

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6032008号
(P6032008)

(45) 発行日 平成28年11月24日(2016.11.24)

(24) 登録日 平成28年11月4日(2016.11.4)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2012-512128 (P2012-512128)	(73) 特許権者	000001270
(86) (22) 出願日	平成24年1月12日 (2012.1.12)		コニカミノルタ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/000134		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(87) 国際公開番号	W02012/105162	(74) 代理人	100105050
(87) 国際公開日	平成24年8月9日 (2012.8.9)		弁理士 鷲田 公一
審査請求日	平成26年7月10日 (2014.7.10)	(74) 代理人	100155620
(31) 優先権主張番号	特願2011-18354 (P2011-18354)		弁理士 木曾 孝
(32) 優先日	平成23年1月31日 (2011.1.31)	(72) 発明者	西垣 森緒
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【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の走査線エコー信号と、前記血管の前壁部分と後壁部分とからの反射波である相対的に振幅の大きい部分の走査線エコー信号を取得し、前記前壁部分からの相対的に振幅の大きい部分に続いて前記後壁からの相対的に振幅の大きい部分までの、前記相対的に振幅の小さい部分の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として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、

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、前記後壁を構成する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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

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の走査線エコー信号と、前記血管の前壁部分と

10

20

後壁部分とからの反射波である相対的に振幅の大きい部分の走査線エコー信号を取得し、前記前壁部分からの相対的に振幅の大きい部分に続いて前記後壁からの相対的に振幅の大きい部分までの、前記相対的に振幅の小さい部分の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として検出する信号解析部と、

前記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、

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、前記後壁を構成する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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

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の走査線エコー信号と、前記血管の前壁部分と後壁部分とからの反射波である相対的に振幅の大きい部分の走査線エコー信号を取得し、前記前壁部分からの相対的に振幅の大きい部分に続いて前記後壁からの相対的に振幅の大きい部分までの、前記相対的に振幅の小さい部分の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として検出する信号解析部と、

前記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、

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、前記後壁を構成する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ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項4】

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の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として検出し、

前記IMT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IMTを算出する請求項1～3のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項5】

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4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IMT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、IMT（Intima Media Thickness）が注目されている。頸部血管111は、図31に示すように、血管壁112、113内部を血液114が流れる構造であり、血管壁112、113は、内側から内膜115、中膜116、外膜117の3層から構成されている。IMTは、血管の内膜中膜複合体の厚さであり、内膜115、中膜116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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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 】

【 0 0 1 2 】

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

10

20

30

40

50

、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の走査線エコー信号と、前記血管の前壁部分と後壁部分とからの反射波である相対的に振幅の大きい部分の走査線エコー信号を取得し、前記前壁部分からの相対的に振幅の大きい部分に続いて前記後壁からの相対的に振幅の大きい部分までの、前記相対的に振幅の小さい部分の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として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。

【 0 0 1 4 】

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、前記後壁を構成する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。

【 0 0 1 5 】

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、前記後壁を構成する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。

【 0 0 1 6 】

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、前記後壁を構成する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。

【 0 0 1 7 】

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の長さが最も長い走査線エコー信号を前記血管の中心を通る中心走査線エコー信号として検出し、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

【 0 0 1 8 】

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。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

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】

【 0 0 2 0 】

【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

【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 10

【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 I M T を計測する状態を示す図 20

【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 30

【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 の従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 34】第 2 の従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図 40

【図 35】第 2 の従来の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る。

【0022】

(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 50

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。

【 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。

10

【 0 0 2 4 】

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。

20

【 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。

【 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。

30

【 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、I M T 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、I M T 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 I M T とする。算出された I M T は、数値として表示することも可能であるし、

50

また、I M T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。

【 0 0 2 9 】

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 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 I M T の計測が可能である。

10

【 0 0 3 0 】

(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層装置の信号解析部 5 についてより具体的な構成の信号解析部 5 a を含むものである。図 3 は、信号解析部 5 a の構成を示すブロック図である。信号解析部 5 a は、血液部分長さ計測部 1 0 と、データ検出部 1 1 a とを有する。

【 0 0 3 1 】

図 4 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 4 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。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。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、2 0 d B 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。

20

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように血管 2 1 が断面円形であることから、図 4 A に示す波形 A は、血管 2 1 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 3 2 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 3 2 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 1 0 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 1 1 a 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、I M T 計測部 6 に送信する。

30

【 0 0 3 3 】

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。

40

【 0 0 3 4 】

(実施の形態 3)

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層装置の信号解析部 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

50

Aを示す波形図である。図6B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。

【0036】

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。さらに、後壁部分33は、内膜で反射されたエコーに対応する内膜部分34と、中膜で反射されたエコーに対応する中膜部分35と、外膜で反射されたエコーに対応する外膜部分36とを有する。

【0037】

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34の最大振幅と中膜部分35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、3～6dB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。

【0038】

内膜 - 中膜振幅差計測部12は、走査線ごとに、図10A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34の最大振幅と判断する。また、内膜部分34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35の最小振幅と判断する。そして、内膜 - 中膜振幅差計測部12は、内膜部分34の最大振幅と中膜部分35の最小振幅との差を計測する。データ検出部11bは、内膜部分34の最大振幅と中膜部分35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、IMT計測部6に送信する。

【0039】

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。

【0040】

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5cを示すブロック図である。内膜 - 中膜振幅差計測部12に代えて走査線ごとに中膜部分35の最小振幅に対する内膜部分34の最大振幅の比を計測する内膜 - 中膜振幅比計測部13を有する。データ検出部11cは、中膜部分35の最小振幅に対する内膜部分34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、IMT計測部6に送信する。

【0041】

このような構成にしても、図5に示した信号解析部5b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、IMTを算出することができる。

【0042】

(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。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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 ($V1$) を超えた位置 ($Z1$) 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 ($V2$) およびその位置 ($Z2$) を検出し、波形の立ち上がりの微分係数として $(V2 - V1) / (Z2 - Z1)$ 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、IMT 計測部 6 に送信する。

【0046】

以上のような構成によれば、各走査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 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。

【0047】

(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 IMT 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。

【0048】

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。IMT 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 IMT とする。

【0049】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【 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。

20

【 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。

30

【 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。

40

【 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。

【 0 0 6 0 】

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

50

せず)が設けられている。これら回転軸53と固定部により、探触子2をアタッチメント52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17は、本実施の形態に係る探触子2を用いて血管のIMTを計測する状態を示す図である。被検体の体表51に対して血管54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52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51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54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。

【0062】

図17に示す血管傾き演算部17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51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IMT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。

【0064】

次に、IMT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IMTとする。また、血管傾き演算部17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、IMT計測部6はIMT値を表示部8に表示して動作を終了する。

【0065】

血管傾き演算部17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17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52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。IMT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IMTとし、スキャンコンバータ7を介してIMT値を表示部8に表示して動作を終了する。

【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、IMTを計測することができる。

【0067】

(実施の形態8)

図18は、本発明の実施の形態8に係る超音波診断装置1d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1dは、実施の形態7に係る超音波診断装置1cに対して、傾き制御部18を有する。

【0068】

図19は、本実施の形態に係る超音波診断装置1dの探触子の構成を示す側面図である。超音波診断装置1dは、超音波診断装置1c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19に置き換えられている。

【0069】

そして、超音波診断装置1c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1dは、配列振動子19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1dにおいて、上記構成

10

20

30

40

50

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。

10

【 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応じて、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。

20

【 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、I M T 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、I M T 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。

30

【 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 I M T を計測することができる。

40

【 0 0 7 7 】

(実施の形態 1 0)

本発明の実施の形態 1 0 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 2 2 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 6 0 を巻き取るポビン 5 9 が取り付けられ、ワイヤ 6 0 が引き出されるとポビン 5 9 が回転する。ポビン 5 9 には、エンコーダ（図示せず）が取り付けられていて、ポビン 5 9 の回転を検出することにより、引き出されたワイヤ 6 0 の長さを検出する。ワイヤ 6 0 には端部にストッパ 6 1 が取り付けられている。ストッパ 6 1 は、

50

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。

【 0 0 7 8 】

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 6 1 を固定し、ワイヤ 6 0 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 6 1 を固定したまま、ワイヤ 6 0 をポビン 5 9 に巻き取る。

【 0 0 7 9 】

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。

10

【 0 0 8 0 】

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て、正確に I M T を計測することができる。

【 0 0 8 1 】

また、図 2 3 に示すように、ワイヤ 6 0 がポビン 5 9 から離れる位置（接点）を検出する接点検知センサ 6 2 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 6 2 は、ポビン 5 9 内部、ポビン 5 9 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 2 3 において、探触子 2 が左に倒れるとポビン 5 9 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 6 2 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。

20

【 0 0 8 2 】

傾き制御部 1 8 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 5 1 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 1 6 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。

【 0 0 8 3 】

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。

30

【 0 0 8 4 】

さらに、図 2 4 に示すように、配列振動子を回転可能な配列振動子 1 9 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 6 2 により探触子 2 の傾きを検出し、傾き制御部 1 8 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 1 8 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 1 9 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。

【 0 0 8 5 】

40

また、図 2 5 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 5 9 a、5 9 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 2 3 と同様に、それぞれのワイヤ 6 0 a、6 0 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。

【 0 0 8 6 】

また、図 2 6 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 5 9 c、5 9 d 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 6 0 c、6 0 d 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

50

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箇所の内膜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、内膜中膜複合厚、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。

【 0 0 9 6 】

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 I M T 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 I M T としてもよい。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 9 7 】

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

10

【符号の説明】

【 0 0 9 8 】

- 1 a ~ 1 e 超音波診断装置
- 2 探触子
- 3 送受信部
- 4 短軸走査データ収納メモリ
- 5、5 a ~ 5 d 信号解析部
- 6 I M T 計測部
- 7 スキャンコンバータ
- 8 表示部
- 9 制御部
- 1 0 血液部分長さ計測部
- 1 1 a ~ 1 1 d データ検出部
- 1 2 内膜 - 中膜振幅差計測部
- 1 3 内膜 - 中膜振幅比計測部
- 1 4、1 6 検波部
- 1 5 微分器
- 1 7 血管傾き演算部
- 1 8 傾き制御部
- 1 9、6 4 a、6 4 b 配列振動子
- 2 0 偏向角度制御部
- 2 1 血管
- 2 2 外膜
- 2 3 中膜
- 2 4 内膜
- 2 5 血液
- 3 1 前壁部分
- 3 2 血液部分
- 3 3 後壁部分
- 3 4 内膜部分
- 3 5 中膜部分
- 3 6 外膜部分
- 4 1 B モード画像
- 4 2 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

20

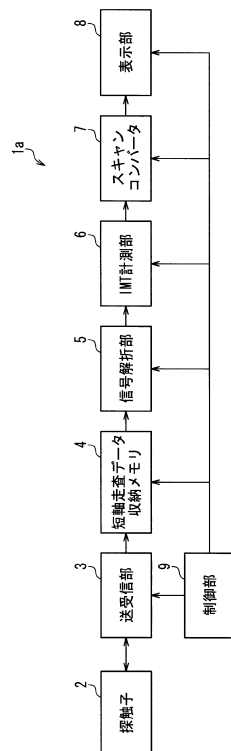
30

40

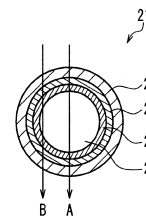
50

- 56 頸部
- 57 光電センサ
- 58 テープ
- 59、59a～59d ボビン
- 60、60a～60d ワイヤ
- 61 ストップ
- 62 接点検知センサ
- 63 連動機構

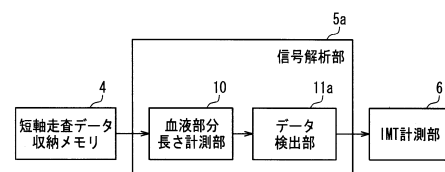
【図1】



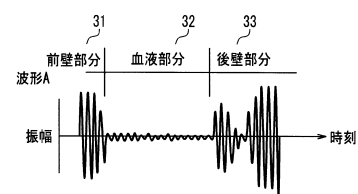
【図2】



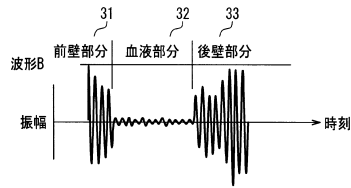
【図3】



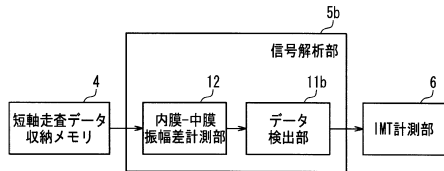
【図4A】



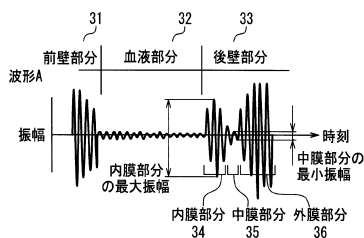
【図 4 B】



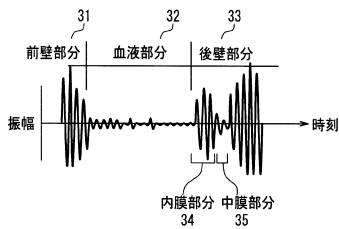
【図 5】



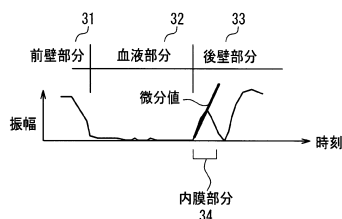
【図 6 A】



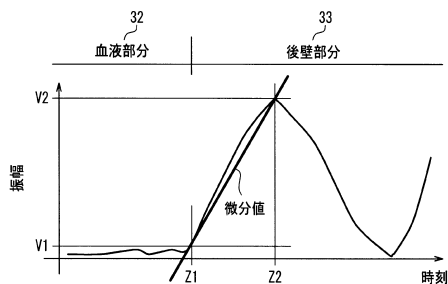
【図 9】



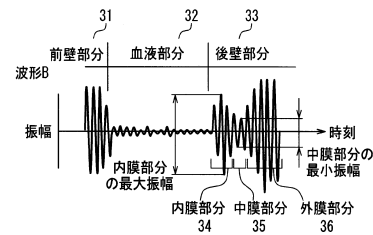
【図 10 A】



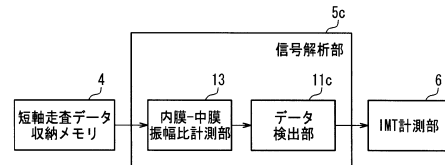
【図 10 B】



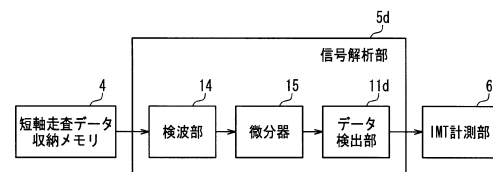
【図 6 B】



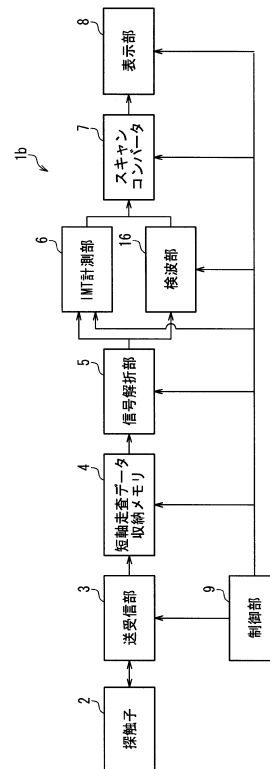
【図 7】



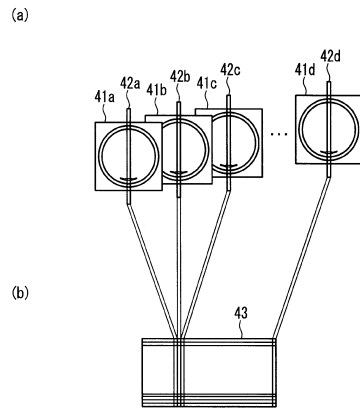
【図 8】



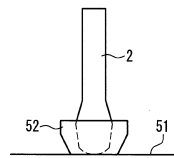
【図 11】



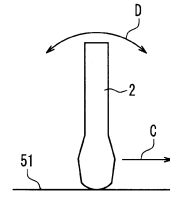
【図 1 2】



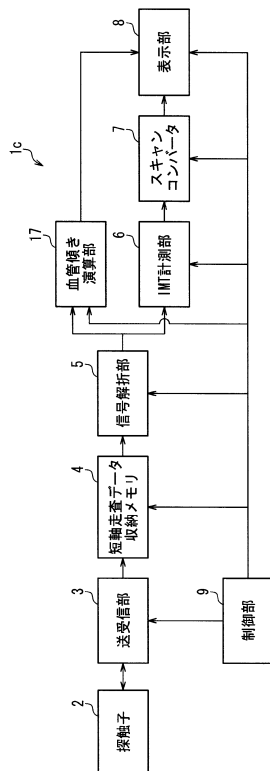
【図 1 3】



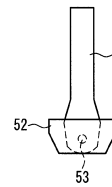
【図 1 4】



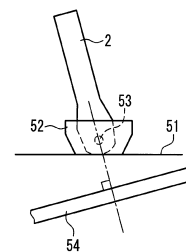
【図 1 5】



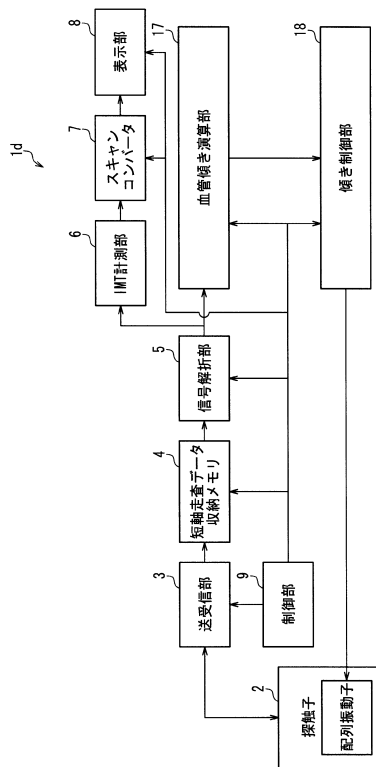
【図 1 6】



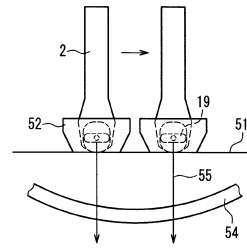
【図 1 7】



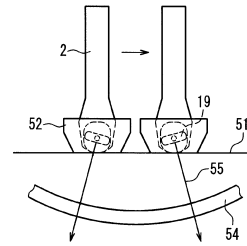
【図 18】



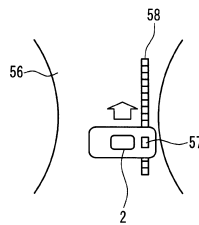
【図 19】



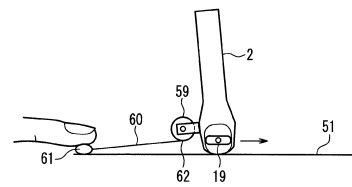
【図 20】



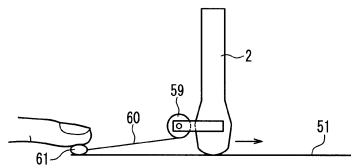
【図 21】



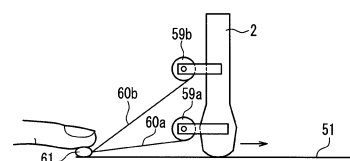
【図 24】



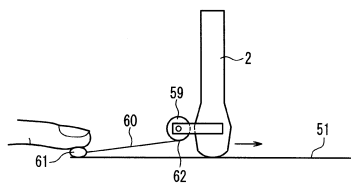
【図 22】



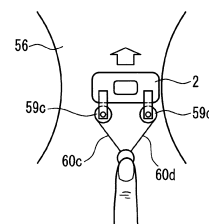
【図 25】



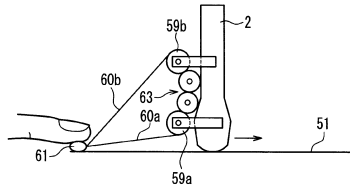
【図 23】



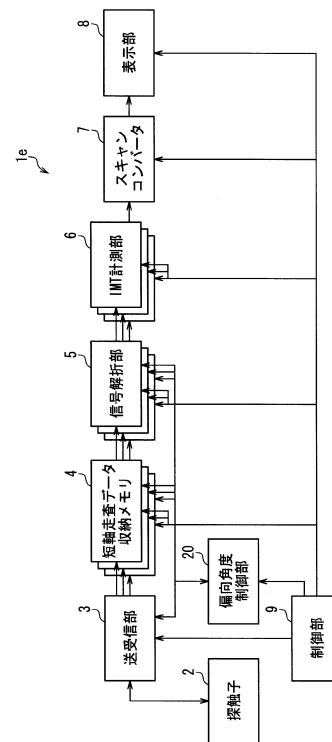
【図 26】



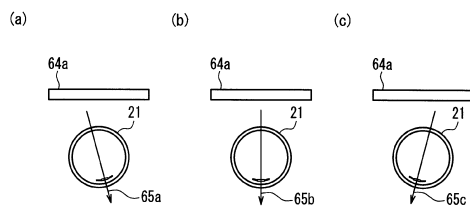
【図 27】



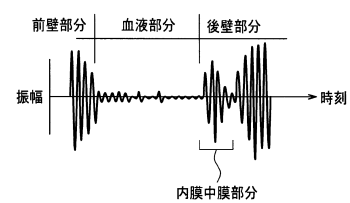
【図 28】



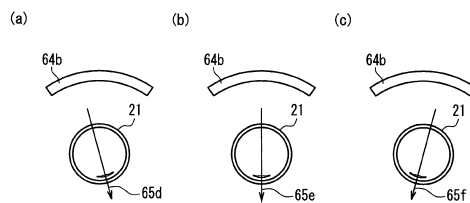
【図 29】



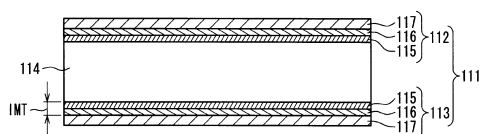
【図 32】



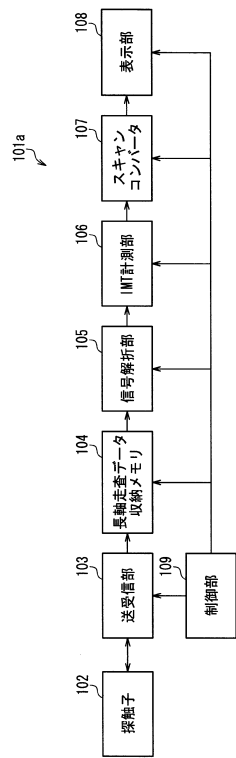
【図 30】



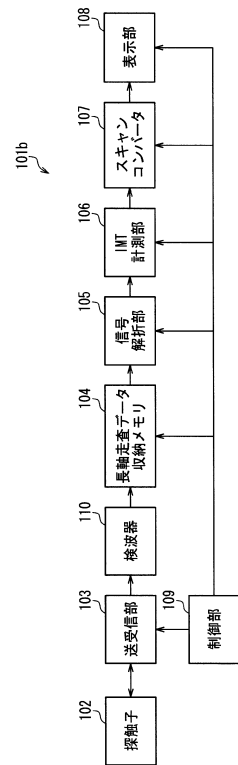
【図 31】



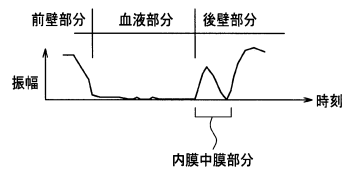
【図 3 3】



【図 3 4】



【図 3 5】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2008/149540(WO,A1)
国際公開第2009/047966(WO,A1)
国際公開第2007/108359(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6032008B2	公开(公告)日	2016-11-24
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		
当前申请(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 A61B8/14		
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 G16H50/30 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/54		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
代理人(译)	木曾隆		
优先权	2011018354 2011-01-31 JP		
其他公开文献	JPWO2012105162A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当探头通过超声波扫描血管的短轴截面时，探头接收的短轴截面中的多个扫描线回波信号中发送和接收超声波和血管血液的探头信号分析单元，其基于作为来自流动部分的反射波的相对小的振幅检测穿过血管中心的中心扫描线回波信号，以及从中心扫描线回波信号计算IMT的IMT测量单元设置有门。利用这种配置，即使当从体表观察的血管不是线性时，也可以提供一种能够在宽范围内以小误差测量IMT的超声诊断设备。

