

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5972569号  
(P5972569)

(45) 発行日 平成28年8月17日 (2016. 8. 17)

(24) 登録日 平成28年7月22日 (2016. 7. 22)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2011-284385 (P2011-284385)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成23年12月26日 (2011. 12. 26)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-132390 (P2013-132390A)		栃木県大田原市下石上1 3 8 5番地
(43) 公開日	平成25年7月8日 (2013. 7. 8)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成26年11月28日 (2014. 11. 28)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波画像処置装置、医用画像診断装置及び超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査し、複数の超音波データを取得するデータ取得手段と、

前記複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記各超音波画像の画素値又は画素値変化率に基づいて被計測領域を抽出し、前記被計測領域の少なくとも二か所における短手方向幅を計算する計算手段と、

前記短手方向幅に基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を判定する判定手段と、

前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記データ取得手段は、周期的に変化する生体信号と同期しながら前記走査することで、前記複数の超音波データを前記生体信号の時相と対応付けて取得し、

前記画像生成手段は、前記生体信号の時相と対応付けられた前記複数の超音波画像を生成し、

前記計算手段は、前記複数の超音波画像の中から所定時相に対応する複数の超音波画像を選択し、当該選択された各超音波画像についての前記短手方向幅を計算し、

前記判定手段は、前記選択された複数の超音波画像の中から前記画素値変化率が最も小

10

20

さい超音波画像を判定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判定手段は、前記対象血管の長手方向に対する前記短手方向幅の変化を示すグラフを前記選択された超音波画像毎に生成し、前記生成した複数の前記グラフに基づいて、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を判定することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記計算手段は、前記各超音波画像がカラーフローマッピング画像である場合には、血流信号を含む領域を被計測領域として抽出すると共に、当該被計測領域の短手方向幅を計算することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査し、複数の超音波データを取得するデータ取得手段と、

前記複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記各超音波画像上の前記対象血管の断面を楕円フィッティングして得られる楕円長軸長と楕円短軸長とを計算する計算手段と、

前記楕円長軸長と楕円短軸長とに基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を判定する判定手段と、

前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、

20

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

前記データ取得手段は、周期的に変化する生体信号と同期しながら前記走査することで、前記複数の超音波データを前記生体信号の時相と対応付けて取得し、

前記画像生成手段は、前記生体信号の時相と対応付けられた前記複数の超音波画像を生成し、

前記計算手段は、前記複数の超音波画像の中から所定時相に対応する複数の超音波画像を選択し、当該選択された各超音波画像についての前記楕円長軸長と前記楕円短軸長とを計算し、

30

前記判定手段は、前記選択された複数の超音波画像の中から前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を判定することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記生体信号は、ECG 信号であることを特徴とする請求項 2 および 6 のいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査することで得られた複数の超音波データを記憶する記憶手段と、

前記複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、

40

前記各超音波画像の画素値又は画素値変化率に基づいて被計測領域を抽出し、前記被計測領域の少なくとも二か所における短手方向幅を計算する計算手段と、

前記短手方向幅に基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を判定する判定手段と、

前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 9】

対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査することで得られた複数の超音波データを記憶する記憶手段と、

50

前記複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、  
前記各超音波画像上の前記対象血管の断面を楕円フィッティングして得られる楕円長軸長と楕円短軸長とを計算する計算手段と、  
前記楕円長軸長と楕円短軸長とに基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を判定する判定手段と、  
前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、  
を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 10】

対象血管を含む二次元断面を撮像して得られた複数の血管データを用いて複数の血管画像を生成する画像生成手段と、  
前記各血管画像の画素値又は画素値変化率に基づいて被計測領域を抽出し、前記被計測領域の少なくとも二か所における短手方向幅を計算する計算手段と、  
前記短手方向幅に基づいて、前記複数の血管画像の中から、前記画素値変化率が最も小さい血管画像を判定する判定手段と、  
前記画素値変化率が最も小さい血管画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、  
を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 11】

対象血管を含む二次元断面を撮像して得られた複数の血管データを用いて複数の血管画像を生成する画像生成手段と、  
前記各血管画像上の前記対象血管の断面を楕円フィッティングして得られる楕円長軸長と楕円短軸長とを計算する計算手段と、  
前記楕円長軸長と楕円短軸長とに基づいて、前記複数の血管画像の中から、前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を判定する判定手段と、  
前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、  
を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項 12】

コンピュータに、  
対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査することで得られた複数の超音波データを用いて、複数の超音波画像を生成する画像生成機能と、  
前記各超音波画像の画素値又は画素値変化率に基づいて被計測領域を抽出し、前記被計測領域の少なくとも二か所における短手方向幅を計算する計算機能と、  
前記短手方向幅に基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を判定する判定機能と、  
前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測機能と、  
を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【請求項 13】

コンピュータに、  
対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査し、複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成機能と、  
前記各超音波画像上の前記対象血管の断面を楕円フィッティングして得られる楕円長軸長と楕円短軸長とを計算する計算機能と、  
前記楕円長軸長と楕円短軸長とに基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を判定する判定機能と、

10

20

30

40

50

前記楕円短軸長が血管半径と実質的に等しく、かつ前記楕円長軸長が所定の閾値より長い超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測機能と、  
を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

例えば、血管の内中膜厚み I M T ( Intima-Media Thickness ) を評価する診断等に用いられる超音波診断装置、超音波画像処置装置、医用画像診断装置及び超音波画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断は、超音波診断装置、X線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、X線診断装置、核医学診断装置等の医用画像診断装置によって取得され表示される医用画像を観察し、視覚的に診断を行うものである。例えば、超音波画像診断は、超音波診断装置によって取得され表示される超音波画像を観察することで、腫瘍等を視覚的に診断する。ここで、超音波診断装置とは、超音波プローブに設けられた振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に送信し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を振動素子により受信して生体情報を収集するものである。この装置は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作で画像データのリアルタイム表示が可能となるため、各種臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【0003】

近年、例えば超音波診断装置を利用し、血管の内中膜厚み I M T を評価する診断が行われている。この診断は、一般的に以下の様に実行される。すなわち、まず、診断対象とする血管（対象血管）を含む二次元断面を超音波走査して得られる画像を観察しながら、超音波走査する二次元断面（超音波走査面）が対象血管の中心軸に通るようにプローブを微調整し、複数の時相に対応する複数の画像をシネメモリに保存する。次に、保存された複数の画像のうち、I M T 計測に最適な画像を目視等によって選択し、関心領域を設定する。装置は、設定された関心領域に基づいて、自動あるいは手動的に I M T を算出する。心臓の拍動の影響も考慮する場合には、E C G 波形などを利用し、同一時相に対応する複数の画像を選択し、その中から最適な I M T 計測に最適な画像を選択することになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2009-160370号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波診断装置に用いる I M T 計測では、超音波走査面が対象血管の中心軸に実質的に沿うように（超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含むように）、的確に超音波プローブを位置決めする必要がある。しかしながら、従来の超音波診断装置では、操作者は、超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含むか否かの判断を自身の感覚だけで行わなければならない。このため、例えば、超音波走査面が対象血管の中心軸に実質的に沿っていない場合（超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含まない）には、計測結果を過大評価することがあった。

【0006】

また、部位によっては、I M T 計測の対象とする血管の直径（例えば約1cm程度）と超音波プローブの超音波送受信面の縦幅とは同程度となる場合がある。係る場合、超音波走査面を正確に設定することは、経験の乏しい操作者にとって相当困難な作業であると言える。さらに、超音波プローブ位置の微調整より、超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含むようにできた場合であっても、当該位置によって取得された複数の画像から I

10

20

30

40

50

M T 計測に最適な画像（最適画像）を選択することは、操作者の経験に依存するところが多い。

【 0 0 0 7 】

なお、例えば血管弾性計測のため、反射波強度に基づいて超音波プローブの位置を照準する手法（例えば、反射波強度最大となる位置が血管中心軸に沿った位置等）も提案されている（例えば、特許文献 1 参照）しかしながら、当該手法では、複数の超音波振動子を機械的に揺動させる必要があり、装置の構成が複雑になる。

【 0 0 0 8 】

上記問題に鑑みてなされたものであり、操作者の経験に関わらず、客観性の高い I M T 計測を比較的簡単な構成によって実行可能な超音波診断装置、超音波画像処置装置、医用画像診断装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

一実施形態に係る超音波診断装置は、対象血管を含む二次元断面を超音波で繰り返し走査し、複数の超音波データを取得するデータ取得手段と、前記複数の超音波データを用いて複数の超音波画像を生成する画像生成手段と、前記各超音波画像の画素値又は画素値変化率に基づいて被計測領域を抽出し、前記被計測領域の少なくとも二か所における短手方向幅を計算手段と、前記短手方向幅に基づいて、前記複数の超音波画像の中から、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を判定する判定手段と、前記画素値変化率が最も小さい超音波画像を用いて、前記対象血管の中膜厚を計測する計測手段と、を具備するものである。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、I M T 計測支援処理の流れを示したフローチャートである。

【図 3】図 3 は、超音波プローブの位置合わせによる超音波走査面の調整を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、プラークが存在しない対象血管画像の一例を示した図である。

【図 5】図 5 は、プラークが存在する複数の対象血管画像の一例を示した図である。

【図 6】図 6 は、選択された同一時相に対応する対象血管画像を示した図である。

30

【図 7】図 7 は、対象血管の長手方向に対する特徴量の変化を表すグラフ（特徴量曲線）の一例を示した図である。

【図 8】図 8 は、対象血管の中心軸と超音波走査面との位置関係を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、対象血管の中心軸と超音波走査面との位置関係を説明するための図である。

【図 1 0】図 1 0 は、血管断面の楕円フィッティング処理を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

40

【 0 0 1 2 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、血流検出ユニット 2 4、画像生成処理ユニット 2 5、計測処理ユニット 2 7、表示処理ユニット 2 8、制御プロセッサ（C P U）2 9、記憶ユニット 3 0、インタフェースユニット 3 1 を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【 0 0 1 3 】

50

超音波プローブ１２は、被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス（探触子）であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層バッキング材等を有している。圧電振動子は、超音波プローブ１２は、超音波送信ユニット２１からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バッキング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ１２から被検体Ｐに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ１２に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

10

#### 【００１４】

なお、本実施形態に係る超音波プローブ１２は、一次元アレイプローブ（複数の超音波振動子が所定の方向に沿って一次元的に配列されたプローブ）であるとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ１２は、例えば二次元アレイプローブ（複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列されたプローブ）であってもよい。

#### 【００１５】

入力装置１３は、装置本体１１に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域（ＲＯＩ）の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体１１にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置１３の終了ボタンやＦＲＥＥＺＥボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

20

#### 【００１６】

モニター１４は、画像処理ユニット２８からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

#### 【００１７】

超音波送信ユニット２１は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。トリガ発生回路では、所定のレート周波数 $f_r$  Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのトリガパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ１２に駆動パルスを印加する。

30

#### 【００１８】

なお、超音波送信ユニット２１は、制御プロセッサ２８の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

#### 【００１９】

超音波受信ユニット２２は、図示していないアンプ回路、Ａ／Ｄ変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ１２を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。Ａ／Ｄ変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

#### 【００２０】

Bモード処理ユニット２３は、受信ユニット２２からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

50

## 【 0 0 2 1 】

血流検出ユニット 2 4 は、受信ユニット 2 2 から受け取ったエコー信号から血流信号を検出し、血流データを生成する。血流信号の検出は、通常 C F M (Color Flow Mapping) で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

## 【 0 0 2 2 】

画像生成処理ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3、血流検出ユニット 2 4 から出力されるデータを用いて、画像データを生成する。また、画像生成処理ユニット 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3、血流検出ユニット 2 4 から出力されるデータを用いてポリ  
10  
リウムデータを生成し、ポリウムレンダリング、多断面変換表示 (M P R)、最大値投影表示 (M I P: maximum intensity projection) 等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像生成処理ユニット 2 5 の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

## 【 0 0 2 3 】

計測処理ユニット 2 7 は、後述する I M T 計測支援機能において、所定の計測処理等を実行する。

## 【 0 0 2 4 】

表示処理ユニット 2 8 は、画像処理ユニット 2 8 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度 (ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、R G B 変換等の各種を実行する。  
20

## 【 0 0 2 5 】

制御プロセッサ 2 9 は、情報処理装置 (計算機) としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する。制御プロセッサ 2 9 は、記憶ユニット 3 1 から後述する I M T 計測支援機能を実現するための専用プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

## 【 0 0 2 6 】

記憶ユニット 3 0 は、後述する I M T 計測支援機能を実現するための専用プログラムや、診断情報 (患者 I D、医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件、ボディマーク生成プログラムその他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、R A W データメモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット 3 0 のデータは、インタフェース  
30  
ユニット 3 1 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

## 【 0 0 2 7 】

インタフェースユニット 3 1 は、入力装置 1 3、ネットワーク、新たな外部記憶装置 (図示せず) に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェースユニット 3 1 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

## 【 0 0 2 8 】

( I M T 計測支援機能 )

次に、本超音波診断装置 1 が有する I M T 計測支援機能について説明する。この機能は、I M T 計測を行う場合に、超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含む画像を、対象血管に関する客観的な定量値 (特徴量) に基づいて判定するものである。  
40

## 【 0 0 2 9 】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするために、超音波診断装置において I M T 計測支援機能を適用する場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、X 線コンピュータ断層撮像装置、磁気共鳴イメージング装置、X 線診断装置、核医学診断装置等の医用画像診断装置や、医用ワークステーション (医用画像参照装置) においても本 I M T 計測支援機能は実現可能である。

## 【 0 0 3 0 】

また、本実施形態では、説明を具体的にするため、本 I M T 計測支援処理を、画像生成・処理ユニット 2 5 において処理を受けた二次元画像データ (B モードデータ、C F M デ  
50

ータ等)を用いて実行する場合を例として説明する。しかしながら、処理対象となるデータは、Bモード処理ユニット23、血流検出ユニット23から出力された各RAWデータを用いて実行するようにしてもよい。

#### 【0031】

図2は、本IMT計測支援機能に従う処理(IMT計測支援処理)の流れを示したフローチャートである。以下、各ステップにおける処理の内容について説明する。

#### 【0032】

[患者情報等を入力：ステップS1]

入力装置13を介して患者情報の入力、送受信条件(被走査領域の大きさを決めるための画角、焦点位置、送信電圧等)、対象血管を含む二次元断面を超音波走査するための撮像モード(Bモード、CFMモード等)、IMT計測支援処理を実行するためのモード(IMT計測支援処理モード)等の選択が実行される(ステップS1)。入力、選択された各種情報・条件・モード等は、自動的に記憶ユニット31に記憶される。

#### 【0033】

[二次元画像データの取得・表示：ステップS2]

超音波プローブ12が被検体表面の所望の位置に当接され、対象血管を含む二次元断面を被走査領域として、Bモード或いはCFMモードによる超音波走査が実行される。Bモードによる超音波走査によって取得されたエコー信号は、逐次超音波受信ユニット22を経由してBモード処理ユニット23、血流検出ユニット24に送られる。Bモード処理ユニット23は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し複数のBモードデータを生成する。また、血流検出ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から血流信号を検出し、血流データを生成する。画像生成・処理ユニット25は、Bモードデータ或いは血流データを用いて、Bモード画像或いは血流画像を生成する。生成された各画像は、表示処理ユニット28において所定の表示処理を受け、モニター14において所定の形態でリアルタイム表示される。操作者は、リアルタイムで表示される二次元画像を観察しながら図3に示す様に超音波プローブ12の位置を調整し、超音波走査面が対象血管の中心軸を実質的に含む様にする(ステップS2)。

#### 【0034】

[対象血管画像の保存：ステップS3]

次に、ECG信号をトリガとして、対象血管に関する複数フレーム分の超音波画像(対象血管画像)が、画像生成・処理ユニット25が有するシネメモリに保存される。このとき、ECG信号を基準とする画像毎の時間情報も各画像と対応付けて保存される(ステップS3)。

#### 【0035】

[同一時相画像の選択：ステップS4]

計測処理ユニット27は、ECG信号を基準とする時間情報に基づいて、シネメモリに保存された複数フレーム分の対象血管画像から、同一時相(例えば、R波から所定期間後の時相)の複数の対象血管画像を選択する(図6参照)。

#### 【0036】

[特徴量の計算：ステップS5]

計測処理ユニット27は、選択された同一時相の各対象血管画像における被計測領域を抽出する。この被計測領域の抽出は、次の様な手法によって実現することができる。例えば被計測領域を管腔領域とする場合、Bモード画像においては、被計測領域の輝度値(或いは画素値)は周辺の組織領域の輝度値より低く、被計測領域とそれ以外の領域との境界での輝度値変化率(画素値変化率)は他の位置での輝度値変化率よりも高い。従って、対象血管画像がBモード画像である場合には、輝度値又は輝度値変化率の適切な値による閾値処理により、管腔領域を抽出することができる。また、対象血管画像がCFM画像である場合には、血流信号を含む領域を被計測領域として抽出することができる。

#### 【0037】

なお、被計測領域の抽出対象となる血管には、図4に示す様に幅が実質的に均一なもの

10

20

30

40

50



、図5に示す様にプラークを有し幅が不均一なもの等が存在する。後者の場合、プラークの隣接領域の情報をを用いた補間処理によりプラーク領域を除外する、被計測領域を管腔領域だけではなく血管内中膜も含めた領域として定義する等の手法により、プラーク形状の影響を低減するようにしてもよい。また、これらの例に拘泥されず、対象血管に関する客観的な定量値に応じて、任意の被計測領域を採用することが可能である。

#### 【0038】

また、計測処理ユニット27は、抽出された対象血管画像毎の各被計測領域の長手方向に関する少なくとも二か所以上の位置において、対象血管の走行方向に対する中心軸と二次元断面とのずれを判定するための特徴量を計算する(ステップS5)。なお、本実施形態では、図6に示す様に、上記特徴量として対象血管の短手方向幅を採用し、特徴量を被計測領域の長手方向に関する三か所の位置において計算するものとする。

10

#### 【0039】

##### [最適化画像の判定：ステップS6]

計測処理ユニット27は、計算で得られた複数の特徴量を用いて、対象血管の長手方向に対する特徴量の変化を表すグラフ(特徴量曲線)を、選択された同一時相の対象血管画像毎に生成する。図7に、同一時相の対象血管画像毎の特徴量曲線の一例を示した。

#### 【0040】

計測処理ユニット27は、複数の特徴量曲線のうち最大となる特徴量(最大特徴量)を持つ特徴量曲線を選択し、当該特徴量曲線に対応する対象血管画像をIMT計測に最適な画像(最適画像)として判定する(ステップS6)。ここで、最大特徴量を持つ特徴量曲線に対応する画像を最適画像とするのは、IMT計測に最適な画像であれば、同一時相の対象血管画像の全てを通じて最大特徴量(ここでは対象血管の短手方向幅の最大値、すなわち血管直径)を有するからである。

20

#### 【0041】

なお、最大特徴量を有する特徴量曲線が複数ある場合には、例えば次の手法によって最適画像を判定する。図8に示す様に、実際の血管の立体形状は円筒の形で近似することができる。仮に、超音波走査面が血管中心軸Aを完全に含む場合には、対象血管画像に含まれる対象血管の断面(或いは被計測領域)は実質的に矩形状となる。このため、三か所で計測された各特徴量は、実質的に同じ値となる。一方、断面が図8のS1～S3に示す様に血管中心軸Aを横切る場合には、その横切る位置においてのみ最大特徴量となる。従って、最大特徴量を有する複数の特徴量曲線のうち、長手方向に沿った変化率が最も少ないものに対応する対象血管画像を最適画像とすることができる。

30

#### 【0042】

##### [IMT計測結果の表示：ステップS7]

計測処理ユニット27は、判定された最適画像を用いてIMT計測を実行する。得られた結果は、モニター14に所定の形態で表示される。

#### 【0043】

以上述べた本超音波診断装置によれば、対象血管画像毎の各被計測領域の長手方向に関する少なくとも二か所以上の位置において、対象血管の走行方向に対する中心軸と二次元断面とのずれを判定するための特徴量を計算し、当該特徴量に基づいてIMT計測に最適な画像を判定する。従って、操作者の経験を問わず、客観的な指標に基づいて最適な画像を常に用いてIMT計測を行うことができる。

40

#### 【0044】

##### (第2の実施形態)

次に、第2の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、楕円フィッティングを用いて最適画像を判定するものである。

#### 【0045】

図9に示す様に、中心軸Aを包含しない平面によって切断される円筒の断面は、理論的には、図10に示すような楕円形を呈する。一方、切断面が完全に円筒の中心軸を通る場合には、切断面としての楕円の長軸長が無限大と考えることができる。これらの観点から

50

、平面による血管断面と中心軸の位置関係を楕円フィッティングの長軸長で評価することができる。すなわち、ステップS5において選択した同一時相の血管対象画像の全てにつき、被計測領域の長手方向の長さ（すなわち、血管直径）を計算する。その後、図10に示す様に、各血管対象画像の血管断面を楕円フィッティングし、得られる楕円短軸長と血管直径から得られる血管半径とを比較する。その結果、短軸長が血管半径より短い場合には、血管断面は血管中心軸を通らないと判定することができる。一方、楕円短軸長と血管半径とが実質的に等しい場合、或いは長軸長が事前設定された閾値より短い場合等には、血管断面は中心軸とある角度で交差すると判定することができる。また、楕円短軸長が血管半径と等しく、長軸長が事前設定された閾値より長い場合、血管断面は中心軸Aを実質的に含むものとみなすことができる。

10

**【0046】**

この様に、血管断面の楕円フィッティングによって得られる楕円短軸長及び長軸長を基準としても、最適画像を判定することが可能である。

**【0047】**

なお、上記各実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

**【0048】**

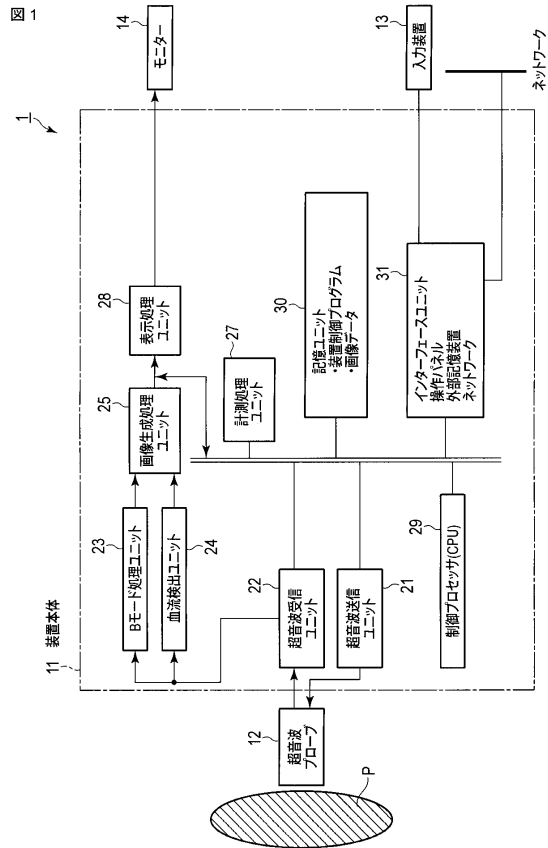
また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

**【符号の説明】****【0049】**

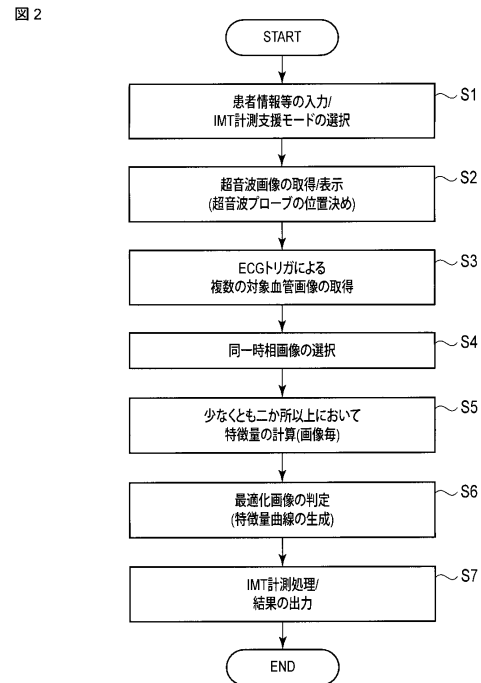
1...超音波診断装置、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...血流検出ユニット、25...RAWデータメモリ、26...ボリュームデータ生成ユニット、27...領域分割支援処理ユニット、28...画像処理ユニット、29...制御プロセッサ（CPU）、30...表示処理ユニット、31...記憶ユニット、32...インタフェースユニット

30

【図 1】

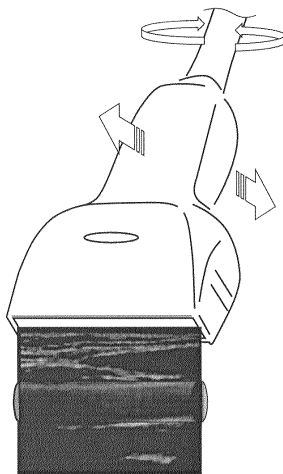


【図 2】



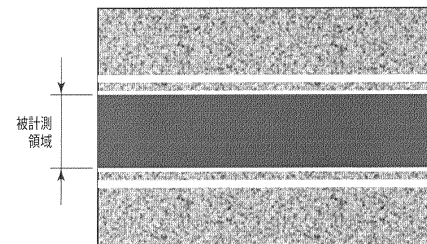
【図 3】

図 3



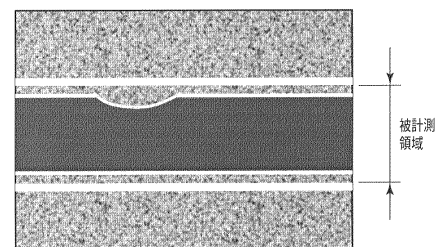
【図 4】

図 4



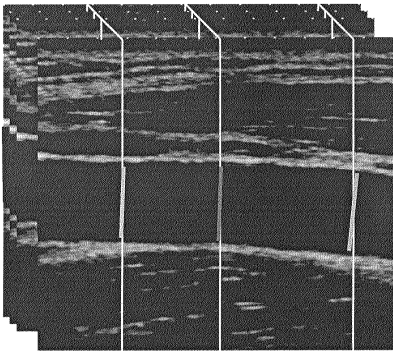
【図 5】

図 5



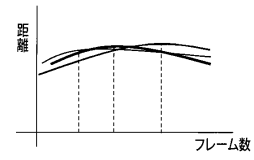
## 【図 6】

図 6



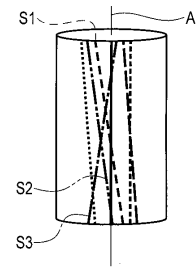
## 【図 7】

図 7



## 【図 8】

図 8



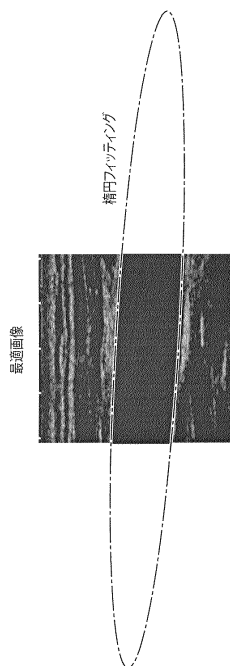
## 【図 9】

図 9



## 【図 10】

図 10



## フロントページの続き

- (74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805  
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 姚 淙  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 神山 直久  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 浜田 賢治  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 米山 直樹  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 2 4 5 2 8 0 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 1 / 0 9 9 1 0 3 ( W O , A 1 )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 1 4