前記外側膜の第1軸値に対応する、前記内腔 - 内膜境界面の第2軸値を決定すること、

前記内腔 - 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ことを特徴とする請求項3に記載の一体型超音波デバイス

。

【請求項5】

前記出力部は、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ことを特徴とする請求項1乃至4のいずれか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、

前記出力部からの前記IMT厚の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

前記承認/不承認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、

を行うように構成されている、請求項1乃至5のいずれか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、単一のフレームと、複数のフレームにわたって平均化した1つのフレームと、心臓サイクルの選択指定したある点と同期した複数のフレームにわたって平均化した1つのフレームのうちの少なくとも1つフレームに基づいて、前記内腔 - 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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

【0002】

冠動脈疾患(CAD)には分かっている多くの原因がある。重大な閉塞性CADの早期検出及び処置はCAD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ドンを計測する能力を有する。アテロ

10

20

30

40

50

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 は目下疾患を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。

10

【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。

20

【 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 I M T 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 I M T 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。

【特許文献 1】米国特許公開 2 0 0 4 - 1 1 6 8 0 8 A 1

30

【特許文献 2】米国特許公開 2 0 0 4 - 1 6 7 4 0 3 A 1

【非特許文献 1】Martin et al., "Contrast For Vascular Imaging", May 2004, Cardiology Clinics, Volume22, Issue 2, pp.313-320

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

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 (I M C) 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。

40

【 0 0 0 6 】

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 (E C G) 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に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

50

力と、を含む。

【 0 0 0 7 】

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関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関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と、外膜-中膜境界面Y座標を各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。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 0 8 】

前側IMTを計測すべきである場合や、例えばプラーク蓄積、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ラスで投

10

20

30

40

50

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。

【0009】

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12及び受信器14に接続させたトランスジューサ11を含む。トランスジューサ11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16の内部の構造からのエコーを受信する。メモリ20は、走査を受けた超音波イメージすなわちボリューム16から導出された受信器14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16は、様々な技法(例えば、3D走査、リアルタイム3D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2D走査、ボクセル相関技法、2D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。

【0010】

トランスジューサ11は、関心領域(ROI)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18はメモリ20内に保存され、次いでこれが走査変換装置42に渡る。走査変換装置42は超音波システム10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11は走査面18ではなくラインを取得することがあり、またメモリ20は走査面18ではなくトランスジューサ11が取得したラインを保存することがある。走査変換装置42は走査面18ではなくトランスジューサ11が取得したラインを保存することがある。走査変換装置42は単一の走査面18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44内に保存され、次いでこれがビデオ・プロセッサ50及びディスプレイ67に渡る。システム10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、VCR再生モード、超音波デバイス内部アーカイブ単一フレームまたはループフレーム再生モードのうち少なくとも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。

【0011】

統合式ECG波形/同期ユニット68は患者皮膚(図示せず)に結合されている。ECG波形/同期ユニット68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70を使用する。この電流は、患者の心臓筋肉の電氣的活動、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するのに使われ、これにより血管が実質的に均一な位置にあるところの、心臓サイクルの実質的に同じ部分に実質的に対応する区間の間において、血管データの収集が行われることを可能にする。ポストプロセッサ/内膜-中膜厚計測計算器72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72はさらに、システム10に対してローカルに配置、システム10と一体化して配置、またはシステム10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74(ビデオカセットレコーダ(VCR)及び/またはVCR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72は、ディスプレイ67にハイライト化信号を送信して、これにより、決定された境界面の軌跡(トレース)に、より高輝度の画素強度及び/または疑似カラーハイライトを与えて、オペレータによる正確な出力の決定を支援する。ポストプロセッサ/内膜-中膜厚計測計算器72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IMT値、IMT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。

【0012】

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関して 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 10 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。代替的な一実施形態では、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、軟プ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 厚だけでなくプラーク厚を計測するために、プ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 】

システム 1 0 は内蔵の E C G ユニット 6 8 からあるいは外部の E C G 波形から到来した E C G 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、E C G 波形を基準として固定した時点（拡張終期など）で I M T 計測が実施される。

【 0 0 1 5 】

同期は、血管壁運動検出または E C G 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 I M T 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 I M T 計測に関するフレーム選択を E C G 波形に対する同期と同様の方式で同期させることが可能である。

【 0 0 1 6 】

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 I M T 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 - 中膜やプラークの厚さ、収縮性または弾性に関する自動計算が可能となる。

【 0 0 1 7 】

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 I M T を平均化し確度を向上させている。

【 0 0 1 8 】

計測に使用される画像は「未処理データ (r a w d a t a) 」超音波画像とすること

10

20

30

40

50

や、特殊なノイズ低減技法（例えば、S R I（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スジューサ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。

10

【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。

20

【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ある。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。

30

【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/またはプ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（例えば、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。

40

【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

50

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 (I M T) の定量化が可能となる。

【 0 0 2 4 】

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プラーク及び血管栄養血管網 (v a s a v a s o r u m n e t w o r k) に起因する任意の壁厚増大、プラーク形成及び内腔拡大を含む) を可能とする。

【 0 0 2 5 】

走査中にユーザは、動脈 3 0 0 などの血管の前側壁 3 2 0 の一部分及び / または後側壁 3 2 2 の一部分を含む関心領域 (R O I) 3 1 8 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 3 2 0 の一部分と後側壁 3 2 2 の一部分の両方を含む第 2 の R O I 3 2 4 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 (E C G) 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 I M T 計測は E C G 波形を基準とした選択可能なある固定の時点で (例えば、拡張終期に) 実施される。システム 1 0 は内蔵の E C G ユニットからまたは外部の E C G 波形から受信した E C G 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。

【 0 0 2 6 】

上で検討した同期は、E C G 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 3 0 0 の (前側 3 2 0 と後側 3 2 2) 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 3 2 0 と後側壁 3 2 2 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 3 0 0 の脈動性を追跡すること、並びに I M T 計測に関するフレーム選択を E C G 波形に対する同期と同様にして同期させることが可能である。

【 0 0 2 7 】

システム 1 0 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ることがある。例えば、システム 1 0 は 1 インチあたり 1 2 0 0 画素の分解能をもつ画像を取得できるが、ディスプレイ 6 7 は 1 インチあたり 4 0 0 画素でしか表示できないことがある。システム 1 0 は、I M T 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 1 2 0 0 画素の分解能全体を使用するようにディスプレイ 6 7 を選択可能にズームすることがある。こうしたズーム機能によって正確 I M T 計測が容易になる。システム 1 0 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 V C R 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 V C R 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 1 0 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。

【 0 0 2 8 】

様々な実施形態では、血管 I M T 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 3 0 0 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

10

20

30

40

50

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】

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。

10

【0030】

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】

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、または追加のパラメータが設定されて、IMTアルゴリズムに対して、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が修正されたことが指示される。

20

【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少なくとも一方を含む関心領域（ROI）を選択する工程（602）と、選択されたROI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ROI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（FIR）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。

30

【0033】

抽出したROIに対して、その第1の反復がROI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）。

40

【0034】

平均化パターン（AP）及び逆平均化パターン（IAP）が決定される（614）。このAP及びIAPには、前側と後側の外膜のうち一方または両方を含むことがある。このパターンは、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、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。APはx軸の上昇方向で評

50

価される。IAPは、x軸の下降方向で評価される。ROI内のそれぞれ第1のベクトルや最終のベクトルとAP/IAPの間の相互相関関数の最大値として、APとROI内の第1のベクトルの間のシフトが決定され(616)、かつIAPとROI内の最終のベクトルの間のシフトが決定される(618)。

【0035】

内膜 - 中膜中心(IMC)のY座標はAP/IAPの第2次導関数の最大値として決定される(620)。ROIが前側外膜と後側外膜の両方を含む場合は、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(620)、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が検出される。ROI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検出される。走行パターン(RP)及び逆走行パターン(IRP)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(WS)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。RPはx軸の上昇方向で評価される。IRPはx軸の下降方向で評価される。

10

【0036】

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)並びに目下の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)が、各X座標ごとに決定される(624)。RS及びASは、ROIベクトルとRP及びAP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。ROIの第1のWSベクトルについては、RS及びASは、ROIベクトルとIRP及びIAP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座標ごとに決定される(626)。ROIの第1のWSベクトルに対してはIRPが適用され、またROI内の残りのベクトルに対してはRPが適用される。ROIが前側外膜と後側外膜の両方を含む場合は、前側IMCはRPまたはIRP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IMCはRPまたはIRPの第2次導関数のベクトル上の第2の半分上の大域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。

20

30

【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。

40

【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

50

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 (6 3 2)。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 座標の後にある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 (6 3 4)。

【 0 0 4 2 】

本発明の様々な実施形態の技術的效果は、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。

10

【 0 0 4 3 】

血管の I M T 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 M R I 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。

【 0 0 4 4 】

造影剤を含む血管の近位側と遠位側の壁の総平均 I M T 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関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。

20

【 0 0 4 5 】

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、別のシステム構成要素と組み合わせて使用することも可能である。

30

【 0 0 4 6 】

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 】

【 0 0 4 7 】

【 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。

40

【 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 2 D 画像から総平均 I M T 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 2 D 画像から総平均 I M T を自動的に計測する

50

ための例示的な方法を表した図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 8 】

1 0	超音波システム	
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	10
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	E C Gユニット、波形ノ同期ユニット	
7 0	電極	
7 2	厚さ計測計算器	
7 4	アーカイブユニット	
7 6	報告書作成ユニット	
1 0 0	超音波システム	20
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	R Fプロセッサ	
1 1 4	R F / I Qバッファ	
1 1 6	信号プロセッサ	
1 1 8	表示システム	
1 2 2	画像バッファ	30
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 (I M T)	
3 0 9	内腔 - 内膜境界面	
3 1 0	内膜 - 中膜境界面	
3 1 1	中膜 - 外膜境界面	
3 1 2	内腔 - 内膜境界面	40
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 (R O I)	
3 2 0	前側壁	
3 2 2	後側壁	
3 2 4	第 2 の R O I	
4 0 0	画像	
4 0 7	軸	
5 0 0	グラフ	
5 0 2	トレース	50

- 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
- 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
- 6 3 2 決定
- 6 3 4 決定

10

20

【図1】

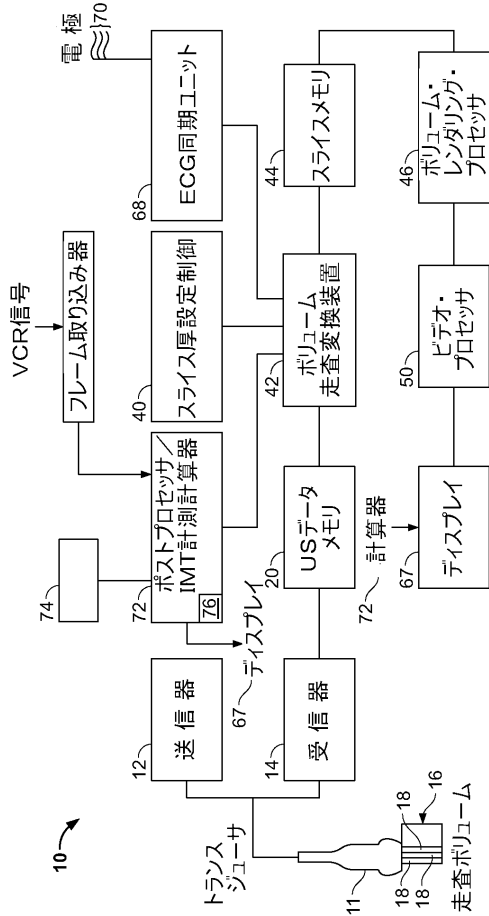


FIG. 1

【図2】

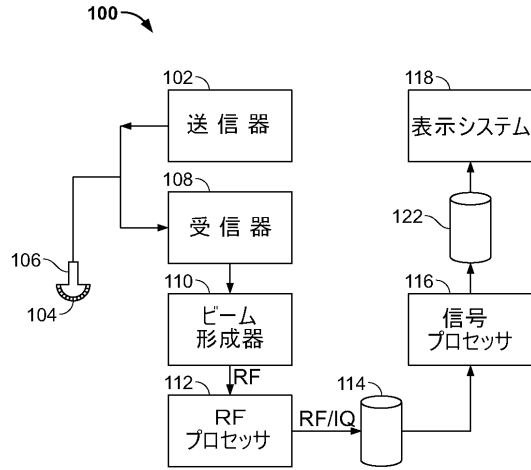


FIG. 2

【 図 3 】

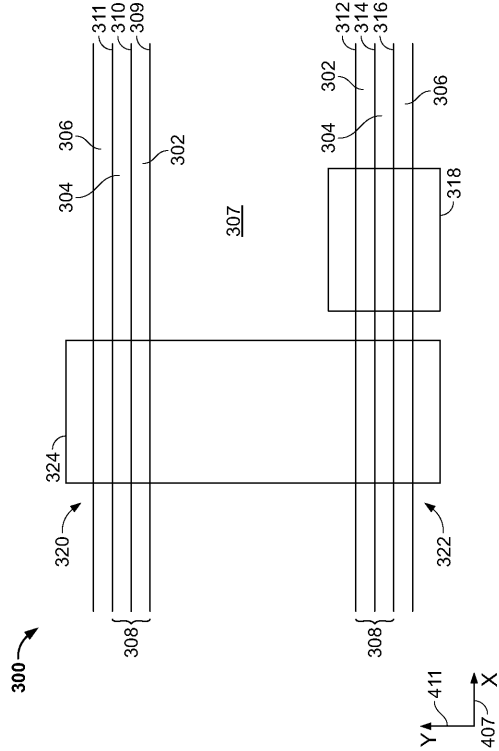


FIG. 3

【 図 5 】

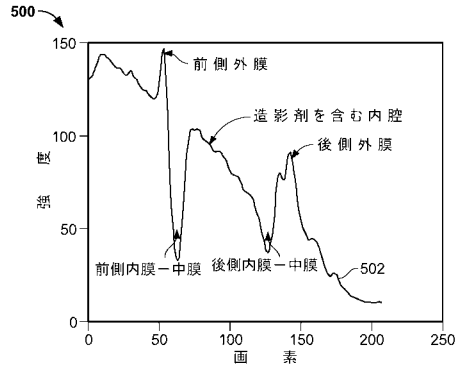


FIG. 5

【 図 6 A 】

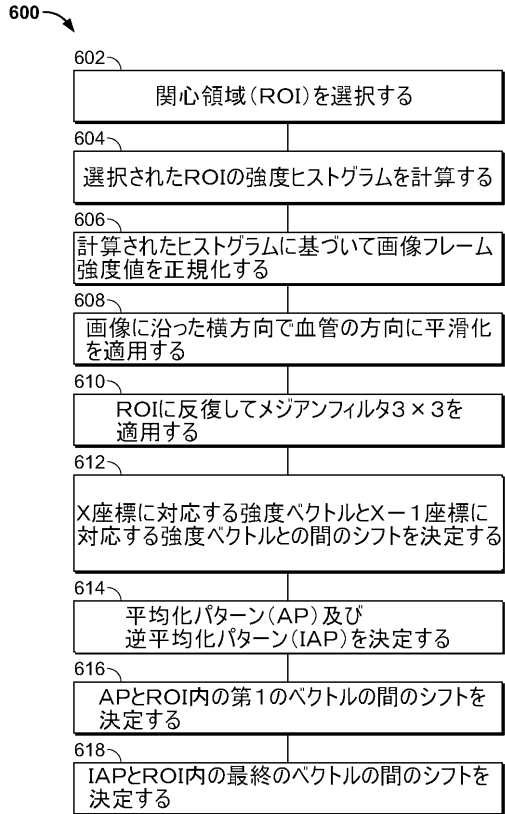


FIG. 6A

【 図 6 B 】

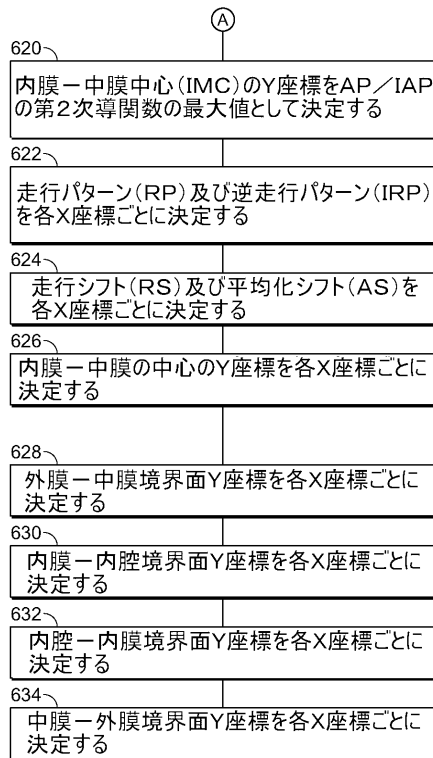


FIG. 6B

【 図 4 】

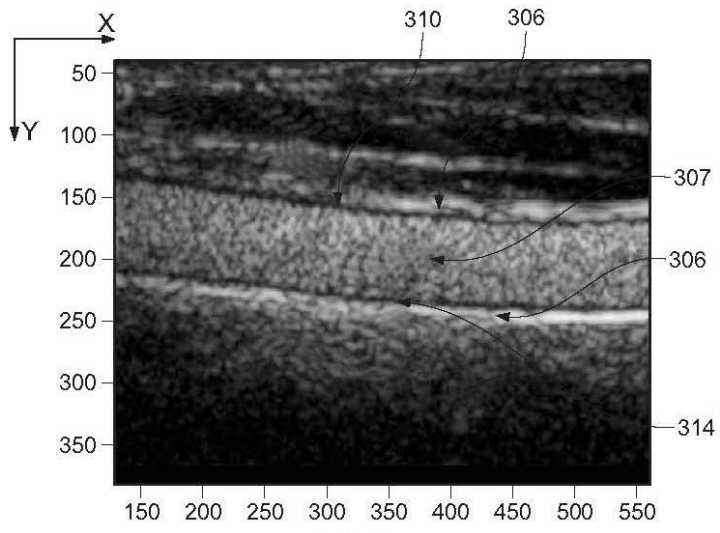


FIG. 4

フロントページの続き

- (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・ティヴオン、リラック・ストリート・9番

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2004-344370(JP,A)
特開2002-191599(JP,A)
特開平11-342132(JP,A)
特開2004-357876(JP,A)
特開昭61-244331(JP,A)
特開2005-000390(JP,A)
特開平11-318896(JP,A)
特開2005-118314(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	用于测量解剖结构的集成超声装置		
公开(公告)号	JP5015513B2	公开(公告)日	2012-08-29
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		
当前申请(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)	小仓 博		
优先权	11/203904 2005-08-15 US		
其他公开文献	JP2007050246A5 JP2007050246A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种方法 (600) ， 装置 (10) 和系统 (100) ， 用于使用集成超声装置基于至少一个医学诊断图像帧测量多层血管 (30) 的一部分的厚度提供。 该方法包括以下步骤： 确定每个x坐标沿着血管的每个层之间的界面的y坐标， 确定内膜中间中心 (IMC) 的中心的Y坐标确定外膜 - 内侧连接界面的Y坐标 (628) ， 确定内膜 - 内腔边界界面的Y坐标 (630) ， 确定每个X坐标的内腔 - 内膜界面的Y坐标使用相应层边界表面的X和Y坐标确定至少一个容器层的厚度;确定至少一个容器层的厚度;并将这些厚度输出到显示器。 点域1

