

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4373718号
(P4373718)

(45) 発行日 平成21年11月25日(2009.11.25)

(24) 登録日 平成21年9月11日(2009.9.11)

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

請求項の数 8 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-164559 (P2003-164559)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成15年6月10日(2003.6.10)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2005-268 (P2005-268A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成17年1月6日(2005.1.6)	(72) 発明者	岡田 孝 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成18年3月27日(2006.3.27)	(72) 発明者	篠辺 孝 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管計測機能を有する超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血管に対し超音波を繰り返し送受信し、これによりRF受信信号を出力する送受波手段と、

前記RF受信信号を処理し、前記血管が有する血管膜の一方側及び他方側の位置を検出する位置検出手段と、

前記RF受信信号の波形における前記一方側及び他方側の位置に対応する一方及び他方のトラッキングポイントに対してトラッキングを実行するトラッキング手段と、

前記一方及び他方のトラッキングポイント間の距離を演算することにより、血管膜厚さを演算する厚さ演算手段と、

を備え、

複数のビームラインに超音波ビームを走査し、前記血管膜厚さが最大となる最大ビームラインを基準として、当該最大ビームラインと当該最大ビームラインから所定距離だけ離れたビームラインの各々を、血管膜厚さ計測用のビームラインとして設定する、

ことを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記位置検出手段は、

前記RF受信信号を処理してエンベロープを演算するエンベロープ処理部と、

前記エンベロープを微分するエンベロープ微分部と、

を有し、

前記微分されたエンベロープに基づき、前記血管膜の一方側及び他方側の位置を検出することを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記位置検出手段により検出される血管膜の一方側の位置は、血管膜の内膜内側の位置であり、他方側の位置は、血管膜の中膜と外膜間の位置であることを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記厚さ演算手段により演算された血管膜厚さの経時変化を示す波形をリアルタイムに表示する表示手段を備えることを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記送受波手段により形成される超音波ビームは、血管膜厚さ計測用の超音波ビームと、超音波画像形成用の超音波ビームであり、

前記送受波手段は、この血管膜厚さ計測用の超音波ビームの形成と、超音波画像形成用の超音波ビームの形成を時分割で実行することを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記送受波手段により形成される超音波ビームは、前記血管の複数部位に対して形成される複数の超音波ビームであり、

前記位置検出手段は、各超音波ビームについて血管膜厚さを求め、これに基づき血管膜厚さ計測用の超音波ビームを決定する超音波ビーム決定手段を有し、これにより決定された超音波ビームについて前記血管膜の一方側及び他方側の位置を検出し、

前記トラッキング手段は、前記超音波ビーム決定手段により決定された超音波ビームについてトラッキングを実行する

ことを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 7】

血管に対し超音波を繰り返し送受信し、これにより R F 受信信号を出力する送受波手段と、

前記 R F 受信信号を処理し、前記血管が有する血管膜の一方側及び他方側の位置を検出する位置検出手段と、

前記 R F 受信信号の波形における前記一方側及び他方側の位置に対応する一方及び他方のトラッキングポイントに対してトラッキングを実行するトラッキング手段と、

前記一方及び他方のトラッキングポイント間の距離を演算することにより、血管膜厚さを演算する厚さ演算手段と、

を備え、

複数のビームラインに超音波ビームを走査し、前記血管膜厚さが最大となるビームラインを基準として、血管膜厚さ計測用のビームラインを設定し、

前記位置検出手段は、

前記検出された一方側及び他方側の位置の正常又は異常を判定する判定手段を有し、

前記判定手段により異常と判定された場合には、血管膜の一方側及び他方側の位置を再検出することを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の血管計測機能を有する超音波診断装置であって、

前記判定手段は、前記 R F 受信信号又はこのエンベロープについて相関演算を行い、前記 R F 受信信号又はエンベロープの正常又は異常を判定することを特徴とする血管計測機能を有する超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、血管に対して超音波を繰り返し送受信し、これにより得られた受信信号から血管膜厚さを演算する血管計測機能を有する超音波診断装置に関する。

【0002】**【従来の技術】**

近年、体内の頸動脈を含む領域に超音波を送受波して、頸動脈の血管の内中膜複合体の厚さ(Intima-Media Complex Thickness)を計測し、この内中膜厚さを指標とする動脈硬化の検査法が提案されている。一般的には、この内中膜厚さが1.1mmを超えると、動脈硬化が進展していると報告されている。

10

【0003】

このような頸動脈の内中膜厚さを計測するための装置の一例が、特開2000-271117号公報に示されている。この文献に示される装置では、超音波を送受信して得られた断層画像データをパーソナルコンピュータに取り込み、この断層画像データに対して処理を行い、血管において輝度値が大きく変化する位置を求めている。これにより、血管の膜位置を特定し、内中膜厚さを計測している。また、血管膜の厚さを計測する装置として、特開平11-318896号公報に示されるものもある。

【0004】**【特許文献1】**

特開2000-271117号公報

【特許文献2】

特開平11-318896号公報

20

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、特開2000-271117号公報に記載される装置は、断層画像データを処理して血管膜厚さを求めるものであるため、血管膜厚さの計測精度は、その画像の画素より細かくすることができず、十分な精度を得ることができない、という問題があった。

【0006】

また、この装置は、既に得られた断層画像データに対して処理を行うものであるため、プローブを用いて超音波を送受信すると同時に、血管膜厚さの計測を行うことができない。このため、装置の操作者は血管膜厚さの計測値をその場で知ることができず、不便であるという問題があった。

30

【0007】

本発明は、上記従来の課題に鑑みてなされたものであり、血管計測機能を有する超音波診断装置において、患者の診断と同時に血管膜厚さを求めることを目的とする。

【0008】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために、本発明に係る血管計測機能を有する超音波診断装置は、血管に対し超音波を繰り返し送受信し、これによりRF受信信号を出力する送受波手段と、前記RF受信信号を処理し、前記血管が有する血管膜の一方側及び他方側の位置を検出する位置検出手段と、前記RF受信信号の波形における前記一方側及び他方側の位置に対応する一方及び他方のトラッキングポイントに対してトラッキングを実行するトラッキング手段と、前記一方及び他方のトラッキングポイント間の距離を演算することにより、血管膜厚さを演算する厚さ演算手段と、を備えるものである。この構成によれば、RF受信信号に対してトラッキングを実行して血管膜厚さを求めるため、患者の診断と同時に血管膜厚さを求めることができる。また、RF受信信号のトラッキングポイント間の距離を演算して血管膜厚さを求めるため、血管膜厚さの計測精度が高い。

40

【0009】

50

また、前記位置検出手段は、前記RF受信信号を処理してエンベロープを演算するエンベロープ処理部と、前記エンベロープを微分するエンベロープ微分部と、を有し、前記微分されたエンベロープに基づき、前記血管膜の一方側及び他方側の位置を検出することも好ましい。この構成によれば、微分処理により変化が顕著となったエンベロープに基づき、血管膜の一方側及び他方側の位置が検出されるため、それらの位置を精度よく検出できる。

【0010】

また、血管計測機能を有する超音波診断装置は、前記厚さ演算手段により演算された血管膜厚さの経時変化を示す波形をリアルタイムに表示する表示手段を備えることも好ましい。この構成によれば、操作者は血管膜厚さの計測を行いつつ、計測された血管膜厚さの経時変化を確認することができる。なお、血管膜厚さの経時変化に併せて、心拍動の経時変化を示す波形を表示することも好ましい。

10

【0011】

また、前記送受波手段により形成される超音波ビームは、血管膜厚さ計測用の超音波ビームと、超音波画像形成用の超音波ビームであり、前記送受波手段は、この血管膜厚さ計測用の超音波ビームの形成と、超音波画像形成用の超音波ビームの形成を時分割で実行することも好ましい。この構成によれば、血管膜厚さ計測用のデータと超音波画像形成用のデータを同時に取得することができる。

【0012】

また、前記送受波手段により形成される超音波ビームは、前記血管の複数部位に対して形成される複数の超音波ビームであり、前記位置検出手段は、各超音波ビームについて血管膜厚さを求め、これに基づき血管膜厚さ計測用の超音波ビームを決定する超音波ビーム決定手段を有し、これにより決定された超音波ビームについて前記血管膜の一方側及び他方側の位置を検出し、前記トラッキング手段は、前記超音波ビーム決定手段により決定された超音波ビームについてトラッキングを実行することも好ましい。この構成によれば、血管の複数部位のうち血管膜厚さの計測に好適な計測部位を決定し、この計測部位について血管膜厚さを求める処理を行うことができる。

20

【0013】

また、前記位置検出手段は、前記検出された一方側及び他方側の位置の正常又は異常を判定する判定手段を有し、前記判定手段により異常と判定された場合には、血管膜の一方側及び他方側の位置を再検出することも好ましい。この構成によれば、検出された一方側及び他方側の位置が異常である場合には、これらの位置の再検出を行うため、誤検出された位置に対してトラッキングを行うことを防止することができる。なお、位置判定の手法として、例えば、前記RF受信信号又はこのエンベロープについて相関演算を行い、前記RF受信信号又はエンベロープの正常又は異常を判定すればよい。

30

【0014】

また、前記位置検出手段により検出される血管膜の一方側の位置は、血管膜の内膜内側の位置であり、他方側の位置は、血管膜の中膜と外膜間の位置であることが好ましい。これらの位置間の血管膜厚さを演算することにより、動脈硬化の診断に利用することができる。

40

【0015】

【発明の実施の形態】

以下に、図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。

【0016】

始めに、図1を参照して、超音波診断装置の血管計測機能における血管壁の内中膜厚さの計測の原理について説明する。図1(A)において、超音波探触子としてのリニアプローブ10は生体表面に当接して用いられ、そのリニアプローブ10から生体内において所定間隔ごとに平行に配列した複数のビームラインに超音波ビームが走査される。これにより、周知のように反射信号の2次元の取込領域100が形成される。もちろん、リニアプローブ10に代えてセクタプローブやコンベックスプローブなどを利用した場合には、それ

50

に対応した取込領域 100 が形成される。

【0017】

血管膜厚さの計測では、リニアプローブ 10 を生体表面に当接する際に、血管が取込領域 100 内に含まれるようにプローブの向きを設定する。図 1 に示す例では、血管の長軸方向の断面が取込領域内に含まれている。血管壁 12 の内部である血管内腔 14 には血液が流れている。ここで、図 1 (B) に示すように、血管壁 12 のうち前壁又は後壁のいずれか一方を拡大してその構造に着目すると、血管壁 12 は外膜 12 a、中膜 12 b 及び内膜 12 c の 3 層構造となっている。外膜 12 a 及び中膜 12 b は厚みのある組織であり、内膜 12 c は外膜 12 a 及び中膜 12 b と比較すると非常に薄い組織である。

【0018】

このような血管壁 12 に対して超音波ビームを形成し、RF 受信信号を取得した場合には、その RF 受信信号のエンベロープは、図 1 (B) に示すように、内中膜の一方側である内膜 12 c 内側 (血管内腔 14 側) の境界においてピーク 102 が認められ、また内中膜の他方側である中膜 12 b と外膜 12 a 間の境界において変化点 104 が認められる。ここで、ピーク 102 から変化点 104 の断層像は M ラインと称されることがある。超音波診断装置は、図 1 (B) に示される血管壁の内部構造を反映したピーク 102 及び変化点 104 を検出し、その間の距離を求めることにより、血管壁 12 の内中膜厚さを計測している。

【0019】

次に、図 2 を参照して、上述した原理に基づき血管壁の内中膜厚さの計測を行う本実施形態の血管計測機能を有する超音波診断装置について説明する。図 2 には、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図が示されている。なお、図 2 に示される各機能ブロックは、本実施形態では、演算処理装置 (CPU) がプログラムを実行することにより実現されるが、アナログ回路を利用するなど他の態様で実現してもよい。

【0020】

リニアプローブ 20 は、上述したように、超音波ビームの走査を行って、血管を含む取込領域から RF 受信信号を取り込むものである。もちろん、そのリニアプローブ 20 に代えて各種の超音波探触子を利用可能である。場合によっては三次元エコーデータ取込用超音波探触子を利用してもよい。血管に対して交差する方向から少なくとも一本の超音波ビームを形成できる限りにおいて各種の超音波探触子を利用できる。

【0021】

送受信部 22 は、送受信制御部 24 からの送受信指令に応じて、リニアプローブ 20 に対して超音波ビームを形成するための送信信号を出力するとともに、リニアプローブ 20 から出力される RF 受信信号に対して増幅や整相加算などの各種の処理を行っている。この送受信部 22 により、生体内に送信ビーム及び受信ビームが形成される。送受信部 22 は、RF 受信信号を断層画像形成部 26、血管膜検出部 28 及び血管膜厚さ演算部 30 に出力する。

【0022】

断層画像形成部 26 は、取り込まれた RF 受信信号を検波した後に、対数変換を行い、2次元断層画像を形成するための輝度値データを演算する。取込領域内の各ポイントにおける輝度値データが、表示処理部 32 に設けられたデジタルスキャンコンバータにより、Bモード断層像などの 2次元断層画像として表示部 34 で画面表示するために利用される。なお、そのような画像表示上において後述する関心領域 (ROI) の設定が行われる。

【0023】

血管膜検出部 28 は、主として、次の 2 つの処理を行う。その一つは、生体内の複数のビームラインに超音波ビームを形成して、それらの超音波ビームが交差する血管の複数部位における膜厚さを計測し、この計測データに基づき血管膜厚さの計測に好適ないずれか 1 つ又は複数のビームラインを決定する処理である。もう一つは、この決定されたビームラインからの RF 受信信号を処理して、血管壁の内膜内側の位置と中膜と外膜間の位置を検出する処理である。血管膜検出部 28 は上記の 2 つの処理を行い、血管膜厚さ計測用とし

10

20

30

40

50

て決定されたビームラインの情報と、血管壁の内膜内側と中膜と外膜間の位置情報を、血管膜厚さ演算部 30 及び表示処理部 32 に出力する。なお、この血管膜検出部 28 の処理に詳細は、後に図 5 を参照して説明する。

【0024】

血管膜厚さ演算部 30 は、送受信部 22 から RF 受信信号を取り込む。本実施形態では、2次元断層画像と血管膜厚さの計測値を同時表示するため、送受信部 22 により 2次元断層画像形成用と血管膜厚さ計測用の 2種類の超音波ビームが形成されており、このため、送受信部 22 から取り込まれる RF 受信信号には、上記した 2種類の超音波ビームの RF 受信信号が混在している。血管膜厚さ演算部 30 は、このようにして取り込まれる RF 受信信号の中から、血管膜検出部 8 から入力される血管膜厚さ計測用のビームラインの情報に基づき、血管膜厚さ計測用の RF 受信信号を抽出する。そして、血管膜厚さ演算部 30 は、抽出した RF 受信信号に対して、血管膜検出部 28 から入力される血管膜位置情報に基づき、血管壁の内膜内側と中膜と外膜間の位置に対応する RF 受信信号の位相をトラッキング点として設定し、その後抽出して取り込まれる RF 受信信号に対して、そのトラッキング点を位相追従法を用いて追跡する処理を行う。

10

【0025】

ここで位相追従法としては、公知の様々な手法を用いることができる。本実施形態では、特に以下に説明する手法により、トラッキング点の追跡を行っている。図 3 には、血管膜厚さ計測用のビームラインからの RF 受信信号が示されている。血管壁の内膜内側や中膜と外膜間のように体内において音響インピーダンスが大きく変化する部位では、図 3 (a) に示されるように、振幅の大きな RF 受信信号が得られる。血管壁の内膜内側の境界で反射する RF 受信信号を時間軸方向に拡大したものを、図 3 (b) に示す。図 3 (b) に実線の波形で示すように、RF 受信信号において、血管壁の内膜に対応する位相に最も近いゼロクロス点 110a をトラッキング点として設定する。そして、点線の波形で示される次の RF 受信信号が取り込まれると、この RF 受信信号において、トラッキング点であるゼロクロス点 110a に最も近いゼロクロス点 110b を、新たなトラッキング点とする。この処理を、繰り返し入力される RF 受信信号に対して行うことにより、トラッキング点の追跡が行われる。

20

【0026】

血管膜厚さ演算部 30 は、上述した手法で、血管壁の内膜内側と中膜と外膜間に対応する 2つのトラッキング点を追跡し、2つのトラッキング点の位相差（距離）から血管壁の内中膜厚さを演算する。血管膜厚さ演算部 30 では、さらに、このようにして演算された内中膜厚さの計測値に基づき、1心拍における内中膜厚さの平均値、最大値、最小値や、1心拍における内中膜厚さの経時変化を示すグラフ（波形）などを演算し、表示処理部 32 に出力する。そして、これらの情報は、表示部 34 にて画面表示される。このように血管膜厚さの計測と同時にその計測値を表示することは、操作者に診断情報をリアルタイムに提供することができ有効である。なお、図 4 に示すように、内中膜厚さの経時変化のグラフを画面表示する際には、それに併せて心拍動の変化を示すグラフを表示することも好ましい。これにより、操作者は、心拍動の影響が少ない時点における内中膜厚さの計測値を得ることができる。

30

40

【0027】

次に、図 5 を参照して、血管膜検出部 28 の処理について詳しく説明する。図 5 には、血管膜検出部 28 の詳細なブロック図が示されている。血管膜検出部 28 は、既述したとおり、血管膜厚さ計測用のビームラインを決定する処理、及び血管壁の膜位置を検出する処理を行う。

【0028】

関心領域（ROI）設定部 36 は、に血管の前壁及び後壁の両者を包含するようであるいは一方を包含するように関心領域を設定するための回路である。これは例えばトラックボールやキーボードなどの入力手段を含んで構成される。装置の操作者は、入力手段を用いて、表示部 34 に表示される断層画像の一部の領域に関心領域として設定する。

50

【 0 0 2 9 】

エンベロープ処理部 3 8 は、関心領域の設定データに基づいて、関心領域を通過するビームラインを選択する。そして、超音波ビームの走査により入力される R F 受信信号の中から、関心領域を通過する複数のビームラインからの R F 受信信号を抽出して取り込む。この取り込まれる R F 受信信号に対して順次、検波などの処理を行い、関心領域を通過する各ビームラインについてエンベロープを求める。

【 0 0 3 0 】

エンベロープ微分部 4 0 は、エンベロープ処理部 3 8 からエンベロープの情報を取り込み、各エンベロープを時間微分する。図 6 (a) に示す R F 受信信号のエンベロープの波形を時間微分すると、図 6 (b) に示す微分波形となる。このように、時間微分によりエンベロープの変化点の立ち上がりが顕著となる。

10

【 0 0 3 1 】

血管膜位置検出部 4 2 は、各ビームラインの時間微分されたエンベロープをエンベロープ微分部 4 0 から取り込み、時間微分されたエンベロープをそれぞれ所定の閾値と比較することにより、血管壁の内膜内側の位置と中膜と外膜間の位置を検出する。次に、関心領域を通過する各ビームラインについて、検出された内膜の内側位置と中膜と外膜間位置の位相差から内中膜厚さを演算する。そして、関心領域を通過するビームラインのうち、内中膜厚さが最大となるビームラインを、血管膜計測用のビームラインとして設定する。この処理により、図 7 に示すように、複数のビームライン 6 0 の中から、診断において最も重要となる血管膜厚さの最大部位を通過するビームライン 6 2 が設定される。また併せて、他のビームライン、例えばこのビームライン 6 0 から所定距離 (例えば 1 0 m m) の位置のビームライン 6 4 を血管膜計測用のビームラインとして設定してもよい。なお、本実施形態では、血管膜厚さが最大となるビームラインを最適なビームラインとしているが、他の基準により最適なビームラインを設定してもよい。

20

【 0 0 3 2 】

血管膜位置検出部 4 2 は、血管膜計測用のビームラインが設定されると、このビームラインについて血管壁の内膜内側の位置と中膜と外膜間の位置の情報を取得する。この位置情報は、上述の処理において各ビームラインについて検出された位置情報から、血管膜計測用のビームラインの位置情報を取り出すことにより取得してもよいし、送受信部 2 2 から新たに入力される R F 受信信号を処理することにより取得してもよい。血管膜位置検出部 4 2 は、上述した処理により選択された血管膜計測用のビームラインの情報と、このビームラインについて血管膜位置情報を出力する。これらの情報は、血管膜位置判定部 5 2 を介して、血管膜厚さ演算部 3 0 に出力される。以上に説明した処理が、血管膜検出部 2 8 における主要な処理である。

30

【 0 0 3 3 】

また、血管膜検出部 2 8 では、副次的な処理として、血管膜位置情報の正常又は異常を判定し、異常が判定された場合には、血管膜位置情報を再検出する処理を行っている。この処理は、血管膜位置が誤検出される状況を考慮して設けられた処理であり、具体的には波形相関処理部 5 0 により以下に説明する処理が行われている。

【 0 0 3 4 】

波形抽出部 4 4 は、血管膜位置検出部 4 2 から血管膜計測用のビームラインの情報を取り込む。そして、このビームラインの情報に基づいて、送受信部 2 2 から送られてくる R F 受信信号の中から、血管膜計測用のビームライン 6 0 とそれに隣接する複数のビームラインからの R F 受信信号を抽出し、波形相関部 4 6 に出力する。

40

【 0 0 3 5 】

次に、波形相関部 4 6 は、血管膜計測用のビームラインの R F 受信信号の波形と、それに隣接するビームラインの R F 受信信号の波形に対して相関演算を行い、相関値を求める。そして、この相関値を波形相関値判定部 4 8 に出力する。なお、相関演算には、複数の波形の類似度を演算する公知の様々な演算手法を用いることができる。なお、相関値は、波形が互いに類似している場合には大きな値となり、波形が類似しない場合には小さな値と

50

なる。

【 0 0 3 6 】

次に、波形相関値判定部 4 8 では、波形相関部 4 6 から入力される相関値を所定の閾値と比較する。そして、相関値が閾値以上である場合には、血管膜厚計測用のビームラインの R F 受信信号が正常であると判定し、相関値が閾値未満である場合には、血管膜厚計測用のビームラインの R F 受信信号が異常であると判定する。繰り返し取り込まれる R F 受信信号の中には異常な波形のものが含まれることがあるが、この判定により異常な波形をもった R F 受信信号が検出される。

【 0 0 3 7 】

血管膜位置判定部 5 2 は、波形相関値判定部 4 8 から判定結果の情報を取り込み、R F 受信信号が正常である場合には、血管膜位置検出部 4 2 から入力された血管膜位置情報を血管膜厚さ演算部 3 0 に出力する。一方、R F 受信信号が異常である場合には、血管膜位置検出部 4 2 から入力された血管膜位置情報を利用せず、エンベロープ微分部 4 0 に微分処理を促す指令を出力する。

【 0 0 3 8 】

エンベロープ微分部 4 0 は、上記の指令が入力されると、エンベロープ処理部 3 8 から R F 受信信号のエンベロープを再度取り込み、このエンベロープに対して微分処理を行い、血管膜位置検出部 4 2 に出力する。これにより、血管膜位置が再検出される。なお、この再検出に利用された R F 受信信号についても、波形相関処理部 5 0 にて波形の正常又は異常の判定が行われる。なお、本実施形態では、上述したように R F 受信信号の波形について相関演算を行うことにより、血管膜位置情報の正常又は異常を判定しているが、他の方法を用いてもよい。例えばエンベロープの波形について相関演算を行ってもよい。

【 0 0 3 9 】

また、本実施形態においては、表示部 3 4 の画面上に 2 次元断層画像と血管膜厚さの情報を同時に表示するために、送受信制御部 2 4 の制御により、2 次元断層画像形成用の超音波ビームの形成と、血管膜厚さ計測用の超音波ビームの形成が同時に行われる。この超音波ビームの送受信シーケンスについて、以下に説明する。

【 0 0 4 0 】

図 8 のタイミングチャートには、超音波ビームの送受信シーケンスが示されている。超音波ビームは、一定周期の送信タイミングごとに、ビームライン 1 からビームライン 9 の方向に順番に形成され走査される。この走査において、超音波ビームは、ビームライン 1 から形成が開始されビームライン 8 まで走査されると、再びビームライン 1 に形成され、その後ビームライン 9 から走査が続けられる。その後も、8 本のビームラインに超音波ビームを走査するごとに、ビームライン 1 に超音波ビームが形成される。

【 0 0 4 1 】

この超音波ビームの走査において、ビームライン 1 からビームライン 8 に走査された超音波ビームと、ビームライン 9 以上に走査された超音波ビームが、2 次元断層画像形成用の超音波ビームである。一方、始めにビームライン 1 に形成された超音波ビームと、ビームライン 8 とビームライン 9 に挿間してビームライン 1 に形成された超音波ビームが、内中膜厚さ計測用の超音波ビームである。この内中膜厚さ計測用の超音波ビームは、計測値を十分なサンプリングレートで得るために 1 m s e c ごと (1 k H z の周波数) にビームライン 1 に形成される。

【 0 0 4 2 】

本実施形態では、上述したように、2 次元断層画像形成用の超音波ビームの形成と、血管膜厚さ計測用の超音波ビームの形成が時分割で行われる。このような超音波ビームの形成により、2 次元断層画像を生成するためのデータと、血管膜厚さを計測するためのデータを同時に取り込むことができる。

【 0 0 4 3 】

また、図 7 にて説明したように、血管膜厚さが最大となるビームラインとそれに所定距離離れた 2 本のビームラインが、血管膜厚さ計測用のビームラインである場合には、図 9 に

10

20

30

40

50

示すシーケンスで超音波ビームを形成すればよい。すなわち、2次元断層画像形成用の超音波ビームを8本のビームラインに走査するごとに、血管膜厚さ計測用の3本の超音波ビーム1, 2, 3を形成すればよい。また、より多数のビームラインが血管膜厚さ計測用のビームラインとして設定される場合も同様である。

【0044】

次に、図10のフローチャートを参照して、以上説明した超音波診断装置が行う一連の処理について説明する。

【0045】

まず、超音波診断装置は、リニアプローブ10から超音波ビームを送受信し、これにより得られたRF受信信号を処理して、診断部位の2次元断層画像を表示部34に画面表示する(S101)。次に、トラックボールなどの入力手段を用いて、2次元断層画像の一部に設定された関心領域の情報を取得する(S102)。

10

【0046】

超音波診断装置は、関心領域が設定されると、走査される超音波ビームの中から関心領域からの複数の超音波ビームのRF受信信号を抽出して処理し、各RF受信信号について血管壁の内中膜厚さを計測する。そして、内中膜厚さが最大となる超音波ビームを、内中膜厚さ計測用の超音波ビームとして設定する(S103)。ここで、内中膜厚さが最大となる超音波ビームに併せて、他の超音波ビームを設定してもよいことは、既述のとおりである。

【0047】

20

次に、上記のようにして設定された内中膜厚さ計測用の超音波ビームについて、血管壁の内膜内側の位置と中膜と外膜間の位置を検出する(S104)。また同時に、内中膜厚さ計測用の超音波ビームについて相関演算を行い、これにより求められた相関値を判定することにより、膜位置の検出に用いられたRF受信信号の正常又は異常を判定する(S105)。ここで、正常と判定された場合にはステップS106に進み、一方、異常と判定された場合にはステップS104に戻り血管膜位置を再検出する。

【0048】

その後、検出された膜位置に対応するRF受信信号の位相をトラッキングし、継続して血管膜厚さの情報を取得する(S106)。そして、一心拍内における内中膜厚さの平均値、最大値、最小値、単位時間当たりの変化率、変化特性を示すグラフなどをリアルタイムで画面表示する(S107)。

30

【0049】

以上、本発明の好適な実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、等価な範囲で様々な変形が可能である。例えば、本実施形態では、超音波診断装置は2次元断層画像を表示する機能を有しているが、断層画像の形成は行わず、血管膜厚さを計測するのみを行う装置として構成してもよい。また、本実施形態では、抽出された一部の超音波ビームに対してトラッキングを行っているが、取り込まれる全ての超音波ビームに対してトラッキングを実行し、内中膜厚さを計測してもよい。また、2次元断層画像に代えて、3次元的な画像を表示してもよい。

【0050】

40

【発明の効果】

本発明に係る超音波診断装置では、RF受信信号に対してトラッキングを実行して血管膜厚さを求めるため、患者の診断と同時に血管膜厚さを求めることができる。また、RF受信信号のトラッキング点間の距離を演算して血管膜厚さを求めるため、血管膜厚さの計測精度が高い。

【図面の簡単な説明】

【図1】 血管膜厚さの計測原理を説明するための説明図である。

【図2】 超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図3】 エコートラッキングの原理を説明するための説明図である。

【図4】 計測結果の画面表示の一例を示す説明図である。

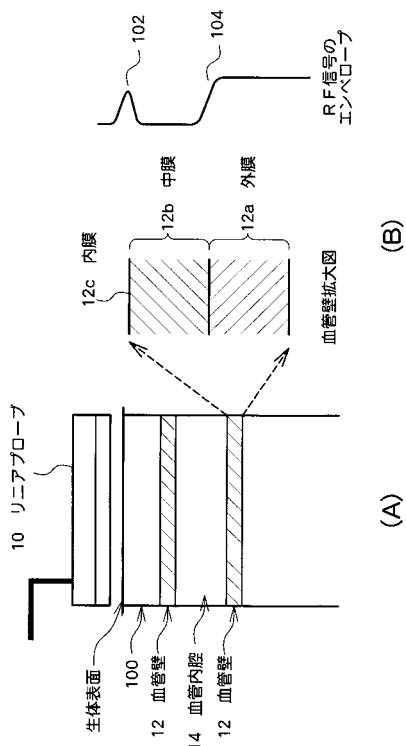
50

- 【図5】 血管膜検出部の構成を示すブロック図である。
- 【図6】 エンベロープ微分部における処理を説明するための説明図である。
- 【図7】 血管膜計測用の超音波ビームを選択する処理を説明するための説明図である。
- 【図8】 超音波の送受信のシーケンスを示すタイミングチャートである。
- 【図9】 超音波の送受信のシーケンスの別の例を示すタイミングチャートである。
- 【図10】 超音波診断装置の処理を示すフローチャートである。

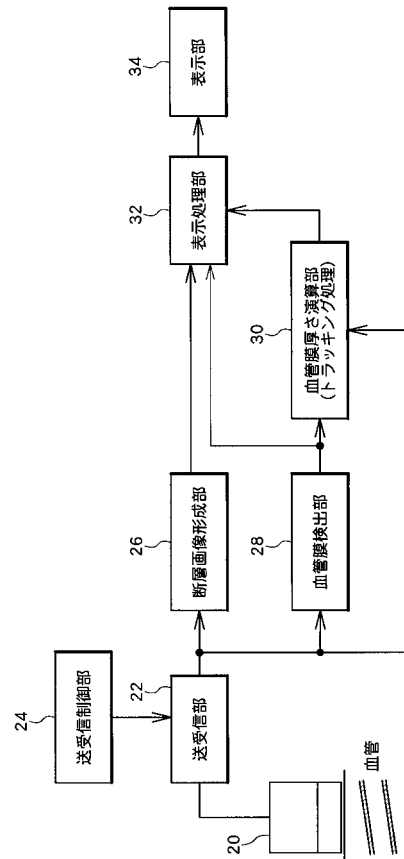
【符号の説明】

20 リニアプローブ、22 送受信部、24 送受信制御部、26 断層画像形成部、
 28 血管膜検出部、30 血管膜厚さ演算部、32 表示処理部、34 表示部、36
 設定部、38 エンベロープ処理部、40 エンベロープ微分部、42 血管膜位置検
 出部、44 波形抽出部、46 波形相関部、48 波形相関値判定部、50 波形相関処
 理部、52 血管膜位置判定部。

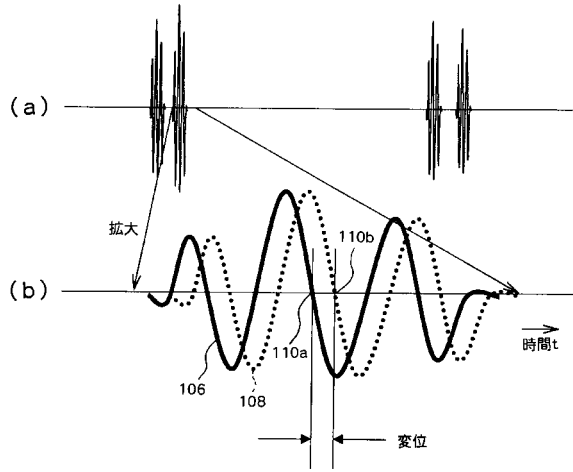
【図1】



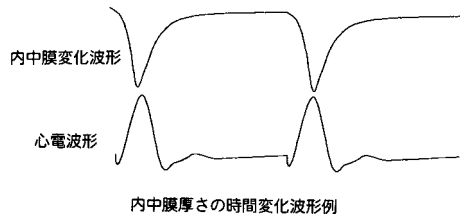
【図2】



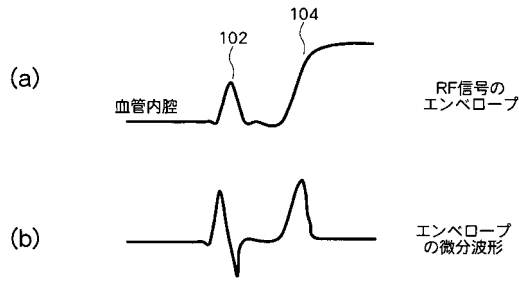
【図3】



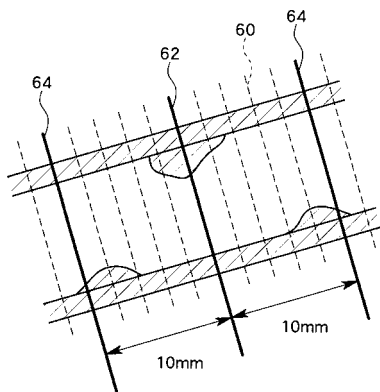
【図4】



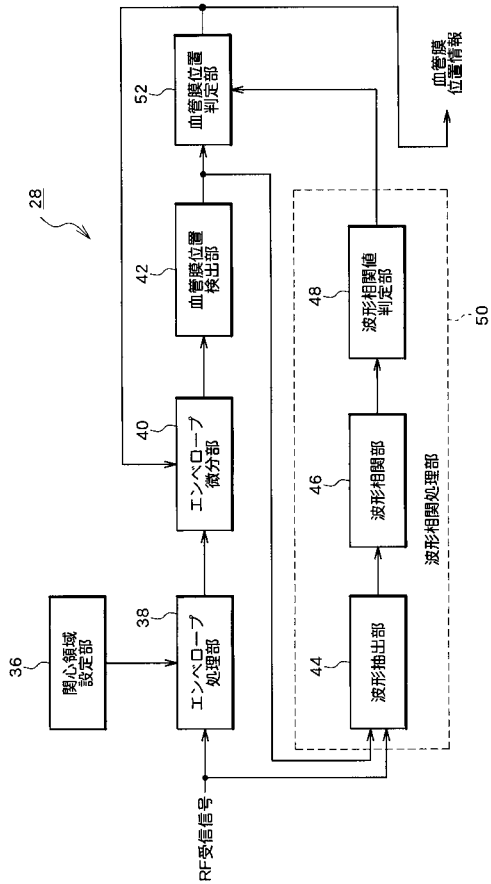
【図6】



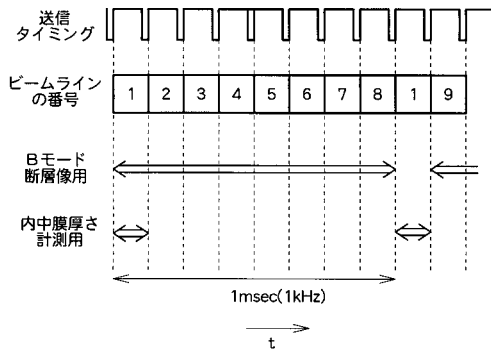
【図7】



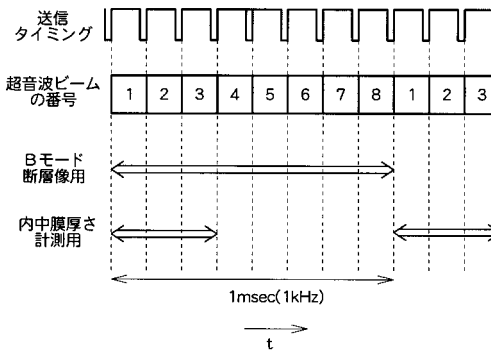
【図5】



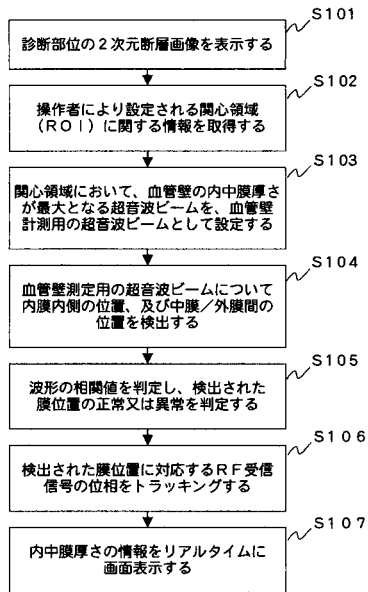
【図8】



【図9】



【図10】



フロントページの続き

- (72)発明者 酒井 亮一
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
- (72)発明者 原田 烈光
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平7 - 111993 (J P , A)
特開平11 - 318896 (J P , A)
特開平11 - 342132 (J P , A)
特開2000 - 271117 (J P , A)
特開2001 - 218768 (J P , A)
特開2001 - 327496 (J P , A)
特開2002 - 17728 (J P , A)
特開2002 - 238903 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/08

专利名称(译)	具有血管测量功能的超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4373718B2	公开(公告)日	2009-11-25
申请号	JP2003164559	申请日	2003-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	冈田孝 篠边孝 酒井亮一 原田烈光		
发明人	冈田 孝 篠边 孝 酒井 亮一 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB17 4C601/JB18 4C601/JB42 4C601/JC37 4C601/KK36		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2005000268A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：测量有关血管的信息并在具有血管测量功能的超声波检查仪中实时显示。解决方案：超声波检查器被构造成在生物体中的多个束线中形成超声波束，并且将RF接收信号结合在血管膜检测部分28和血管膜厚度操作部分30中。湿血管检测部分28测量每个束线的血管厚度，并确定其中血管厚度最大的束线作为适合于测量血管厚度的束线。超声波检查仪检测内膜侧位置和中膜介质与血管壁外膜之间的位置，以确定束线。湿膜血管操作部分30的厚度从RF接收信号中提取用于测量血管厚度的RF接收信号，设置所提取的RF接收信号的跟踪点并跟踪所提取的RF接收信号的跟踪点。并在此之后合并。Ž

【 图 2 】

