

(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2004-357892

(P2004-357892A)

(43) 公開日 平成16年12月24日(2004.12.24)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 8/08

F1

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-159064 (P2003-159064)</p> <p>(22) 出願日 平成15年6月4日(2003.6.4)</p>	<p>(71) 出願人 000001993 株式会社島津製作所 京都府京都市中京区西ノ京桑原町1番地</p> <p>(71) 出願人 598064473 山▲崎▼ 義光 兵庫県西宮市樋之池町27-15-103</p> <p>(71) 出願人 500420627 メディアクロス株式会社 東京都中野区東中野1丁目56番4号</p> <p>(74) 代理人 100095670 弁理士 小林 良平</p> <p>(72) 発明者 八久保 敬弘 京都市中京区西ノ京桑原町1番地 株式会社島津製作所内</p>
---	--

最終頁に続く

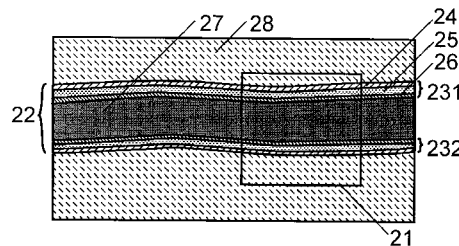
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 内膜中膜複合体膜厚 (IMT) 値の測定対象となる血管壁を容易に設定することができ、より正確な測定を行うことが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 1本の頸動脈22のうち、皮膚に近い側の血管壁231及び皮膚から遠い側の血管壁232の双方が含まれるように測定領域設定枠21が設定される。血管壁231及び232の双方に対してそれぞれ独立に、画像データの輝度値から、外膜24の内壁と内膜26の内壁の位置が検出され、それらの距離からIMT値が算出される。これにより、測定者は2つ以上の血管壁から測定対象とするものを選択する必要がなくなる。また、2つ以上の血管壁についてそれぞれ示される測定結果から、最も適切な検出が行われたものを測定者が選択することができるため、より正確な測定を行うことが可能となる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブにより被検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とも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) 前記測定領域内に 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 I M T 測定手段と、
- を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記血管壁検出手段は、画像の各画素の輝度値が急変する箇所を検出した後、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、前記 I M T 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より血管壁毎の内膜中膜複合体膜厚を決定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、更に詳しくは、血管の内膜中膜複合体厚を測定するための超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

動脈硬化は狭心症・心筋梗塞等の心疾患や脳梗塞等の原因となるため、定期的に検査を行うことが望ましい。動脈硬化とは、外膜・中膜・内膜の 3 層から成る動脈の血管壁のうち、内膜及び中膜が肥厚し、硬くなるものである。通常、動脈硬化の診断は、頸動脈血管の内膜中膜複合体厚 (*I n t i m a - M e d i a T h i c k n e s s*、以下、" I M T " という。) を測定することにより行われる。ここで、頸動脈を測定対象とするのは、他の部位と比較して頸動脈の I M T 値が動脈硬化の初期の段階から大きくなり動脈硬化の発見が容易であるため、及び頸動脈の皮膚からの深さが 2 ~ 3 c m と浅いことにより測定が容易であるためである。

20

【0003】

従来より、I M T 値の測定は、頸動脈を超音波診断装置により撮影し、得られた超音波画像を分析することにより行われている。具体的には、測定者である医師又は技師が表示装置の画面上又は印刷した画像上にノギス等を当てて I M T 値を求めている。しかし、このような方法では測定に時間を要するだけでなく、測定精度が測定者の熟練度に依存するという問題がある。動脈硬化の判定を行うためには、I M T 値の測定には 0 . 1 m m の精度が要求されるが、測定者の技術が未熟である場合にはこの精度で測定を行うことは困難である。

30

【0004】

このような問題を解決するために、本願発明者の一部は特許文献 1 において、画像データの輝度値から I M T 値を測定する超音波診断方法及び装置を提案している。これにより、測定時間を短縮すると共に、測定者の熟練度に頼ることなく必要な測定精度を得ることができるようになった。

40

【0005】

【特許文献 1】

特許 2 8 8 9 5 6 8 号公報 ([0 0 3 3] ~ [0 0 3 7] , 図 6)

【0006】

特許文献 1 に記載の超音波診断装置においては、具体的には、以下のような操作により I M T 値が得られる。まず、測定者は被検者の頸部の所定の位置に超音波プローブを当てる。超音波プローブには数十個の超音波素子が一列に配列されており、測定を開始すると、各超音波素子から順次超音波が送波される。送波された超音波は体内で反射され、この反射超音波が超音波素子により受波される。この送波と受波との時間差に基づき、頸動脈周

50

辺の超音波画像を得る。この超音波画像は所定の周期毎に更新され、動画として表示される。

【0007】

この超音波画像は、測定者が所定の操作を行うことにより、その瞬間の画像に固定（フリーズ）される。フリーズされた画像中の血管壁を含む領域が測定者により指定されると、超音波診断装置は、画像表示のためにメモリに記憶された画像データ（各画素の輝度値）から、前記領域中の内膜の内壁位置と外膜の内壁位置を検出し、両者の間隔をIMT値として算出する。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

超音波画像では、血管に平行な断面を観察した場合、1本の血管に対して、超音波プローブ（被検者の体表面）に近い側と、超音波プローブから遠い側の2つの血管壁が描画される。通常は、超音波の多重反射等の影響により、超音波プローブに近い側の血管壁の画像は輪郭が不明瞭になりやすいため、超音波プローブから遠い側の血管壁の画像をIMT値等の測定対象とする場合が多い。しかし、測定条件によっては超音波プローブに近い側の血管壁を測定対象とした方がよい場合もあるため、測定者は超音波画像を見て、この2つの血管壁のいずれを測定対象とするかを選択しなければならない。この選択操作に要する時間は、一回一回の測定ではそれほど長くないが、定期健康診断のように多数の被検者に対して診断を行うような場合には、総診断時間を延伸させる原因となっていた。

10

【0009】

また、測定者が上記のようにIMT値測定対象として選択した血管壁の近傍に、画像でははっきりとは見えないプラークやノイズ等が存在する場合、誤ったIMT値が測定される恐れがある。このような場合、選択した血管壁とは異なるもう一つの血管壁に対してもIMT値を測定すれば、2つの値の食い違いから測定の誤りに気付くことができる。しかし、そのためには測定者が測定のための操作を両方の血管壁についてそれぞれ個別に行わなければならないため、手間と時間を要する。

20

【0010】

本発明はこのような課題を解決するために成されたものであり、その目的とするところは、測定対象を容易に設定することができ、それにより測定に要する時間を短縮すると共に、より正確なIMT値測定を行うことが可能な超音波診断装置を提供することにある。

30

【0011】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために成された本発明に係る超音波診断装置は、超音波プローブにより被検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とも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) 前記測定領域内に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、
を備えることを特徴とする。

【0012】

【発明の実施の形態】

本発明の超音波診断装置においては、超音波プローブから被検者の体内へ超音波を送波し、体内で反射された超音波をこの超音波プローブにより受波する。受波した反射超音波に基づいて体内の超音波画像を得て、それを画面上に表示するとともに、その画面上で測定者により指示された範囲内のIMT値を全て測定する。以下、その動作を詳しく説明する。

40

【0013】

測定領域設定手段は、画面上に表示された超音波画像上において、IMT値の測定を行う領域（測定領域）を設定するためのものである。例えば、測定領域設定手段は、超音波画像上に初期枠を重畳描画し、測定者がマウス等を用いて枠を移動・拡大等して所望の領域

50

を決定した後、その枠内の領域を測定領域として設定する。従来、測定者は該領域内に血管壁が1箇所のみ含まれるように設定しなければならなかったが、本発明の装置においては該領域内に血管壁が2箇所以上含まれるように設定することができる。

【0014】

血管壁検出手段は、測定領域内に存在する血管壁を検出する。従来の超音波診断装置では、測定領域内には血管壁が1箇所しか存在しないとの前提があったが、本発明に係る超音波診断装置では、測定領域内に2箇所以上の血管壁を含めることを許容しているため、測定領域内の血管壁を全て検出する。

【0015】

この血管壁の検出は、基本的には従来より用いられている方法を用いる。例えば、血管を横断する方向に各画素の輝度値を検出してゆき、所定の基準値以上に輝度値が急変するところを検出する。頸動脈の場合、血管の内膜の内壁位置（即ち、血流部分と内膜との境界）及び外膜の内壁位置（即ち、中膜と外膜との境界）で輝度値が急変するため、所定の基準以上の輝度値の急変を検出することにより、これらを検出することができる。従来の超音波診断装置では、上記前提があったため、測定領域内で検出された輝度値急変箇所間の距離を測定し、それを内膜中膜複合体膜厚（IMT値）としていた。それに対し、本発明に係る超音波診断装置では、測定領域内に複数の血管壁が存在する可能性があるため、そのような単純な方法を用いることはできない。

10

【0016】

1つの血管壁においては、内膜の内壁位置と外膜の内壁位置の2箇所において輝度値の急変が検出されるため、測定領域内に血管壁が2箇所以上存在する場合には、通常、4箇所以上でこの急変が検出される。ただし、測定領域の境界が内膜又は中膜の内側に存在する場合にはこの急変が1箇所のみ検出される場合があるため、測定領域内の急変箇所数が奇数となることもある。いずれにせよ、測定領域内に3箇所以上の輝度値急変箇所が検出された場合、血管壁検出手段は、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する。すなわち、超音波診断装置が測定対象とする頸動脈等の比較的大きな動脈では、血管壁の厚さは血管の内径よりも小さい。従って、例えば、測定対象毎に具体的な基準値（例えば、頸動脈の場合には3mm）を設け、それ以上であるかそれ以下であるかにより、複数の輝度値急変箇所が同一血管壁に属するものか、それとも別の血管壁に属するものかを判定する。この基準値は、観察対象部位又は患部の症状に応じて適宜変更できるようにしてもよい。

20

30

【0017】

或いは、1組の隣接箇所間の距離と次の隣接箇所間の距離とを比較し、距離が短い方の1組の輝度値急変箇所を同一の血管壁に属するものと判定する。なお、ほとんどの場合には上記の方法によって正しく血管壁が検出されるが、血管壁が異常に肥厚している場合等には、血管壁が血管の内径よりも大きくなり、誤判定を生ずる場合もある。このような場合のために、測定者が手動で修正するための手段を設けておいてもよい。

【0018】

更には、測定者が測定領域を指定する際にマウスでクリックする等の方法により血管内腔の位置を指定しておくようにしてもよい。血管壁検出手段は、このクリック位置を境にして両側の管壁を分離することができる。

40

【0019】

IMT測定手段は、血管壁毎にIMT値の測定を行う。上記のような方法により、内膜・中膜等の位置を血管壁毎に検出することが可能であるため、測定領域内に複数の血管壁が含まれる場合であっても、全ての血管壁のIMT測定が可能となる。上記の方法で（所定基準値以上の）輝度値急変箇所を検出した場合には、同一血管壁に属する輝度値急変箇所間の距離をIMT値として決定する。

【0020】

【発明の効果】

本発明により、超音波画像に含まれる2箇所以上の血管壁についての測定を1回の操作で

50

同時に行うことができるため、測定者は、表示された超音波画像に現れている複数の血管壁から測定目的の血管壁を1つ選択するという作業を行う必要がない。そのため、測定対象を容易に設定することができると共に、測定に要する時間を短縮することができる。

【0021】

また、複数の血管壁に対して測定が行われるため、これら複数の血管壁のうちの1つからプラークやノイズ等の影響を受けた誤った測定結果が得られたとしても、他の血管壁に対する測定結果から、測定者がその誤りに気付くことができる。これにより、より正確な測定を行うことができるようになる。

【0022】

【実施例】

図1に、本発明に係る超音波診断装置の一実施例のブロック図を示す。超音波プローブ11は、周波数5～15MHzのうち所望の発信超音波を被検者の体内に送波すると共に、被検者の体内で反射された超音波を受波して電気信号に変換する。超音波送受信部12は超音波プローブによる超音波の送受波を制御する。超音波信号処理部13は、超音波プローブ11が出力する反射超音波の前記電気信号を画像データに変換し、この画像データに対して更に画像表示に適したデータ処理を行う。表示処理部14は、この処理後のデータに対して、モニタ15に超音波画像を表示させるための処理を行う。また、表示処理部14は、画像表示のためのデータを記憶するメモリを有する。

10

【0023】

測定領域決定部16は、超音波画像上で測定者に領域を任意に設定させ、設定された領域を測定領域として決定する。血管壁検出部17は、測定領域内にある全ての血管壁を検出する。測定部18は、検出された全ての血管壁について、IMT値の測定を行う。

20

【0024】

制御部19はCPU等から成り、前記各部の制御を行う。入力部20は測定者が設定等を入力するためのものであり、マウスあるいはトラックボール等のポインティングデバイスや、キーボード等から成る。

【0025】

次に、超音波画像がモニタ15に表示されるまでの各部の動作を詳しく説明する。超音波プローブ11が出力する反射超音波の電気信号は、超音波信号処理部13に出力される。超音波信号処理部13は、この電気信号を画像データに変換し、この画像データに対して更に整相加算、ゲイン調整、対数圧縮等、画像表示に適したデータ処理を行う。処理後のデータは超音波信号処理部13から表示処理部14に出力される。表示処理部14では、画像データからモニタ15に表示するための電気信号を生成し、この電気信号をモニタ15に出力する。ここまでの動作が所定の周期で繰り返し行われ、モニタ15には超音波画像が動画として表示される。なお、表示処理部14は、画像データをIMT値測定に用いるため、メモリに記憶させる。

30

【0026】

以下、血管壁の検出及びその血管壁に対するIMT値測定について詳しく説明する。まず、測定者は入力部20において所定の操作を行うことにより、モニタ15の画面上に動画として表示されている画像をフリーズさせる。図2はフリーズされた頸動脈22周辺の超音波画像を示す。図上方の血管壁231は頸動脈22のうち皮膚に近い方の血管壁、下方の血管壁232は皮膚から遠い方の血管壁である。血管壁231、232はそれぞれ外膜24、中膜25、内膜26から成る。符号27は血液を、符号28は筋肉等の頸動脈以外の部分を示す。

40

【0027】

次に、測定者の操作に従い、測定領域決定部16は初期枠設定信号を表示処理部14に送信する。この信号を受信した表示処理部14はフリーズさせた超音波画像上の所定の位置に所定の大きさの測定領域設定枠21の初期枠を重畳表示する。測定者は画面を見ながら入力部20を操作することにより、測定対象とする血管の内膜及び中膜が測定領域設定枠21内に含まれるように、測定領域設定枠21を移動し、大きさを変える。本発明におい

50

ては、両側の血管壁 2 3 1 及び 2 3 2 の内膜・中膜が共に測定領域設定枠 2 1 内に含まれるように設定することができる。図 2 には、そのように測定領域設定枠 2 1 が設定された例を示している。測定者の所定の操作により測定領域が確定される。

【 0 0 2 8 】

血管壁検出部 1 7 は、まず、表示処理部 1 4 のメモリから、測定領域の左右の一方の端にある画素の輝度値を縦方向に一分取得する。これにより、図 3 に示すようなデータが取得される。このデータから、所定の基準で輝度値が急変する箇所を全て検出する。図 3 の例では、4 つの輝度値急変箇所 3 1 ~ 3 4 が検出される。

【 0 0 2 9 】

次に、血管壁検出部 1 7 は、全ての輝度値急変箇所間の距離をそれぞれ算出する。更に、算出された距離について、1 組の輝度値急変箇所間の距離と次の輝度値急変箇所間の距離とを比較して、距離が短い方の 1 組の輝度値急変箇所を同一の血管壁に属するものとして検出する。図 3 の例では、輝度値急変箇所 3 1 と 3 2 との距離 3 5、輝度値急変箇所 3 2 と 3 3 との距離 3 6、及び輝度値急変箇所 3 3 と 3 4 との距離 3 7 が算出され、これに基づき距離 3 5 と 3 6、及び距離 3 6 と 3 7 とが比較される。この例では距離 3 5 及び 3 7 が距離 3 6 よりも小さいため、距離 3 5 に係る輝度値急変箇所 3 1 と 3 2、及び距離 3 7 に係る輝度値急変箇所 3 3 と 3 4 が、それぞれ同一の血管壁に属するものとして検出される。

10

【 0 0 3 0 】

血管壁検出部 1 7 は、上記の輝度値の取得から血管壁の検出までの処理を測定領域の左右方向に順に行い、測定領域内の全ての血管壁を検出する。

20

【 0 0 3 1 】

測定部 1 8 は、検出された各血管壁のうちの 1 つ（例えば最も皮膚に近い側の血管壁）に対して、2 つの輝度値急変箇所間の距離を I M T 値として算出する。他の血管壁に対しても同様に I M T 値を算出する。

【 0 0 3 2 】

表示処理部 1 4 は、図 4 のように、検出された各血管壁毎のそれぞれについて、検出された内壁の位置が高輝度線表示（トレース表示、符号 2 9）された超音波画像の拡大図を、I M T 値と共にモニタ 1 5 の画面上に表示する。測定者は、トレース表示を見て、内壁が正しく検出されているかどうかを確認することができる。また、測定領域に複数の血管壁が存在する場合には、これらのトレース表示及び I M T 値の測定結果が複数表示されるため、測定者はこれら複数の測定結果から、適切に測定が行われたものを選択することができる。

30

【 0 0 3 3 】

なお、上記では検出された全ての血管壁に対して I M T 値の測定を行う例を示したが、まず検出された血管壁についてモニタ 1 5 に内壁をトレース表示させ、測定者がそれら複数のトレース結果の中から適切なものを選択して、この選択された血管壁に対してのみ I M T 値を算出させるようにしてもよい。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示すブロック図。

40

【 図 2 】測定領域を設定する際の画面上の表示を示す図。

【 図 3 】血管壁を検出する際の輝度値のデータの例を示すグラフ。

【 図 4 】測定結果を画面上に表示する一例を示す図。

【 符号の説明 】

1 1 ... 超音波プローブ

1 2 ... 超音波送受信部

1 3 ... 超音波信号処理部

1 4 ... 表示処理部

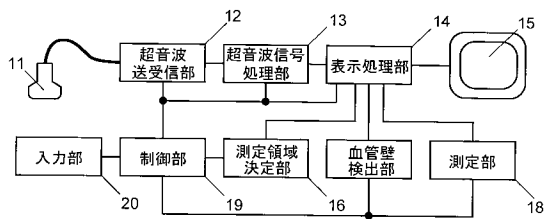
1 5 ... モニタ

1 6 ... 測定領域決定部

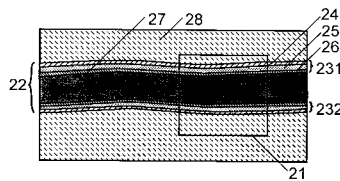
50

- 1 7 ... 測定部
- 1 8 ... 制御部
- 1 9 ... 入力部
- 2 1 ... 測定領域設定棒
- 2 2 ... 頸動脈
- 2 3 1 ... 皮膚に近い側の血管壁
- 2 3 2 ... 皮膚から遠い側の血管壁
- 2 4 ... 外膜
- 2 5 ... 中膜
- 2 6 ... 内膜
- 2 7 ... 血液

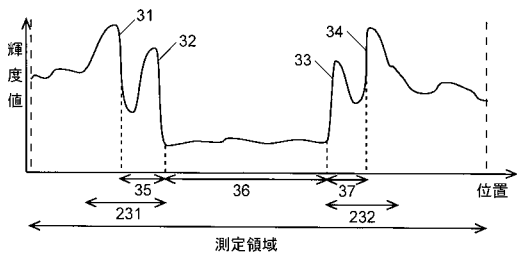
【 図 1 】



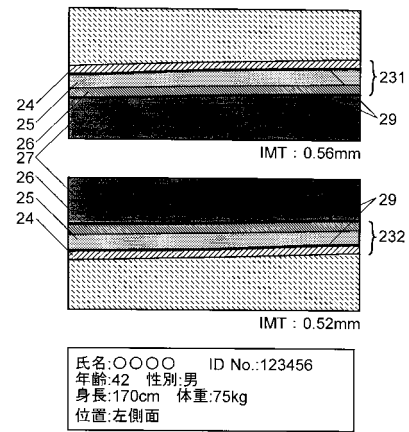
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 山崎 義光

兵庫県西宮市樋之池町27-15-103

(72)発明者 伊藤 正男

東京都中野区東中野1丁目56番4号 メディアクロス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD01 DD14 EE11 JC06 JC37 KK28

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004357892A	公开(公告)日	2004-12-24
申请号	JP2003159064	申请日	2003-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 山崎义光 媒体跨		
申请(专利权)人(译)	株式会社岛津制作所 山▲崎▼义光 媒体交叉有限公司		
[标]发明人	八久保敬弘 山崎義光 伊藤正男		
发明人	八久保 敬弘 山崎 義光 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK28		
代理人(译)	小林良平		
其他公开文献	JP4251918B2 JP2004357892A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够容易地将血管壁设置为测量内膜-中膜复合膜厚度（IMT）值并进行更准确测量的目标。解决方案：设置测量区域设置框21，以便在一条颈动脉22中包括靠近皮肤的血管壁231和远离皮肤的血管壁232。从图像数据的亮度值中独立于血管壁231和232来检测外膜24的内壁和心内膜26的内壁的位置，并且根据它们之间的距离来计算IMT值。这消除了测量者从两个或更多血管壁中选择测量目标的需要。另外，测量者可以从针对两个以上的血管壁的每一个所示的测量结果中选择最合适地检测出的一个，从而可以进行更准确的测量。[选择图]图2

