

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/105162

発行日 平成26年7月3日(2014.7.3)

(43) 国際公開日 平成24年8月9日(2012.8.9)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

出願番号 特願2012-512128 (P2012-512128)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2012/000134
 (22) 国際出願日 平成24年1月12日 (2012.1.12)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-18354 (P2011-18354)
 (32) 優先日 平成23年1月31日 (2011.1.31)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 100105050
 弁理士 鷲田 公一
 (74) 代理人 100155620
 弁理士 木曾 孝
 (72) 発明者 西垣 森緒
 愛媛県東温市南方2131番地1 パナソ
 ニックヘルスケア株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB06 DD01 DD14 DD26 EE09
 GA22 GA23 JB36

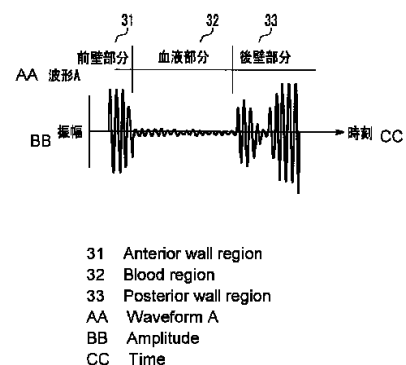
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

超音波を送受波する探触子と、探触子が超音波により血管の短軸断面を走査した時に、探触子で受信した短軸断面における複数の走査線エコー信号の中から血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に基づき、血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出する信号解析部と、中心走査線エコー信号からIMTを算出するIMT計測部とを備える。この構成により、体表から見た血管が直線状でない場合であっても、広い範囲で誤差の少ないIMTの計測が可能な超音波診断装置を提供することができる。

【図4A】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受波する探触子と、

前記探触子が前記超音波により血管の短軸断面を走査した時に、前記探触子で受信した前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中から前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に基づき、前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出する信号解析部と、

前記中心走査線エコー信号から I M T を算出する I M T 計測部とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分の時間が最も長い走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の振幅と前記内膜部分に続く中膜部分の振幅との差が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

20

前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の振幅と前記内膜部分に続く中膜部分の振幅との比が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号を包絡線検波し、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の開始部分における振幅の微分係数を算出し、包絡線検波された走査線エコー信号の中で前記算出した微分係数が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

30

前記信号解析部は、前記探触子が前記超音波により血管の複数の短軸断面を走査した時に、前記探触子で受信した前記複数の短軸断面における各走査線エコー信号に対し、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に基づき、前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出し、

前記 I M T 計測部は、前記複数の短軸断面における各走査線エコー信号から検出された複数の前記中心走査エコー信号から I M T を算出する請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

40

前記信号解析部に接続され、前記中心走査線エコー信号を用いて、前記各中心走査線エコー信号で示された領域の画像データを生成し、前記各画像データを並べて 1 画像とした結合画像データを生成する検波部を有する請求項 6 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、頸部血管の I M T 計測に適した医療用超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、非侵襲であること、被爆がないことなどから循環器や産婦人科領域の部位など多くの部位の診断に利用されている。近年、頸部血管（頸動脈）における動脈硬化の指標として、I M T (I n t i m a M e d i a T h i c k n e s s) が注目さ

50

れている。頸部血管 1 1 1 は、図 3 1 に示すように、血管壁 1 1 2、1 1 3 内部を血液 1 1 4 が流れる構造であり、血管壁 1 1 2、1 1 3 は、内側から内膜 1 1 5、中膜 1 1 6、外膜 1 1 7 の 3 層から構成されている。I M T は、血管の内膜中膜複合体の厚さであり、内膜 1 1 5、中膜 1 1 6 の超音波エコー部分の時間幅を距離に換算することで求められる。

【 0 0 0 3 】

図 3 2 は、血管に照射された超音波ビームのエコーから検出された走査線エコー信号の波形図である。エコーは、前壁 1 1 2 からの強いエコー、血液 1 1 4 からの弱いエコー、後壁 1 1 3 の内膜 1 1 5 からのやや強いエコー、中膜 1 1 6 からの弱いエコー、外膜 1 1 7 からの強いエコーの順に超音波探触子に受信される。I M T は、内膜 1 1 5 からのやや強いエコー、中膜 1 1 6 からの弱いエコーを受信している時間に比例する。

10

【 0 0 0 4 】

従来の超音波診断装置における I M T 計測は、一次元配列探触子（リニア配列が一般的である）の配列方向を血管の長手方向に合わせ、図 3 1 のような超音波画像を得て行う（例えば、特許文献 1 参照）。第 1 の従来の超音波診断装置 1 0 1 a は、図 3 3 に示すように探触子 1 0 2、送受信部 1 0 3、長軸走査データ収納メモリ 1 0 4、信号解析部 1 0 5、I M T 計測部 1 0 6、スキャンコンバータ 1 0 7、表示部 1 0 8、制御部 1 0 9 で構成されている。送受信部 1 0 3 は、探触子 1 0 2 により得た長軸断面のデータを長軸走査データ収納メモリ 1 0 4 に記憶させる。信号解析部 1 0 5 は、長軸走査データ収納メモリ 1 0 4 に記憶されたデータのうち I M T 計測に必要なデータを検出する。I M T 計測部 1 0 6 は I M T を測定し、スキャンコンバータ 1 0 7 は B モード断層像と I M T 値とを画像合成して、表示部 1 0 8 に表示する。

20

【 0 0 0 5 】

I M T の計算は、走査線エコー信号そのものを用いるものの他に、例えば特許文献 1 のような包絡線検波波形を用いて行うものも知られている。図 3 4 は、包絡線検波により I M T 計測する第 2 の従来の超音波診断装置 1 0 1 b のブロック図であり、第 1 の従来例と比較すると受信した走査線エコー信号を包絡線検波する検波部 1 1 0 が追加されている。図 3 5 は、検波部 1 1 0 で得られた検波信号を示す波形図であり、I M T 計測部 1 0 6 は、内膜 1 1 5 からのやや強いエコー、中膜 1 1 6 からの弱いエコーに対応する時間を計測して内膜中膜部分の厚さを算出する。

30

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 8 - 1 9 4 3 6 4 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、従来の頸部血管用超音波診断装置は、探触子の振動子の配列が直線状であるがゆえに、体表から見た頸部血管の形状が直線状でない場合に、内膜中膜を描出できる部位が限られてしまう。

40

【 0 0 0 8 】

また、従来の頸部血管用超音波診断装置は、体表面に対し血管の走行方向が平行でない場合に、内膜中膜の描出能力が低下する。

【 0 0 0 9 】

また、従来の頸部血管用超音波診断装置は、血管の 1 長軸断面しか I M T を計測することができない。

【 0 0 1 0 】

このように、従来の頸部血管用超音波診断装置は、上記した問題を有している。

【 0 0 1 1 】

本発明は、従来の問題を解決するためになされたもので、体表から見た血管が直線状で

50

ない場合であっても、広い範囲で誤差の少ない I M T の計測が可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の超音波診断装置は、上記課題を解決するために、超音波を送受波する探触子と、前記探触子が前記超音波により血管の短軸断面を走査した時に、前記探触子で受信した前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中から前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に基づき、前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出する信号解析部と、前記中心走査線エコー信号から I M T を算出する I M T 計測部とを備えたことを特徴とする。

10

【0013】

また、前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分の時間が最も長い走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する構成にすることができる。

【0014】

また、前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の振幅と前記内膜部分に続く中膜部分の振幅との差が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する構成にすることもできる。

【0015】

20

また、前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号の中で、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の振幅と前記内膜部分に続く中膜部分の振幅との比が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する構成にすることもできる。

【0016】

さらに、前記信号解析部は、前記短軸断面における複数の走査線エコー信号を包絡線検波し、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に続く、内膜部分の開始部分における振幅の微分係数を算出し、包絡線検波された走査線エコー信号の中で前記算出した微分係数が最大である走査線エコー信号を前記中心走査線エコー信号と判断する構成にすることもできる。

30

【0017】

また、前記信号解析部は、前記探触子が前記超音波により血管の複数の短軸断面を走査した時に、前記探触子で受信した前記複数の短軸断面における各走査線エコー信号に対し、前記血管の血液が流れる部分からの反射波である相対的に振幅の小さい部分に基づき、前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出し、前記 I M T 計測部は、前記複数の短軸断面における各走査線エコー信号から検出された複数の前記中心走査線エコー信号から I M T を算出する構成にすることができる。

【0018】

また、前記信号解析部に接続され、前記中心走査線エコー信号を用いて、前記各中心走査線エコー信号で示された領域の画像データを生成し、前記各画像データを並べて 1 画像とした結合画像データを生成する検波部を有する構成にすることができる。

40

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、血管の中心を通る中心走査線エコー信号を検出することにより、体表から見た血管が直線状でない場合であっても広い範囲で誤差の少ない I M T の計測が可能である超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 2】血管の短軸方向における断面構成と走査線ごとの超音波ビームを示す図

50

【図 3】実施の形態 2 に係る超音波診断装置の信号解析部の構成を示すブロック図

【図 4 A】実施の形態 2 における超音波ビーム A の反射波による走査線エコー信号の波形を示す波形図

【図 4 B】実施の形態 2 における超音波ビーム B の反射波による走査線エコー信号の波形を示す波形図

【図 5】実施の形態 3 に係る超音波診断装置の信号解析部の構成を示すブロック図

【図 6 A】実施の形態 3 における超音波ビーム A の反射波による走査線エコー信号の波形を示す波形図

【図 6 B】実施の形態 3 における超音波ビーム B の反射波による走査線エコー信号の波形を示す波形図

【図 7】実施の形態 3 に係る超音波診断装置における信号解析部の別の構成を示すブロック図

【図 8】実施の形態 4 に係る超音波診断装置の信号解析部の構成を示すブロック図

【図 9】実施の形態 4 における超音波ビーム A の反射波による走査線エコー信号の波形を示す波形図

【図 10 A】実施の形態 4 における超音波ビーム A の反射波による走査線エコー信号を検波した波形を示す波形図

【図 10 B】図 10 A の血液部分後の走査線エコー信号立ち上がり部の拡大図

【図 11】実施の形態 5 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 12】(a) は各走査面における B モード画像を示す図、(b) は各走査面の中心領域の画像を結合した結合画像を示す図

【図 13】実施の形態 6 に係る超音波診断装置の探触子の構成を示す側面図

【図 14】移動時の探触子の状態を示す側面図

【図 15】実施の形態 7 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 16】実施の形態 7 における探触子の構成を示す側面図

【図 17】実施の形態 7 における探触子を用いて血管の IMT を計測する状態を示す図

【図 18】実施の形態 8 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 19】実施の形態 8 における探触子の構成を示す側面図

【図 20】実施の形態 8 における 2 回目の走査時における探触子の構成を示す側面図

【図 21】実施の形態 9 において頸部に探触子を接触させた状態を示す上面図

【図 22】実施の形態 10 に係る超音波診断装置の構成を示す側面図

【図 23】実施の形態 10 に係る超音波診断装置の別の構成を示す側面図

【図 24】実施の形態 10 に係る超音波診断装置のさらに別の構成を示す側面図

【図 25】実施の形態 10 に係る超音波診断装置のさらに別の構成を示す側面図

【図 26】実施の形態 10 に係る超音波診断装置のさらに別の構成を示す上面図

【図 27】実施の形態 10 に係る超音波診断装置のさらに別の構成を示す側面図

【図 28】実施の形態 11 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 29】実施の形態 11 における配列振動子と、血管と、超音波ビームとの位置関係を示す図

【図 30】実施の形態 11 における配列振動子と、血管と、超音波ビームとの別の位置関係を示す図

【図 31】血管の構成を示す断面図

【図 32】血管に照射された超音波ビームのエコーから検出された走査線エコー信号の波形図

【図 33】第 1 の従来 of 超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 34】第 2 の従来 of 超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 35】第 2 の従来 of 超音波診断装置における検波部で得た検波信号を示す波形図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置について、図面を参照しながら説明す

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 2 】

(実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 a の構成を示すブロック図である。探触子 2 は、一次元に配列された複数の振動子（配列振動子）を有し、超音波の送受信を行う。送受信部 3 は、探触子 2 を駆動して、探触子 2 に対して超音波の送受信を制御する。短軸走査データ収納メモリ 4 は、探触子 2 で受信された超音波パルスの走査線エコー信号を保存する。信号解析部 5 は、短軸走査データ収納メモリ 4 に保存された走査線エコー信号のうち、走査面ごとに内膜中膜複合厚を計測する対象となる走査線エコー信号を選択する。具体的には、血管の中心を通過した超音波の走査線エコー信号である中心走査線エコー信号を選択する。なお、検査対象の血管としては、例えば頸部血管がある。

10

【 0 0 2 3 】

I M T 計測部 6 は、信号解析部 5 で選択された各中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を計測し、計測した各内膜中膜複合厚を平均するなどの処理を行った値を I M T 値として算出する。スキャンコンバータ 7 は、短軸走査データ収納メモリ 4 に保存された走査線エコー信号を B モード画像データに走査変換し、B モード画像に I M T 計測の結果、例えば血液と内膜の境界を示すラインや中膜部分の位置などを重畳したデータを生成する。表示部 8 は、走査変換されたデータを画像として表示する。制御部 9 は、超音波診断装置 1 a の各部を制御する。

【 0 0 2 4 】

20

次に、以上のように構成された超音波診断装置 1 a について、その動作を説明する。まず、操作者が血管の走行方向に対して配列振動子の配列方向（すなわち走査平面）が直交、もしくは略直交するように探触子 2 を頸部表面に接触させる。次に、制御部 9 の制御に基づき、送受信部 3 は、1 超音波パルスごとに探触子 2 に駆動信号を送信する。探触子 2 は、駆動信号により駆動されて超音波を被検体に照射する。超音波は被検体の血管に反射（エコー）して、探触子 2 により電気信号に変換される。

【 0 0 2 5 】

短軸走査データ収納メモリ 4 は、1 超音波パルスごとに得られる走査線エコー信号を保存する。短軸走査データ収納メモリ 4 に保存された走査線エコー信号は、スキャンコンバータ 7 により走査変換されて表示部 8 に例えば B モード画像として表示される。次に、操作者は、血管の走行方向に探触子 2 を手動的に平行移動させる。そして、超音波診断装置 1 a は、移動した位置において上述のように、超音波を送受信して B モード画像を表示部 8 に表示する。

30

【 0 0 2 6 】

以上のように、探触子 2 の位置を移動させながら、超音波の送受信を行うことにより、複数の走査平面における走査線エコー信号が短軸走査データ収納メモリ 4 に保存されることになる。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、上述の方法による複数の走査平面のうちの 1 つの走査平面における超音波ビームの一例であって、血管の走行方向に対して垂直な短軸断面の構成と走査線ごとの超音波ビームを示す図である。血管 2 1 は、外側から外膜 2 2、中膜 2 3、内膜 2 4 で構成され、内膜 2 4 の内側に血液 2 5 が流れている。超音波ビーム A は血管 2 1 の中心点を通る超音波ビーム（中心走査線）であり、超音波ビーム B は血管 2 1 の中心点からはずれた位置を通る超音波ビームである。血管 2 1 は、内膜や中膜が円弧上に位置するため、超音波ビーム A は、血管 2 1 を構成する各膜に対して垂直に伝搬する。一方、超音波ビーム B の伝搬は、各膜に対して垂直方向からとはいえず、各膜の超音波ビーム B の伝搬位置での各膜の接線方向と超音波ビーム B とのなす角度は、血管 2 1 の中心点からはずれるほど狭くなる。

40

【 0 0 2 8 】

次に、信号解析部 5 は、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管 2 1 の中心点を通

50

る超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出する。超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出する具体的な動作については、後の実施の形態で説明する。次に、IMT 計測部 6 は、検出した超音波ビーム A による中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を算出する。この結果、血管長手方向の複数の断面における内膜中膜複合厚が得られる。さらに、IMT 計測部 6 は、これらの内膜中膜複合厚の平均あるいは最大を IMT とする。算出された IMT は、数値として表示することも可能であるし、また、IMT 計測部 6 により内膜や中膜の位置を算出し、スキャンコンバータ 7 により B モード画像に内膜、中膜の位置を示すマークを重畳させて示されるようにすることも可能である。

【0029】

10

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管 21 の中心点を通る超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出できる。この検出した超音波ビーム A による中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を検出し、内膜中膜複合厚から IMT を算出することができる。このことから、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の走行方向に探触子 2 を移動させながら走査を行うことにより、広い範囲で誤差の少ない IMT の計測が可能である。

【0030】

(実施の形態 2)

本発明の実施の形態 2 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置の信号解析部 5 についてより具体的な構成の信号解析部 5a を含むものである。図 3 は、信号解析部 5a の構成を示すブロック図である。信号解析部 5a は、血液部分長さ計測部 10 と、データ検出部 11a とを有する。

20

【0031】

図 4A は、図 2 に示す血管 21 の中心を通る超音波ビーム A の走査線エコー信号の波形 A を示す波形図である。図 4B は、図 2 に示す超音波ビーム B の走査線エコー信号の波形 B を示す波形図である。波形 A および波形 B は、それぞれ前壁（内膜、中膜、外膜を含むが説明の都合上一体のものとして扱う）で反射されたエコーに対応する振幅の大きな前壁部分 31 と、血液で反射されたエコーに対応する振幅の小さな血液部分 32 と、後壁で反射されたエコーに対応する振幅の大きな後壁部分 33 とを有する。なお、前壁および後壁からのエコーの振幅は、人により個体差があり一概には言えないが、血液からのエコーの振幅に比べ、20 dB 程度の振幅差があるため、血液部分と前壁、後壁部分との区別は容易である。

30

【0032】

図 2 に示すように血管 21 が断面円形であることから、図 4A に示す波形 A は、血管 21 の中心を通らないどの超音波ビーム B による波形 B よりも血液部分 32 が長い。すなわち、各走査線エコー信号の波形のうち血液部分 32 が最も長い走査線エコー信号が超音波ビーム A の走査線エコー信号（中心走査線エコー信号）である。図 3 に示す血液部分長さ計測部 10 は、各走査線エコー信号の血液部分の長さを計測する。データ検出部 11a は、各走査面の走査線エコー信号の中で最も血液部分の長い走査線エコー信号を中心走査線エコー信号として検出し、IMT 計測部 6 に送信する。

40

【0033】

以上のような構成によれば、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管 21 の中心点を通る超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出できる。この検出した超音波ビーム A による中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を検出し、内膜中膜複合厚から IMT を算出することができる。このことから、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の中心を通る超音波ビームの中心走査線エコー信号を検出することができるので、各走査面における内膜中膜複合厚を検出でき、IMT を算出することができる。

【0034】

(実施の形態 3)

50

実施の形態 3 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置の信号解析部 5 について、実施の形態 2 とは異なる信号解析部 5 b を用いた例である。図 5 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の信号解析部 5 b の構成を示すブロック図である。信号解析部 5 b は、内膜 - 中膜振幅差計測部 1 2 と、データ検出部 1 1 b とを有する。

【 0 0 3 5 】

図 6 A は、図 2 に示す血管 2 1 の中心を通る超音波ビーム A の走査線エコー信号の波形 A を示す波形図である。図 6 B は、図 2 に示す超音波ビーム B の走査線エコー信号の波形 B を示す波形図である。

【 0 0 3 6 】

波形 A および波形 B は、それぞれ前壁（内膜、中膜、外膜を含むが説明の都合上一体のものとして扱う）で反射されたエコーに対応する振幅の大きな前壁部分 3 1 と、血液で反射されたエコーに対応する振幅の小さな血液部分 3 2 と、後壁で反射されたエコーに対応する振幅の大きな後壁部分 3 3 とを有する。さらに、後壁部分 3 3 は、内膜で反射されたエコーに対応する内膜部分 3 4 と、中膜で反射されたエコーに対応する中膜部分 3 5 と、外膜で反射されたエコーに対応する外膜部分 3 6 とを有する。

【 0 0 3 7 】

超音波ビーム A では、超音波ビームが血管壁に対して垂直方向から照射されるので、中膜部分の前後にある内膜や外膜の信号が混在することが少なく、中膜部分の振幅は小さくなる。一方、超音波ビーム B では、超音波ビームが血管壁に対して垂直方向からずれた方向から照射されるので、中膜部分の前後にある内膜や外膜の信号が混在し、中膜部分の振幅は超音波ビーム A での振幅に比べ大きくなる。したがって、走査線エコー信号の波形のうち超音波ビーム A による波形が、内膜部分 3 4 の最大振幅と中膜部分 3 5 の最小振幅との差が最も大きくなる。超音波ビーム A において、血管に病変などのない健常者の場合、人により個体差はあり一概には言えないが、中膜部分の振幅は内膜や外膜の振幅に比較して、3 ~ 6 d B 以上は小さくなるため、中膜部分の判別は容易に行うことができる。これに対し超音波ビーム B においては中膜部分と内膜や外膜部分の振幅差はこれより小さくなり、状況によっては振幅差がなくなり、判別不能な場合もある。

【 0 0 3 8 】

内膜 - 中膜振幅差計測部 1 2 は、走査線ごとに、図 1 0 A に示す走査線エコー信号の包絡線を算出し、振幅の小さい血液部分以降の最初の極大値の部分の振幅を内膜部分 3 4 の最大振幅と判断する。また、内膜部分 3 4 の最大振幅以降の最初の極小値の部分の振幅を中膜部分 3 5 の最小振幅と判断する。そして、内膜 - 中膜振幅差計測部 1 2 は、内膜部分 3 4 の最大振幅と中膜部分 3 5 の最小振幅との差を計測する。データ検出部 1 1 b は、内膜部分 3 4 の最大振幅と中膜部分 3 5 の最小振幅との差が最も大きい走査線エコー信号を中心走査線エコー信号として検出し、I M T 計測部 6 に送信する。

【 0 0 3 9 】

以上のような構成によれば、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管 2 1 の中心点を通る超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出できる。この検出した超音波ビーム A による中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を検出し、内膜中膜複合厚から I M T を算出することができる。このことから、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の中心を通る超音波ビームの中心走査線エコー信号を検出することができるので、各走査面における内膜中膜複合厚を検出でき、I M T を算出することができる。

【 0 0 4 0 】

図 7 は、本実施の形態に係る超音波診断装置における信号解析部 5 の別の構成である信号解析部 5 c を示すブロック図である。内膜 - 中膜振幅差計測部 1 2 に代えて走査線ごとに中膜部分 3 5 の最小振幅に対する内膜部分 3 4 の最大振幅の比を計測する内膜 - 中膜振幅比計測部 1 3 を有する。データ検出部 1 1 c は、中膜部分 3 5 の最小振幅に対する内膜部分 3 4 の最大振幅の比が最も大きい走査線エコー信号を中心走査線エコー信号として検出し、I M T 計測部 6 に送信する。

【 0 0 4 1 】

このような構成にしても、図 5 に示した信号解析部 5 b を有する上記超音波診断装置と同様に、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の中心を通る超音波ビームの中心走査線エコー信号を検出することができる。このため、各走査面における内膜中膜複合厚を検出でき、I M T を算出することができる。

【 0 0 4 2 】

(実施の形態 4)

実施の形態 4 における超音波診断装置は、実施の形態 1 における超音波診断装置の信号解析部 5 について、実施の形態 2、3 とは異なる信号解析部 5 d を用いたものである。図 8 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の信号解析部 5 d の構成を示すブロック図である。信号解析部 5 d は、検波部 1 4 と、微分器 1 5 と、データ検出部 1 1 d とを有する。

10

【 0 0 4 3 】

図 9 は、図 2 に示す血管 2 1 の中心を通る超音波ビーム A の走査線エコー信号の波形 A を示す波形図である。検波部 1 4 は、波形 A を包絡線検波する。図 1 0 A は、波形 A を検波した波形を示す波形図である。図 1 0 B は、図 1 0 A の後壁部分 3 3 の拡大図である。

【 0 0 4 4 】

超音波ビーム A のように血管壁に垂直に超音波ビームが照射された場合、内膜表面の反射による波形の立ち上がりが鋭くなる。一方、超音波ビーム B のように血管壁に垂直な方向からずれて超音波ビームが照射された場合、超音波ビームがある程度の太さを持つことも考慮に入れると内膜表面の反射による波形の立ち上がりが緩やかになる。

20

【 0 0 4 5 】

図 8 に示す微分器 1 5 は、図 1 0 B に示される包絡線検波された各走査線エコー信号において、血液部分 3 2 の後に走査線エコー信号が任意のしきい値 (V 1) を超えた位置 (Z 1) を検出する。さらに、走査線エコー信号が極大となる部分の振幅 (V 2) およびその位置 (Z 2) を検出し、波形の立ち上がりの微分係数として $(V 2 - V 1) / (Z 2 - Z 1)$ を算出する。データ検出部 1 1 d は、1 走査面における走査線エコー信号の中で立ち上がりの微分係数が最も大きい走査線エコー信号を中心走査線エコー信号として検出し、I M T 計測部 6 に送信する。

【 0 0 4 6 】

以上のような構成によれば、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管 2 1 の中心点を通る超音波ビーム A により得られた中心走査線エコー信号を検出でき、この検出した超音波ビーム A による中心走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を検出でき、内膜中膜複合厚から I M T を算出することができる。このことから、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の中心を通る超音波ビームの中心走査線エコー信号を検出することができるので、各走査面における内膜中膜複合厚を検出でき、I M T を算出することができる。

30

【 0 0 4 7 】

(実施の形態 5)

図 1 1 は、本発明の実施の形態 5 に係る超音波診断装置 1 b の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 b は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 の I M T 計測部 6 に並列して検波部 1 6 を配置した構成を有する。検波部 1 6 は、B モード画像用の検波を行う。

40

【 0 0 4 8 】

次に、この超音波診断装置 1 b の動作について説明する。まず、送受信部 3 により被検体からのエコーを探触子 2 が受信して、走査線エコー信号を短軸走査データ収納メモリ 4 に保存する。この動作を操作者が探触子 2 を血管に沿って位置を変えながら繰り返す。信号解析部 5 は、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管の中心点を通る超音波ビームにより得られた中心走査線エコー信号を検出する。I M T 計測部 6 は、検出した中心走査線エコー信号ごとに内膜中膜複合厚を算出し、これらの内膜中膜複合厚の平均あるいは最大を I M T とする。

50

【 0 0 4 9 】

検波部 1 6 は、血管の中心点を通る中心走査線エコー信号による部分的な B モード画像を生成する。図 1 2 (a) は、各走査面における B モード画像を示す図である。B モード画像 4 1 a ~ d における血管の中心点を通る中心領域 4 2 a ~ d は、検波部 1 6 により生成された画像である。検波部 1 6 は、各走査面の中心領域の画像を横に並べて結合した画像を生成する。図 1 2 (b) は、各走査面の中心領域の画像を結合した結合画像 4 3 を示す図である。この結合画像 4 3 は、血管の長軸断面を走査した従来の画像と似ているが、従来の方法では、血管が蛇行している場合に表示できない部分が存在するのに対して、すべての走査領域の中心領域の画像を表示することができる。

【 0 0 5 0 】

次に、スキャンコンバータ 7 は、結合画像 4 3 のデータを表示部 8 に表示可能となるように走査変換する。表示部 8 は、走査変換されたデータを結合画像として表示する。

【 0 0 5 1 】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、体表から見た血管の形状が直線状でない場合でも、血管の走行方向に探触子 2 を移動させながら走査を行うことにより、血管の広い範囲で誤差の少ない I M T の計測が可能である。

【 0 0 5 2 】

さらに、血管が蛇行していても、各走査領域における中心領域の画像を結合した結合画像を表示することができる。

【 0 0 5 3 】

また、血管の中心領域の画像を結合した結合画像を表示することにより、測定した内膜中膜厚複合厚のわかりやすい表示を行うことができる。

【 0 0 5 4 】

(実施の形態 6)

図 1 3 は、本発明の実施の形態 6 に係る超音波診断装置の探触子の構成を示す側面図である。本実施の形態に係る超音波診断装置は、探触子の先端にアタッチメントが設けられた構成であり、それ以外の構成については、実施の形態 1 に係る超音波診断装置と同様であり、同様の構成要素については説明を省略する。

【 0 0 5 5 】

探触子 2 の先端にソリ状アタッチメント 5 2 が取り付けられている。アタッチメント 5 2 がない場合、図 1 4 に示すように、探触子 2 を矢印 C の向きに用手的に移動させると、矢印 D に示す方向に探触子 2 がずれやすくなり、探触子 2 と被検体 5 1 の表面との角度が不安定になる。

【 0 0 5 6 】

ソリ状アタッチメント 5 2 を用いることにより、被検体 5 1 との接触面積を増加させることで、探触子 2 と被検体 5 1 の表面との角度を安定して保つことができる。

【 0 0 5 7 】

なお、ソリ状アタッチメント 5 2 は、実施の形態 2 ~ 5 に係る超音波診断装置の探触子に取り付けてもよい。また、本実施の形態では、ソリ状アタッチメントを探触子に装着する例を示したが、アタッチメントは必ずしもソリ状である必要はなく、例えば平板状のものや十字形のように安定して探触子を移動可能とするものであればどのような形態でもよい。

【 0 0 5 8 】

(実施の形態 7)

図 1 5 は、本発明の実施の形態 7 に係る超音波診断装置 1 c の構成を示すブロック図である。本実施の形態に係る超音波診断装置 1 c は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 a に対して、信号解析部 5 と表示部 8 との間に血管傾き演算部 1 7 が配置されている。

【 0 0 5 9 】

図 1 6 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 c の探触子の構成を示す側面図である。超音波診断装置 1 c は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 a に対して、探触子の先

10

20

30

40

50

端にアタッチメントが設けられた構成である。超音波診断装置 1 c において、上記血管傾き演算部 1 7 およびアタッチメント以外の構成については、実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 a と同様であり、同様の構成要素については説明を省略する。

【0060】

探触子 2 の先端に取り付けられたソリ状アタッチメント 5 2 には、探触子 2 を回転可能に支持する回転軸 5 3 と、これに対応して所望の角度で回転を止めるための固定部（図示せず）が設けられている。これら回転軸 5 3 と固定部により、探触子 2 をアタッチメント 5 2 に対して任意の角度の傾きに設定することができる。

【0061】

図 1 7 は、本実施の形態に係る探触子 2 を用いて血管の I M T を計測する状態を示す図である。被検体の体表 5 1 に対して血管 5 4 の走行方向は、必ずしも平行ではない。しかし、アタッチメント 5 2 に対して探触子 2 を傾けて支持することにより、探触子 2 を体表 5 1 の垂直方向から安定して傾けることができる。したがって、血管 5 4 の走行方向に垂直に超音波ビームを照射することができる。

10

【0062】

図 1 7 に示す血管傾き演算部 1 7 は、例えば各走査領域における血管の前壁の位置から体表 5 1 に対する血管の走行方向の傾きを算出する。

【0063】

次に、本実施の形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。本実施の形態では、走査する領域全体を 2 回、用手的に走査して I M T を計測する。まず、1 回目の走査として、超音波ビームの角度が体表に対して垂直になるように設定する。次に、送受信部 3 により被検体からの反射波を探触子 2 が受信して、走査線エコー信号を短軸走査データ収納メモリ 4 に保存する。この動作を操作者が用手的に探触子 2 を血管に沿って位置を変えた各位置で行う。次に、信号解析部 5 は、各走査平面の走査線エコー信号の中から血管の中心点を通る超音波ビームにより得られた走査線エコー信号を検出する。

20

【0064】

次に、I M T 計測部 6 は、検出した走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を算出し、これらの内膜中膜複合厚の平均あるいは最大を I M T とする。また、血管傾き演算部 1 7 は、各走査線エコー信号の例えば前壁部分の外膜部分の位置を検出することにより、各走査位置における血管の体表からの深さを算出し、血管の深さの変化から血管の走行方向の体表に対する傾きを算出する。算出したデータを表示部 8 に表示する。血管の走行方向の傾きがゼロであれば、血管に対して垂直に超音波ビームが照射したことになるので、2 回目の走査を行わずに、I M T 計測部 6 は I M T 値を表示部 8 に表示して動作を終了する。

30

【0065】

血管傾き演算部 1 7 が超音波ビームの垂直方向に対して血管が傾いていると判断した場合には、血管傾き演算部 1 7 は傾き角度を表示部 8 に表示させる。操作者は、アタッチメント 5 2 に対して探触子 2 を表示部 8 に表示された角度だけ傾ける。そして 2 回目の走査を行う。I M T 計測部 6 は、2 回目の走査線エコー信号から内膜中膜複合厚を算出し、これらの内膜中膜複合厚の平均あるいは最大を I M T とし、スキャンコンバータ 7 を介して I M T 値を表示部 8 に表示して動作を終了する。

40

【0066】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、体表に対して血管が平行でない場合であっても、I M T を計測することができる。

【0067】

（実施の形態 8）

図 1 8 は、本発明の実施の形態 8 に係る超音波診断装置 1 d の構成を示すブロック図である。本実施の形態に係る超音波診断装置 1 d は、実施の形態 7 に係る超音波診断装置 1 c に対して、傾き制御部 1 8 を有する。

【0068】

図 1 9 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 d の探触子の構成を示す側面図である

50

。超音波診断装置 1 d は、超音波診断装置 1 c に対して、探触子 2 に配置された配列振動子が回転可能な配列振動子 1 9 に置き換えられている。

【 0 0 6 9 】

そして、超音波診断装置 1 c が血管の傾きに合わせて探触子 2 全体を傾けて 2 回目の走査を行う構成であるのに対して、超音波診断装置 1 d は、配列振動子 1 9 を血管の傾きに合わせて傾けて 2 回目の走査を行う構成である。超音波診断装置 1 d において、上記構成以外の構成については、実施の形態 7 に係る超音波診断装置 1 c と同様であり、同様の構成要素については説明を省略する。

【 0 0 7 0 】

ソリ状アタッチメント 5 2 は、探触子 2 が体表に対して垂直な方向から傾かないように固定されている。探触子 2 の内部には、回転可能に配置された配列振動子 1 9 が配置されている。傾き制御部 1 8 は、血管の傾きに合わせて配列振動子 1 9 の傾きを制御する。配列振動子 1 9 の傾き制御の方法としては、例えば、超音波診断装置ではよく知られた機械式走査の手法、すなわち、配列振動子に回転軸を設け、回転軸を探触子 1 の本体で支持し、配列振動子の回転方向を制御するためのモータなどの制御手段を設け、音響整合をよくするために配列振動子と探触子 1 の空隙を音響カップリング液で満たし、制御手段により配列振動子を回転させる方法を用いることができる。

【 0 0 7 1 】

次に、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 d の動作について説明する。まず、1 回目の走査として、超音波ビーム 5 5 の角度が体表に垂直になるように配列振動子 1 9 を真下に向ける。この状態で実施の形態 7 と同様に、1 回目の走査を行う。血管傾き演算部 1 7 は、各走査位置における体表に対する血管の傾きを検出し、傾き制御部 1 8 は各位置における傾きを記憶する。これにより、血管 5 4 の体表 5 1 に対する傾き、すなわち湾曲状態を検出することができる。

【 0 0 7 2 】

次に、図 2 0 に示すように、2 回目の走査を行う。この時、傾き制御部 1 8 は各走査位置における血管の傾きに依じて、超音波ビーム 5 5 が血管に垂直に照射されるように配列振動子 1 9 の向きを変える。

【 0 0 7 3 】

以上のように、本実施の形態に係る超音波診断装置は、体表に対して血管が平行でない場合であっても、IMT を計測することができる。また、血管が湾曲している場合でも、IMT を計測することができる。

【 0 0 7 4 】

(実施の形態 9)

実施の形態 7、8 は、走査対象領域に対して 2 回の走査を行うものであった。この場合、探触子 2 の移動量が明確に示されなければ、用手的な移動を 2 回繰り返した場合、走査位置が 1 回目と 2 回目とでずれる場合がある。本実施の形態に係る超音波診断装置は、この問題を解消するものである。

【 0 0 7 5 】

図 2 1 は、頸部 5 6 に探触子 2 を接触させた状態を示す上面図である。頸部 5 6 には、例えば縞模様のように位置を特定することができるように形成されたテープ 5 8 が貼り付けられている。探触子 2 には、対象物に光を照射してその反射光を読み取る光電センサ 5 7 が配置されている。光電センサ 5 7 は頸部 5 6 に貼り付けられたテープ 5 8 の情報（例えばテープが縞模様の場合は反射光の明暗）を読み取って探触子 2 の位置を検出する。

【 0 0 7 6 】

以上のような構成により、1 回目の走査による位置と 2 回目の走査の位置とのずれを無くすことができ、血管に対して垂直に超音波ビームを照射することができ、正確に IMT を計測することができる。

【 0 0 7 7 】

(実施の形態 1 0)

10

20

30

40

50

本発明の実施の形態 10 に係る超音波診断装置は、実施の形態 9 と同様の問題を解消する別の例である。図 22 は、本実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す側面図である。探触子 2 には、ワイヤ 60 を巻き取るポビン 59 が取り付けられ、ワイヤ 60 が引き出されるとポビン 59 が回転する。ポビン 59 には、エンコーダ（図示せず）が取り付けられていて、ポビン 59 の回転を検出することにより、引き出されたワイヤ 60 の長さを検出する。ワイヤ 60 には端部にストッパ 61 が取り付けられている。ストッパ 61 は、例えば操作者が指で押さえることにより、探触子 2 の位置を検出するための基点となるものである。

【0078】

本実施の形態に係る超音波探触子による I M T の計測は、まず、ストッパ 61 を固定し、ワイヤ 60 を引き出しながら、1 回目の走査を行う。この時、エンコーダは、ワイヤ長さを検出することにより、探触子の各走査位置を検出する。次に、ストッパ 61 を固定したまま、ワイヤ 60 をポビン 59 に巻き取る。

【0079】

そして、1 回目の走査経路に沿ってワイヤを引き出しながら 2 回目の走査を行う。この時、図示しない制御部により、1 回目の各走査位置で走査を行う。

【0080】

以上のような構成により、1 回目の走査による位置と 2 回目の走査の位置とのずれを無くすることができ、血管に対して垂直に超音波ビームを照射することができて、正確に I M T を計測することができる。

【0081】

また、図 23 に示すように、ワイヤ 60 がポビン 59 から離れる位置（接点）を検出する接点検知センサ 62 をさらに有する構成にすることもできる。接点検知センサ 62 は、ポビン 59 内部、ポビン 59 を探触子 2 に支持する支持部など、どこに設けられていてもよい。接点の位置は、探触子 2 の傾きと関連しており、例えば図 23 において、探触子 2 が左に倒れるとポビン 59 の位置も若干左下方向に移動するため接点の位置は時計回りに移動したことになる。すなわち、接点検知センサ 62 が検出する接点の位置により探触子 2 の傾きを検出することができる。

【0082】

傾き制御部 18 は、1 回目の走査時の移動により検出した探触子 2 の傾きと、血管の体表 51 に対する傾きとから、超音波ビームが血管の走査方向に対して垂直となる探触子 2 の傾きを算出する。この傾きを、操作者が操作可能なように 2 回目の走査時に表示部に表示しても良いし、図 16 に示すアタッチメントを有する場合には、アタッチメントが探触子 2 の移動に応じて探触子 2 を傾けるようにしてもよい。

【0083】

以上のように、この構成によれば探触子 2 の走査の位置だけでなく、探触子 2 の走査時の傾きも検出することができる。したがって、高い精度で血管の垂直断面を走査することができ、正確に I M T を計測することができる。

【0084】

さらに、図 24 に示すように、配列振動子を回転可能な配列振動子 19 とする構成にすることができる。この構成によれば、1 回目の走査時に接点検知センサ 62 により探触子 2 の傾きを検出し、傾き制御部 18 は、超音波ビームが血管の走査方向に対して垂直となる探触子 2 の傾きを算出する。傾き制御部 18 は、2 回目の走査時の探触子 2 の傾きに応じて、配列振動子 19 を回転させることにより、傾きを補正することができ、血管に対して垂直に超音波ビームを照射することができる。

【0085】

また、図 25 に示すように、接点検知センサを設けずに、探触子 2 の高さ方向の異なる位置にポビン 59 a、59 b とエンコーダの組み合わせ（ワイヤ長さ検出機構）が 2 系統設けられた構成にすることもできる。この構成においても、図 23 と同様に、それぞれのワイヤ 60 a、60 b の長さから探触子 2 の位置と傾きを検出することができる。

10

20

30

40

50

【0086】

また、図26に示すように、頸部平面方向の異なる位置にワイヤ長さ検出機構59c、59dが2系統並べて配置された構成にすることもできる。特に、探触子2の移動方向に対して、垂直方向に配置されることが好ましい。この構成において、それぞれのワイヤ60c、60dの長さから探触子2の位置と頸部平面方向に対する回転角度を検出することができる。したがって、1回目の走査と2回目の走査において、探触子2の頸部平面方向における回転角度を等しくすることができ、精度のよいIMTを計測することができる。

【0087】

また、図27に示すように、2系統のワイヤ長さ検出機構59a、59bに対して、2つのボビンの回転を連動させる連動機構63を設ける構成にすることができる。この構成によれば、それぞれのワイヤ60a、60bが引っ張られるように探触子2を移動させれば、探触子2を決められた角度に保ちながら移動させることができる。

【0088】

なお、図27では、2系統のワイヤ長さ検出機構59a、59bが探触子2の高さ方向に異なる位置に配置された構成を示したが、探触子2の高さ方向と探触子2の移動方向のそれぞれに対して垂直方向な方向に配置されていてもよい。この構成では、それぞれのワイヤが引っ張られるように探触子2を移動させれば、探触子2を決められた頸部平面方向における回転角度を保ちながら移動させることができる。

【0089】

(実施の形態11)

図28は、本発明の実施の形態11に係る超音波診断装置1eの構成を示すブロック図である。本実施の形態に係る超音波診断装置1eは、実施の形態1に係る超音波診断装置1aの短軸走査データ収納メモリ4、信号解析部5およびIMT計測部6がそれぞれ3系統配置されて構成されている。また、送受信部3、短軸走査データ収納メモリ4、信号解析部5および制御部9に接続された偏向角度制御部20を有する構成である。他の構成要素は、実施の形態1の超音波診断装置1aと同様であり、同様の構成要素については同一の符号を付して説明を省略する。

【0090】

実施の形態1に係る超音波診断装置1aは、リニア走査を行うものであった。本実施の形態に係る超音波診断装置は、配列振動子における超音波を照射する振動子の位置(開口部)を変えながら、超音波ビームの偏向角を変えて走査を行うものである。偏向角度制御部20は、超音波ビームの偏向角を制御する。

【0091】

短軸走査データ収納メモリ4、信号解析部5およびIMT計測部6がそれぞれ3系統用意されている。3系統用意されていることにより、1走査面に対して一度の走査で3箇所の内臓中膜複合厚を検出して、IMTを並行して算出することができる。

【0092】

図29は、配列振動子64aと、血管21と、超音波ビーム65a~65bとの位置関係を示す図である。図29(a)、(b)、(c)は、順に同一の走査面での走査における状態を示す図である。図29(a)は、配列振動子の左側の振動子(開口部)が駆動されて、右下向きとなる偏向角の超音波ビームが照射された状態を示す図である。図29(b)は、配列振動子の中心部の振動子が駆動されて、下向きとなる偏向角の超音波ビームが照射された状態を示す図である。図29(c)は、配列振動子の右側の振動子が駆動されて、左下向きとなる偏向角の超音波ビームが照射された状態を示す図である。

【0093】

このように偏向角を制御することにより、各図の超音波ビームは、血管の中心を通過している。したがって、血管壁(後壁)のエコーを検出することができ、内臓中膜複合厚、すなわちIMTを計測することができる。すなわち、血管の同一断面における異なった部位におけるIMTを計測することができる。

【0094】

なお、本実施の形態では、直線に並べた配列振動子を用いて開口の移動と偏向角度の可変を同時に行うことで実現したが、本実施の形態はこの例に限定されない。例えば、図30のように凹面配列振動子64bを用いれば、偏向を変化させることなく、開口の移動のみで超音波ビーム65d～65fを血管の中心を通過させることができ、上記効果を得ることができる。

【0095】

また、本発明の超音波診断装置は、頸部血管を診断するのに有用であるが、頸部に限定されるものではない。例えば、上腕の血管などの診断に用いることも可能である。

【0096】

なお、上記各実施の形態では、血管の複数位置で検出した内膜中膜複合厚に対し、例えば、最大あるいは平均をIMTとして算出したが、血管の一つの位置のみで検出した内膜中膜複合厚をIMTとしてもよい。

10

【産業上の利用可能性】

【0097】

本発明は、体表から見て血管が曲がっていてもIMTを計測可能であるという効果を有し、頸部血管におけるIMT検出用の超音波診断装置等として利用可能である。

【符号の説明】

【0098】

1a～1e 超音波診断装置

20

2 探触子

3 送受信部

4 短軸走査データ収納メモリ

5、5a～5d 信号解析部

6 IMT計測部

7 スキャンコンバータ

8 表示部

9 制御部

10 血液部分長さ計測部

11a～11d データ検出部

30

12 内膜 - 中膜振幅差計測部

13 内膜 - 中膜振幅比計測部

14、16 検波部

15 微分器

17 血管傾き演算部

18 傾き制御部

19、64a、64b 配列振動子

20 偏向角度制御部

21 血管

22 外膜

40

23 中膜

24 内膜

25 血液

31 前壁部分

32 血液部分

33 後壁部分

34 内膜部分

35 中膜部分

36 外膜部分

41 Bモード画像

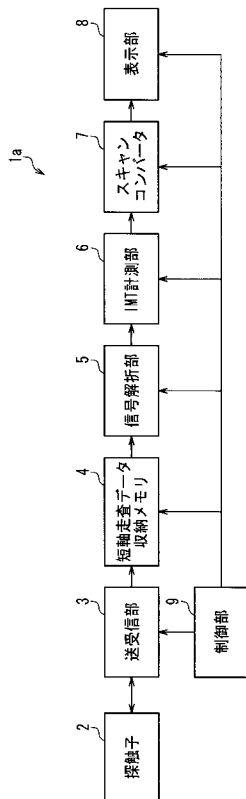
50

42 中心領域

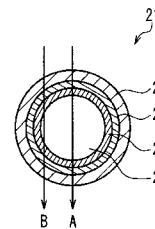
- 4 3 結合画像
- 5 1 体表
- 5 2 アタッチメント
- 5 3 回転軸
- 5 4 頸部血管
- 5 5、6 5 a ~ 6 5 f 超音波ビーム
- 5 6 頸部
- 5 7 光電センサ
- 5 8 テープ
- 5 9、5 9 a ~ 5 9 d ボビン
- 6 0、6 0 a ~ 6 0 d ワイヤ
- 6 1 ストップパ
- 6 2 接点検知センサ
- 6 3 連動機構

10

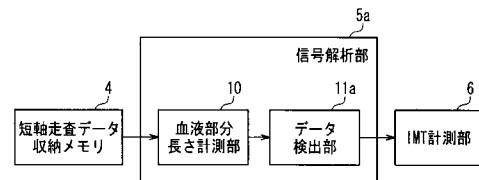
【図 1】



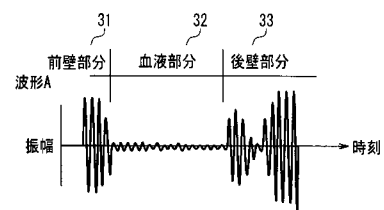
【図 2】



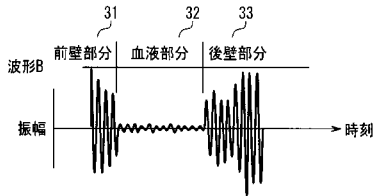
【図 3】



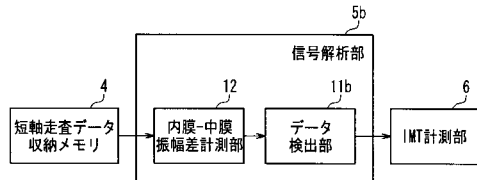
【図 4 A】



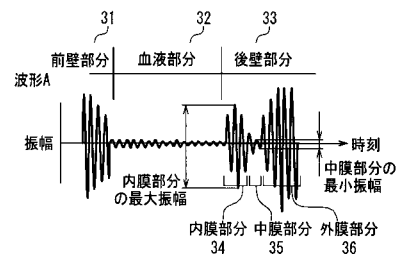
【図 4 B】



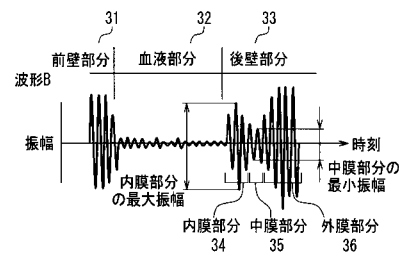
【図 5】



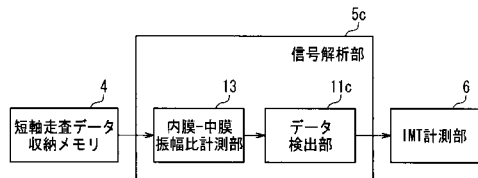
【図 6 A】



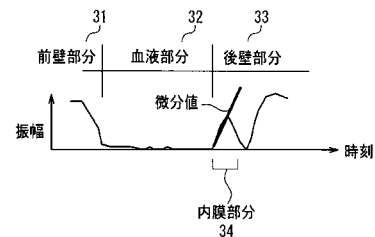
【図 6 B】



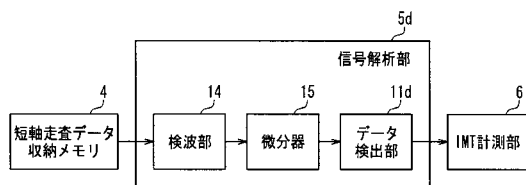
【図 7】



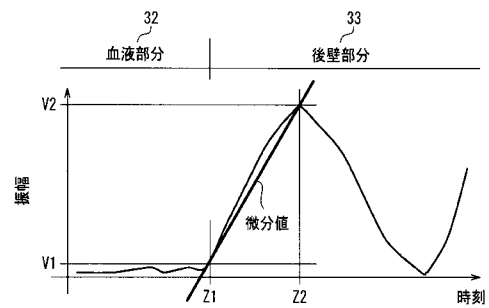
【図 10 A】



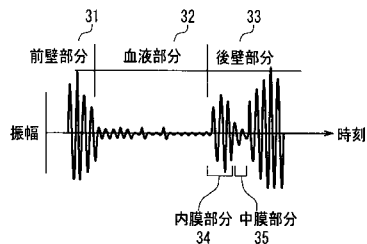
【図 8】



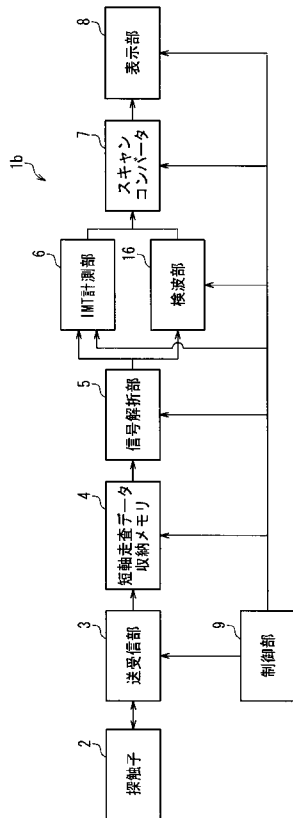
【図 10 B】



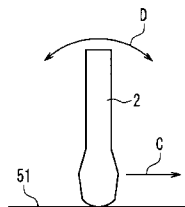
【図 9】



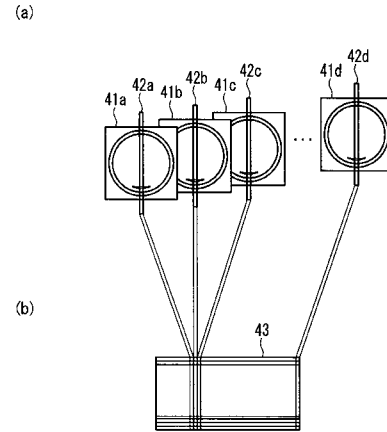
【図 1 1】



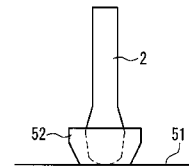
【図 1 4】



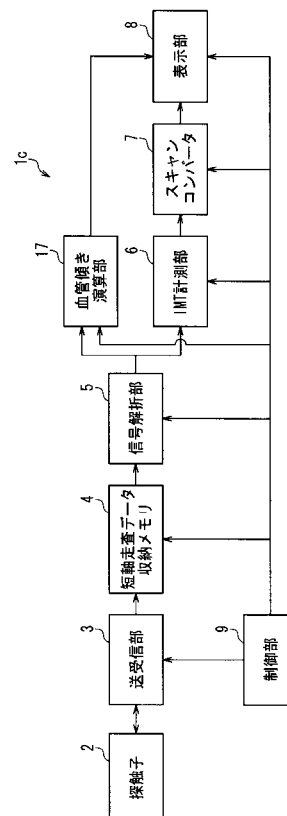
【図 1 2】



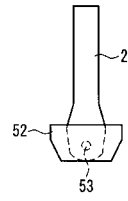
【図 1 3】



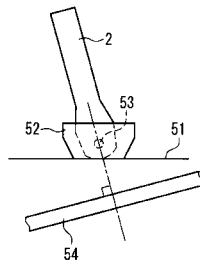
【図 1 5】



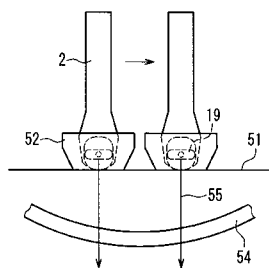
【図 16】



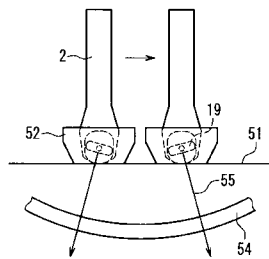
【図 17】



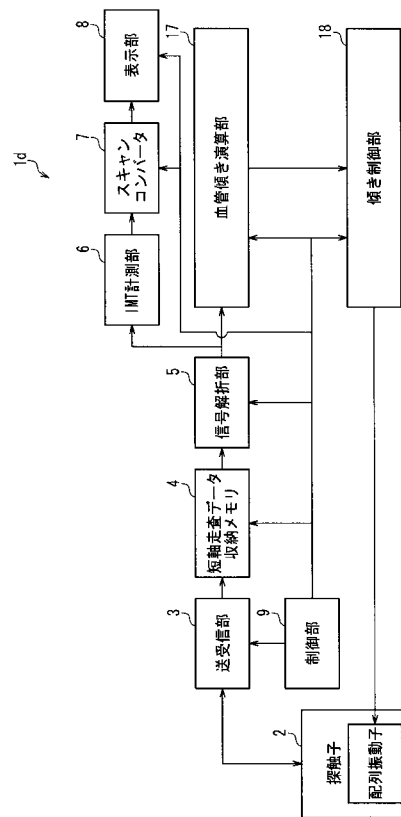
【図 19】



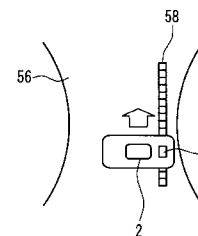
【図 20】



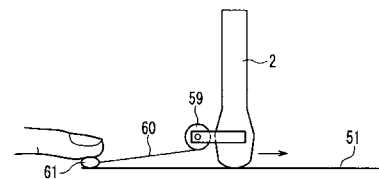
【図 18】



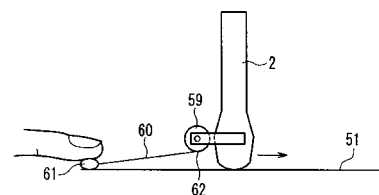
【図 21】



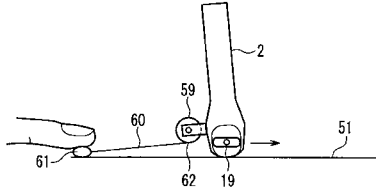
【図 22】



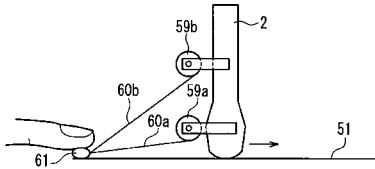
【図 23】



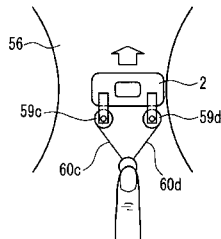
【図 2 4】



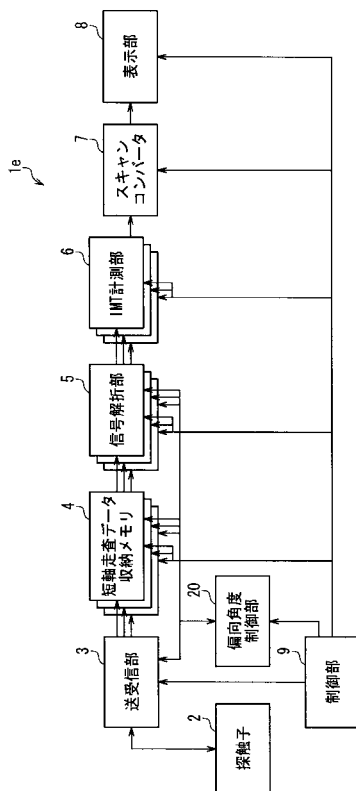
【図 2 5】



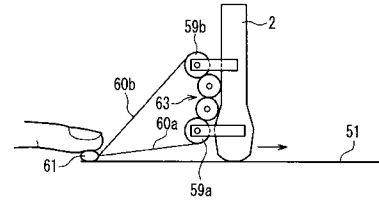
【図 2 6】



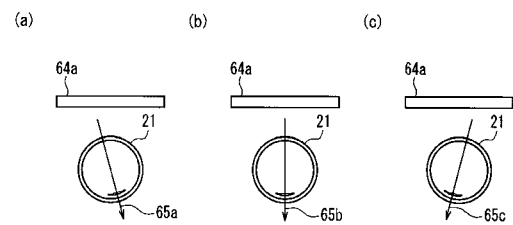
【図 2 8】



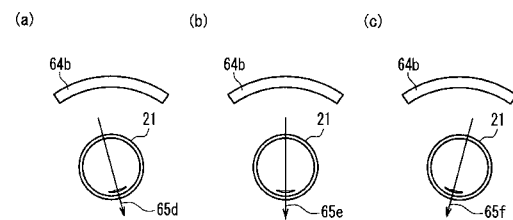
【図 2 7】



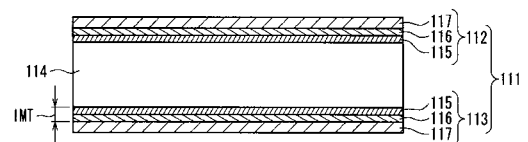
【図 2 9】



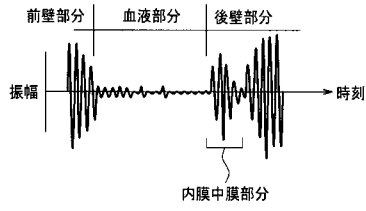
【図 3 0】



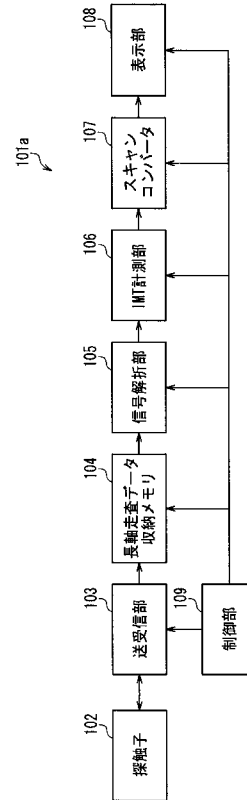
【図 3 1】



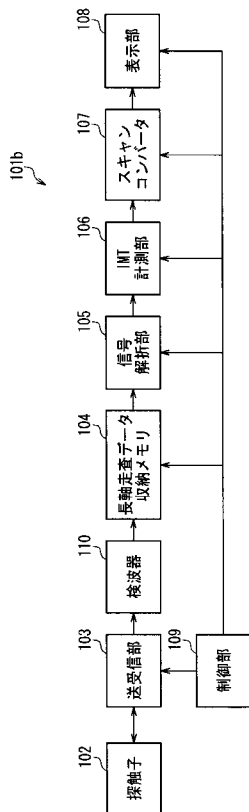
【図 3 2】



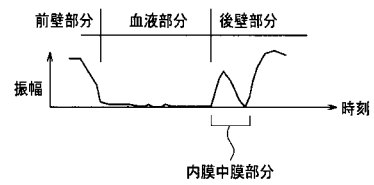
【図 3 3】



【図 3 4】



【図 3 5】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/000134

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00(2006.01) i

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)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2008/149540 A1 (Panasonic Corp.), 11 December 2008 (11.12.2008), entire text; all drawings & JP 2009-39258 A & JP 2009-39407 A & JP 2009-160370 A & US 2010/0217125 A1 & EP 2163202 A1 & CN 101677810 A	1-7
Y	WO 2007/108359 A1 (Panasonic Corp.), 27 September 2007 (27.09.2007), claim 1; paragraphs [0070], [0085] & US 2009/0163811 A1 & EP 1997436 A1 & CN 101431942 A & RU 2008141297 A	1-7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family 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 application or patent 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
31 January, 2012 (31.01.12)Date of mailing of the international search report
14 February, 2012 (14.02.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/000134

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2005/020821 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 March 2005 (10.03.2005), entire text; all drawings & JP 4676334 B & US 2007/0032725 A1 & EP 1661519 A1 & CN 1845707 A	1-7
A	WO 2005/002446 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 13 January 2005 (13.01.2005), entire text; all drawings & JP 4602906 B & US 2008/0125651 A1	1-7

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 0 1 3 4	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00(2006,01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	WO 2008/149540 A1 (パナソニック株式会社) 2008.12.11, 全文, 全図 & JP 2009-39258 A & JP 2009-39407 A & JP 2009-160370 A & US 2010/0217125 A1 & EP 2163202 A1 & CN 101677810 A	1-7	
Y	WO 2007/108359 A1 (パナソニック株式会社) 2007.09.27, 請求項 (1), 段落[0070], [0085] & US 2009/0163811 A1 & EP 1997436 A1 & CN 101431942 A & RU 2008141297 A	1-7	
A	WO 2005/020821 A1 (松下電器産業株式会社) 2005.03.10, 全文, 全図 & JP 4676334 B & US 2007/0032725 A1 & EP 1661519 A1 & CN 1845707 A	1-7	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 31.01.2012		国際調査報告の発送日 14.02.2012	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2Q 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 0 1 3 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2005/002446 A1 (松下電器産業株式会社) 2005.01.13, 全文, 全図 & JP 4602906 B & US 2008/0125651 A1	1-7

フロントページの続き

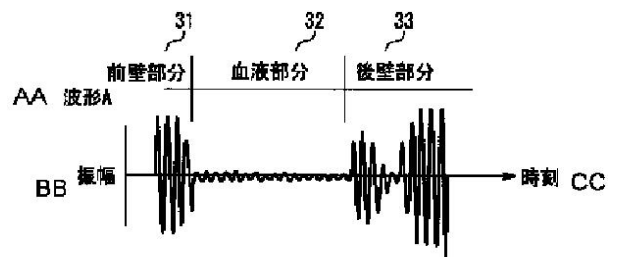
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2012105162A1	公开(公告)日	2014-07-03
申请号	JP2012512128	申请日	2012-01-12
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	西垣森緒		
发明人	西垣 森緒		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/42 A61B8/4209 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4281 A61B8/4466 A61B8/463 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52065 G01S7/52079 G01S15/8915 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/GA22 4C601/GA23 4C601/JB36		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2011018354 2011-01-31 JP		
其他公开文献	JP6032008B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

探头发送和接收超声波，并且当探头用超声波扫描血管的短轴截面时，从探头所接收的短轴截面中的多个扫描线回波信号中选择血管。信号分析单元基于振幅较小的部分（其是来自流动的部分的反射波）来检测穿过血管的中心的中央扫描线回波信号，以及IMT测量单元，其从中央扫描线回波信号计算IMT。用。利用这种构造，即使在从体表观看的血管不是线性的情况下，也能够提供一种能够在大范围内以较小的误差测量IMT的超声波诊断装置。



- 31 Anterior wall region
- 32 Blood region
- 33 Posterior wall region
- AA Waveform A
- BB Amplitude
- CC Time