

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5166154号
(P5166154)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/00

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-186968 (P2008-186968)
 (22) 出願日 平成20年7月18日 (2008.7.18)
 (65) 公開番号 特開2010-22565 (P2010-22565A)
 (43) 公開日 平成22年2月4日 (2010.2.4)
 審査請求日 平成23年2月17日 (2011.2.17)

(73) 特許権者 306037311
 富士フィルム株式会社
 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 圭太郎
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フィルム株式会社内
 審査官 宮澤 浩

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波診断装置

(57) 【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、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データによって表される超音波画像において、血管のIMT(内膜中膜複合体厚)計測の信頼性を評価する領域を設定する領域設定手段と、

前記領域設定手段によって設定された領域における深さ方向の所定数のラインに沿って、画像データと参照データとの差の絶対値を積分し、又は、差の分散値を求めることにより、IMT計測の信頼性を算出して、算出されたIMT計測の信頼性を表示部に表示させる信頼性算出手段と、

前記領域設定手段によって設定された領域においてIMTを自動計測するIMT計測手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記信頼性算出手段が、前記参照データとして、格納部に格納されているデータ、又は、前記画像データ生成手段によって生成された画像データにノイズ抑圧処理を含む画像処理を施して得られたデータを用いる、請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、

前記超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データによって表される超音波画像において、血管の I M T (内膜中膜複合体厚) 計測の信頼性を評価する領域を設定する領域設定手段と、

前記領域設定手段によって設定された領域における画像データと参照データとの深さ方向の位置を合わせ、前記領域設定手段によって設定された領域における I M T 計測の信頼性を算出して、算出された I M T 計測の信頼性を表示部に表示させる信頼性算出手段と、

前記領域設定手段によって設定された領域において I M T を自動計測する I M T 計測手段と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 4】

前記領域設定手段が、オペレータの操作に従って、超音波画像において設定された R O I (関心領域) の内から、 I M T 計測の信頼性を評価する領域を設定する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記信頼性算出手段が、算出された I M T 計測の信頼性の値を閾値と比較することにより、 I M T 計測の信頼性を判定する、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記信頼性算出手段が、算出された I M T 計測の信頼性を、文字又はカラーとして表示部に表示させる、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記信頼性算出手段が、算出された I M T 計測の信頼性をカラーに変換し、超音波画像において設定された R O I (関心領域) を示す枠を当該カラーで表示部に表示させる、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波画像データを生成すると共に、血管の内膜中膜複合体厚 (intima media thickness : I M T) の計測を行う機能を有する超音波診断装置に関する。

【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 (I M T) が注目されている。図 8 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分かってきている。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、脂肪性又は纖維性組織等の様々であり、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】

上記の 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、超音波探触子を被検体 (患者) の頸部に当接させて、超音波探触子から超音波が送信される。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。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、

10

20

30

40

50

それによって生じる超音波エコーが超音波探触子によって受信され、受信信号に基づいて超音波画像が生成される。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、検査者は、IMTに基づいて動脈硬化の程度を診断したり、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。

【0004】

図9は、頸動脈の一部を示す模式図である。図9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:CCA）911に導入され、血管分岐部（BIF）912において、顔面の動脈につながる外頸動脈（external carotid artery:CCA）913と、脳動脈につながる内頸動脈（internal carotid artery:ICA）914とに分岐する。

10

【0005】

例えば、頸動脈超音波検査においては、血管径と、図9に示すmax（最大）IMTとが計測され、さらに、mean（平均）IMTが算出される。このmean IMTは、max IMTとその両側1cmの位置A及びBにおけるIMTとを求める、それら3点の平均値{max IMT + IMT(A) + IMT(B)}/3を算出することにより得られる。一般には、総頸動脈911と、血管分岐部912から内頸動脈914に至る領域との2箇所において、IMT計測が行われる。プラーク915は、総頸動脈911の入口付近や、血管分岐部912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からである。

【0006】

20

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なると共に、短時間に効率良くIMT計測できることが望まれている。

【0007】

関連する技術として、特許文献1には、超音波によって、血管の前壁および後壁の正確で信頼性のあるIMT値を操作者の手を煩わせることなく測定可能とする超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置は、被検体の体表面から前記被検体の内部の血管の長軸方向に沿った複数のポイントに向けて超音波パルスを発信する送信部と、前記複数のポイントから反射された超音波エコー信号を受信する受信部と、前記超音波エコー信号から、前記複数のポイントにおける前記血管の前壁および後壁それぞれにおける、血流領域と内膜との境界位置、および、中膜と外膜との境界位置を検出する境界位置検出部と、前記境界位置検出部で検出された境界位置に基づいて、前記血管のIMT値を算出するIMT値算出部と、前記複数のポイントにおいて検出された境界位置の、血管の長軸方向の特徴量から、前記境界位置検出部で検出された境界位置の信頼性を判定する信頼性判定部とを備えている。

30

【0008】

ここで、信頼性判定部が境界位置の信頼性を判定するために用いる特徴量とは、境界位置の平均値及び標準偏差、又は、境界位置の平均値及び分散である。しかしながら、図10に示すような計測エラーが発生した場合には、境界位置の標準偏差及び分散が小さくなるので、信頼性が高いと判断されてしまう。また、特許文献1によれば、境界位置を検出した後でなければ信頼性を判定することができないので、計測エラーが発生すると、IMT計測結果が無駄になり、検査効率が低下してしまう。

40

【特許文献1】特開2007-319255号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、IMT計測及びその信頼性表示を簡単な操作で精度良く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。

【課題を解決するための手段】

50

【0010】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点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、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する超音波探触子と、超音波探触子から出力される受信信号に基づいて、被検体に関する超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、画像データ生成手段によって生成された画像データによって表される超音波画像において、血管のIMT（内膜中膜複合体厚）計測の信頼性を評価する領域を設定する領域設定手段と、領域設定手段によって設定された領域における深さ方向の所定数のラインに沿って、画像データと参照データとの差の絶対値を積分し、又は、差の分散値を求めることにより、IMT計測の信頼性を算出して、算出されたIMT計測の信頼性を表示部に表示させる信頼性算出手段と、領域設定手段によって設定された領域においてIMTを自動計測するIMT計測手段とを具備する。

10

【発明の効果】

【0011】

本発明の1つの観点によれば、血管のIMT計測の信頼性を評価する領域を設定し、設定された領域におけるIMT計測の信頼性を算出して表示部に表示させ、さらに、設定された領域においてIMTを自動計測することにより、IMT計測及びその信頼性表示を簡単な操作で精度良く行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

20

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符号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の第1の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。この超音波診断装置は、超音波を送受信する超音波探触子100と、超音波の送受信を制御と共に、取得された受信信号に基づいて超音波画像を表す画像データを生成し、さらに、血管の内膜中膜複合体厚（IMT）を計測する機能を有する超音波診断装置本体200とを含んでいる。

【0013】

超音波探触子100は、コンベックタイプ、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。超音波探触子100は、1次元又は2次元のトランステューサアレイを構成する複数の超音波トランステューサ10を備えている。これらの超音波トランステューサ10は、印加される駆動信号に基づいて被検体に向けて超音波を送信すると共に、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより受信信号を出力する。

30

【0014】

各超音波トランステューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDF（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）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、超音波の受信信号として出力される。

40

【0015】

超音波診断装置本体200は、制御部21と、操作卓22と、格納部23と、走査制御部24と、送信回路25と、受信回路26と、A/D変換器27と、信号処理部28と、シネメモリ29と、Bモード画像データ生成部30と、計測処理部31と、DSC（デジタル・スキャン・コンバータ）32と、D/A変換器33と、表示部34とを含んでいる。ここで、送信回路25と、受信回路26と、A/D変換器27とは、送受信部を構成

50

している。

【0016】

制御部21は、超音波診断装置全体の動作を制御する。操作卓22は、超音波診断装置本体200に種々の命令や情報を入力する際に、オペレータによって用いられる入力デバイスである。格納部23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200に含まれているCPUに動作を実行させるためのプログラム（ソフトウェア）や、各種の処理に用いられる情報等を格納する。

【0017】

走査制御部24は、制御部21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。

【0018】

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランステューサ10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テューサ10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受信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。

【0019】

送信回路25は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランステューサ10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24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とができる。送信回路25は、複数の超音波トランステューサ10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探触子10に供給するようにしても良いし、複数の超音波トランステューサ10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探触子10に供給するようにしても良い。

【0020】

受信回路26は、複数のチャンネルを備えており、複数の超音波トランステューサ10からそれぞれ出力される複数の受信信号を增幅する。A/D変換器27は、受信回路26によって增幅されたアナログの受信信号をデジタルの受信信号に変換する。A/D変換器27から出力されるデジタルの受信信号は、信号処理部28に入力される。

【0021】

信号処理部28は、走査制御部24によって選択された受信遅延パターンに基づいて、複数の受信信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの受信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信号（音線データ）が形成される。

【0022】

さらに、信号処理部28は、音線データに対して、STC（Sensitivity Time gain Control：センシティビティ・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。

【0023】

信号処理部28によって処理された音線データは、シネメモリ29に順次格納されると共に、Bモード画像データ生成部30に供給される。シネメモリ29は、複数フレーム分の音線データを蓄積するためのメモリ容量を有している。

【0024】

Bモード画像データ生成部30は、ライブモードにおいては信号処理部28から供給される音線データを入力し、フリーズモードにおいてはシネメモリ29から供給される音線

10

20

30

40

50

データを入力して、入力された音線データに対して、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計測処理部31及びDSC32に出力する。

【0025】

計測処理部31は、ROI設定部311と、ライン抽出部312と、ノイズ抑圧処理部313と、参照データ選択部314と、評価領域設定部315と、信頼性算出部316と、IMT計測部317とを含んでおり、IMT計測及びその信頼性表示を行うために各種の処理を行う。

【0026】

ROI設定部311は、表示部34に表示されたBモード画像を見ながら操作卓22を操作するオペレータの操作に基づいて、Bモード画像データ生成部30によって生成されたBモード画像データによって表されるBモード画像においてROI(関心領域)を設定する。ライン抽出部312は、ROIにおける深さ方向の所定数のライン(音線)を順次選択し、選択されたラインにおける画像データを抽出する。

10

【0027】

ノイズ抑圧処理部313は、ライン抽出部312によって抽出された画像データに対して、ローパスフィルタやメディアンフィルタを用いたノイズ抑圧処理等の画像処理を施すことにより、参照データを生成する。そのようにして生成された参照データは、患者情報及び検査情報、又は、患者の年齢や性別等に対応付けられて、格納部23に格納される。また、患者の年齢や性別等に応じて、典型的な参照データを予め格納部23に格納しておくようにしても良い。参照データ選択部314は、オペレータの操作に従って、格納部23に格納されている参照データ、又は、ノイズ抑圧処理部313によって生成された参照データを、実際に用いられる参照データとして選択する。

20

【0028】

評価領域設定部315は、オペレータの操作に従って、Bモード画像において設定されたROIの内から、IMT計測の信頼性を評価する評価領域(深さ方向における領域)を設定する。信頼性算出部316は、評価領域設定部315によって設定された領域におけるIMT計測の信頼性を算出して、算出されたIMT計測の信頼性を表示部34に表示させる。

【0029】

30

例えば、信頼性算出部316は、評価領域設定部315によって設定された領域における画像データと参照データとの深さ方向の位置を合わせた後に、設定された領域における深さ方向の所定数のラインに沿って、画像データと参照データとの差の絶対値を積分し、又は、差の分散値を求ることにより、IMT計測の信頼性を算出する。さらに、信頼性算出部316は、算出されたIMT計測の信頼性の値を閾値と比較することにより、IMT計測の信頼性を判定する。

【0030】

信頼性算出部316が、IMT計測の信頼性が良好であると判定した場合には、IMT計測部317が、評価領域設定部315によって設定された領域において、血管のIMTを自動計測する。例えば、頸動脈超音波検査においては、血管径と、図9に示すmax(最大)IMTとが計測され、さらに、mean(平均)IMTが算出される。このmeanIMTは、maxIMTとその両側1cmの位置A及びBにおけるIMTとを求め、それら3点の平均値{maxIMT + IMT(A) + IMT(B)}/3を算出することにより得られる。

40

【0031】

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画像データに変換(ラスター変換)し、階調処理等の必要な画像処理を施す。さらに、DSC32は、変換された画像データと、信頼性算出部316によって得られたIMT計測の信頼性、及び/又は、IMT計測部317によって得られたIMT計測結果とに基づいて、表示用の画像データを生成する。なお、

50

D S C 3 2 の後段に、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、補正を含む非線形の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。

【 0 0 3 2 】

D / A 変換器 3 3 は、D S C 3 2 において変換された表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して表示部 3 4 に出力する。表示部 3 4 は、例えば、ラスタスキャン方式の L C D ディスプレイ等であり、D / A 変換器 3 3 においてアナログ変換された画像信号に基づいて、B モード画像の動画又は静止画や、I M T 計測の信頼性や、I M T 計測結果等を表示する。

【 0 0 3 3 】

本実施形態においては、制御部 2 1 、走査制御部 2 4 、信号処理部 2 8 、B モード画像データ生成部 3 0 ～ D S C 3 2 が、中央演算装置 (C P U) と、C P U に各種の処理を行わせるためのソフトウェア (データ計測プログラム) とによって構成されるが、それらをディジタル回路又はアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェアは、格納部 2 3 に格納されている。また、格納部 2 3 に、走査制御部 2 4 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

【 0 0 3 4 】

次に、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。

図 2 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

まず、ステップ S 1 において、B モード画像データ生成部 3 0 が、音線データに基づいて B モード画像データを生成する。ステップ S 2 において、計測処理部 3 1 の R O I 設定部 3 1 1 が、B モード画像データによって表される B モード画像において R O I を設定する。ステップ S 3 において、信頼性算出部 3 1 6 が、評価領域設定部 3 1 5 によって設定された評価領域における画像データと参照データとに基づいて、I M T 計測の信頼性を算出する。ステップ S 4 において、信頼性算出部 3 1 6 が、算出された I M T 計測の信頼性を表示部 3 4 に表示させる。

20

【 0 0 3 5 】

図 3 は、表示部に表示される画面の例を示す図である。図 3 に示す例においては、被検体に関する B モード画像と I M T 計測の信頼性とが、表示部 3 4 に表示されている。信頼性算出部 3 1 6 は、算出された I M T 計測の信頼性を、文字又はカラーとして表示部 3 4 に表示させる。例えば、信頼性算出部 3 1 6 は、算出された I M T 計測の信頼性の値を表示部 3 4 に表示させても良いし、算出された I M T 計測の信頼性を A 、 B 、 C 、 ・・・ 等のランクに分類して、該当するランクを表す記号を表示部 3 4 に表示させても良い。図 3 においては、I M T 計測の信頼性として、A ランクを表す「 A 」が表示されている。

30

【 0 0 3 6 】

さらに、信頼性算出部 3 1 6 は、例えば、青色を A ランクに対応させ、黄色を B ランクに対応させ、赤色を C ランクに対応させることにより、「信頼性： A 」の文字を赤色で表示部 3 4 に表示させても良い。また、図 3 に示す B モード画像においては R O I が設定されているが、信頼性算出部 3 1 6 は、上記のようにして I M T 計測の信頼性をカラーに変換し、B モード画像の R O I を示す枠を当該カラーで表示部 3 4 に表示させるようにしても良い。

40

【 0 0 3 7 】

ステップ S 5 において、信頼性算出部 3 1 6 が、I M T 計測の信頼性の値を閾値と比較することにより、I M T 計測の信頼性を判定する。I M T 計測の信頼性の値が閾値以上であれば、I M T 計測の信頼性が良好 (O K) であると判定され、I M T 計測の信頼性の値が閾値未満であれば、I M T 計測の信頼性が不良 (N G) であると判定される。I M T 計測の信頼性が不良である場合には、処理がステップ S 1 に戻り、I M T 計測の信頼性が良好である場合には、処理がステップ S 6 に移行する。ステップ S 6 において、I M T 計測部 3 1 7 が、評価領域設定部 3 1 5 によって設定された領域において、血管の I M T を自動計測する。ステップ S 7 において、I M T 計測部 3 1 7 が、I M T の計測結果を表示部

50

34に表示させる。

【0038】

ここで、IMT計測の信頼性の算出方法について詳しく説明する。

図4は、IMT計測の信頼性の算出方法を示すフローチャートである。

ライン抽出部312は、ステップS31において、Bモード画像において設定されたROIにおける深さ方向の所定数のライン（ライン番号n=1～(N-1)）を順次選択し、ステップS32において、選択されたラインについて、Bモード画像生成部30によって生成されたBモード画像データ（以下、「実測データ」ともいう）を取得する。また、ステップS33において、参照データ選択部314が、格納部23又はノイズ抑圧制御部313から参照データを取得する。

10

【0039】

ステップS34において、評価領域設定部315が、オペレータの操作に従って、Bモード画像において設定されたROIの内から、IMT計測の信頼性を評価する評価領域（深さ方向における領域）を設定する。

【0040】

図5は、評価領域の設定方法を説明するための図である。図5において、横軸は被検体における深さを表しており、縦軸はBモード画像の輝度を表している。図8に示すように、動脈壁は、内膜901と、中膜902と、外膜903とを含む3層構造を有しており、内膜901の内側壁面において超音波が弱く反射され、外膜903の内側壁面において超音波が強く反射される。その結果、図5に示すように、Bモード画像の輝度には、比較的小さなピークと比較的大きなピークとが現れる。従って、オペレータは、これらのピークを含むように評価領域を設定することができる。

20

【0041】

ステップS35において、信頼性算出部316は、評価領域設定部315によって設定された領域における画像データと参照データとの深さ方向の位置を合わせる。その際に、信頼性算出部316は、必要に応じて、画像データの輝度と参照データの輝度とを合わせ、又は、画像データ及び参照データを正規化する。

【0042】

図6は、画像データと参照データとの深さ方向の位置合わせを説明するための図である。図6において、横軸は被検体における深さを表しており、縦軸はBモード画像の輝度を表している。図6に示すように、Bモード画像の輝度には比較的小さなピークと比較的大きなピークとが現れるので、信頼性算出部316は、これらのピーク（特に、比較的大きなピーク）を目印にしながら、画像データと参照データとの深さ方向の位置を自動的に合わせることができる。

30

【0043】

ステップS36において、信頼性算出部316は、評価領域設定部316によって設定された領域における深さ方向の所定数のラインに沿って、画像データと参照データとの差の絶対値を積分し、又は、差の分散値を求めることにより、IMT計測の信頼性を算出する。

【0044】

ステップS37において、選択されたラインが最後((N-1)番目)のラインであるか否かが判定される。選択されたラインが最後のラインでなければ、処理がステップS31に戻り、選択されたラインが最後のラインであれば、処理が終了する。

40

【0045】

次に、本発明の第2の実施形態について説明する。第2の実施形態においては、図1に示す計測処理部の動作が第1の実施形態と異なっており、その他の点に関しては第1の実施形態と同様である。

【0046】

図7は、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

50

まず、ステップ S 1 1 において、B モード画像データ生成部 3 0 が、音線データに基づいて B モード画像データを生成する。ステップ S 1 2 において、R O I 設定部 3 1 1 が、B モード画像データによって表される B モード画像において R O I を設定する。ステップ S 1 3 において、I M T 計測部 3 1 7 が、R O I 内に設定された領域において血管の I M T を自動計測する。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 1 4 において、信頼性算出部 3 1 6 が、R O I 内に設定された領域における画像データと参照データとに基づいて、I M T 計測の信頼性を算出する。ステップ S 1 5 において、信頼性算出部 3 1 6 が、算出された I M T 計測の信頼性を表示部 3 4 に表示させる。

10

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 6 において、信頼性算出部 3 1 6 が、I M T 計測の信頼性の値を閾値と比較することにより、I M T 計測の信頼性を判定する。I M T 計測の信頼性の値が閾値以上であれば、I M T 計測の信頼性が良好 (O K) であると判定され、I M T 計測の信頼性の値が閾値未満であれば、I M T 計測の信頼性が不良 (N G) であると判定される。I M T 計測の信頼性が不良である場合には、処理がステップ S 1 1 に戻り、I M T 計測の信頼性が良好である場合には、処理がステップ S 1 7 に移行する。ステップ S 1 7 において、I M T 計測部 3 1 7 が、I M T の計測結果を表示部 3 4 に表示させる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 4 9 】

20

本発明は、被検体に向けて超音波を送信し、被検体において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波画像データを生成すると共に、血管の I M T の計測を行う機能を有する超音波診断装置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 5 0 】

【 図 1 】本発明の第 1 の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 】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 3 】表示部に表示される画面の例を示す図である。

【 図 4 】I M T 計測の信頼性の算出方法を示すフローチャートである。

30

【 図 5 】評価領域の設定方法を説明するための図である。

【 図 6 】画像データと参照データとの深さ方向の位置合わせを説明するための図である。

【 図 7 】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【 図 8 】動脈の構造を示す図である。

【 図 9 】頸動脈の形状及び m a x I M T の計測位置を示す図である。

【 図 1 0 】I M T 計測において計測エラーが発生した場合を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 1 】

1 0 超音波トランステューサ

40

2 1 制御部

2 2 操作卓

2 3 格納部

2 4 走査制御部

2 5 送信回路

2 6 受信回路

2 7 A / D 変換器

2 8 信号処理部

2 9 シネメモリ

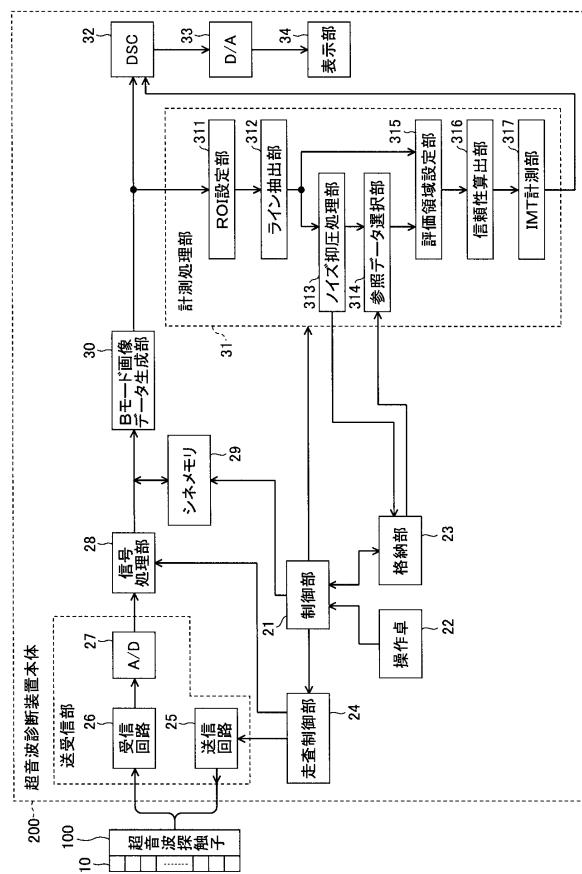
3 0 B モード画像データ生成部

50

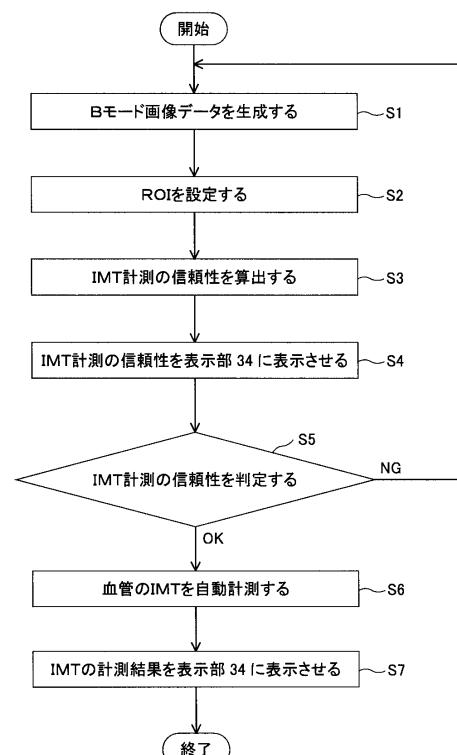
- 3 1 計測処理部
 3 2 D S C
 3 3 D / A 変換器
 3 4 表示部
 1 0 0 超音波探触子
 2 0 0 超音波診断装置本体
 3 1 1 R O I 設定部
 3 1 2 ライン抽出部
 3 1 3 ノイズ抑圧処理部
 3 1 4 参照データ選択部
 3 1 5 評価領域設定部
 3 1 6 信頼性算出部
 3 1 7 I M T 計測部

10

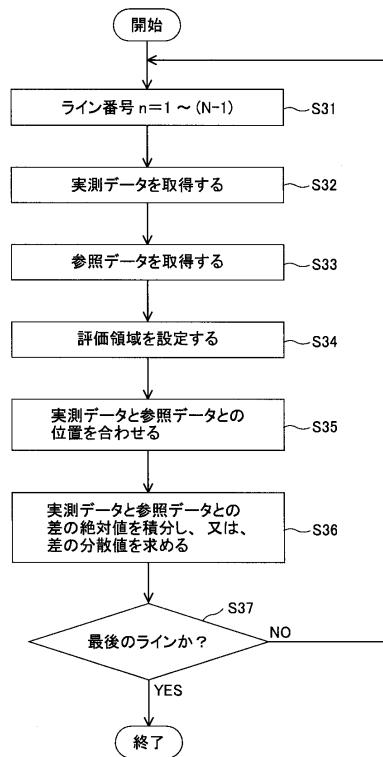
【図 1】



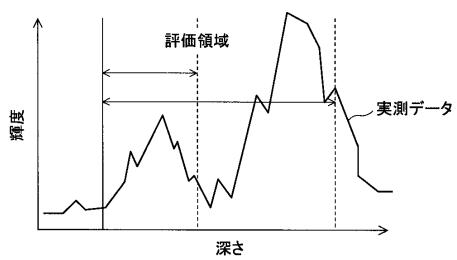
【図 2】



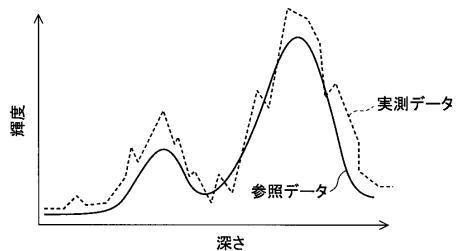
【図4】



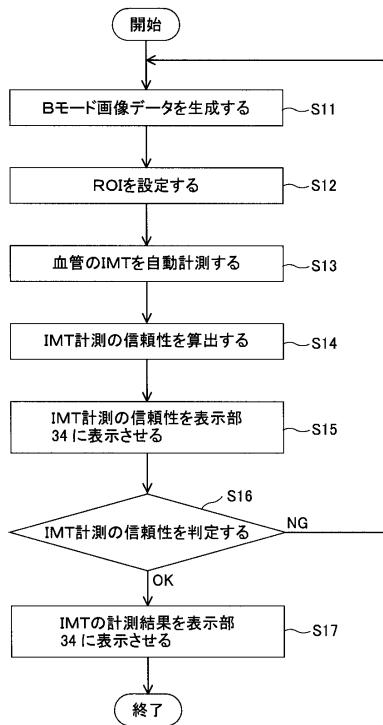
【図5】



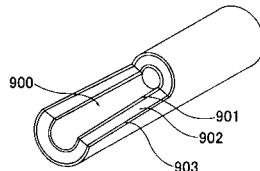
【図6】



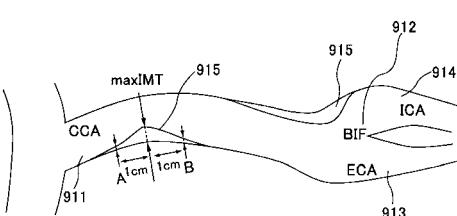
【図7】



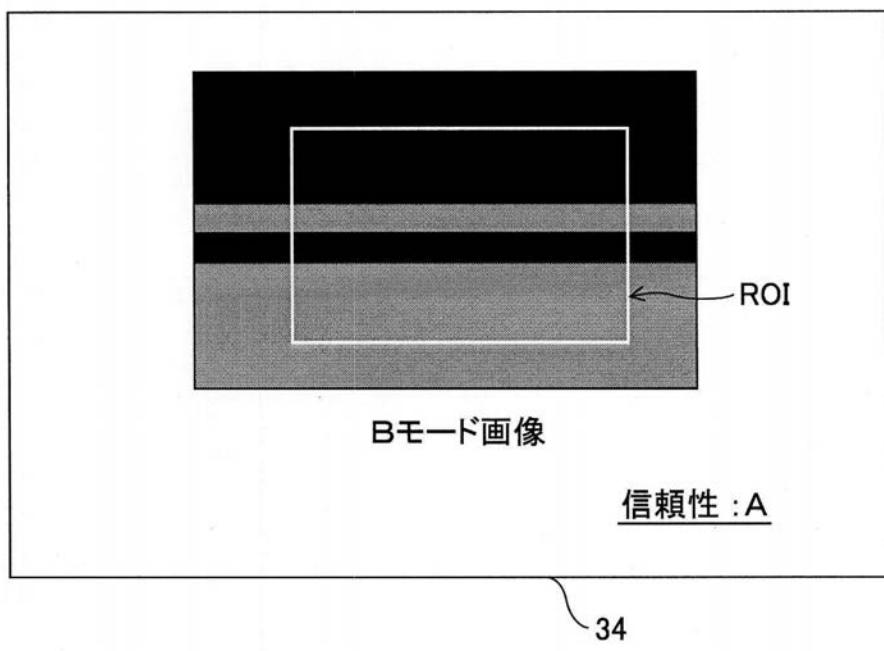
【図8】



【図9】

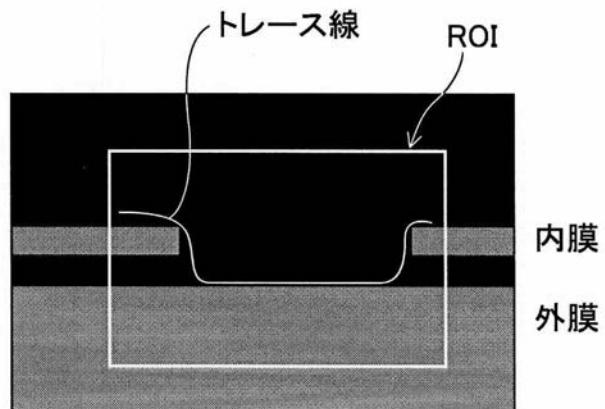


【図3】



34

【図10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-319255(JP,A)
特開2004-357892(JP,A)
特開2004-357876(JP,A)
特開2005-224460(JP,A)
特開2006-325746(JP,A)
特開2004-305377(JP,A)
特開2005-013324(JP,A)
特開2005-052424(JP,A)
特開2005-348807(JP,A)
特開2007-006914(JP,A)
国際公開第2004/112568(WO,A1)
国際公開第2006/129545(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5166154B2	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2008186968	申请日	2008-07-18
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	石原圭大郎		
发明人	石原 圭大郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC18 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK30 4C601/KK31		
代理人(译)	宇都宮正明		
审查员(译)	宮澤浩		
其他公开文献	JP2010022565A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够测量IMT（内膜中层厚度）并以简单的操作和高精度显示其可靠性的超声诊断系统。解决方案：超声诊断系统包括：超声探头，用于向对象发射超声波，通过接收在对象上反射的超声回波输出接收器信号，图像数据生成装置，用于生成用于在对象上显示超声图像的图像数据。从超声波探头输出的接收器信号，区域设定装置，用于设定用于评估由图像数据产生装置产生的图像数据显示的超声波图像中血管的IMT测量的可靠性的区域，可靠性计算装置用于计算由区域设定装置设定的区域中的IMT测量的可靠性，并且在显示部分上显示所计算的IMT测量的可靠性，以及IMT测量装置，以在由区域设定装置设定的区域中自动测量IMT。Z

