

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-168016
(P2008-168016A)

(43) 公開日 平成20年7月24日(2008.7.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-5339(P2007-5339)
(22) 出願日 平成19年1月15日(2007.1.15)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100110777
弁理士 宇都宮 正明
(74) 代理人 100100413
弁理士 渡部 温
(72) 発明者 石原 圭大郎
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 EE09 JB45 JB46
JC09 JC11 JC37

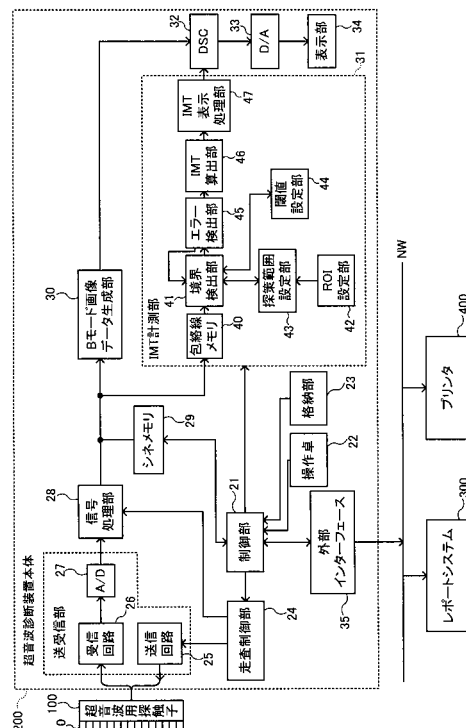
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、IMT計測方法及びIMT計測プログラム

(57) 【要約】

【課題】 定量性が高く、検査者ごとのばらつきの少ないIMT(内膜中膜複合体厚)計測を行うことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子100と、該超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理部28と、包絡線データの値の差分又は微分と、画像データの値の変化量とに基づいて、血管の内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出する境界検出部41と、該境界検出部によって検出される2つの境界に基づいて、血管のIMTを算出するIMT算出部46を含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子と、

前記超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、

包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、血管の内膜中膜複合体を表す 2 つの境界を検出する境界検出手段と、

前記境界検出手段によって検出される 2 つの境界に基づいて、血管の I M T (内膜中膜複合体厚) を算出する I M T 算出手段と、

を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

包絡線データの値の変化量を比較する閾値を設定する閾値設定手段をさらに具備し、

前記境界検出手段が、前記閾値設定手段によって設定される閾値よりも包絡線データの値の変化量が大きい領域を境界として検出する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記閾値設定手段が、2 つの境界の内の少なくとも一方が検出されない場合に、閾値の値をより小さく再設定する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

境界の探索範囲を設定する探索範囲設定手段をさらに具備し、

前記境界検出手段が、前記探索範囲設定手段によって設定された探索範囲に対応する包絡線データに基づいて境界を探索する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記探索範囲設定手段が、前記境界検出手段によって 1 つの境界のみが検出された場合に、該 1 つの境界の位置に基づいて、もう 1 つの境界を検出するための探索範囲を再設定する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記境界検出手段によって検出された境界について、方位方向における境界の位置関係に基づいて検出エラーを判定するエラー検出手段をさらに具備する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記エラー検出手段が、注目する境界の座標値と、該境界の方位方向における近隣の境界の座標値の平均値との差に基づいて、境界の検出エラーの有無を判定する、請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記エラー検出手段による判定の結果、境界の検出エラーが存在する場合に、

前記探索範囲設定手段が、エラー検出された境界の方位方向における近隣の境界に基づいて探索範囲を再設定し、又は、エラー検出された境界の距離方向に存在するもう 1 つの境界に基づいて探索範囲を再設定し、

前記境界検出手段が、再設定された探索範囲内を探索することにより真の境界を検出する、

請求項 6 又は 7 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記 I M T 算出手段が、複数の計測ラインにおいてそれぞれ算出された複数の I M T に基づいて、I M T の最大値を求めると共に、I M T が最大となる位置を求める、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波

50

処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において、包絡線データに基づいて血管のIMT（内膜中膜複合体厚）を計測する方法であって、

包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出するステップ（a）と、

ステップ（a）において検出される2つの境界に基づいて、血管のIMTを算出するステップ（b）と、

を具備するIMT計測方法。

【請求項11】

ステップ（a）において包絡線データの値の変化量を比較する際に用いられる閾値を設定するステップ（c）をさらに具備し、

ステップ（a）が、ステップ（c）において設定された閾値よりも包絡線データの値の変化量が大きい領域を境界として検出することを含む、請求項10記載のIMT計測方法。

【請求項12】

ステップ（a）における境界の探索範囲を設定するステップ（d）をさらに具備し、

ステップ（a）が、ステップ（d）において設定された探索範囲に対応する包絡線データに基づいて境界を探索することを含む、請求項10又は11記載のIMT計測方法。

【請求項13】

ステップ（a）において検出された境界について、方位方向における境界の位置関係に基づいて検出エラーを判定するステップ（e）をさらに具備する請求項10～12のいずれか1項記載のIMT計測方法。

【請求項14】

ステップ（e）における判定の結果、境界の検出エラーが存在する場合に、

ステップ（d）が、エラー検出された境界の方位方向における近隣の境界に基づいて探索範囲を再設定し、又は、エラー検出された境界の距離方向に存在するもう1つの境界に基づいて探索範囲を再設定することを含み、

ステップ（a）が、再設定された探索範囲内を探索することにより真の境界を検出することを含む、

請求項13記載のIMT計測方法。

【請求項15】

ステップ（b）が、複数の計測ラインにおいてそれぞれ算出された複数のIMTに基づいて、IMTの最大値を求めると共に、IMTが最大となる位置を求めることを含む、請求項10～14のいずれか1項記載のIMT計測方法。

【請求項16】

被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において、包絡線データに基づいて血管のIMT（内膜中膜複合体厚）を計測するために用いられるプログラムであって、

包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出する手順（a）と、

手順（a）において検出される2つの境界に基づいて、血管のIMTを算出する手順（b）と、

をCPUに実行させるIMT計測プログラム。

【請求項17】

手順（a）において包絡線データの値の変化量を比較する際に用いられる閾値を設定する手順（c）をさらにCPUに実行させ、

手順（a）が、手順（c）において設定された閾値よりも包絡線データの値の変化量が大きい領域を境界として検出することを含む、請求項16記載のIMT計測プログラム。

【請求項18】

10

20

30

40

50

手順 (a) における境界の探索範囲を設定する手順 (d) をさらに CPU に実行させ、手順 (a) が、手順 (d) において設定された探索範囲に対応する包絡線データに基づいて境界を探索することを含む、請求項 16 又は 17 記載の I M T 計測プログラム。

【請求項 19】

手順 (a) において検出された境界について、方位方向における境界の位置関係に基づいて検出エラーを判定する手順 (e) をさらに CPU に実行させる請求項 16 ~ 18 のいずれか 1 項記載の I M T 計測プログラム。

【請求項 20】

手順 (e) における判定の結果、境界の検出エラーが存在する場合に、手順 (d) が、エラー検出された境界の方位方向における近隣の境界に基づいて探索範囲を再設定し、又は、エラー検出された境界の距離方向に存在するもう一つの境界に基づいて探索範囲を再設定することを含み、

手順 (a) が、再設定された探索範囲内を探索することにより真の境界を検出することを含む、

請求項 19 記載の I M T 計測プログラム。

【請求項 21】

手順 (b) が、複数の計測ラインにおいてそれぞれ算出された複数の I M T に基づいて、I M T の最大値を求めると共に、I M T が最大となる位置を求めることを含む、請求項 16 ~ 20 のいずれか 1 項記載の I M T 計測プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に超音波を送信及び受信することによって得られる検出信号に基づいて血管の内膜中膜複合体厚 (intima media thickness : I M T) を計測する機能を有する超音波診断装置に関する。さらに、本発明は、そのような I M T 計測を行う際に用いられる I M T 計測方法及び I M T 計測プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、動脈硬化を判定する指標として、内膜中膜複合体厚が注目されている。図 9 を参照すると、動脈壁は、内膜 901 と、中膜 902 と、外膜 903 とを含む 3 層構造を有している。I M T は、その内の内膜 901 と中膜 902 とを合わせた厚さ (即ち、血管腔 900 と内膜 901 との境界から、中膜 902 と外膜 903 との境界までの長さ) のことである。近年の研究により、動脈硬化が進行するほど内膜中膜複合体が厚くなったり、プラークが形成されたりすることがわかってきている。ここでプラークとは、血管壁が内側に盛り上がった部分のことである。プラークの組織は、血栓や、脂肪性、繊維性等の様々であり、頸動脈の狭窄や脳梗塞や脳虚血等の原因ともなっている。

【0003】

図 10 及び図 11 は、頸動脈の一部を示す模式図である。図 10 及び図 11 に示すように、心臓から押し出された血液は、総頸動脈 (common carotid artery : C C A) 911 に導入され、顔面の動脈につながる外頸動脈 (external carotid artery : E C A) 912 と、脳動脈につながる内頸動脈 (internal carotid artery : I C A) 913 とに分岐する。

【0004】

先に説明した I M T は、超音波検査 (頸動脈超音波検査) によって計測される。即ち、複数の超音波トランスデューサが配列された超音波トランスデューサアレイを備える超音波用探触子を、被検体 (患者) の頸部に当接して超音波を送信する。ここで、頸動脈において I M T が計測されるのは、頸動脈が動脈硬化の好発部位だからである。その際に、複数の超音波トランスデューサを順次駆動することにより、複数の超音波の合成によって超音波ビームが形成され、被検体が電子的に走査される。そのようにして送信された超音波は、被検体内の構造物の表面 (異なる組織の界面) において反射されるので、それによ

10

20

30

40

50

て生じる超音波エコーを超音波用探触子によって受信し、検出信号を生成する。これらの検出信号を、超音波用探触子に接続された超音波診断装置本体において処理することにより、超音波画像が生成される。さらに、そのようにして生成された超音波画像において、検査者（医師等のオペレータ）がノギス等を用いて血管壁を計測することにより、IMTが求められる。さらに、このIMTに基づいて動脈硬化の程度を測定したり、その結果に基づいて心臓や脳を含む全身の血管状態を推測する。

【0005】

しかしながら、このような計測方法によれば、計測に時間がかかると共に、検査者の熟練度によって計測精度が大きく異なることが問題となっている。そのため、集団検診等においてもIMTを積極的に活用できるように、検査者ごとに生じる計測結果の差が少なく、短時間に効率良くIMT計測できることが望まれている。

10

【0006】

関連する技術として、非特許文献1には、血管を超音波検査する際の注意点及びポイントが記載されている。例えば、頸動脈超音波検査においては、血管径と、max（最大）IMTと、mean（平均）IMTとが計測される。ここで、ブランク915は、総頸動脈の入口付近や、血管分岐部（BIF）914付近のように、血流の方向が変化する領域に形成され易い。そのため、図10に示すように、max IMTは、総頸動脈911と、球部（血管分岐部（BIF）914）から内頸動脈913に至る領域（BIF～ICA）との2箇所において計測される。また、図11に示すように、mean IMTは、max IMTとその両側1cmの位置b及びcにおけるIMTとを求め、それら3点の平均値{max IMT + IMT(a) + IMT(b)} / 3を計算することにより得られる。

20

【0007】

特許文献1には、超音波により撮影した画像のデータをデジタルデータとして出力する超音波装置と、該超音波装置のデジタル出力を光結合により伝送するデータ伝送装置と、該データ伝送装置により伝送された血管の画像データに基づいて、血管の内膜中膜複合厚を算出するデータ解析装置であって、デジタルの画像データの輝度値の移動平均値に基づいて基準位置を算出し、基準位置から血管の管壁部方向に向かって所定のピクセル範囲内における輝度値の極大値及び極小値に基づいて血管の内膜中膜複合体厚を算出するデータ解析装置とを備える血管膜厚測定装置が開示されている。

30

【0008】

特許文献1においては、輝度のピーク値を探索することにより、IMT値を自動計算している。ここで、内膜側の境界（血管腔と中膜との境界）を表す輝度はあまり高くないので、境界を検出するのが困難な場合があり、そのために、特許文献1においては回帰曲線補正を行っている。或いは、検出されたポイントの平均値を用いる場合もある。しかしながら、このような方法によれば、検出できないポイントが多数ある場合には、IMT計測の精度が低下すると共に、max IMTを算出する場合に真の値を求めることができなくなってしまう。

【0009】

また、単に輝度のピーク値に基づいて境界を探索すると、ノイズが大きい場合に検出エラーが生じるおそれがある。例えば、図12に示すように、輝度データにおいて比較的大きなピーク(1)～(3)が複数観察される場合に、実際には、最大のピーク(3)がIMTの外膜側境界（中膜と外膜との境界）であり、その隣のピーク(2)が内膜側境界であるにも関わらず、ベース位置から境界探索を開始すると、最初のピーク(1)が内膜側境界として、また、その次のピーク(2)が外膜側境界として検出されてしまう。そうすると、max IMTを利用する診断に大きな影響を与えてしまう。

40

【0010】

特許文献2には、超音波プローブにより被験者の体内から取得された反射超音波に基づいて体内の画像を表示すると共に血管の内膜中膜複合体膜厚の測定を行う超音波診断装置において、(a)表示された画像内で測定対象とする領域を設定するための測定領域設定手段と、(b)測定領域内に1箇所又は複数箇所存在する血管壁を検出する血管壁検出手

50

段と、(c) 検出された血管壁毎に内膜中膜複合体膜厚の測定を行うIMT測定手段とを備える超音波診断装置が開示されている。上記血管壁検出手段は、画素の輝度値が急変する箇所を検出した後で、隣接する輝度値急変箇所間の距離に基づいて血管壁の位置を決定しており、上記IMT測定手段は、同一の血管壁に属する輝度値隣接急変箇所間の距離に基づいて血管壁毎の内膜中膜複合体膜厚を決定している。

【0011】

ここで、1つの血管壁を通る計測ラインにおいては、内膜中膜複合体の血管腔側の境界と、外膜側の境界との2箇所に輝度値急変箇所が観察される。そこで、特許文献2においては、ある計測ラインに3箇所以上の輝度値急変箇所が検出された場合に、それらの輝度値急変箇所が同一の血管壁に属するものであるか否かを、それらの間の距離に基づいて判定している(段落0016)。しかしながら、血管壁は、方位方向において連続性を有しているので、距離(深度)方向における輝度変化に基づいて血管壁の状態を判断するのは合理的ではない。

【特許文献1】特開平11-318896号公報(第2頁)

【特許文献2】特開2004-357892号公報(第2、4頁)

【非特許文献1】戸出浩之、「正しい血管超音波検査」、超音波検査技術、2006年、第31巻、第2号、第80頁

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、定量性が高く、検査者ごとのばらつきの少ないIMT計測を行うことができる超音波診断装置を提供することを目的とする。また、本発明は、超音波診断装置においてそのようなIMT計測を行うために用いられる超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより検出信号を出力する超音波用探触子と、該超音波用探触子から出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、血管の内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出する境界検出手段と、該境界検出手段によって検出される2つの境界に基づいて、血管のIMT(内膜中膜複合体厚)を算出するIMT算出手段とを具備する。

【0014】

本発明に係る超音波画像処理方法は、被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において、包絡線データに基づいて血管のIMT(内膜中膜複合体厚)を計測する方法であって、包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出するステップ(a)と、ステップ(a)において検出される2つの境界に基づいて、血管のIMTを算出するステップ(b)とを具備する。

【0015】

本発明に係る超音波画像処理プログラムは、被検体に向けて超音波を送信し、該超音波が被検体において反射することによって生じる超音波エコーを受信することにより出力される検出信号に対して少なくとも包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する超音波診断装置において、包絡線データに基づいて血管のIMT(内膜中膜複合体厚)を計測するために用いられるプログラムであって、包絡線データの値の差分又は微分と、包絡線データの値の変化量とに基づいて、内膜中膜複合体を表す2つの境界を検出する手

10

20

30

40

50

順 (a) と、手順 (a) において検出される 2 つの境界に基づいて、血管の I M T を算出する手順 (b) とを C P U に実行させる。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、超音波画像を構成する画素の輝度の変化 (差分及び微分) 及び変化量に着目して境界を検出するので、定量性が高く、検査者ごとのばらつきの少ない I M T 計測を行うことが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 7 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波用探触子 1 0 0 と、超音波の送受信を制御すると共に、取得された検出信号に基づいて超音波画像を生成し、さらに、動脈の内膜中膜複合体厚 (I M T) を計測する機能を有する超音波診断装置本体 2 0 0 とを含んでいる。両者は、ケーブルによって互いに接続されている。また、このような超音波診断装置は、L A N 等のネットワーク N W を介して、レポートシステム 3 0 0 やプリンタ 4 0 0 に接続されていても良い。

【 0 0 1 8 】

超音波用探触子 1 0 0 は、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ又はセクタスキャンタイプ等の被検体に当接させて用いられるプローブである。この超音波用探触子 1 0 0 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 1 0 を備えている。これらの超音波トランスデューサ 1 0 は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを被検体に送信すると共に、被検体から反射される超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

【 0 0 1 9 】

各超音波トランスデューサは、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛 : P b (l e a d) z i r c o n a t e t i t a n a t e) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン : p o l y v i n y l i d e n e d i f l u o r i d e) に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料 (圧電体) の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

【 0 0 2 0 】

あるいは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【 0 0 2 1 】

超音波診断装置本体 2 0 0 は、超音波診断装置全体の動作を制御する制御部 2 1 と、操作卓 2 2 と、格納部 2 3 と、走査制御部 2 4 と、送信回路 2 5、受信回路 2 6 及び A / D 変換器 2 7 を含む送受信部と、信号処理部 2 8 と、シネメモリ 2 9 と、B モード画像データ生成部 3 0 と、I M T 計測部 3 1 と、D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 3 2 と、D / A 変換器 3 3 と、表示部 3 4 と、外部インタフェース 3 5 とを含んでいる。

【 0 0 2 2 】

操作卓 2 2 は、超音波診断装置本体 2 0 0 に種々の命令や情報を入力する際に検査者 (オペレータ) によって用いられる入力デバイスである。操作卓 2 2 は、患者情報等を入力

10

20

30

40

50

する際に用いられる文字入力キー（キーボード）や、画面上において領域指定を行う際に用いられるトラックボールや、種々の入力ボタンを含んでいる。また、操作卓 2 2 は、画面に表示されている超音波画像についてライブモード（動画）とフリーズモード（静止画）とを切り替えるフリーズボタンを含んでおり、フリーズボタンを押下するごとに、フリーズ信号及びフリーズ解除信号が制御部 2 1 に交互に入力される。

【 0 0 2 3 】

格納部 2 3 は、ハードディスク又はメモリ等によって構成されており、超音波診断装置本体 2 0 0 に含まれる CPU に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うために用いられるプログラム（ソフトウェア）や、それらの処理に用いられる情報等を格納する。

10

【 0 0 2 4 】

走査制御部 2 4 は、制御部 2 1 の制御の下で、超音波ビームの送信方向又は超音波エコーの受信方向を順次設定し、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

【 0 0 2 5 】

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ 1 0 によって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために検出信号に与えられる遅延時間のパターンである。複数の送信遅延パターン及び複数の受信遅延パターンが、メモリ等に格納されている。

20

【 0 0 2 6 】

送信回路 2 5 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 にそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成する。その際に、走査制御部 2 4 によって選択された送信遅延パターンに基づいて複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与える。ここで、送信回路 2 5 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波用探触子 1 0 に供給するようにしても良いし、複数の超音波トランスデューサ 1 0 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように、複数の駆動信号を超音波用探触子 1 0 に供給するようにしても良い。

30

【 0 0 2 7 】

受信回路 2 6 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 からそれぞれ出力される複数の検出信号を増幅し、A / D 変換器 2 7 は、受信回路 2 6 によって増幅されたアナログの検出信号をデジタルの検出信号（本願においては、「RF データ」ともいう）に変換する。A / D 変換器 2 7 から出力される RF データは、信号処理部 2 8 に入力される。信号処理部 2 8 は、走査制御部 2 4 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、RF データによって表される複数の検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの検出信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。

40

【 0 0 2 8 】

さらに、信号処理部 2 8 は、音線データに対して、STC（Sensitivity Time gain Control：センシティブリティ・タイム・ゲイン・コントロール）によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線データを生成する。この包絡線データの値は、被検体においては超音波の反射の強さに対応しており、超音波画像においては音線上における画素の輝度値に対応している。以下において、この包絡線データのことを輝度データともいう。

【 0 0 2 9 】

信号処理部 2 8 によって生成された包絡線データは、シネメモリ 2 9 に順次格納されると共に、B モード画像データ生成部 3 0 に供給される。シネメモリ 2 9 は、少なくとも 1

50

フレーム分、より好ましくは複数フレーム分の包絡線データを蓄積するためのメモリ容量を有している。Bモード画像データ生成部30は、包絡線データに対して、Log(対数)圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施してBモード画像データを生成し、生成されたBモード画像データをDSC32に出力する。

【0030】

IMT計測部31は、包絡線メモリ40と、境界検出部41と、ROI設定部42と、探索範囲設定部43と、閾値設定部44と、エラー検出部45と、IMT算出部46と、IMT表示処理部47とを有しており、輝度データに基づいてIMTを計測する。

【0031】

本実施形態においては、IMT計測部31(包絡線メモリ40を除く各部41~47)が、中央演算装置(CPU)と、CPUに各種の処理を行わせるためのソフトウェア(データ解析プログラム)とによって構成されるが、それらをデジタル回路又はアナログ回路で構成しても良い。また、制御部21、走査制御部24、信号処理部28、Bモード画像データ生成部30、及び、DSC32も、CPU及びソフトウェアによって構成されるが、信号処理部28、Bモード画像データ生成部30、及び、DSC32は、デジタル回路又はアナログ回路で構成することもできる。上記のソフトウェアは、格納部23に格納されている。また、格納部23に、走査制御部24によって選択される送信遅延パターン及び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

10

【0032】

DSC32は、Bモード画像データ生成部30によって生成されたBモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う超音波画像データに変換(ラスタ変換)し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、超音波画像データを生成する。また、DSC32は、超音波画像データに基づいて表示用の画像データを生成する。さらに、DSC32は、IMT計測部31から出力されるデータに基づいて、超音波画像中の内膜中膜複合体をカラー表示したり、種々の情報を超音波画像に重ね合わせて表示するための合成データを生成する。なお、DSC32よりも後段に、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施す画像処理部を設けても良い。

20

【0033】

D/A変換器33は、DSC32において変換された表示用の画像データをアナログ信号に変換して表示部34に出力する。

30

表示部34は、例えば、ラスタスキャン方式のCRTディスプレイ又はLCDディスプレイであり、D/A変換器33においてアナログ変換された画像信号に基づいて、超音波画像の動画又は静止画や、種々の設定画面や、IMT計測の結果等を表示する。なお、本実施形態においては、表示部を1つだけ設けているが、例えば、種々の設定画面を表示するための装置を別途設けても良い。

【0034】

次に、図1に示す超音波診断装置におけるIMT計測部31の機能について、図1及び図2を参照しながら説明する。

図2は、ある輝度データの値の変化を示している。通常、ある計測ラインが1箇所において血管壁を横切っている場合には、その計測ラインに対応する輝度データに、血管腔と内膜との境界(以下において、内膜側境界ともいう)、及び、中膜と外膜との境界(以下において、外膜側境界ともいう)の2箇所にピークが観察される。その内でも、外膜側境界における超音波の反射は比較的強く、内膜側境界における反射はそれよりも弱いので、ピークの強度は2段階となる。そこで、そのような2つのピークを検出することにより、内膜側境界及び外膜側境界を求め、それらの境界の間隔を計算することにより、IMTが求められる。

40

【0035】

包絡線メモリ40は、ライブモードにおいては信号処理部28から供給される包絡線データを、フリーズモードにおいてはシネメモリ29から供給される包絡線データを格納す

50

る。

境界検出部 4 1 は、包絡線メモリ 4 0 に格納されている輝度データに基づいて、内膜側境界及び外膜側境界を検出する。即ち、境界検出部 4 1 は、差分又は微分計算により輝度が増加する領域（グラフが立ち上がる領域）を探索し、その領域の両端における輝度の差が所定の閾値よりも大きい場合に、その領域を内膜側境界又は外膜側境界として抽出する。

【 0 0 3 6 】

R O I 設定部 4 2 は、検査者が B モード画像上において選択した領域を、I M T 計測のための関心領域（R O I）として設定する。

探索範囲設定部 4 3 は、境界検出部 4 1 において境界検出を行う対象範囲（探索範囲）を設定する。探索範囲設定部 4 3 は、R O I 設定部 4 2 によって設定された関心領域を最初の探索範囲とし、その後には、境界の検出状況に応じて探索範囲を再設定する。

【 0 0 3 7 】

閾値設定部 4 4 は、境界検出部 4 1 において用いられる閾値を設定する。

エラー検出部 4 5 は、境界として検出された注目点がエラー検出されたものであるか否かを、注目点とその方位方向における近隣の境界との関係に基づいて判断する。

【 0 0 3 8 】

I M T 算出部 4 6 は、検出された内膜側境界及び外膜側境界の座標値（深度）に基づいて I M T の値を算出し、その内から I M T の最大値（ $\max I M T$ ）を求め、さらに、I M T の平均値（ $\text{mean } I M T$ ）を算出する。

【 0 0 3 9 】

I M T 表示処理部 4 7 は、検出された境界を超音波画像上に色付けして表示するためのカラー表示用画像データや、 $\max I M T$ の位置を矢印等により画面に表示するための位置データや、 $\max I M T$ 及び $\text{mean } I M T$ の計測値を示す計測データを生成して D S C 3 2 に出力する。

【 0 0 4 0 】

なお、境界検出部 4 1 の前段に、包絡線メモリ 4 0 に格納されている輝度データについて、平滑化処理、コントラスト強調処理、エッジ強調処理、ノイズ除去処理等の画像処理を行う前処理部をさらに設けても良い。その際には、R O I 設定された領域のみに前処理を施すと効率が良い。

【 0 0 4 1 】

次に、図 1、図 3 ~ 図 5 を参照しながら、本実施形態に係る超音波診断装置において行われる境界検出動作及び I M T 計測動作について説明する。

検査者が患者の頸部に超音波用探触子 1 0 0（図 1）を当接することにより超音波撮像を開始すると、表示部 3 4 の画面に B モード画像が表示される。

【 0 0 4 2 】

図 3 のステップ S 1 1 において、図 4 の（a）に示すように、検査者は、画面に表示された B モード画像 5 1 上の注目箇所（例えば、ブランクと見られる箇所や総頸動脈の入口付近や血管分岐部等）に R O I 5 2 を設定する。その際には、1 つの血管壁断面のみを含む（即ち、対向する 2 つの血管壁を含まない）ように R O I 5 2 を設定することが望ましい。I M T の計測は、R O I 5 2 内の各計測ライン $K = K_1 \sim K_{L A S T}$ について行われる。探索範囲設定部 4 3 は、この計測ライン K の長さを探索範囲の初期設定値として設定する。それに応じて、ステップ S 1 2 において、探索範囲に対応する輝度データが境界検出部 4 1 に入力される。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 3 において、閾値設定部 4 4 は、境界検出する際に用いられる閾値を設定する。閾値としては、経験的に求められた値を用いても良いし、前回の境界検出において使用された閾値を用いても良い。なお、閾値が初期設定されている場合には、再度設定する必要はない。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

ステップS 14において、図4の(b)に示すように、境界検出部41は、探索領域に含まれる輝度データにおいて、グラフが立ち上がっている領域(差分値又は微分値が正となる領域)を探索して抽出する。例えば、ある注目点Nにおける輝度値 $I(N)$ と、その隣接点 $N+a$ ($a=1$)における輝度値 $I(N+a)$ とを比較し、その差分値 $\{I(N+a)-I(N)\}/\{(N+a)-N\}$ が正となるか否かを判定する。或いは、ある深さ z_0 における微分値 $dI(z)/dz$ ($z=z_0$)を算出し、この微分値が正となるか否かを判定する。この立ち上がり領域が、内膜側境界又は外膜側境界の候補領域となる。

【0045】

次に、ステップS 15において、図4の(c)に示すように、境界検出部41は、輝度の立ち上がり領域の両端における輝度の変化量(輝度差)を算出する。

10

ステップS 16において、境界検出部41は、立ち上がり領域における輝度差と閾値とを比較し、閾値よりも輝度差が大きい領域を、内膜側境界領域又は外膜側境界領域として抽出する。その際には、輝度差の大きい方が外膜側境界領域とされ(ステップS 17)、輝度差の小さい方が内膜側境界領域とされる(ステップS 18)。また、閾値よりも輝度差が大きい領域が1つしか検出されなかった場合には、その領域は外膜側境界領域とされる。

【0046】

ステップS 18において、内膜側境界領域が検出されなかった場合には、ステップS 19において、探索範囲設定部43が新たな探索範囲を再設定し、閾値設定部44が新たな閾値を再設定する。探索範囲としては、図4の(d)に示すように、ステップS 17において検出された外膜側境界領域から所定の範囲内が設定される。例えば、臨床上取り得るIMTの値を参考にして次の探索範囲を決定しても良いし、前回の探索範囲の50%以内というように数値で決定しても良い。一方、閾値としては、ステップS 16において用いられた閾値よりも低い値(例えば、前回の閾値の80%)が再設定される。

20

【0047】

それにより、ステップS 16において、再設定された条件(探索範囲及び閾値)の下で内膜側境界領域の探索が行われる。この探索ステップS 16及び探索条件設定ステップS 18~S 19は、内膜側境界領域が検出されるまで、探索範囲を徐々に狭くしながら、且つ、閾値を徐々に小さくしながら行われる。

【0048】

次に、ステップS 20において、境界検出部41は、図4の(d)に示すように、検出された2つの境界領域の両端の座標値(即ち、深さの最大値及び最小値)を保存する。

30

ステップS 21において、境界検出部41は、保存された最大値及び最小値に基づいて、内膜側境界及び外膜側境界の位置(座標)を決定する。境界の位置は、各境界領域の最大値又は最小値であっても良いし、それらの中間点であっても良い。境界の位置を表すデータ(境界データ)はエラー検出部45に出力され、検出エラーの有無を判定するために一旦蓄積される。

図4の(a)に示すように、このような境界検出処理(ステップS 12~S 21)は、ROI 52内の計測ライン $K=K_1, K_2, \dots$ が右端($K=K_{LAST}$)に至るまで繰り返される(ステップS 22)。

40

【0049】

次に、ステップS 23において、エラー検出部45は、ステップS 21において求められた境界について検出エラーがあるか否かを判定し、検出エラーがある場合には補正(真の境界の検出)を行う。補正済みの境界データは、IMT算出部46に出力される。この補正動作については、後で詳しく説明する。

【0050】

ステップS 24において、図5に示すように、IMT算出部46は、内膜側境界と外膜側境界との座標値の差を求めることにより、計測ライン K_1, K_2, \dots ごとにIMTを算出する。

【0051】

50

ステップ S 2 5 において、I M T 算出部 4 6 は、各計測ラインについて算出された I M T の内から I M T の最大値 (m a x I M T) を求め、その m a x I M T が得られた計測ライン $K_{m a x}$ を取得する。さらに、I M T 算出部 4 6 は、 $K_{m a x}$ から所定の距離 (例えば、両側 1 c m) だけ離れた計測ライン K_L 及び K_R における I M T (K_L) 及び I M T (K_R) を取得し、それらの平均値 $m e a n I M T = \{ m a x I M T + I M T (K_L) + I M T (K_R) \} / 3$ を算出する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 2 6 において、I M T 表示処理部 4 7 は、境界検出部 4 1 から出力された境界データに基づいて、境界を色づけして表示するための画像データを生成して D S C 3 2 に出力する。また、I M T 表示処理部 4 7 は、m a x I M T が得られた位置を矢印等によって示すための位置データ及び m a x I M T 等の計測値を表す計測データを出力する。それにより、図 6 に示すように、B モード画像データ生成部 3 0 において生成された B モード画像上に、内膜中膜複合体又はその境界が色分けして表示されると共に、m a x I M T の位置や、m a x I M T 及び m e a n I M T の値が表示される。

【 0 0 5 3 】

次に、図 3 のステップ S 2 3 における補正動作について、図 1、図 7 及び図 8 を参照しながら説明する。

図 7 のステップ S 3 1 において、図 1 に示すエラー検出部 4 5 は、境界検出部 4 1 によって計測ラインごとに検出された境界データを 1 フレーム分蓄積する。

【 0 0 5 4 】

ここで、図 8 の (a) に示すように、ある計測ライン K において、ノイズによるピークが内膜側境界としてエラー検出された場合には、図 8 の (b) に示すように、内膜側境界の連続性がなくなってしまう。エラー検出部 4 5 は、このような方位方向 (深さ方向に直交する方向) における連続性に着目して、境界の検出エラーの有無を判定する。

【 0 0 5 5 】

即ち、ステップ S 3 2 において、図 8 の (b) に示すように、注目する計測ライン K_x において検出された座標値 $C (K_x)$ に対し、その周囲 (前又は後ろ又は前後) の計測ライン K_{x-1} 、 K_{x-2} 、...、又は、 K_{x+2} 、 K_{x+2} 、... において検出された境界の座標値 $C (K_{x-1})$ 、 $C (K_{x-2})$ 、... の平均値 $A V E (C)$ を算出する。そして、ステップ S 3 3 において、座標値 $C (K_x)$ と、平均値 $A V E (C)$ との差を算出する。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 3 4 において、エラー検出部 4 5 は、座標値 $C (K_x)$ と平均値 $A V E (C)$ との差を、所定の閾値と比較することにより、検出エラーの有無を判定する。この閾値としては、例えば、臨床上許容し得る固定値を用いても良いし、近傍のフレームにおける境界座標の最大値と最小値との差を用いても良い。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 4 における判定の結果、座標値 $C (K_x)$ と平均値 $A V E (C)$ との差が閾値よりも小さい場合には、境界の検出エラーはなかったものとみなされ、境界データは、補正されることなく I M T 算出部 4 6 に出力される (ステップ S 3 5) 。

【 0 0 5 8 】

一方、座標値 $C (K_x)$ と平均値 $A V E (C)$ との差が閾値以上であった場合には、座標値 $C (K_x)$ の境界はエラー検出されたものと判断され、真の境界を検出するために、再度探索が行われる。即ち、ステップ S 3 6 において、図 8 の (a) 及び (b) に示すように、エラー検出された境界が、周囲の計測ラインにおける境界よりも浅い (又は深い) 位置にある場合には、エラー検出された境界よりも深い (又は浅い) 領域が新たな探索範囲として設定される。或いは、検出エラーのあった計測ライン K_x 上の外膜側境界の位置を基準として (例えば、外膜側境界から浅い方に数 m m の範囲)、新たな探索範囲を設定しても良い。閾値としては、先の境界検出時に用いられた値を用いても良いし、それよりも小さい値 (例えば、8 0 %) を再設定して用いても良い。

【 0 0 5 9 】

10

20

30

40

50

そして、ステップ S 3 7 において、新たな探索範囲に対応する輝度データについて、真の境界を検出するための処理が行われる。この境界検出処理については、図 2 に示すステップ S 1 6 ~ S 2 1 と同様である。

ステップ S 3 8 において、エラー検出部 4 5 は、補正済みの境界データを I M T 算出部 4 6 に出力する。

【 0 0 6 0 】

以上説明したように、本実施形態によれば、輝度データの値の傾きと輝度の変化量とに着目することにより、境界を簡単且つ正確に検出することができる。特に、探索領域及び閾値を徐々に小さくすることにより、比較的輝度が小さい内膜側境界についても、ノイズと区別して検出することが可能になる。また、本実施形態によれば、方位方向における境界の位置関係に基づいて検出エラーの有無を判定するので、合理的な判定結果を得ることができる。さらに、本実施形態によれば、検出エラーがあった場合に、近隣の境界との位置関係や、外膜側境界の位置に基づいて探索範囲を再設定して真の境界を再探索するので、精度の高い補正を行うことができる。その結果、誤差の少ない $\max I M T$ を得ることができ、信頼性の高い医療診断を行うことが可能になる。

10

【 0 0 6 1 】

以上の説明においては、輝度データに基づいて境界を検出しているが、被検体における超音波の反射の強さに対応するデータであれば、直接的に輝度を表すデータでなくても利用することができる。例えば、必要に応じて各種の信号処理が施された包絡線データを利用しても良い。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 0 6 2 】

本発明は、被検体に超音波を送信及び受信することによって得られる検出信号に基づいて血管の内膜中膜複合体厚 (I M T) を計測する機能を有する超音波診断装置、並びに、I M T 計測を行う際に用いられる I M T 計測方法及び I M T 計測プログラムにおいて利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 3 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】血管壁の断面を含む領域を表す輝度データを示す模式図である。

30

【図 3】図 1 に示す超音波診断装置における境界検出動作及び I M T 計測動作を示すフローチャートである。

【図 4】境界検出動作を説明するための図である。

【図 5】I M T 計測動作を説明するための図である。

【図 6】B モード画像上に内膜中膜複合体が重ね合わせて表示された画面を示す図である。

【図 7】図 1 に示す超音波診断装置における補正動作を示すフローチャートである。

【図 8】補正動作を説明するための図である。

【図 9】動脈の構造を説明するための図である。

【図 1 0】頸動脈の形状及び $\max I M T$ の計測位置を示す図である。

40

【図 1 1】頸動脈の形状及び mean I M T の計測位置を示す図である。

【図 1 2】境界の検出エラーを説明するための図である。

【符号の説明】

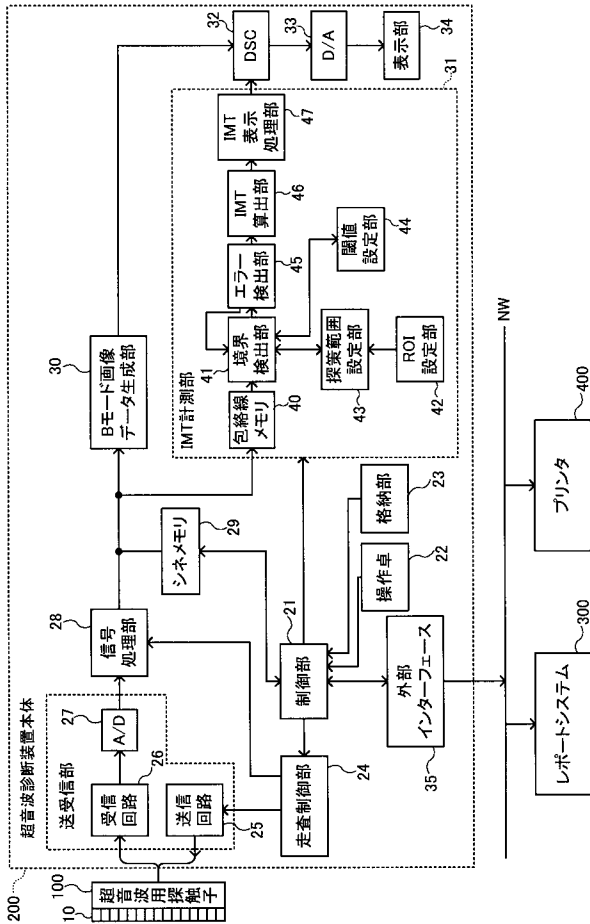
【 0 0 6 4 】

- 1 0 超音波トランスデューサ
- 2 1 操作卓
- 2 2 制御部
- 2 3 記録部
- 2 4 走査制御部
- 2 5 駆動信号発生部

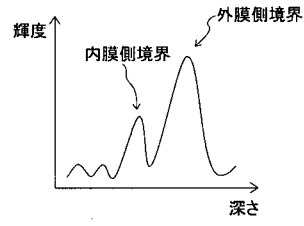
50

2 6	送受信切換部	
2 7	A / D 変換器	
2 8	信号処理部	
2 9	シネメモリ	
3 0	Bモード画像データ生成部	
3 1	デジタル・スキャン・コンバータ (D S C)	
3 2	D / A 変換器	
3 3	表示部	
3 4	外部インタフェース	
4 0	包絡線メモリ	10
4 1	境界検出部	
4 2	R O I 設定部	
4 3	探索範囲設定部	
4 4	閾値設定部	
4 5	エラー検出部	
4 6	I M T 算出部	
4 7	I M T 表示処理部	
5 1	Bモード画像	
5 2	関心領域 (R O I)	
1 0 0	超音波用探触子	20
2 0 0	超音波診断装置本体	
3 0 0	レポートシステム	
4 0 0	プリンタ	
9 0 0	血管腔	
9 0 1	内膜	
9 0 2	中膜	
9 0 3	外膜	
9 1 1	総頸動脈 (C C A)	
9 1 2	外頸動脈 (E C A)	
9 1 3	内頸動脈 (I C A)	30
9 1 4	血管分岐部 (B I F)	

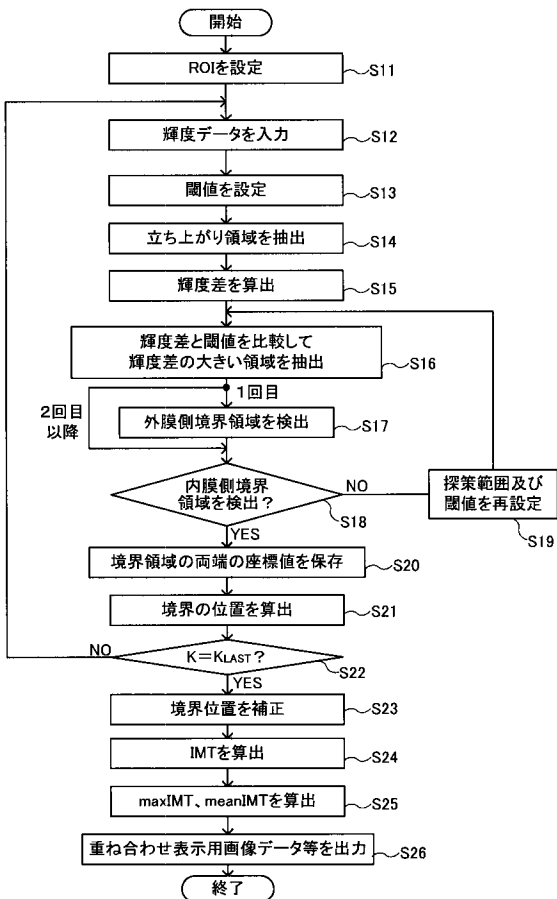
【 図 1 】



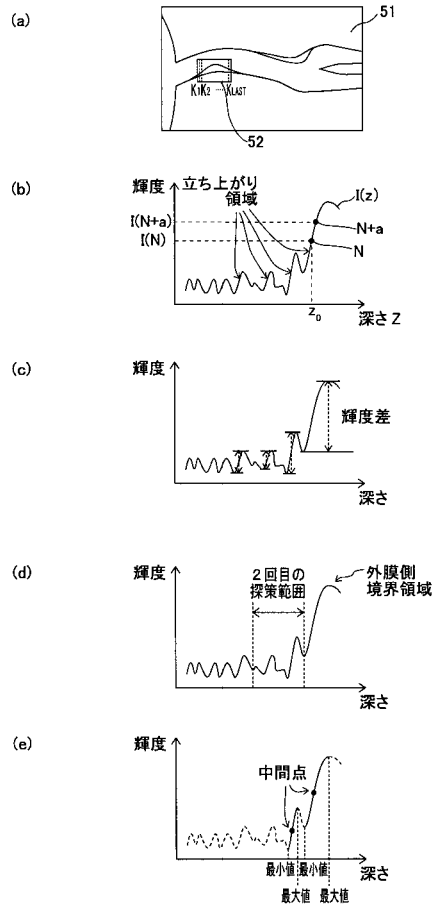
【 図 2 】



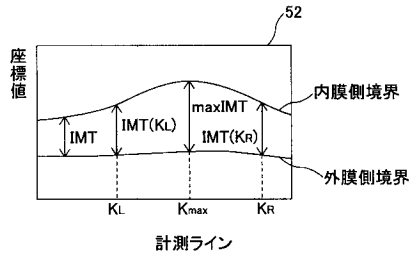
【 図 3 】



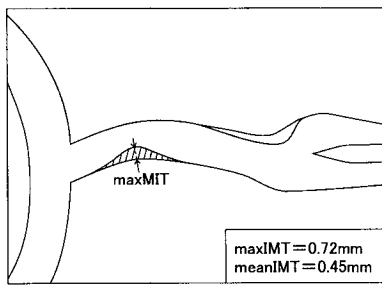
【 図 4 】



【 図 5 】

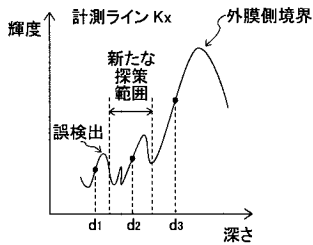


【 図 6 】

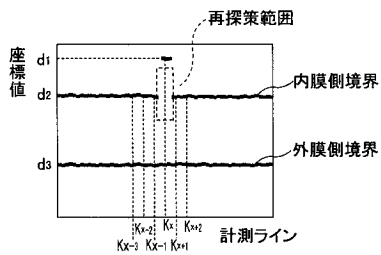


【 図 8 】

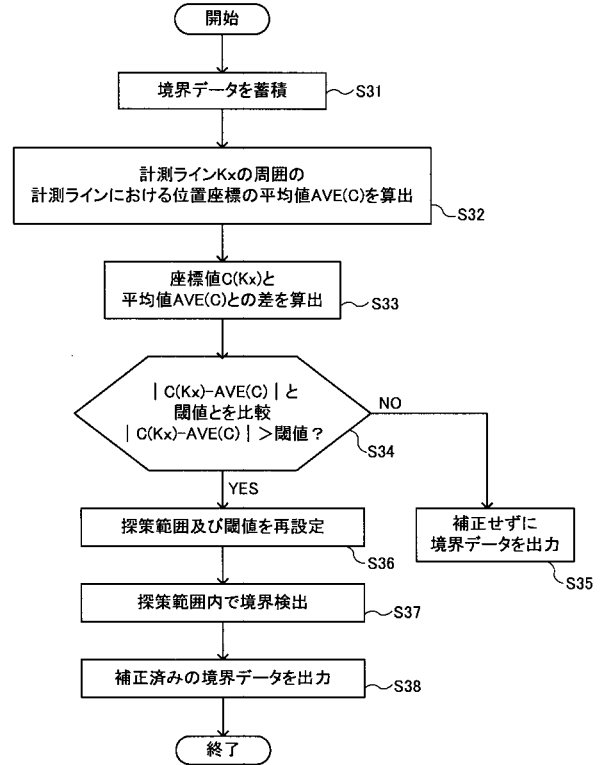
(a)



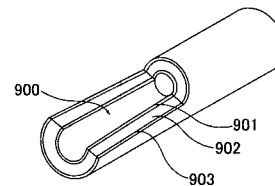
(b)



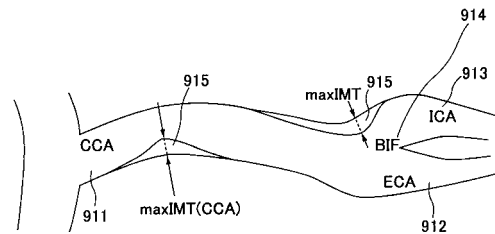
【 図 7 】



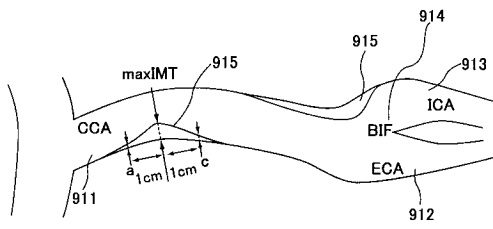
【 図 9 】



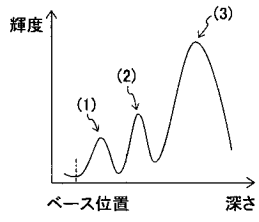
【 図 10 】



【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2008168016A5	公开(公告)日	2009-11-05
申请号	JP2007005339	申请日	2007-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	石原圭太郎		
发明人	石原 圭太郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B5/02007 G01S7/52026 G06T7/12 G06T7/60 G06T2207/10132 G06T2207/20104 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC37		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP5230106B2 JP2008168016A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够测量IMT（内膜纵隔复合体厚度）的超声诊断设备，每个检查者具有高定量和较小的变异。一种超声波探头（100），用于向对象发送超声波，并通过接收由对象的超声波反射引起的超声回波输出检测信号，一种信号处理单元，其通过对从超声波探头输出的检测信号执行至少包络检测处理，包络数据的值的差异或微分来生成包络数据，边界检测单元41，用于基于边界检测单元检测到的边界检测表示血管内膜-中膜复合体的两个边界，以及基于边界检测单元检测到的两个边界检测血管的IMT以及计算的IMT计算单元46。点域1