

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/099103

発行日 平成25年6月13日 (2013.6.13)

(43) 国際公開日 平成23年8月18日 (2011.8.18)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/00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 34 頁)

出願番号	特願2011-553665 (P2011-553665)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/006661		パナソニック株式会社
(22) 国際出願日	平成22年11月12日 (2010.11.12)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2010-27246 (P2010-27246)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成22年2月10日 (2010.2.10)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100155000
			弁理士 喜多 修市
		(74) 代理人	100135703
			弁理士 岡部 英隆
		(74) 代理人	100125922
			弁理士 三宅 章子
		(74) 代理人	100152663
			弁理士 山口 美里

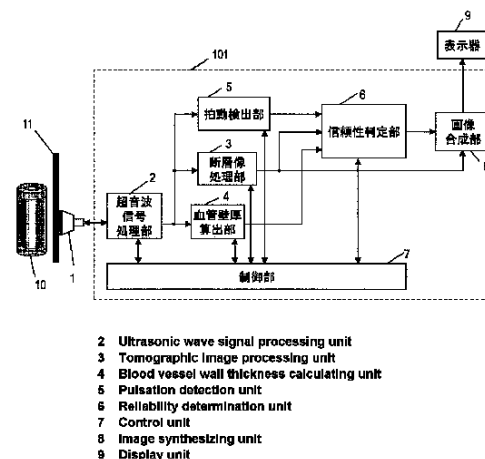
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および内中膜複合体厚の測定方法

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、探触子を駆動し被検体の血管へ超音波を送信する送信処理及び探触子によって受信した被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行う超音波信号処理部と、受信信号から断層像を構築する断層像処理部と、受信信号又は断層像より血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を検出する境界検出部と、境界検出部で検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁厚値として算出する血管壁厚算出部と、受信信号又は断層像の検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴に基づき血管壁厚値の信頼性を判定する信頼性判定部と、信頼性判定部の判定結果に基づき血管壁厚値を内中膜複合体厚と確定する制御部とを備える。

【図1】



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

振動子を有する探触子が接続可能な超音波診断装置であって、

前記探触子を駆動し被検体の血管へ超音波を送信する送信処理及び前記探触子によって受信した前記被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行う超音波信号処理部と、

前記受信信号から断層像を構築する断層像処理部と、

前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を検出する境界検出部と、

前記境界検出部で検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁厚値として算出する血管壁厚算出部と、

前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴に基づき前記血管壁厚値の信頼性を判定する信頼性判定部と、

前記信頼性判定部の判定結果に基づき前記血管壁厚値を内中膜複合体厚と確定する制御部と

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記信号上の特徴は、信号強度および信号強度の分布の少なくとも一方を含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記画像情報上の特徴は、輝度、輝度の分布および形体の少なくとも 1 つを含む請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴から、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかどうかの判定、または、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されている確からしさを表す評価値の算出を行う血管中心判定部を更に備え、

前記信頼性判定部は、前記血管中心判定部で前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記血管中心判定部は、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の信号上又は画像情報上に、内腔内膜境界及び中膜外膜境界に特有の信号強度の分布又は輝度の分布が存在しているかを評価することにより、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記血管中心判定部は更に、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置の信号上又は画像情報上に、内腔内膜境界及び中膜外膜境界に特有の信号強度の分布又は輝度の分布が存在している部分の長さを評価することにより、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定する請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

血管の拍動状態を検出して血管の拍動を正しく捉えているかどうかの判定、または、前記血管の拍動状態を検出して血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値の算出を行う拍動検出部を更に備え、

10

20

30

40

50

前記信頼性判定部は、前記拍動検出部で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記拍動検出部は、血管の内径の変化から前記血管の拍動状態を検出し、前記血管の内径の変化が脈波状であるときに血管の拍動を正しく捉えていると判定する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記拍動検出部が、前記血管の内径の変化の特徴量を検出することによって拍動状態を検出する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

前記拍動検出部が、前記血管の内径の変化波形と、あらかじめ登録されたモデル波形との相関により拍動状態を検出する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記拍動検出部は、心拍中の特定のタイミングを検出する心拍期検出部を更に有し、検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えているかどうかの判定、または、検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値の算出を行い、

前記信頼性判定部は、前記拍動検出部で前記心拍期検出部で検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する請求項 7 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記拍動検出部が、前記受信信号から前記被検体の組織の動きを検出して拍動状態を検出し、前記心拍期検出部が、前記拍動状態から心拍中の特定のタイミングを検出する請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記心拍期検出部が、心電図の波形から前記タイミングを検出する請求項 11 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 14】

前記心拍期検出部で検出するタイミングが、心拡張末期である請求項 11 から 13 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記心拍期検出部で検出するタイミングが、心拡張末期から所定の時間だけ遅延したタイミングである請求項 11 から 13 までのいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいるかどうかの判定、または、前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいる確からしさを表す評価値の算出を行う長軸判定部を更に備え、

40

前記信頼性判定部は、前記長軸判定部で前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する請求項 1 から 15 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

前記血管壁厚値の時間変動の度合いの小ささから前記血管壁厚値が安定しているか否かの判定、または、前記血管壁厚値の時間変動の度合いの小ささから前記血管壁厚値が安定している確からしさを表す評価値の算出を行う安定性判定部を更に備え、

50

前記信頼性判定部は、前記安定性判定部で前記血管壁厚値が安定していると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する請求項 1 から 16 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 18】

前記信頼性判定部による判定結果と前記断層像処理部で構築した断層像とを合成する画像合成部をさらに備え、

前記画像合成部で合成した画像を表示する請求項 1 から 17 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 19】

前記被検体の血管からの受信信号または前記断層像処理部で構築された断層像情報と、前記境界検出部で検出した境界とを用いて、前記血管中心判定処理あるいは前記拍動性判定処理あるいは前記長軸判定部あるいは前記安定性判定処理に用いる判定基準を決定する判定基準決定部を更に備える請求項 4、7、16 および 17 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

前記超音波信号処理部は前記送信処理および前記受信処理を複数回行うことにより、複数の受信信号を逐次生成し、

前記断層像処理部は前記複数の受信信号から複数の断層像を逐次構築し、

前記境界検出部は、前記複数の受信信号又は前記複数の断層像のそれぞれより前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を逐次検出し、

前記血管壁厚算出部は、前記逐次検出される血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界から前記血管壁厚値を逐次算出し、

前記信頼性判定部は、前記逐次算出される血管壁厚値の信頼性を逐次判定し、

前記制御部は、前記信頼性判定部の判定結果に基づき前記血管壁厚値を内中膜複合体厚と確定し、

少なくとも前記逐次構築される断層像を表示する請求項 1 から 19 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 21】

前記制御部は、前記信頼性判定部で判定された結果に基づいて、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる請求項 20 に記載の超音波診断装置。

【請求項 22】

前記断層像、前記血管壁厚値および前記信頼性判定部の判定結果をフレームとして、逐次記録するフレーム記録部と、

前記フレーム記録部に記録された複数のフレームの全てまたはサブセットのうちから最も信頼性が高いフレームを選択する最適フレーム選択部とを更に備え、

前記制御部は、前記最適フレーム選択部で選択されたフレームにおける前記血管壁厚算出部の算出結果を前記内中膜複合体厚と確定する請求項 20 または 21 に記載の超音波診断装置。

【請求項 23】

前記制御部は、前記血管壁厚値の信頼性が既定値より高いフレームを一定数以上前記フレーム記録部に記録したときに、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる請求項 22 に記載の超音波診断装置。

【請求項 24】

前記制御部は、前記血管壁厚値の信頼性が既定値より高いフレームを一定数連続して前記フレーム記録部に記録したときに、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる請求項 22 に記載の超音波診断装置。

【請求項 25】

前記最適フレーム選択部は、前記の一定数連続して前記フレーム記録部に記録された信頼性が規定値より高い当該フレームのうちから、最も信頼性が高いフレームを選択する請

10

20

30

40

50

求項 2 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 2 6】

探触子によって受信した被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行い、

前記受信信号から断層像を構築し、

前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を検出し、

前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁の厚みとして算出し、

前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴に基づき前記血管壁の厚みの信頼性を判定し、

この判定された結果に基づいて前記血管壁の厚みの算出結果を測定値と決定する内中膜複合体厚の測定方法。

10

【請求項 2 7】

探触子によって受信した被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行い、

前記受信信号から断層像を構築し、

前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界と中膜外膜境界を検出し、

前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁の厚みとして算出し、

前記血管の拍動状態を検出し、

前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴から、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定し、

20

前記血管の拍動状態から血管の拍動を正しく捉えているかを判定し、

これらの前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているか及び前記血管の拍動を正しく捉えているかの判定結果から前記血管壁の厚みの信頼性を判定し、

この判定された結果に基づいて前記血管壁の厚み算出結果を測定値と決定する内中膜複合体厚の測定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、超音波診断装置とそれを用いた内中膜複合体厚の測定方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いた動脈硬化の診断において、頸動脈の内中膜複合体厚（IMT：Initima-Media Thickness、以下IMTと略す）は初期の粥状硬化を知る重要な指標として知られている。IMTは、頸動脈の血管壁の内膜と中膜の複合体の厚さのことである。内中膜複合体は、図18に示すように、血管内腔と外膜との間に見える層で、検査では、この血管内腔と内膜の境界（以下、内腔内膜境界と記述）と中膜と外膜の境界（以下、中膜外膜境界）を検出し、その厚さを計測する。例えば、特許文献1は、このIMTを自動的に計測する方法を開示している。

40

【0003】

IMTの計測においては、図18に示すように頸動脈に沿ってIMT計測範囲を設定し、この間の最大厚（max IMT）や平均厚（mean IMT）を計測することが一般に行われている。例えば、非特許文献1では、IMT計測範囲の長さとして1cmが推奨されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-168016号公報

50

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008 (93ページ～111ページ)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

従来例の超音波診断装置には、検出対象部である頸動脈の状態を測定しようとする場合、十分に訓練を積んだ熟練者でなければ、正確な測定を行いにくいという課題があった。

10

【0007】

つまり、従来例において、頸動脈の状態を測定しようとする場合には、頸動脈の中心線を縦方向に切断できる位置に、探触子を当てなければならない。

【0008】

適切な位置に探触子を当てることができて頸動脈の状態を正しく測定できる画像が表示されたとしても、操作者が探触子を手に持って操作するため、その正しい位置を保持しながら測定することは容易ではない。

【0009】

さらに、心臓の拍動に応じて頸動脈内部を流れる血流が変化することによって、頸動脈の径や頸動脈壁の厚みは常に変化している。つまり、操作者が探触子を正しい位置に保持したときに、かならずしも頸動脈の状態が測定すべきタイミングではない場合もありうる。

20

【0010】

そこで本発明は、正確な測定が行える探触子の位置、タイミングになったときに、頸動脈の状態の測定を行うことができるようにすることを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の超音波診断装置は、振動子を有する探触子が接続可能な超音波診断装置であって、前記探触子を駆動し被検体の血管へ超音波を送信する送信処理及び前記探触子によって受信した前記被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行う超音波信号処理部と、前記受信信号から断層像を構築する断層像処理部と、前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を検出する境界検出部と、前記境界検出部で検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁厚値として算出する血管壁厚算出部と、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴に基づき前記血管壁厚値の信頼性を判定する信頼性判定部と、前記信頼性判定部の判定結果に基づき前記血管壁厚値を内中膜複合体厚と確定する制御部とを備える。この構成により、適切な測定状態でIMT値を測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができる。

30

【0012】

ある好ましい実施形態において、前記信号上の特徴は、信号強度および信号強度の分布の少なくとも一方を含む。この構成により、受信信号の信号強度や信号強度の分布からIMT値の信頼性を判定することができるようになり、適切な測定状態でIMT値を測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができる。

40

【0013】

ある好ましい実施形態において、前記画像情報上の特徴は、輝度、輝度の分布および形体の少なくとも1つを含む。この構成により、断層像の輝度や輝度の分布及び形体からIMT値の信頼性を判定することができるようになり、適切な測定状態でIMT値を測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内

50

膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴から、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかどうかの判定、または、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されている確からしさを表す評価値の算出を行う血管中心判定部を更に備え、前記信頼性判定部は、前記血管中心判定部で前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する。この構成により、受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されていると判定することによって、適切な測定状態になったことを判定でき、信頼性の高い測定値を得ることができる。

10

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記血管中心判定部は、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の信号上又は画像情報上に、内腔内膜境界及び中膜外膜境界に特有の信号強度の分布又は輝度の分布が存在しているかを評価することにより、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定する。この構成により、受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されていると適切に判定できるようになり、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記血管中心判定部は更に、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置の信号上又は画像情報上に、内腔内膜境界及び中膜外膜境界に特有の信号強度の分布又は輝度の分布が存在している部分の長さを評価することにより、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定する。この構成により、受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されていると更に適切に判定できるようになり、信頼性の高い測定値を得ることができる。

20

【0017】

ある好ましい実施形態において、血管の拍動状態を検出して血管の拍動を正しく捉えているかどうかの判定、または、前記血管の拍動状態を検出して血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値の算出を行う拍動検出部を更に備え、前記信頼性判定部は、前記拍動検出部で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する。この構成により、血管の拍動を正しく捉えているかを判定することによって、適切な測定状態になったことを判定でき、信頼性の高い測定値を得ることができる。

30

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記拍動検出部は、血管の内径の変化から前記血管の拍動状態を検出し、前記血管の内径の変化が脈波状であるときに血管の拍動を正しく捉えていると判定する。この構成により、血管の拍動を正しく捉えていると適切に判定できるようになり、信頼性の高い測定値を得ることができる。

40

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記拍動検出部が、前記血管の内径の変化の特徴量を検出することによって拍動状態を検出する。この構成により、血管の拍動を正しく捉えていると更に適切に判定できるようになり、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記拍動検出部が、前記血管の内径の変化波形と、あらかじめ登録されたモデル波形との相関により拍動状態を検出する。この構成により、血管の拍動を正しく捉えていると更に適切に判定できるようになり、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【0021】

50

ある好ましい実施形態において、前記拍動検出部は、心拍中の特定のタイミングを検出する心拍期検出部を更に有し、検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えているかどうかの判定、または、検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値の算出を行い、前記信頼性判定部は、前記拍動検出部で前記心拍期検出部で検出したタイミングの前後何れか又は両方で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する。この構成により、心拍によって I M T 値が変化する場合 I M T 値が最大になるタイミングで測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができる。

10

【 0 0 2 2 】

ある好ましい実施形態において、前記拍動検出部が、前記受信信号から前記被検体の組織の動きを検出して拍動状態を検出し、前記心拍期検出部が、前記拍動状態から心拍中の特定のタイミングを検出する。この構成により、心拍によって I M T 値が変化する場合適切な I M T 値の測定タイミングを E C G などの付加機能を用いることなく検出できるので、信頼性の高い測定値を、測定が容易で操作性よく得ることができる。

【 0 0 2 3 】

ある好ましい実施形態において、前記心拍期検出部が、心電図の波形から前記タイミングを検出する。この構成により、E C G を用いることによって心拡張末期をより精度よく検出できるので、信頼性の高い測定値を得ることができる。

20

【 0 0 2 4 】

ある好ましい実施形態において、前記心拍期検出部で検出するタイミングが、心拡張末期である。この構成により、心拡張末期を検出することによって適切な I M T 値の測定タイミングを検出できるので、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【 0 0 2 5 】

ある好ましい実施形態において、前記心拍期検出部で検出するタイミングが、心拡張末期から所定の時間だけ遅延したタイミングである。この構成により、心拡張末期から所定時間遅延したときに I M T 値が最大になるので、そのタイミング検出できるので、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【 0 0 2 6 】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいるかどうかの判定、または、前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいる確からしさを表す評価値の算出を行う長軸判定部を更に備え、前記信頼性判定部は、前記長軸判定部で前記受信信号又は前記断層像が前記被検体の血管の長軸方向断面を含んでいると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する。この構成により、受信信号又は断層像が血管の長軸方向断面を含んでいるかを判定することによって、適切な測定状態になったことを判定でき、信頼性の高い測定値を得ることができる。

30

【 0 0 2 7 】

ある好ましい実施形態において、前記血管壁厚値の時間変動の度合いの小ささから前記血管壁厚値が安定しているか否かの判定、または、前記血管壁厚値の時間変動の度合いの小ささから前記血管壁厚値が安定している確からしさを表す評価値の算出を行う安定性判定部を更に備え、前記信頼性判定部は、前記安定性判定部で前記血管壁厚値が安定していると判定されたとき、もしくは、前記評価値が所定の基準値を超えているときに前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定し、または、前記評価値が高いときほど、前記血管壁厚値の信頼性が高いと判定する。この構成により、血管壁厚値の時間変動の度合いの小ささから血管壁厚値の安定性を判定することによって、適切な測定状態になったことを判定でき、信頼性の高い測定値を得ることができる。

40

【 0 0 2 8 】

50

ある好ましい実施形態において、前記信頼性判定部による判定結果と前記断層像処理部で構築した断層像とを合成する画像合成部をさらに備え、前記画像合成部で合成した画像を表示する。この構成により、適切な測定状態になっているかどうか視覚的にわかるため、測定結果とその信頼性を操作者が確認できるようになり、操作性が向上する。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記被検体の血管からの受信信号または前記断層像処理部で構築された断層像情報と、前記境界検出部で検出した境界とを用いて、前記血管中心判定処理あるいは前記拍動性判定処理あるいは前記長軸判定部あるいは前記安定性判定処理に用いる判定基準を決定する判定基準決定部を更に備える。この構成により、被検体の組織性状に応じて血管中心判定、拍動判定、長軸判定および安定性判定が実施できるため、IMT測定の精度および信頼性が向上する。

10

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記超音波信号処理部は前記送信処理および前記受信処理を複数回行うことにより、複数の受信信号を逐次生成し、前記断層像処理部は前記複数の受信信号から複数の断層像を逐次構築し、前記境界検出部は、前記複数の受信信号又は前記複数の断層像のそれぞれより前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を逐次検出し、前記血管壁厚算出部は、前記逐次検出される血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界から前記血管壁厚値を逐次算出し、前記信頼性判定部は、前記逐次算出される血管壁厚値の信頼性を逐次判定し、前記制御部は、前記信頼性判定部の判定結果に基づき前記血管壁厚値を内中膜複合体厚と確定し、少なくとも前記逐次構築される断層像を表示する。

20

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記制御部は、前記信頼性判定部で判定された結果に基づいて、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる。この構成により、適切な測定状態時の画像をフリーズさせることができる。

【0032】

ある好ましい実施形態において、前記断層像、前記血管壁厚値および前記信頼性判定部の判定結果をフレームとして、逐次記録するフレーム記録部と、前記フレーム記録部に記録された複数のフレームの全てまたはサブセットのうちから最も信頼性が高いフレームを選択する最適フレーム選択部とを更に備え、前記制御部は、前記最適フレーム選択部で選択されたフレームにおける前記血管壁厚算出部の算出結果を内中膜複合体厚と確定する。この構成により、IMT測定において信頼性のある測定結果を得ることができる。

30

【0033】

ある好ましい実施形態において、前記制御部は、前記血管壁厚値の信頼性が既定値より高いフレームを一定数以上前記フレーム記録部に記録したときに、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる。この構成により、IMT測定において信頼性のある測定結果が得られたときに画像をフリーズさせることができる。

【0034】

ある好ましい実施形態において、前記制御部は、前記血管壁厚値の信頼性が既定値より高いフレームを一定数連続して前記フレーム記録部に記録したときに、前記逐次表示される断層像をフリーズさせる。この構成により、IMT測定において信頼性のある測定結果が得られたときに画像をフリーズさせることができる。

40

【0035】

ある好ましい実施形態において、前記最適フレーム選択部は、前記の一定数連続して前記フレーム記録部に記録された信頼性が規定値より高い当該フレームのうちから、最も信頼性が高いフレームを選択する。この構成により、IMT測定において更に信頼性のある測定結果を得ることができる。

【0036】

本発明の内中膜複合体厚の測定方法は、探触子によって受信した被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行い、前記受信信号から断層像を構築し、前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界を検出し、前記

50

検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁の厚みとして算出し、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴に基づき前記血管壁の厚みの信頼性を判定し、この判定された結果に基づいて血管壁の厚みの算出結果を測定値と決定する。この構成により、適切な測定状態でIMT値を測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができる。

【0037】

本発明の内中膜複合体厚の測定方法は、探触子によって受信した被検体の血管からの反射超音波から受信信号を生成する受信処理を行い、前記受信信号から断層像を構築し、前記受信信号又は前記断層像より前記血管の内腔内膜境界と中膜外膜境界を検出し、前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の間隔を血管壁の厚みとして算出し、前記血管の拍動状態を検出し、前記受信信号又は前記断層像の前記検出された内腔内膜境界及び中膜外膜境界の位置における信号上又は画像情報上の特徴から、前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているかを判定し、前記血管の拍動状態から血管の拍動を正しく捉えているかを判定し、これらの前記受信信号が前記血管の長軸方向の中心を通る断面近傍から取得されているか及び前記血管の拍動を正しく捉えているかの判定結果から前記血管壁の厚みの信頼性を判定し、この判定された結果に基づいて前記血管壁の厚み算出結果を測定値と決定する。この構成により、適切な測定状態になったことの判定精度が向上し、適切な測定状態でIMT値を測定することができ、信頼性の高い測定値を得ることができ

10

【発明の効果】

20

【0038】

本発明の超音波診断装置およびIMT測定方法によれば、内腔内膜境界と中膜外膜境界との2種の境界を検出したこと、血管の拍動を正しく捉えることができたことを判定することによって、探触子のあてかたなどIMT測定において適切な状態で対象となる血管を捉えているかどうか判定し、そのときに心拍中でIMT値を測定するのに適したタイミングのときに測定したIMT値を測定値として決定するので、信頼性の高いIMTの測定値を得ることができ、動脈硬化などの診断における精度や操作性が向上するという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【0039】

30

【図1】本発明による超音波診断装置の実施の形態1を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1の詳細なブロック図である。

【図3】(a)血管中心を捉えたスキャンと内腔内膜境界及び中膜外膜境界の描出との関係を説明する図であり、(b)血管中心を捉えていないスキャンと内腔内膜境界及び中膜外膜境界の描出との関係を説明する図である。

【図4】(a)診断対象の頸動脈の構成を示す図であり、(b)頸動脈の内径変化波形を示す図である。

【図5】実施の形態1の動作を示すフローチャートである。

【図6】頸動脈の内径変化波形を詳細に示す図である。

【図7】(a)頸動脈のモデル波形と内径変化波形との相関を説明する図であり、(b)モデル波形を時間軸上で伸展させる方法を説明する図である。

40

【図8】(a)診断対象の頸動脈の構成を示す図であり、(b)頸動脈の内径変化波形と検出した心拡張末期のタイミングを示す図である。

【図9】血管の内径変化波形とIMT値の変化波形との関係を示した図である。

【図10】血管を正しく捉えられている場合とそうでない場合の頸動脈の内径変化波形を示す図である。

【図11】本発明による超音波診断装置の実施の形態2を示す詳細なブロック図である。

【図12】本発明による超音波診断装置の実施の形態3を示す詳細なブロック図である。

【図13】実施の形態3の動作を示すフローチャートである。

【図14】本発明による超音波診断装置の実施の形態4を示す詳細なブロック図である。

50

【図 1 5】実施の形態 4 の動作を示すフローチャートである。

【図 1 6】本発明による超音波診断装置の実施の形態 5 を示す詳細なブロック図である。

【図 1 7】実施の形態 5 の動作を示すフローチャートである。

【図 1 8】診断対象の頸動脈の構成と I M T の計測範囲を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

(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のブロック図である。本実施の形態の超音波診断装置 101 は、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管壁厚算出部 4、拍動検出部 5、信頼性判定部 6、制御部 7 および画像合成部 8 を備えている。

10

【0041】

探触子 1 は超音波振動子を有し、超音波振動子を通じて超音波を被検体に送信するとともに被検体からの反射超音波を受信して電気信号に変換する。超音波信号処理部 2 は、探触子 1 を脱着可能な構成になっていて、この探触子 1 の超音波振動子に所定のタイミングで駆動パルスを供給し、探触子 1 が超音波を送信するように駆動する送信処理を行う。また、探触子 1 から電気信号を受け取り、その電気信号の増幅、検波などの、超音波断層像の構築などに必要な受信処理を行い、受信信号を生成する。

【0042】

通常、超音波信号処理部 2 は送信処理を繰り返し連続して行い、逐次受信信号を生成する。このため、以下の処理は、生成された受信信号に対して逐次行われる。

20

【0043】

断層像処理部 3 は超音波信号処理部 2 で生成した受信信号を受け取り、受信信号の座標変換などを行って、超音波画像の二次元画像である断層像を逐次構築する。血管壁厚算出部 4 は、測定対象となる被検体の血管の血管壁の厚みを算出する。拍動検出部 5 は、血管の拍動状態を正しく検出できているかどうかを検出し判定する。

【0044】

信頼性判定部 6 は、測定対象となる血管の壁厚などを測定するに際し、観測状態や測定値が測定結果として信頼できるかどうかを、断層像処理部 3、血管壁厚算出部 4 および拍動検出部 5 の測定・処理結果をもとに判定する。

【0045】

制御部 7 は、各ブロックを制御するとともに、信頼性判定部 6 で判定した測定結果を、測定した内中膜複合体厚として確定し保存したり、そのときの画像をフリーズ（静止）したりする処理を行う。

30

【0046】

画像合成部 8 は、表示器 9 と接続可能に構成されており、信頼性判定部 6 で判定された測定結果と、断層像処理部 3 で構成された断層像とを、接続された表示器 9 で表示できるように合成する。表示器 9 は、画像合成部 8 に接続され、その画像信号を表示するモニタである。

【0047】

次に、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の詳細なブロック図である図 2 を用いて実施の形態 1 に係る超音波診断装置の詳細について説明する。図 2 は図 1 の構成を詳細に記したものであり、図 1 で説明した構成は適宜説明を割愛する。

40

【0048】

血管壁厚検出部 4 は、境界検出部 41 と I M T 算出部 42 とを有する。境界検出部 41 は、I M T 計測範囲（図 18 参照）を含む範囲において、測定対象となる血管の内腔内膜境界と中膜外膜境界との 2 種の血管境界を検出する。I M T 算出部 42 は境界検出部 41 で検出した内腔内膜境界と中膜外膜境界との間の距離を I M T として算出する。なお、この際、I M T 計測範囲における当該距離の最大値を取れば $\max I M T$ が、平均値を取れば $\text{mean } I M T$ が算出されるが、本発明はこれらに限定するものではない。

【0049】

50

血管中心判定部 3 1 は、断層像処理部 3 で構築された断層像と境界検出部 4 1 で検出した血管境界とから、血管境界の位置で断層像に内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されているかどうかや、断層像において内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されている部分の長さ等を評価することにより、探触子 1 を被検体にあてた位置が測定対象である血管の中心近傍を捉えているかどうかを判定する。

【 0 0 5 0 】

拍動検出部 5 は、拍動情報処理部 5 1、拍動性判定部 5 2 および心拍期検出部 5 3 を有する。拍動情報処理部 5 1 は、超音波信号処理部 2 で生成した受信信号を処理して、測定対象である血管が拍動しているかどうかを判定するための情報を抽出する。拍動性判定部 5 2 は、拍動情報処理部 5 1 で処理・抽出された情報から、血管が拍動しているかどうかを判定する。心拍期検出部 5 3 は、心拍における特定のタイミングを検出する。たとえば、心拡張末期、すなわち、心臓が収縮後拡張して血流が最小になるタイミングなどを検出する。

10

【 0 0 5 1 】

ここで、I M T 値を正確に、かつ再現性よく測定するための条件について説明する。

【 0 0 5 2 】

まず第一の条件として、血管の断面はほぼ円形であるため、血管壁の厚みを正しく測定するためには、探触子 1 を被検体にあてた位置が血管の中心近傍（いわば円形の中心近傍）を捉えているかを判定する必要がある。なぜなら I M T 値は血管の内腔内膜境界と中膜外膜境界との間隔として算出されるが、そのためには血管の両境界が明瞭に描出されていることが必要だからである。その判定を血管中心判定部 3 1 が行う。

20

【 0 0 5 3 】

これについて図 3 を用いてより詳細に説明する。図 3 は血管の断面と探触子 1 で送受信されるエコーの進路との位置関係を表す模式図である。

【 0 0 5 4 】

エコーは組織境界など音響インピーダンスに差異がある境界で反射するが、境界面に 90 度に近い角度であたるほど強く反射し、明瞭な反射エコー信号が得られる。よって図 3 (a) に示すように探触子 1 を被検体にあてた位置が血管の中心近傍を捉えているとき、すなわちエコー進路が血管の中心近傍を通るとき、エコーは血管の内腔内膜境界及び中膜外膜境界に垂直にあたり、両境界で強く明瞭な反射エコーが得られる。

30

【 0 0 5 5 】

一方、図 3 (b) に示すようにエコー進路が血管の中心近傍を通らない場合は、エコーが血管の両境界に垂直にあたらないため、弱く不明瞭な反射エコーしか得られない。そのため内腔内膜境界及び中膜外膜境界がぼやけて分離されずに描出されたり、内腔内膜境界が描出されなかったりする。

【 0 0 5 6 】

したがって、血管境界の位置で断層像に内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されているかを評価することによって、探触子 1 を被検体にあてた位置が血管の中心近傍を捉えているかを判定することができる。なお、上述の二種の境界が明瞭に描出される中心近傍とは、実測長としては、探触子 1 から送信される超音波の音響線（図 3 において破線で示す）から血管断面の中心までの距離が 0 . 5 m m 以内程度に相当するが、厳密に限定されるものではない。

40

【 0 0 5 7 】

より具体的には、検出された血管境界位置およびその周辺部位の断層像データにおいて、図 1 8 のように、検出された内腔内膜境界位置の血管内腔側から内中膜側にかけて輝度の立ち上がりが存在するか、検出された中膜外膜境界位置の内中膜側から外膜側にかけて輝度の立ち上がりが存在するか、及び、検出された内腔内膜境界位置と中膜外膜境界位置の間に輝度の落ち込みがあるか等を評価することによって、血管境界の位置で断層像に内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されているか否かを判定することができる。

【 0 0 5 8 】

50

また、上述のように、断層像に内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されている部分の長さも、探触子1を被検体にあてた位置が血管の中心近傍を捉えているかどうかの判定に用いることができる。この場合、IMT計測範囲(図18参照)の全域あるいは一定の割合以上で上述の二種の境界が明瞭に描出されていることが、判定の目安となる。例えば、IMT計測範囲が1cmで、上述の一定の割合が75%の場合、1cmのうち7.5mmが血管の中心を捉えていると判定するための長さの基準ということになる。

【0059】

次に第二の条件として、血管はその内部を流れる血流の量や流速に対応して伸縮する。心臓の収縮期には血流速度が最大となり、そのとき血管の内径が最大になるとともに、血管壁の厚みが最小になる。そして心臓の拡張期では血流が最小になるので、血管の内径が最小になり、血管壁の厚みが最大になる。つまり、心拍に同期して血管壁の厚みが変化するので、測定するタイミングによってIMT値も変化する。

10

【0060】

図を用いて説明すると、図4に示すように、図4(a)のA—Bの2点間距離、つまり、血管の内径は、心臓からの血液の拍出により時間的に変化し、図4(b)に示すような脈波状の波形が観測されることが知られている。

【0061】

ECGのR波トリガタイミング(図4(b)の下波形)を基準に考えると、一旦内径は小さくなり、その後、急激に大きくなり、徐々にもとの径に戻っていく。より正確には正常血管の場合、徐々にもとの径に戻っていく際にDicrotic peakというピークが生じ、内径変化波形は二つの正のピークを持つ。

20

【0062】

IMT値は血管壁の厚みが最大になったときに測定するのが理想的であるので、心拍を考慮して測定するタイミングを決める必要があり、そのタイミングを心拍期検出部53が検出する。

【0063】

次に、拍動の判定について説明する。血管壁の厚みなどを測定する場合、その血管を探触子で正しく捉えられているかを評価する必要がある。通常、生体であれば血管、特に動脈は拍動している。拍動性判定部52は、血管が拍動しているかいないかを検出するのではなく、探触子のあて方などが血管の情報を正しく測定できる状態になっているかどうかを、血管の拍動を正しく捉えられているかどうかで判定する。

30

【0064】

次に実施の形態1の動作について図2と図5を用いて説明する。図5は実施の形態1の典型的な動作を表すフローチャートである。

【0065】

まずステップS101では超音波信号処理部2で、超音波信号の送信制御、受信制御を行って、探触子1を駆動することにより超音波を送信し、被検体から反射して探触子1で受信した反射超音波を、一般的な超音波診断装置同様に信号処理を行って受信信号(受信エコーデータ)を生成する。

【0066】

40

そしてステップS102で、断層像処理部3がこの受信エコーデータを処理して断層像を構築する。ここで生成される断層像データは被検体の内臓などさまざまなものが対象となるが、ここでは血管、特に頸動脈の画像とそのデータを中心に処理するものとして説明する。

【0067】

また、超音波信号処理部2から出力される受信エコーデータは、血管壁厚検出部4と拍動検出部5にも送られる。

【0068】

ステップS103で、血管壁厚検出部4の境界検出部41では、超音波信号処理部2から出力された受信エコー信号の振幅や位相を基に、境界検出部41が血管の内腔内膜境界

50

と中膜外膜境界を検出する。

【0069】

これは、あらかじめ設定された対象画像範囲内（ROI）の各点について行う。ROIは通常、IMT計測範囲（図18参照）に対応させて設定される。

【0070】

続いてステップS104で、境界検出部41で検出した内腔内膜境界と中膜外膜境界の位置情報から、IMT算出部42で、内中膜の厚さ、すなわち、IMT値を算出する。

【0071】

また、境界検出部41が血管の内腔内膜境界および中膜外膜境界の検出結果を血管中心判定部31へ送ると、ステップS105で、血管中心判定部31は、断層像処理部3からの断層像と、境界検出結果とから、現在探触子で捉えられている血管の受信信号が、血管の中心近傍の受信信号であるか否かを判定する。

【0072】

一方、超音波信号処理部2から出力される受信信号は拍動検出部5にも送られる。

【0073】

ステップS106では拍動検出部5で、対象とする血管の拍動を検出し、その波形が血管の拍動を正しく捉えているものかどうかを判定する。

【0074】

まず、拍動情報処理部51では、図4(a)に示すように、対象となる血管の前壁と後壁上に測定点A、Bを設定し、受信エコーデータの振幅や位相を解析することで、測定点A、Bの動きを追跡する。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返しており、このため測定点A、B間の距離は、図4(b)に示す周期的な動きをするので、これを血管の内径変化波形として検出する。

【0075】

以上のようにして、心電装置などの装置と被検体との間の特別な接続を必要とせず、探触子を被検体に当てるだけの簡単な操作で、血管の内径変化波形を得ることができる。

【0076】

次に、拍動性判定部52で、拍動情報処理部51で得た内径変化波形が、血管の拍動を正しく捉えているかどうかを、この内径変化波形が脈波状になっているかどうか評価することによって判定する。

【0077】

判定する方法として、方法(1)内径変化波形の単純な特徴量に着目する方法と方法(2)内径変化波形の基準(モデル)波形との一致度に着目する方法などが考えられる。

【0078】

まず、方法(1)波形の単純な特徴量に着目する方法について、図6を用いて説明する。振幅やピークのタイミングが通常の間人がとりうる範囲に入っているかを判定するもので、その特徴量のパラメータとしては、下記があげられる。

- ・ 最大振幅、最小振幅：それぞれ図6の A_{max} 、 A_{min}
- ・ 最大振幅(A_{max})になるタイミング： T_{max}
- ・ 最小振幅(A_{min})になるタイミング： T_{min}
- ・ 一心拍周期： TR

【0079】

上記パラメータは、図6に示す波形で、一例として、 A_{max} が1 mm弱、 A_{min} がマイナス値、 TR が1秒程度、 $T_{min} < T_{max}$ である場合、拍動性を判定できることが実験で確認されている。

【0080】

次に、もうひとつの判定方法として、方法(2)内径変化波形の基準(モデル)波形との一致度に着目する方法について、図7を用いて説明する。

【0081】

基準となるモデル波形を作成し、その波形と測定された内径変化波形との整合度合いを

10

20

30

40

50

相関係数を算出することにより判定する。モデル波形は複数人の人間の内径波形のデータを集める等して作成しておく。

【 0 0 8 2 】

具体的には、モデル波形と測定された内径変化波形との両者の相関係数を算出する。モデル波形と測定波形の時間長が異なる場合は、図 7 (b) に示すように、モデル波形と測定波形とを時間軸上に伸縮して時間長を同一にして相関係数を算出する。図 7 (b) では、モデル波形長よりも測定波形長が長い場合を示している。モデル波形と、ある被験者の内径変化波形との周期、つまり、1 心拍周期は一致しないことが殆どなので、図 7 (b) に示すように時間方向に伸縮させる。

【 0 0 8 3 】

このように拍動性を判定する 2 種の方法のうち、いずれか一方のみで判定することも可能であり、両方とも行うことも可能である。一方のみであればその処理時間が短縮され、両方行うことによって波形の一致度判定精度をより高めることができる。

【 0 0 8 4 】

ここまでは、波形の評価による判定であるが、I M T 値を正確に測定するためには、上述したように、測定するタイミングが重要である。

【 0 0 8 5 】

そこで、R 波のタイミング (心拡張末期) を検出する必要がある。

【 0 0 8 6 】

心拍期検出部 5 3 では、図 8 に示すように、対象となる血管の前壁と後壁上に設定された測定点 A、B において、拍動に伴う測定点 A の移動状態を追跡波形 T A として検出し、その変化量、つまり微分波形 T A ' を求める。この微分波形 T A ' を擬似的な R 波のタイミングとし、I M T 測定のタイミングとして参照できるようにする。

【 0 0 8 7 】

前述したように、心拡張末期付近のタイミングが、I M T の値が最大になるときであり、その心拡張末期のタイミングを検出することによって、最適なタイミングで I M T 値を測定することができる。

【 0 0 8 8 】

また、厳密に言えば、I M T 値が最大値となる理想的なタイミングは図 9 に示すように心拡張末期 (心電図では R 波のタイミングに相当) から所定の時間遅延したタイミングであるので、この遅延時間を考慮して I M T 値の測定タイミングを決めることによって、より確度の高い測定を行うことができる。

【 0 0 8 9 】

この構成によれば、E C G などの装置を用いることなく、I M T 測定に最適なタイミング検出することができる。

【 0 0 9 0 】

なお、一心拍中において、I M T 値を測定するためのタイミングとしては必ずしも心拡張末期である必要はなく、処理の遅延時間や処理方法に応じて任意のタイミングを検出できるようにしておけば汎用性が高まる。

【 0 0 9 1 】

ここで、図 1 0 に、診断において血管を正しく捉えられている場合と、正しく捉えられていない場合の波形を示す。

【 0 0 9 2 】

a から e までの各ポイントで拡張末期を検出しているが、a、b、c のポイントは血管を正しく捉えられていないポイントで、d、e は血管を正しく捉えているポイントである。

【 0 0 9 3 】

d、e は、内径変化波形の評価による拍動性判定と心拡張末期検出の双方が正しく検出されたポイントであるが、a、b、c のように、診断において血管を捜そうとするなどして探触子を移動させた場合など、心拡張末期ではないポイントを検出してしまったとして

10

20

30

40

50

も内径変化波形の評価により血管を正しく捉えられていないことを判定している。

【 0 0 9 4 】

つまり、拍動性判定部 5 2 では、拍動情報処理部 5 1 で検出した内径変化波形の評価結果と、心拍期検出部 5 3 で検出した心拡張末期のタイミングの両方を参照することによって、血管が拍動していること、すなわち、探触子により血管が正しく捉えられていることを判定する精度を向上させている。

【 0 0 9 5 】

最後に、信頼性判定部 6 にて、ステップ S 1 0 7 で血管中心判定部 3 1 と拍動検出部 5 で検出し判定された拍動性とを評価することによって、I M T 算出部 4 2 で算出した I M T 値の信頼性を判定し、ステップ S 1 0 8 で測定結果として妥当であるかの判定を行う。I M T 値が信頼性ありと判定されたら、ステップ S 1 0 9 で制御部 7 が、この I M T 値を、I M T 測定値として決定する。信頼性なしと判定された場合は、ステップ S 1 0 1 に戻って測定を継続する。

10

【 0 0 9 6 】

また、信頼性ありの判定となったとき、信頼性判定部 6 は制御部 7 を介して画像をフリーズする処理を行うことによって、I M T 測定において信頼性のある測定結果とその血管断層像画像を得ることができる。

【 0 0 9 7 】

信頼性判定部 6 での判定は、診断対象である現在捉えられている血管が、I M T 測定結果を決定するために妥当な状態かどうかから I M T 値の信頼性判定するもので、血管中心判定部 3 1 での判定結果と、拍動性判定部 5 2 での判定結果とに基づいて信頼性の判定を行う。

20

【 0 0 9 8 】

より具体的には、血管中心判定部 3 1 で探触子 1 の位置が血管の中心近傍を捉えていると判定されたとき、信頼性判定部 6 は I M T 値の信頼性が高いと判定する。また、拍動性判定部 5 2 で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、信頼性判定部 6 は I M T 値の信頼性が高いと判定する。そしてこれらが満たされたとき、信頼性判定部 6 は I M T 測定結果を決定するのに十分な信頼性があると判定する。

【 0 0 9 9 】

あるいは、血管中心判定部 3 1 で探触子 1 の位置が血管の中心近傍を捉えている確からしさを表す評価値を算出し、拍動性判定部 5 2 で血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値を算出し、信頼性判定部 6 では、血管中心判定部 3 1 で算出された評価値と拍動性判定部 5 2 で算出された評価値から I M T 値の信頼性を表す評価値を算出し、この評価値が既定の基準値を超えている場合に信頼性があると判定するようにしてもよい。本願明細書において評価値が既定の基準値を超えている場合とは、信頼性があると判定される値の範囲が基準値より大きい場合、および、信頼性が高いと判定される値の範囲が基準値より小さい場合を含む。つまり、信頼性があると判定される所定の値の範囲は基準値より大きい場合と小さい場合とがある。したがって、評価値の取り方によっては、評価値が基準値よりも小さい場合に信頼性があると判定される場合、および、評価値が基準値よりも大きい場合に信頼性があると判定される場合がある。いずれの場合も、評価値が、信頼性があると判定される所定の値の範囲内にあれば信頼性があると判定される。

30

40

【 0 1 0 0 】

このとき血管中心判定部 3 1 で算出する評価値は、例えば、上述の内腔内膜境界及び中膜外膜境界が明瞭に描出されている部分の長さが大であるほど評価値が大きくなるように、あるいは、上述の検出された内腔内膜境界位置や中膜外膜境界位置の周辺における断層像の輝度の立ち上がりや落ち込みが大きいほど評価値が大きくなるように、定めればよい。また、拍動性判定部 5 2 で算出する評価値は、例えば、上述のモデル波形と測定された内径変化波形の相関が大きいほど大きくなるように定めればよい。

【 0 1 0 1 】

このとき、血管中心判定部 3 1 の結果のみで判定することもでき、拍動性判定部 5 2 の

50

結果のみで判定することもできる。両方の判定結果を参照することによって、その判定精度を向上させることができる。その一方で、片方だけの判定でも診断状況によっては判定可能であるので、装置の用途、コスト、物量などに応じて、ソフトウェアを適宜選択することも可能である。

【0102】

ステップS110では画像合成部8で、この信頼性判定部6で判定された結果に基づいて決定されたIMT測定値と、断層像処理部3で構築された断層像とを合成して、表示器9に出力することによって診断画像と測定結果を操作者が確認できるようになる。

【0103】

なお、図5では血管中心判定処理（ステップS105）、拍動性判定処理（ステップS106）の順に実行するようになっているが、これらは順不同である。

10

【0104】

また、本実施の形態では血管中心判定部31は、断層像処理部3で構築された断層像と境界検出部41で検出した血管境界を用いて、探触子1を被検体にあてた位置が血管の中心を捉らえているかを判定したが、超音波信号処理部2の出力である受信エコー信号を断層像処理部3を経由せず血管中心判定部31へ直接入力するような構成をとることで、断層像の代わりに超音波信号処理部2が出力する受信エコー信号の振幅を用いることも可能である。これにより、断層像を構築する際の設定やパラメータに依存せずに判定を実施できる。

20

【0105】

（実施の形態2）

次に実施の形態2について図11を用いて説明する。なお、典型的な動作のフローチャートは図5と同様になる。

【0106】

図11は本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置のブロック図である。本実施の形態の超音波診断装置102は、超音波信号処理部2、断層像処理部3、血管壁厚算出部4、拍動検出部50、信頼性判定部6、制御部7および画像構成部8を備えている。

【0107】

図2を用いて説明した実施の形態1との差異は、拍動検出部5の代わりに、拍動情報処理部51、拍動性判定部52、ECG信号処理部54および心拍期検出手部55を有する拍動検出部50を備えた点である。

30

【0108】

拍動情報処理部51、拍動性判定部52は実施の形態1と同様の機能を有するので、ここでは説明を割愛する。

【0109】

図11において、ECGを用いた拍動検出について説明する。図11では、拍動検出部50にECG信号処理部54を設け、ECGパッド12で検出した被検体の心電図信号を増幅し、信号波形を解析してR波信号などの検出を行い、心拍期検出手部55で、ECG信号処理部54で検出した心拍タイミングを検出する。実施の形態1でも説明したようにIMT測定ではR波のタイミング（心拡張末期）に基づき、IMT値が最大となるタイミングを検出する。

40

【0110】

ECGを用いることによって、心拡張末期を含む心拍タイミングを正確に検出することができるので、拍動性判定の確度が向上する。

【0111】

実施の形態1と実施の形態2とは、ECGの有無が主な差異の1つである。ECGを用いることによって、実施の形態1で説明した拡張末期検出部53の血管の内径変化から間接的に心拡張末期を検出する構成に比べ、心電信号を直接観測するのでより精度高く心拡張末期のタイミングを検出できる。よってIMTの測定精度が高まるという効果を有するが、ECGは被検体（患者）の手首、足首、胸にECGパッドを貼っての測定が必要で、

50

その測定に際しては安静にしていなければならない。

【 0 1 1 2 】

一方、実施の形態 1 では、E C G が不要であるため、患者の首にある頸動脈に超音波探触子をあてるだけで I M T 値を測定することができるので、実施の形態 2 の E C G を用いるものよりも測定における容易性・操作性がより高まるという効果がある。

【 0 1 1 3 】

すなわち、実施の形態 1 では、測定の操作性を優先すべきときに利用し、実施の形態 2 では測定の精度をさらに向上させるべきときに利用するのが効果的である。

【 0 1 1 4 】

具体的には、実施の形態 1 の構成による超音波診断装置は、まず循環器系の疾患の可能性があるかどうかの初期診断などで手軽に測定することができるので、健康診断など、診断場所を選ばずに診断が求められる場合などに利用するとよい。

【 0 1 1 5 】

一方、実施の形態 2 の構成による超音波診断装置は、循環器系の疾患について、診断環境の整った場所で、より精度高い診断が必要である場合に利用するとよい。

【 0 1 1 6 】

このように、本発明よれば、診断における I M T 測定の容易性・操作性向上、測定精度の向上、両方の効果を併せ持つ超音波診断装置を提供することができる。

【 0 1 1 7 】

(実施の形態 3)

次に、図 1 2 と図 1 3 を用いて、本発明の実施の形態 3 について説明する。図 1 2 は本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置のブロック図、図 1 3 は本発明の実施の形態 3 の典型的な動作を表すフローチャートである。

【 0 1 1 8 】

本実施の形態 3 の超音波診断装置 1 0 3 は、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管壁厚算出部 4、拍動検出部 5、信頼性判定部 6、制御部 7、画像合成部 8、長軸判定部 2 0、安定性判定部 2 1、および血管中心判定部 3 1 を備えている。

【 0 1 1 9 】

実施の形態 1 との差異は、長軸判定部 2 0 と安定性判定部 2 1 を備え、信頼性判定部 6 にて、長軸判定部 2 0 と安定性判定部 2 1 の判定結果を用いる点である。

【 0 1 2 0 】

さらに、もう一つの差異は、これらの判定結果や血管中心判定および拍動性判定の結果を表示器 9 に表示する点である。

【 0 1 2 1 】

探触子 1 は実施の形態 1 と同等であり、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管中心判定部 3 1、血管壁厚検出部 4、拍動検出部 5 で行われる処理は実施の形態 1 と同等である。

【 0 1 2 2 】

まずステップ S 2 0 1、S 2 0 2、S 2 0 3、S 2 0 4 では、それぞれ実施の形態 1 のステップ S 1 0 1、S 1 0 2、S 1 0 3、S 1 0 4 と同様に処理する。

【 0 1 2 3 】

本実施の形態では、断層像処理部 3 から出力される断層像情報は、長軸判定部 2 0 にも送られる。ステップ S 2 1 1 では長軸判定部 2 0 で、断層像情報に含まれる輝度情報を元に、取得している断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいるかを判定する。ここで、例えば I M T 計測範囲 (図 1 8 参照) において断層像情報の輝度分布から血管の長軸方向であると判定されたとき、断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいると判定できる。あるいは、I M T 計測範囲における断層像情報の輝度分布や、I M T 計測範囲に占める血管の長軸方向であると判定された範囲の割合などから、断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいる確からしさを表す度合いを (長軸を含むか否かの二値ではなく) 判定するようにもできる。

10

20

30

40

50

【 0 1 2 4 】

次に、安定性判定部 2 1 の処理について説明する。本実施の形態では、血管壁厚検出部 4 から出力される境界検出結果と血管壁厚の情報は、安定性判定部 2 1 にも送られる。ステップ 2 1 2 で安定性判定部 2 1 は、境界検出部 4 1 で検出された境界を基に I M T 算出部 4 2 で算出された I M T 値の、所定の期間における時間変動から、探触子 1 の動きや被験体の動きなどの外乱による I M T 値の変動の度合いを求め、算出された I M T 値の安定性を判定する。ここでは、I M T 算出部 4 2 で I M T 値を算出するタイミングが心拡張末期であるとして説明する。

【 0 1 2 5 】

I M T 算出部 4 2 で算出された I M T 値は一心拍ごとに安定性判定部 2 1 に送られる。安定性判定部 2 1 では、所定の心拍数間、算出された I M T 値を蓄積する。そして、例えば、蓄積した複数の I M T 値間の差分を所定の値と比較し、これより小さい場合に探触子 1 の動きや被験体の動きなどによる I M T 値の変動の度合いは小さく、算出された I M T 値は安定していると判定する。あるいは、蓄積した複数の I M T 値間の差分が小さいほど算出された I M T 値は安定しているというように、I M T 値の安定性の度合いを（安定か否かの二値ではなく）判定するようにもできる。

【 0 1 2 6 】

続いてステップ S 2 0 5、S 2 0 6 では、それぞれ実施の形態 1 のステップ S 1 0 5、S 1 0 6 と同様に処理する。

【 0 1 2 7 】

次に、本実施の形態における信頼性判定部 6 の処理について説明する。ステップ S 2 0 7 では信頼性判定部 6 で、(a) 長軸判定部 2 0 の判定結果と、(b) 血管中心判定部 3 1 の判定結果と、(c) 拍動情報処理部 5 1 と心拍期検出部 5 3 から出力される情報を用いて、拍動性判定部 5 2 で血管の拍動を判定した結果と、(d) 安定性判定部 2 1 の判定結果とを評価することによって、I M T 算出部 4 2 で算出した I M T 値の信頼性を判定し、ステップ S 2 0 8 で測定結果として妥当であるかの判定を行う。I M T 値が信頼性ありと判定されたら、ステップ S 2 0 9 で制御部 7 が、この I M T 値を、I M T 測定値として決定する。このとき画像をフリーズする処理を行ってもよい。信頼性なしと判定された場合は、ステップ S 2 0 1 に戻って測定を継続する。

【 0 1 2 8 】

ここで信頼性判定部 6 における信頼性の判定処理についてより具体的に説明すると、まず、(1) 長軸判定部 2 0 で上述のように例えば I M T 計測範囲において断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいると判定されたとき、信頼性判定部 6 は I M T 値の信頼性が高いと判定する。また、(2) 安定性判定部 2 1 で上述のように I M T 値の変動の度合いが所定の値より小さく安定していると判定されたとき、信頼性判定部 6 は I M T 値の信頼性が高いと判定する。さらに実施の形態 1 と同様に、(3) 血管中心判定部 3 1 で探触子 1 の位置が I M T 測定するのに十分に血管の中心近傍を捉えていると判定されたとき、及び、(4) 拍動性判定部 5 2 で血管の拍動を正しく捉えていると判定されたとき、信頼性判定部 6 は I M T 値の信頼性が高いと判定する。そして上記 (1) ~ (4) の四つの判定のすべて又は所定の数が満たされたとき、信頼性判定部 6 は I M T 測定結果を決定するのに十分な信頼性があると判定する。

【 0 1 2 9 】

あるいは、(5) 長軸判定部 2 0 で上述の断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいる確からしさを表す度合いを評価値として算出し、(6) 安定性判定部 2 1 で上述の I M T 値の安定性の度合いを評価値として算出し、さらに実施の形態 1 と同様に、(7) 血管中心判定部 3 1 で探触子 1 の位置が血管の中心近傍を捉えている確からしさを表す評価値を算出し、(8) 拍動性判定部 5 2 で血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値を算出し、信頼性判定部 6 では、上記 (5) ~ (8) の四つの評価値から I M T 値の信頼性を表す評価値を算出し、この評価値が既定の基準値を超えている場合に信頼性があると判定するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 0 】

ステップ S 2 1 0 では画像合成部 8 で、この信頼性判定部 6 で決定された I M T 測定値と、断層像処理部 3 で構築された断層像とを合成するとともに、信頼性判定部 6 の判定結果を断層像処理部 3 で構築された断層像と合成して、表示器 9 に出力する。これにより、血管の長軸方向の血管中心を通る断面で計測できているかどうか視覚的にわかるため、測定結果とその信頼性を操作者が確認できるようになり、操作性が向上する。

【 0 1 3 1 】

なお、信頼性判定部 6 の判定結果は断層像と合成させず単独で文字や記号などを用いて表示することも可能である。

【 0 1 3 2 】

また、長軸判定部 2 0 の判定結果や、血管中心判定部 3 1 の判定結果、拍動性判定部 5 2 の判定結果及び安定性判定部 2 1 の判定結果を表示器 9 に表示することも可能である。各判定結果を表示することにより、I M T 測定の信頼性が低かった場合に、どのような原因で信頼性が低いのかを、ユーザが知ることが出来るため操作性の向上につながる。

【 0 1 3 3 】

以上のように、本実施の形態において、長軸判定部 2 0 により、取得している断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいるかを判定し、その結果を信頼性判定に用いることにより、血管の長軸方向の中心断面から取得された受信信号であるかの判定精度が向上し、I M T 測定の信頼性が向上する。

【 0 1 3 4 】

また、安定性判定部 2 1 により、I M T 値の変動度合いからその安定性を判定し、その結果を信頼性判定に用いることにより、探触子 1 の動きや被験体の動きなどの影響が少ない I M T 値を測定値として採用でき、I M T 測定の精度が向上する。

【 0 1 3 5 】

また、本実施の形態では長軸判定部 2 0 は断層像処理部 3 が送出する断層像情報を用いて取得している断層像情報が被験体の血管の長軸方向断面を含んでいるか否かを判定したが、超音波信号処理部 2 が出力する受信エコー信号の振幅を用いることも可能である。これにより、断層像を構築する際の設定やパラメータに依存せずに判定を実施できる。

【 0 1 3 6 】

さらに、本実施の形態では、血管中心判定部 3 1 は断層像処理部 3 が送出する断層像情報を用いて血管の長軸方向の中心断面から取得された受信信号であるかを判定したが、超音波信号処理部 2 が出力する受信エコー信号の振幅を用いることも可能である。これにより、断層像を構築する際の設定やパラメータに依存せずに判定を実施できる。

【 0 1 3 7 】

なお、図 1 3 では長軸判定処理（ステップ S 2 1 1）、安定性判定処理（ステップ S 2 1 2）、血管中心判定処理（ステップ S 2 0 5）、拍動性判定処理（ステップ S 2 0 6）の順に実行するようになっているが、これらは順不同である。

【 0 1 3 8 】

なお、本実施の形態では、長軸判定部 2 0 と安定性判定部 2 1 をともに備える構成としたが、長軸判定部 2 0 のみ、または安定性判定部 2 1 のみを備える構成とすることも可能である。

【 0 1 3 9 】

（実施の形態 4）

次に、図 1 4 と図 1 5 を用いて、本発明の実施の形態 4 について説明する。図 1 4 は本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置のブロック図、図 1 5 は本発明の実施の形態 4 の典型的な動作を表すフローチャートである。

【 0 1 4 0 】

本実施の形態 4 の超音波診断装置 1 0 4 は、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管壁厚算出部 4、拍動検出部 5、信頼性判定部 6、制御部 7、画像合成部 8、長軸判定部 2 0、安定性判定部 2 1、血管中心判定部 3 1 および判定基準決定部 2 2 を備えている。

【 0 1 4 1 】

実施の形態 3 との差異は、血管中心判定および拍動性判定および長軸判定および安定性判定の判定基準を、ROI 内の輝度信号の特徴に応じて可変にする判定基準決定部 2 2 を備えた点である。

【 0 1 4 2 】

探触子 1 は実施の形態 1 と同等であり、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管中心判定部 3 1、血管壁厚検出部 4、拍動検出部 5 で行われる処理は実施の形態 1 と同等である。また、長軸判定部 2 0、安定性判定部 2 1 の処理は実施の形態 3 と同等である。

【 0 1 4 3 】

まずステップ S 3 0 1、S 3 0 2、S 3 0 3、S 3 0 4 では、それぞれ実施の形態 1 のステップ S 1 0 1、S 1 0 2、S 1 0 3、S 1 0 4 と同様に処理する。

10

【 0 1 4 4 】

次に、判定基準決定部 2 2 について説明する。判定基準決定部 2 2 は、ステップ S 3 1 3 で制御部 7 からの制御信号でトリガがかかると、ステップ S 3 1 4 で、断層像処理部 3 で得られる断層像情報と境界検出部 4 1 から得られる検出結果とを用いて、境界付近の輝度信号の特徴を示す値を算出する。この特徴量に応じて、長軸判定部 2 0、安定性判定部 2 1、血管中心判定部 3 1、拍動性判定部 5 2 で判定に用いる所定の値を変更することで、判定基準を決定する。

【 0 1 4 5 】

続いてステップ S 3 1 1、S 3 1 2、S 3 0 5、S 3 0 6 では、それぞれ実施の形態 3 のステップ S 2 1 1、S 2 1 2 及び実施の形態 1 のステップ S 1 0 5、S 1 0 6 と同様に処理する。

20

【 0 1 4 6 】

ステップ S 3 0 7 では信頼性判定部 6 で、判定基準決定部 2 2 で決定された閾値を用いた長軸判定部 2 0、安定性判定部 2 1、血管中心判定部 3 1、拍動性判定部 5 2 の判定結果により、算出された IMT 値の信頼性を判定する。

【 0 1 4 7 】

被験体の血管や血管周辺の組織性状に応じて断層像の描出の度合いが変化した場合に、単一の判定基準を用いていると、被検体によって判定基準が甘すぎたり、厳しすぎるという状況が生じ、IMT 測定の精度および信頼性が低下する。そこで、本実施の形態のように、判定基準決定部 2 2 を備えることにより、被検体の組織性状に応じて血管中心判定、拍動判定、長軸判定および安定性判定が実施できるため、IMT 測定の精度および信頼性が向上する。

30

【 0 1 4 8 】

信頼性判定部 6 で判定した IMT 値の信頼性に対して、ステップ S 3 0 8 で測定結果として妥当であるかの判定を行う。IMT 値が信頼性ありと判定されたら、ステップ S 3 0 9 で制御部 7 が、この IMT 値を、IMT 測定値として決定する。このとき画像をフリーズする処理を行ってもよい。信頼性なしと判定された場合は、ステップ S 3 0 1 に戻って測定を継続する。

【 0 1 4 9 】

ステップ S 3 1 0 では、実施の形態 3 のステップ S 2 1 0 と同様に処理する。

40

【 0 1 5 0 】

なお、本実施の形態では制御部 7 からの制御信号をトリガとしているが、例えば、長軸判定部 2 0 により、取得している断層像が血管の長軸方向断面を含んでいると判定されたタイミングをトリガとしても良い。これにより、長軸方向の断層像を取得した後にスムーズに IMT 計測が実施できる。

【 0 1 5 1 】

また、入力部を備えて、ユーザからの入力をトリガとしてもよい。これにより、IMT 計測に関して十分な知識を持つユーザに判定基準を選択させることも可能である。

【 0 1 5 2 】

50

なお、図 15 では長軸判定処理（ステップ S 3 1 1）、安定性判定処理（ステップ S 3 1 2）、血管中心判定処理（ステップ S 3 0 5）、拍動性判定処理（ステップ S 3 0 6）の順に実行するようになっているが、これらは順不同である。

【0153】

なお、本実施の形態では長軸判定部 20、安定性判定部 21 をともに備える構成としたが、どちらか一方のみを備えることも可能である。

【0154】

（実施の形態 5）

本発明の実施の形態 5 に係る超音波診断装置のブロック図である図 16 を用いて実施の形態 5 に係る超音波診断装置 105 について説明する。なお、図 2 と同じ符号を付与したブロックは実施の形態 1 と同等であり、説明を割愛する。

10

【0155】

信頼性判定部 60 は、測定対象となる血管の壁厚などを測定するに際し、観測状態や測定値の信頼度、すなわち測定結果としてどの程度信頼できるのかの度合いを、断層像処理部 3、血管壁厚算出部 4 および拍動検出部 5 の測定・処理結果をもとに判定する。フレーム記録部 61 は、信頼性判定部 60 で判定された信頼度を、IMT 算出部 42 で算出された IMT 値及び断層像処理部 3 で構成された断層像とともに、フレームとして記録する。最適フレーム選択部 62 は、フレーム記録部 61 に記録されたフレームの全てまたはサブセットのうちから最も信頼度が高いフレームを選択する。

【0156】

20

制御部 70 は、各ブロックを制御するとともに、信頼性判定部 60 で判定された結果に基づいて、最適フレーム選択部 62 で選択されたフレームの測定結果を測定値として確定したり、画像をフリーズさせて選択されたフレームの測定結果と断層像を表示するように制御したりする。

【0157】

画像合成部 80 は、表示器 9 を接続可能な構成であり、最適フレーム選択部で選択されたフレームの測定結果と断層像とを、接続された表示器 9 で表示できるように合成する。

【0158】

次に実施の形態 5 の動作について図 16 と図 17 を用いて説明する。図 17 は実施の形態 5 の典型的な動作を表すフローチャートである。

30

【0159】

まず、探触子 1、超音波信号処理部 2、断層像処理部 3、血管中心判定部 31、境界検出部 41 と IMT 算出部 42 を含む血管壁厚検出部 4、拍動情報処理部 51 と拍動性判定部 52 と心拍期検出部 53 を含む拍動検出部 5 の動作は、実施の形態 1 と同様である。ステップ S 401、S 402、S 403、S 404、S 405、S 406 では、それぞれ実施の形態 1 のステップ S 101、S 102、S 103、S 104、S 105、S 106 と同様に処理する。

【0160】

次に、ステップ 407 で信頼性判定部 60 にて、血管中心判定部 31 と拍動性判定部 52 で検出し判定された拍動性とを評価することによって、IMT 算出部 42 で算出した IMT 値の信頼性を判定し、測定結果としてどの程度妥当であるかの度合いを表す信頼度の判定を行う。このとき、血管中心判定部 31 で探触子 1 の位置が血管の中心近傍を捉えている確からしさを表す評価値を算出し、拍動性判定部 52 で血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値を算出し、信頼性判定部 60 では、これらの評価値が高いほど算出された IMT 値の信頼度は高いと判定する。血管中心判定部 31 及び拍動性判定部 52 における評価値の算出方法は、実施の形態 1 で述べた内容と同様であるので説明を割愛する。そしてステップ S 415 で、判定された信頼度を、IMT 算出部 42 で算出した IMT 値及び断層像処理部 3 で構成された断層像とともに、フレーム記録部 61 にフレームとして記録する。

40

【0161】

50

ステップ S 4 1 6 については後述する。

【 0 1 6 2 】

最後に、ステップ S 4 1 7 で最適フレーム選択部 6 2 にて、制御部 7 からの指示により、フレーム記録部 6 1 に記録されたフレームを読み出して、その全てまたはサブセットのうち最も信頼度が高いフレームが選択されるとともに、制御部 7 が、選択されたフレームの I M T 値を、I M T 測定値として決定する。制御部 7 が上記指示をする具体的なタイミングの一例としては、ユーザ操作あるいは後述する信頼性判定部 6 0 による判定により、制御部 7 を介して画像がフリーズされたときが挙げられる。

【 0 1 6 3 】

この際ステップ S 4 1 6 にあるように、信頼性判定部 6 0 は、一定の条件が満たされたときに、制御部 7 を介して画像をフリーズする処理を行うよう構成することができる。具体的には、信頼度が既定値より高いフレームを一定数以上フレーム記録部 6 1 に記録したとき、あるいは、信頼度が既定値より高いフレームを一定数連続してフレーム記録部 6 1 に記録したときに、フリーズするとよい。特に後者の場合、信頼度が高いフレームが連続することは安定して適切に計測できていると言え、最適フレーム選択部 6 2 は当該連続フレームのうちから、最も信頼度が高いフレームを選択するのが望ましい。フリーズ条件が満たされていない場合は、ステップ S 4 0 1 に戻って測定を継続する。

10

【 0 1 6 4 】

なお、図 1 7 では血管中心判定処理（ステップ S 4 0 5 ）、拍動性判定処理（ステップ S 4 0 6 ）の順に実行するようになっているが、これらは順不同である。

20

【 0 1 6 5 】

以上で説明した構成により、I M T 測定において信頼性のある測定結果とその血管断層像画像を得ることができる。

【 0 1 6 6 】

なお、信頼性判定部 6 0 での判定では、血管中心判定部 3 1 の結果のみで判定することもでき、拍動性判定部 5 2 の結果のみで判定することもできるが、両方の判定結果を参照することによって、その判定精度を向上させることができること、また、装置の用途、コスト、物量などに応じて、ソフトウェアを適宜選択することも可能なことは、実施の形態 1 と同様である。

【 0 1 6 7 】

さらに、実施の形態 3 で述べた長軸判定部 2 0 や安定性判定部 2 1 も備えるように超音波診断装置 1 0 5 を構成し、信頼性判定部 6 0 は、血管中心判定部 3 1 と拍動性判定部 5 2 に加えて、長軸判定部 2 0 や安定性判定部 2 1 の判定結果も使用して、I M T 算出部 4 2 で算出した I M T 値の信頼性を判定するように構成することもできる。このとき信頼性判定部 6 0 では、探触子 1 の位置が血管の中心近傍を捉えている確からしさを表す評価値と血管の拍動を正しく捉えている確からしさを表す評価値に加えて、長軸判定部 2 0 で断層像情報に血管の長軸方向断面を含んでいる確からしさを表す評価値を算出し、安定性判定部 2 1 で I M T 値の安定性の度合いを表す評価値を算出し、信頼性判定部 6 0 では、これら四つの評価値が高いほど I M T 値の信頼度は高いと判定する。長軸判定部 2 0 及び安定性判定部 2 1 における評価値の算出方法は、実施の形態 3 で述べた内容と同様であるので説明を割愛する。これにより、さらに信頼性判定の性能を向上させることが可能となる。

30

40

【 0 1 6 8 】

また、実施の形態 4 で述べた判定基準決定部 2 2 も備えるように超音波診断装置 1 0 5 を構成し、制御部 7 からの制御信号などをトリガとして、長軸判定部 2 0 、安定性判定部 2 1 、血管中心判定部 3 1 、拍動性判定部 5 2 で判定に用いる所定の値を変更することで、判定基準を決定するように構成することもできる。この場合の判定基準決定部 2 2 の動作とその効果は実施の形態 4 と同様であるので説明を割愛する。

【 0 1 6 9 】

ステップ S 4 1 0 では画像合成部 8 0 で、信頼性判定部 6 0 で判定された結果に基づい

50

て決定された、最適フレーム選択部 6 2 において選択されたフレームの I M T 測定値と断層像とを合成して、表示器 9 に出力することによって診断画像と測定結果を操作者が確認できるようになる。

【 0 1 7 0 】

なお、図示しないが、実施の形態 2 と同様に、拍動検出部 5 の代わりに、E C G パッド 1 2 を用いて拍動検出部 5 0 を備える構成とすることも可能である。この場合の図 1 6 との差異や各々の特徴は、実施の形態 1 と実施の形態 2 との関係と同じであるので、詳細な説明は割愛する。

【 0 1 7 1 】

このように、本発明よれば、診断における I M T 測定の容易性・操作性向上、測定精度の向上、両方の効果を併せ持つ超音波診断装置を提供することができる。

10

【産業上の利用可能性】

【 0 1 7 2 】

本発明にかかる超音波診断装置および内中膜複合体厚 (I M T) の測定方法は、探触子のあて方など I M T 測定において適切な状態とタイミングで対象となる血管の測定を行っているかどうかを判定してそのときの I M T 値を測定値として決定するので、信頼性の高い I M T の測定値を得ることができる。よって、動脈硬化などの診断における精度や操作性が向上するという効果を有し、超音波診断装置とそれを用いた I M T の測定方法として有用である。

20

【符号の説明】

【 0 1 7 3 】

- 1 探触子
- 2 超音波信号処理部
- 3 断層像処理部
- 4 血管壁厚算出部
- 5 拍動検出部
- 6 信頼性判定部
- 7 制御部
- 8 画像合成部
- 9 表示器
- 1 0 血管
- 1 1 被検体皮膚表面
- 1 2 E C G パッド
- 2 0 長軸判定部
- 2 1 安定性判定部
- 2 2 判定基準決定部
- 3 1 血管中心判定部
- 4 1 境界検出部
- 4 2 I M T 算出部
- 5 0 拍動検出部
- 5 1 拍動情報処理部
- 5 2 拍動性判定部
- 5 3 心拍期検出部
- 5 4 E C G 信号処理部
- 5 5 心拍期検出部
- 6 0 信頼性判定部
- 6 1 フレーム記録部
- 6 2 最適フレーム選択部
- 7 0 制御部
- 8 0 画像合成部

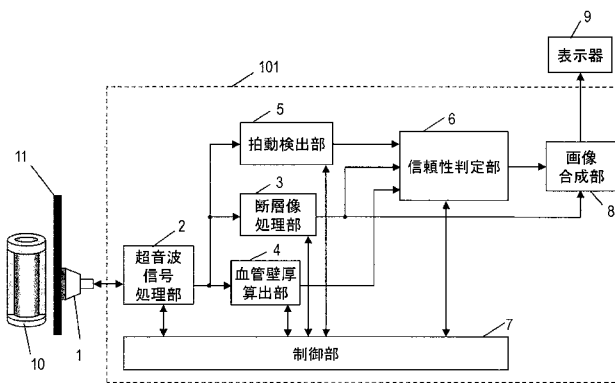
30

40

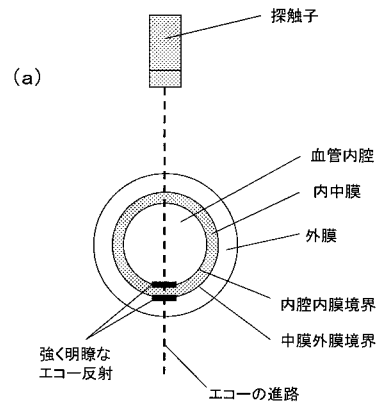
50

101、102、103、104、105 超音波診断装置

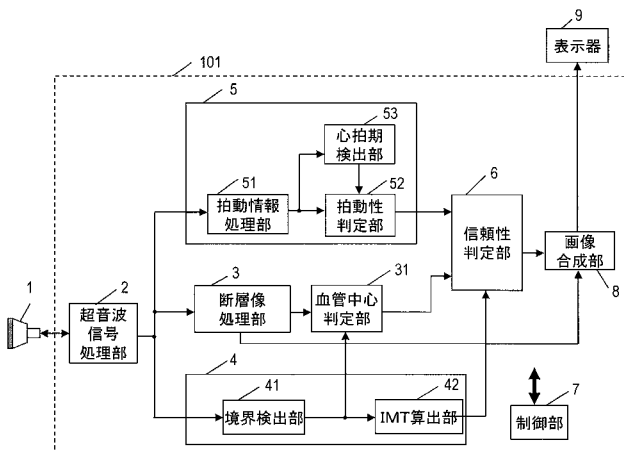
【図1】



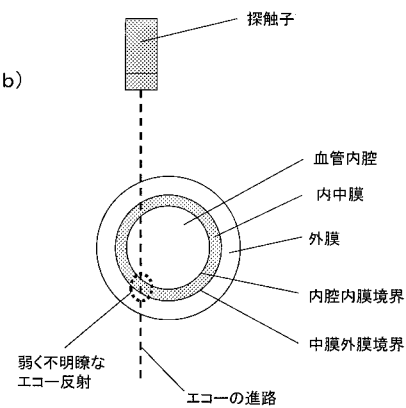
【図3】



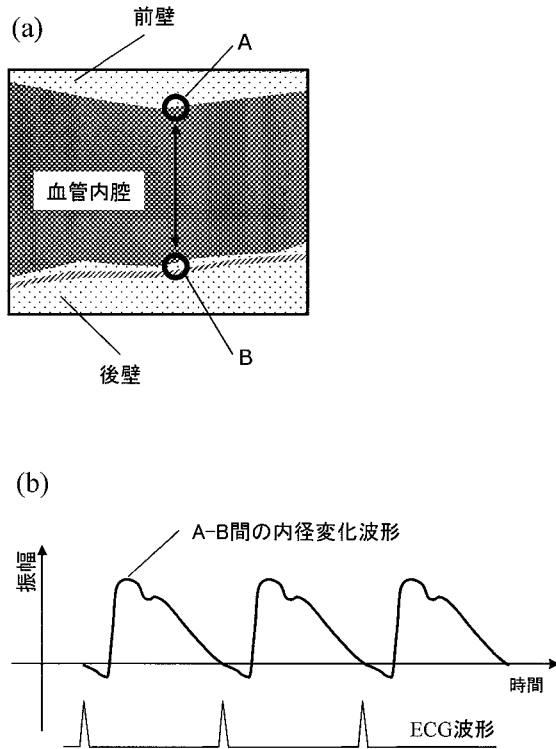
【図2】



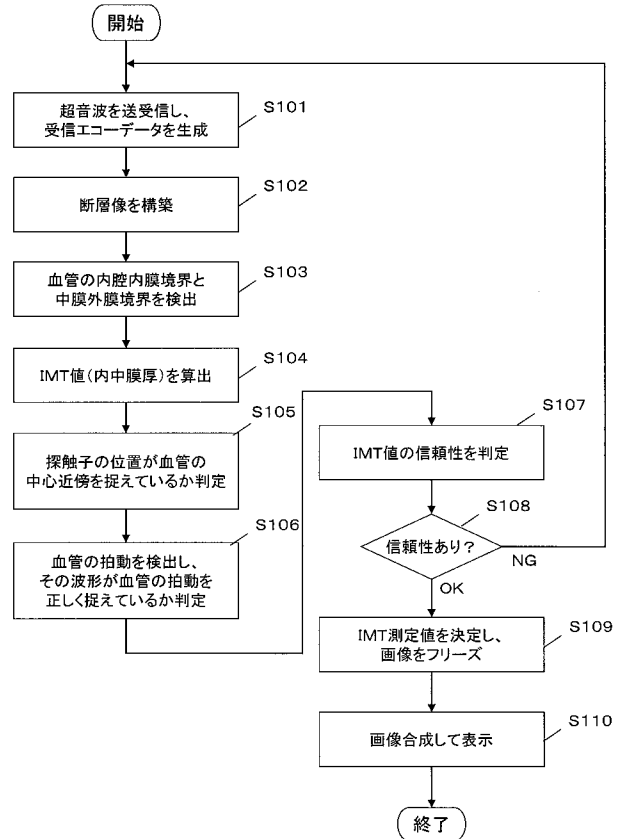
(b)



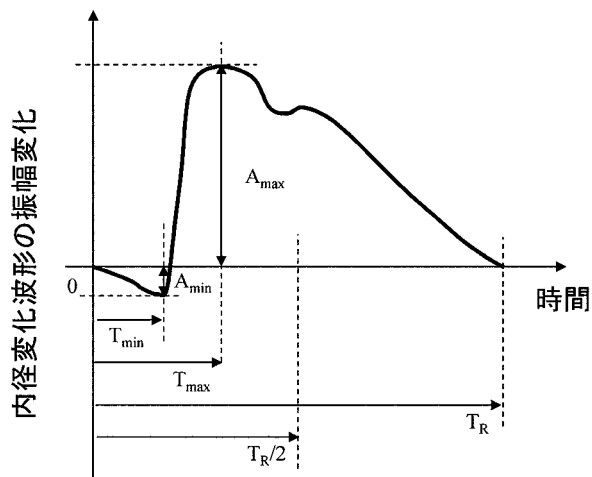
【図 4】



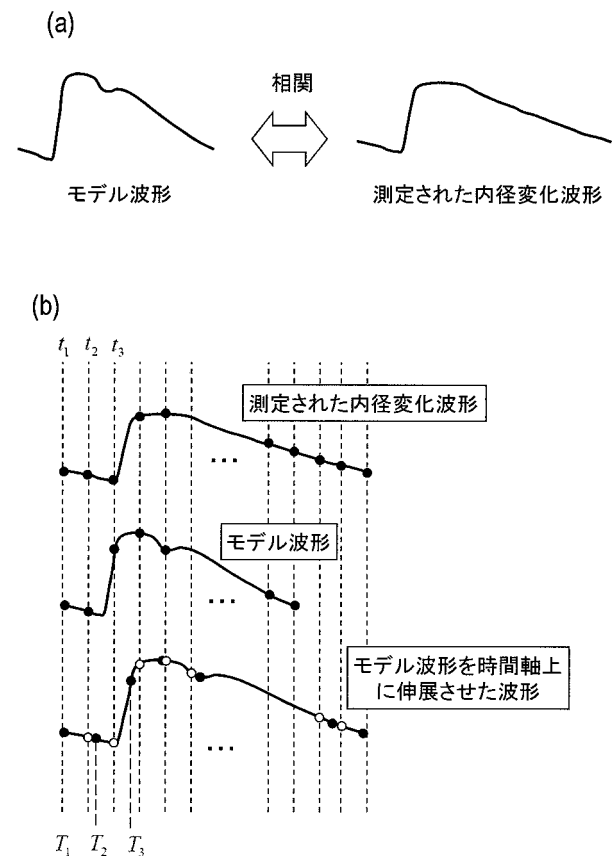
【図 5】



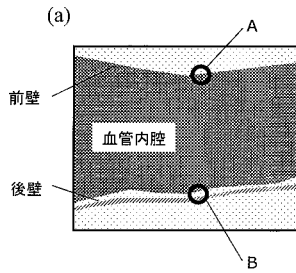
【図 6】



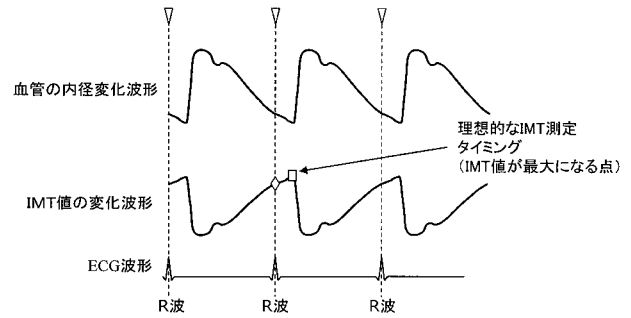
【図 7】



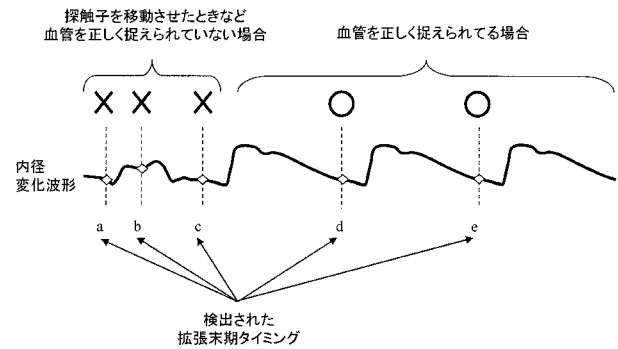
【図 8】



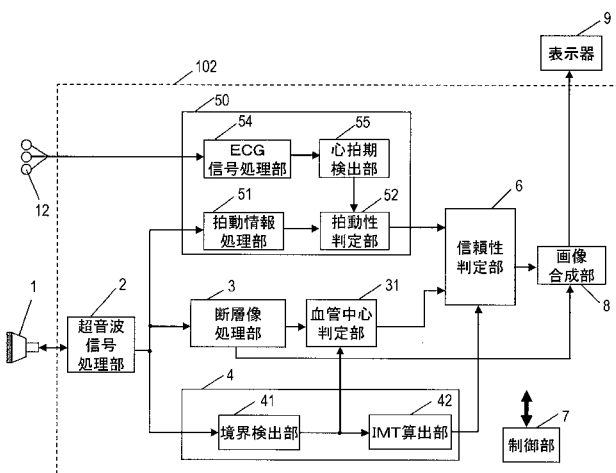
【図 9】



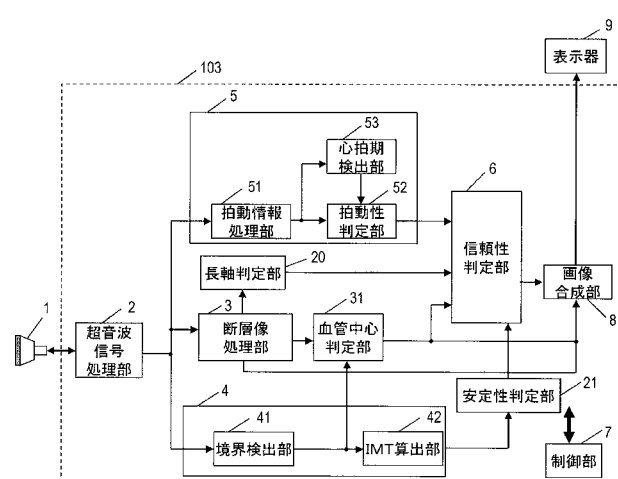
【図 10】



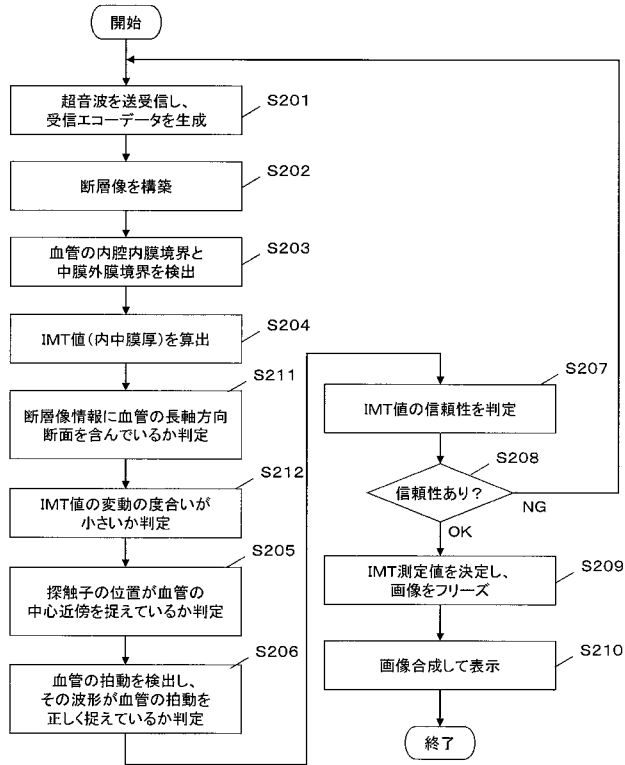
【図 11】



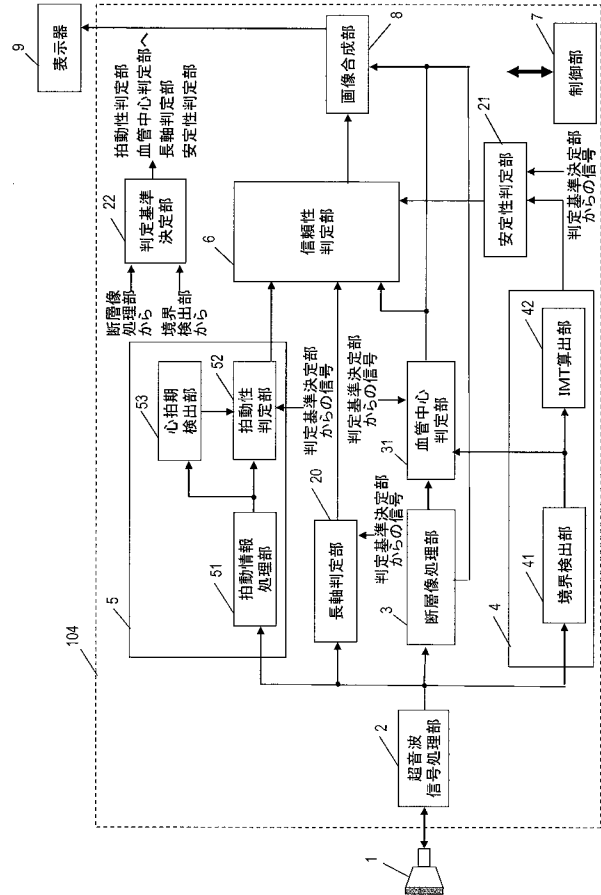
【図 12】



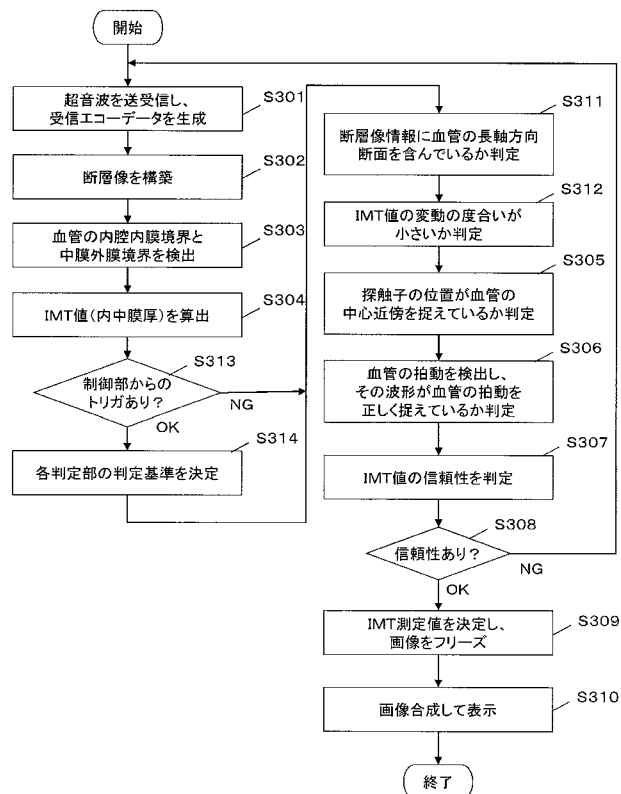
【図 1 3】



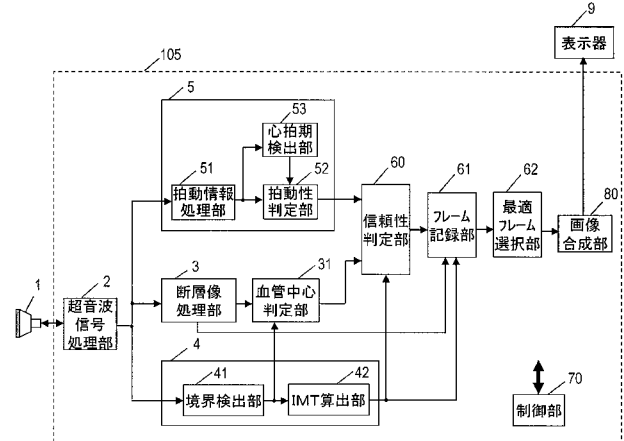
【図 1 4】



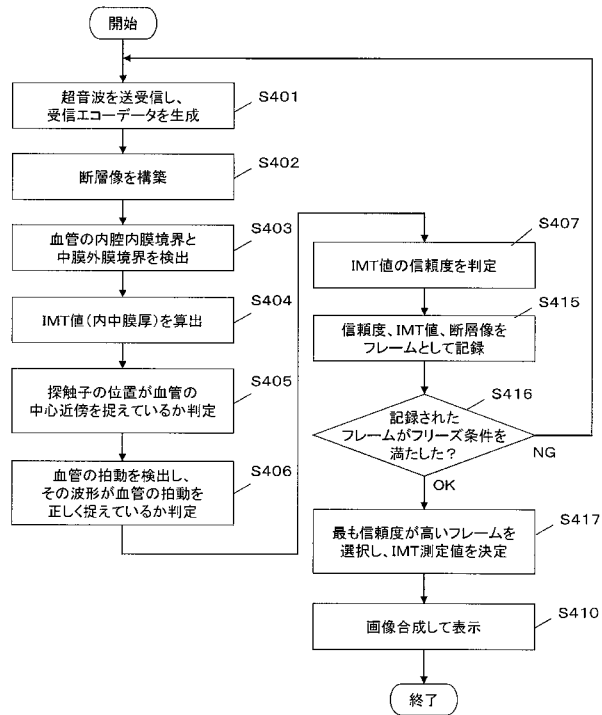
【図 1 5】



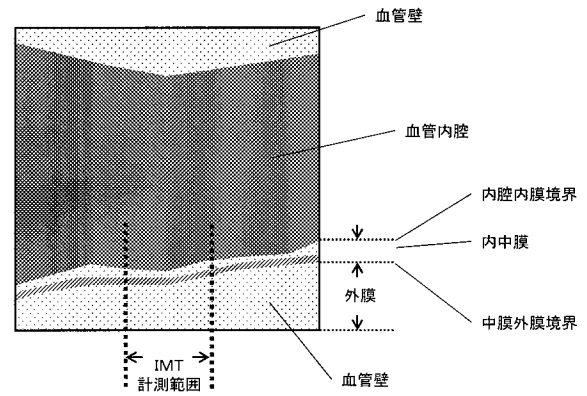
【図 1 6】



【図 17】



【図 18】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/006661

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/06(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)

A61B8/06

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	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
X	WO 2005/002446 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.),	1-10, 16-19, 26, 27
Y	13 January 2005 (13.01.2005), paragraphs [0044] to [0061] & US 2008/0125651 A1	11-15, 20-25
Y	JP 2009-153573 A (Panasonic Corp.), 16 July 2009 (16.07.2009), paragraphs [0047] to [0064] (Family: none)	11-15, 20-25
Y	JP 2009-39277 A (Panasonic Corp.), 26 February 2009 (26.02.2009), paragraph [0055] (Family: none)	11-15, 20-25

☒ 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
03 December, 2010 (03.12.10)Date of mailing of the international search report
11 January, 2011 (11.01.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/006661

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 2004/103185 A1 (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 02 December 2004 (02.12.2004), entire text; all drawings & US 2007/0055149 A1 & EP 1637081 A1 & CN 1791361 A	1-27
A	WO 2010/001564 A1 (Panasonic Corp.), 07 January 2010 (07.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-27

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/006661	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/06(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. A61B8/06			
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 1971-2010年 日本国実用新案登録公報 1996-2010年 日本国登録実用新案公報 1994-2010年			
国際調査で使用了電子データベース (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	
X	WO 2005/002446 A1 (松下電器産業株式会社) 2005.01.13, 段落 [0044] - [0061] & US 2008/0125651 A1	1-10, 16-19, 26, 27	
Y		11-15, 20-25	
Y	JP 2009-153573 A (パナソニック株式会社) 2009.07.16, 段落 [0047] - [0064] (ファミリーなし)	11-15, 20-25	
Y	JP 2009-39277 A (パナソニック株式会社) 2009.02.26, 段落 [0055] (ファミリーなし)	11-15, 20-25	
☒ 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 03.12.2010		国際調査報告の発送日 11.01.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 川上 則明	2Q 3704
		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 0 / 0 0 6 6 6 1
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 2004/103185 A1 (松下電器産業株式会社) 2004. 12. 02, 全文、全図 & US 2007/0055149 A1 & EP 1637081 A1 & CN 1791361 A	1-27
A	WO 2010/001564 A1 (パナソニック株式会社) 2010. 01. 07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-27

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, 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, 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, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 福元 剛智

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

(72)発明者 川端 章裕

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

(72)発明者 占部 真樹子

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

(72)発明者 鈴木 隆夫

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

(72)発明者 西村 有史

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

F ターム(参考) 4C601 DD01 DD14 EE09 EE10 EE11 JB41 JB48 JC09 JC37 KK01
KK31 KK36 LL02

(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)	超声诊断设备和测量内 - 中复合物厚度的方法		
公开(公告)号	JPWO2011099103A1	公开(公告)日	2013-06-13
申请号	JP2011553665	申请日	2010-11-12
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福元剛智 川端章裕 占部真樹子 鈴木隆夫 西村有史		
发明人	福元 剛智 川端 章裕 占部 真樹子 鈴木 隆夫 西村 有史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/5284		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL02		
代理人(译)	奥田诚治 三宅明子		
优先权	2010027246 2010-02-10 JP		
其他公开文献	JP5754379B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置包括：驱动探头以将超声波发送到被检体的血管的发送处理；以及从被探头接收到的来自被检体的血管的反射超声波产生接收信号的接收处理。 进行处理的超声波信号处理单元，根据接收到的信号构成断层图像的断层图像处理单元，以及根据接收到的信号或断层图像检测血管的腔内膜边界和中膜外膜边界的边界检测单元，血管壁厚度计算单元，计算由边界检测单元检测到的腔内膜边界与中膜外膜边界之间的间隔作为血管壁厚度值，以及接收信号或断层图像检测出的腔内膜边界 并且可靠性确定单元基于中外膜边界的位置处的信号或图像信息的特性来确定血管壁厚度值的可靠性，并基于可靠性确定单元的确定结果来确定血管壁厚度值。 以及用于确定介质复合体厚度的控制器。

【圖1】

