

(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2004-344370

(P2004-344370A)

(43) 公開日 平成16年12月9日(2004.12.9)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2003-144409 (P2003-144409)
 (22) 出願日 平成15年5月22日 (2003.5.22)

(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
 (71) 出願人 598064473
 山▲崎▼ 義光
 兵庫県西宮市樋之池町27-15-103
 (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
 (74) 代理人 100095670
 弁理士 小林 良平
 (72) 発明者 岡崎 秀樹
 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

最終頁に続く

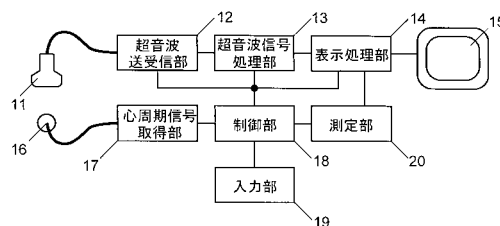
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】心臓の鼓動による測定値のばらつきが生じることなく、頸動脈の内膜中膜複合体膜厚 (IMT) を高い精度で測定することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波プローブ11が、被検者の体内に超音波を送波すると共に体内で反射された超音波を受波し、その反射超音波信号に基づき超音波画像をモニタ15に表示する。それと共に、心電検出センサ16により被検者の心周期を検出し、心拡張期・心収縮期等の所定の位相に対応したタイミングで、表示処理部14から超音波画像のデータを取得する。この超音波画像データに基づき、IMT値を測定する。こうして得られた測定値は、心周期の位相について所定の条件で測定することができるため、心臓の鼓動による測定値のばらつきが生じることがない。

【選択図】 図1



【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血管の内膜中膜複合体膜の厚さを測定する超音波診断装置において、

a) 被検者の心周期を検出して、該心周期に同期した心周期信号を発信する心周期検出手段と、

b) 前記心周期信号を受信して、該受信に対応したタイミングで前記内膜中膜複合体膜の厚さの測定を行う I M T 値測定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記心周期検出手段が被検者の心電を検出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記心周期検出手段が、前記反射超音波から血管の収縮・拡張の周期を検出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【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るため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。

【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。

【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。

【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行に配列されており、測定を開始すると、

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 7 】

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（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。

10

【 0 0 0 8 】

【 発明が解決しようとする課題 】

頸動脈のIMT値は心臓の鼓動に応じて変化する。即ち、IMT値は心拡張期には大きくなり、心収縮期には小さくなる。従って、超音波画像をフリーズするタイミングの違いにより、IMTの測定値にばらつきが生じる。前記のように動脈硬化の判定にはIMTの測定値に0.1mmの精度が要求されるため、より正確な診断を行うためには、このばらつきを抑えることが望ましい。

【 0 0 0 9 】

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心臓の鼓動に起因するIMTの測定値のばらつきを生じることなく、より高い精度でそれらの測定を行うことができる超音波診断装置を提供することにある。

20

【 0 0 1 0 】

【 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血管の内膜中膜複合体膜の厚さを測定する超音波診断装置において、

a) 被検者の心周期を検出して、該心周期に同期した心周期信号を発信する心周期検出手段と、

b) 前記心周期信号を受信して、該受信に対応したタイミングで前記内膜中膜複合体膜の厚さの測定を行うIMT値測定手段と、

30

を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

【 発明の実施の形態 】

本発明に係る超音波診断装置では、被検者の心周期を検出して、心周期に対応したタイミングでIMT値の測定を行う。ここで心周期とは、心臓の鼓動により形成される周期を意味し、その1周期には心拡張期、心収縮期等の経過が含まれる。

【 0 0 1 2 】

本発明の超音波診断装置は、被検者の心周期を検出するための心周期検出手段を有する。心周期検出手段は、検出した心周期に同期した信号を測定手段に発信する。心周期検出手段としては、例えば以下のようなものを用いることができる。

40

【 0 0 1 3 】

第1のものは、被検者の心電を測定することにより心周期を検出する手段である。この第1の心周期検出手段においては、心電図測定における既存の心周期検出方法を用いることができる。

【 0 0 1 4 】

第2のものは、超音波プローブにより被検者の体内から取得された超音波画像データを用いて、心周期に同期して変化する血管の径や血管壁の厚さ等の血管の状態の時間変化を測定する手段である。例えば、血管の径は心収縮期には大きくなり、心拡張期には小さくなる。また、血管壁の厚さは心収縮期には小さくなり、心拡張期には大きくなる。従って、これらの血管の状態の変化を測定することにより、心周期を測定することができる。超音

50

波画像データに基づく血管の状態の測定には、既存の超音波診断装置において行われる画像処理の方法を用いることができる。

【0015】

IMT値測定手段は、心周期検出手段からの信号を受信して、その信号に対応したタイミングで、以下のようにIMT値測定を行う。

IMT値の測定については、通常、超音波診断装置のモニタに超音波画像を表示させるための画像データ（輝度値）を用いる。IMT値測定手段は、心周期検出手段からの信号に対応したタイミングで画像データを画像表示用のメモリ等から取得する。この画像データから内膜中膜を検出し、内膜中膜の位置からIMT値を算出する。こうして算出されたIMT値は、心臓の鼓動によるばらつきが排除されているうえ、心拡張期や心収縮期等の特徴的な位相で測定することができるため医学的に意味のあるデータとなる。

10

【0016】

【発明の効果】

本発明により、心周期に対応したタイミングでIMT値の測定を行うことができる。これにより、心臓の鼓動によるIMT値のばらつきを排除して、より高い精度で行うことができる。更に、心拡張期や心収縮期等の特徴的な位相で測定を行うことにより、医学的に意味のあるデータの集積を行うことができる。

【0017】

本発明において、被検者の心周期を検出する手段には、心電図測定に用いられる既存の心電検出手段を用いることができる。また、反射超音波から血管の状態の時間変化を検出する手段を心周期検出手段に用いることもできる。この場合、超音波診断装置の機能をそのまま利用して心周期を検出することができ、別途ハードウェアを用いる必要がないため、コストの増加を防ぐことができる。

20

【0018】

【実施例】

本発明に係る超音波診断装置の第1の実施例について説明する。この実施例では、被検者の心電を測定することにより心周期を検出する例を示す。この実施例のブロック図を図1に示す。

【0019】

超音波プローブ11は、周波数5～15MHzの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する。この超音波の送受波は、超音波送受信部12により制御される。超音波プローブ11は、受波した超音波を電気信号に変換する。この電気信号は超音波送受信部12を介して超音波信号処理部13に出力される。超音波信号処理部13は超音波プローブ11から入力された信号に対して、整相加算、ゲイン調整、対数圧縮、検波等の信号処理を行う。処理後の信号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は、超音波信号処理部13から入力された信号を用いてモニタに超音波画像を表示するための回路であり、また、画像データを記憶する画像メモリを有する。表示処理部14からの出力信号により、モニタ15に超音波画像が表示される。

30

【0020】

心電検出センサ16は、被検者の心電を検出するものであり、被検者の心臓近傍の体表面に取り付けられる。心電検出センサ16には、心電図測定用の既存のセンサを用いることができる。心電検出センサ16から出力される心電検出信号は、心周期信号取得部17に入力される。心周期信号取得部17は、入力された心電検出信号から心周期を求め、制御部18に信号（心周期信号）を発信する。ここで心周期信号は、例えば心電図に同期した正弦波信号や、心周期の特定の位相においてパルス状の信号を発信するもの等とすることができる。

40

【0021】

入力部19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。測定部20は、IMT値測

50

定のための所定の動作を行う。測定部 20 の詳細については後述する。

【0022】

第 1 実施例の超音波診断装置の動作を説明する。

まず、超音波プローブ 11 は、超音波送受信部 12 の制御の下、動画周期で超音波を送波する。この超音波は体内の各部で反射され、超音波プローブ 11 により検出される。前記のように、検出された超音波は超音波プローブ 11 において電気信号に変換され、この電気信号が超音波信号処理部 13 での信号処理後、表示処理部 14 に入力される。表示処理部 14 は、心周期信号取得部 17 が発信した心周期信号を入力して、この心周期信号に対応したタイミングで画像を更新すると共に、この画像のデータを表示処理部 14 の画像メモリに記憶する。これにより、この画像メモリに記憶される画像データは、心周期信号に 10
対応した一定の位相におけるデータとなる。

【0023】

測定者が入力部 19 から所定の操作を行うことにより、測定部 20 は、画像中に測定対象とする領域の設定に用いる枠を表示させるための信号を表示処理部 14 に送信する。測定者は、図 2 に示すように、モニタ 15 の画面上に表示された測定対象範囲指定枠 21 内に血管壁の中膜 23 及び内膜 24 が入るように、枠の位置及び大きさを入力部 19 から設定する。なお、図 2 において、符号 22 は血管壁の外膜を、符号 25 は血液を、符号 26 は血管以外の部分を示す。

【0024】

測定部 20 は、設定された測定対象範囲指定枠 21 内の画像に対応する画像データを表示 20
処理部 14 の画像メモリから取得する。測定部 20 は、取得した画像データ（輝度値）から、図 3 に示した内膜の内壁 27 と外膜の内壁 28 の位置を検出し、これら内膜内壁 27 と外膜内壁 28 との距離 29 を IMT 値として算出する。ここで、画像データから IMT 値を求めることは、特許文献 1 に記載の方法を用いて行うことができる。

【0025】

このように、本実施例では一定の位相における画像データから IMT 値が求められるため、心臓の鼓動による IMT 値のばらつきが生じることを防ぐことができる。また、心拡張期や心収縮期等の特徴的な位相で測定を行うことにより、医学的に意味のあるデータを得ることができる。例えば、定期健康診断において毎回このような位相で測定を行えば、このばらつきの影響を受けることなく、過去のデータと比較して IMT 値の変化をみるこ 30
とができる。

【0026】

IMT 値の測定を行う心周期の位相について、図 4 を用いて説明する。心電検出センサ 16 が検出する心電には、心房の収縮に対応する P 波 31 と、心室の収縮に対応する Q 波 32、R 波 33、S 波 34、T 波 35 が含まれる。心臓から体内各部へ血液を送り出すのは心室の収縮期である。その時、即ち Q 波 32 の初期から T 波 35 の終期までの間の IMT 値はそれ以外の時よりも小さくなる。特に、R 波 33 の位相において心室が最も急激に収縮し、IMT 値が小さくなる。そこで、心電検出センサ 16 が R 波 33 を検出した時（符号 36）に IMT 値を測定を行うようにすれば、常に IMT 値が最小になる条件で測定を行うことができる。 40

【0027】

一方、心室の収縮が始まる直前、即ち Q 波 32 が検出される直前に、IMT 値は最大になる。しかし、この時が心電データに変化が生じる前であるため、心電検出センサ 16 がこの時を検出することは困難である。IMT 値が最大値に近く、且つ一定の位相において測定を行うためには、例えば、Q 波 32 の直前に現れる特徴的な位相である P 波 31 の終期（符号 37）を心電検出センサ 16 が検出した時に測定を行えばよい。

【0028】

なお、本実施例では心周期信号を表示処理部 14 に入力する例を示したが、心周期信号を超音波送受信部 12 に入力し、超音波プローブ 11 が該心周期信号に従って、動画周期ではなく心周期に対応した周期で超音波を送波するようにしてもよい。表示処理部 14 にお 50

いては、超音波送受信部 12 から超音波信号処理部 13 を介して反射超音波のデータが入力されるタイミングでモニタ 15 に表示される画像を更新して、該画像のデータを画像メモリに記憶する。これにより、体内への超音波発信を最小限にとどめることができる。この画像データを用いて、測定部 20 は上記と同様に I M T 値を測定する。

【0029】

次に、本発明に係る超音波診断装置の第 2 の実施例について説明する。この実施例では、心周期に同期して変化する血管の径や血管壁の厚さ等の血管の状態の時間変化を測定することにより心周期を検出する例を示す。この実施例のブロック図を図 5 に示す。

【0030】

超音波プローブ 11、超音波送受信部 12、超音波信号処理部 13、表示処理部 14 の動作は第 1 実施例の場合と同様である。第 2 実施例では、超音波プローブ 11 は被検者の体内に動画周期で超音波を送受波する。

【0031】

超音波信号処理部 13 から出力された信号は、表示処理部 14 に入力されると共に、血管状態解析部 41 にも入力される。血管状態解析部 41 においては、超音波信号処理部 13 から出力された信号から、血管壁の厚さや血管の径等、心臓の鼓動により変化する血管の特徴部分のデータを抽出する。このデータの抽出には、従来の I M T 値測定において用いられる画像処理手段を用いることができる。ここで取られる血管状態のデータの一例として、血管壁の厚さの時間変化を図 6 (a) に示す。これは、画像データから血管の外壁と内壁とを検出して、その厚さを求めたものである。なお、ここで求める血管壁の厚さは、I M T 値ではなく、より容易に検出することができる外膜を含む血管壁の厚さとするのが望ましい。こうして得られた血管状態のデータの時間変化から心周期を検出する。図 6 (a) の例では、血管壁の厚さが最大になる時 (符号 5 1)、あるいは最小になるときに (符号 5 2) を検出する。

【0032】

心周期信号発信部 42 は、血管状態解析部 41 により得られた心周期に基づき、制御部 18 に心周期信号を発信する。この心周期信号は、第 1 実施例の場合と同様のものとすることができる。例えば、血管壁の厚さが最大 (図 6 の符号 5 1) 又は最小 (符号 5 2) になる時刻に値が最大又は最小となるような正弦波の心周期信号 53 を発信 (例えば図 6 (b)) したり、これらの時刻にパルス状の心周期信号 54 を発信 (例えば図 6 (c)) したりする。

【0033】

I M T 値の測定は、心周期信号が上記心周期信号発信部 42 から発信される点以外は、第 1 実施例の場合と同様に行うことができる。

【0034】

第 2 実施例においては、超音波プローブ 11 が受波した反射超音波に基づいて心周期を検出するため、心周期検出のためのハードウェアを別途設ける必要がない。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の第 1 実施例である超音波診断装置を示すブロック図。

【図 2】血管の超音波画像の例を示す図。

【図 3】超音波画像から I M T 値を算出する方法を説明するための図。

【図 4】I M T 値の測定を行う心周期の位相について説明するための図。

【図 5】本発明の第 2 実施例である超音波診断装置を示すブロック図。

【図 6】血管壁の厚さのデータから心周期を検出すること、及び該心周期に対応した心周期信号の例を示すグラフ。

【符号の説明】

11 ... 超音波プローブ

12 ... 超音波送受信部

13 ... 超音波信号処理部

14 ... 表示処理部

10

20

30

40

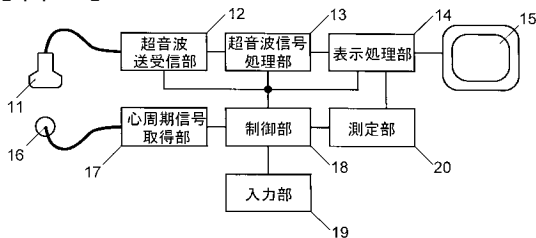
50

- 1 5 ... モニタ
- 1 6 ... 心電検出センサ
- 1 7 ... 心周期信号取得部
- 1 8 ... 制御部
- 1 9 ... 入力部
- 2 0 ... 測定部
- 2 1 ... 測定対象範囲指定棒
- 2 2 ... 外膜
- 2 3 ... 中膜
- 2 4 ... 内膜
- 2 5 ... 血液
- 2 7 ... 内膜内壁
- 2 8 ... 外膜内壁
- 3 1 ... P 波
- 3 2 ... Q 波
- 3 3 ... R 波
- 3 4 ... S 波
- 3 5 ... T 波
- 4 1 ... 血管状態解析部
- 4 2 ... 心周期信号発信部

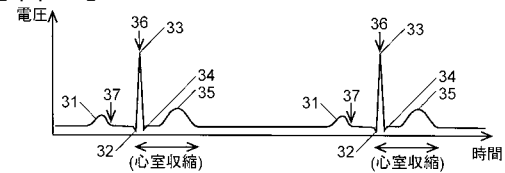
10

20

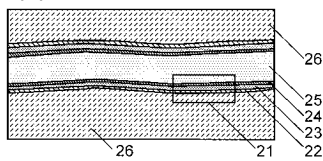
【図 1】



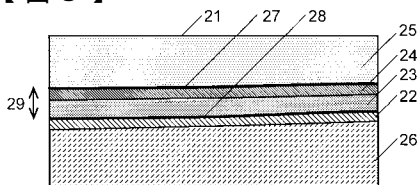
【図 4】



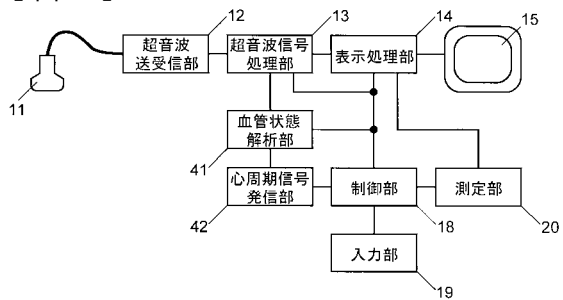
【図 2】



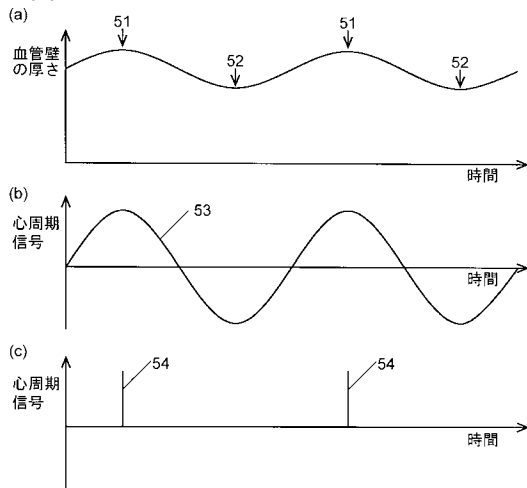
【図 3】



【図 5】



【図 6】



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 2 7 - 1 5 - 1 0 3

(72)発明者 伊藤 正男

東京都中野区東中野 1 丁目 5 6 番 4 号 メディアクロス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD14 FF08 HH14 JB37 JC37 KK12 KK30

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2004344370A	公开(公告)日	2004-12-09
申请号	JP2003144409	申请日	2003-05-22
[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	岡崎秀樹 山崎義光 伊藤正男		
发明人	岡崎 秀樹 山崎 義光 伊藤 正男		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/FF08 4C601/HH14 4C601/JB37 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK30		
代理人(译)	小林良平		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，其能够高精度地测量颈动脉的内膜-中膜复合膜厚度（IMT），而不会由于心跳引起测量值的变化。解决方案：超声波探头11将超声波发射到对象体内，并接收在人体中反射的超声波，并根据反射的超声波信号在监视器15上显示超声波图像。要做。同时，心电图检测传感器16检测对象的心动周期，并在与诸如舒张/收缩的预定相位相对应的定时从显示处理单元14获取超声图像数据。。基于该超声图像数据测量IMT值。这样获得的测量值可以在预定条件下针对心动周期的相位进行测量，使得该测量值不会由于心跳而变化。[选型图]图1

