

(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2011-218086

(P2011-218086A)

(43) 公開日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/06 (2006.01)

F I  
A61B 8/06

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2010-93177 (P2010-93177)  
(22) 出願日 平成22年4月14日 (2010. 4. 14)

(71) 出願人 300019238  
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000  
(74) 代理人 100106541  
弁理士 伊藤 信和  
(72) 発明者 早坂 一純  
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127  
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD01 DD03 DD14 DD19 DD26  
EE30 JC05 JC06 JC37 KK12  
KK32

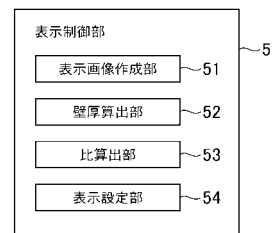
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管壁の厚さが正常であるか否かを容易に判断することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号の強度又はこのエコー信号に基づいて作成されたBモード画像の輝度情報に基づいて、血管壁の厚さを算出する壁厚算出部52と、この壁厚算出部52で得られた異なる算出箇所における算出値の比を算出する比算出部53と、を備えることを特徴とする。前記壁厚算出部52は、生体組織の弾性情報に基づいて血管壁の厚さを算出してよい。

【選択図】 図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、血管壁の厚さを算出する壁厚算出部と、

該壁厚算出部で得られた異なる算出箇所における算出値の比を算出する比算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて血管壁の厚さを算出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

**【請求項 3】**

前記壁厚算出部は、生体組織の弾性情報に基づいて血管壁の厚さを算出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。

**【請求項 4】**

前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて算出される血管壁の厚さと、生体組織の弾性情報に基づいて算出される血管壁の厚さとに基づいて、前記比算出部における比の算出に用いる血管壁の厚さを算出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。

**【請求項 5】**

前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて血管壁の位置を特定して、前記弾性情報に基づく血管壁の厚さを算出することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 6】**

前記比の算出に用いる算出値は、被検体における異なる部位の算出値であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記比の算出に用いる算出値は、被検体における同一の部位についての異なる算出箇所の算出値であることを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

前記比算出部で算出された比を表示部に表示する表示設定部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 9】**

被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する表示部と、

該表示部に表示された前記超音波画像において、血管壁を指定する入力を行なう操作部と、

該操作部によって指定された血管壁の厚さを算出する壁厚算出部と、

該壁厚算出部で得られた異なる算出箇所における算出値の比を算出する比算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【発明の詳細な説明】**

40

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管の状態を診断することができる超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

動脈硬化は、脳梗塞や心筋梗塞などの病気を引き起こすといわれている。動脈硬化が進行すると血管壁が厚くなるため、動脈硬化の診断の一手法として、超音波診断装置を用いて血管壁の厚さを測定することが行なわれている（例えば、特許文献 1 参照）。

**【先行技術文献】****【特許文献】**

50

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 9 - 3 9 2 7 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかし、人によって身長や体重の違いがあることなどにより、血管壁の厚さは人によって異なっている。従って、血管壁の厚さを測るだけでは、その厚さが正常な状態の厚さであるか否かの判断が困難な場合もある。このようなことから、血管壁の厚さが正常であるか否かを容易に判断することができる超音波診断装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

上述の課題を解決するためになされた第 1 の観点の発明は、被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、血管壁の厚さを算出する壁厚算出部と、該壁厚算出部で得られた異なる算出箇所における算出値の比を算出する比算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 6 】

第 2 の観点の発明によれば、第 1 の観点の発明において、前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて血管壁の厚さを算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 7 】

第 3 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記壁厚算出部は、生体組織の弾性情報に基づいて血管壁の厚さを算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 8 】

第 4 の観点の発明は、第 1 の観点の発明において、前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて算出される血管壁の厚さと、生体組織の弾性情報に基づいて算出される血管壁の厚さとに基づいて、前記比算出部における比の算出に用いる血管壁の厚さを算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

第 5 の観点の発明は、第 3 又は 4 の観点の発明において、前記壁厚算出部は、前記エコー信号の強度又は該エコー信号に基づいて作成された B モード画像の輝度情報に基づいて血管壁の位置を特定して、前記弾性情報に基づく血管壁の厚さを算出することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 0 】

第 6 の観点の発明は、第 1 ~ 5 のいずれか一の観点の発明において、前記比の算出に用いる算出値は、被検体における異なる部位の算出値であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

第 7 の観点の発明は、第 1 ~ 5 のいずれか一の観点の発明において、前記比の算出に用いる算出値は、被検体における同一の部位についての異なる算出箇所の算出値であることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

第 8 の観点の発明は、第 1 ~ 7 のいずれか一の観点の発明において、前記比算出部で算出された比を表示部に表示する表示設定部を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 3 】

第 9 の観点の発明は、被検体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する表示部と、該表示部に表示された前記超音波画像において、血管壁を指定する入力を行なう操作部と、該操作部によって指定された血管壁の厚さを算出する壁厚算出部と、該壁厚算出部で得られた異なる算出箇所における算出値の比を

10

20

30

40

50

算出する比算出部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0014】

上記観点の発明によれば、血管壁の厚さの比が算出される。ここで、人によって血管壁の厚さが異なっているとしても、それによって血管壁の比は影響を受けない。従って、血管壁の厚さの比を算出することにより、血管壁の厚さが正常であるか否かを容易に判断することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の第一実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

10

【図2】図1に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】第一実施形態の超音波診断装置の作用を説明するためのフローチャートを示す図である。

【図4】表示部に表示されたボディマークの一例を示す図である。

【図5】表示部に表示された算出領域の一例を示す図である。

【図6】本発明に係る超音波診断装置の第二実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図7】図6に示す超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図8】物理量データの作成の説明図である。

20

【図9】図6に示す超音波診断装置における表示部の表示の一例を示す図である。

【図10】第二実施形態の超音波診断装置の作用を説明するためのフローチャートである。

【図11】第二実施形態において、表示部に表示された算出領域の一例を示す図である。

【図12】生体組織の弾性情報に基づく血管壁Wの厚さの算出を説明する図である。

【図13】第三実施形態において、表示部に表示された算出領域の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態について説明する。

(第一実施形態)

30

まず、第一実施形態について、図1～図5に基づいて詳細に説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、Bモードデータ作成部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8及び記憶部9を備える。

【0017】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波のスキャンを行なう。前記送受信部3は、前記制御部8からの制御信号によって前記超音波プローブ2を所定の送信条件で駆動させ、スキャン面を超音波ビームによって音線順次で走査させる。

【0018】

また、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2で得られたエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記Bモードデータ作成部4へ出力する。

40

【0019】

前記Bモードデータ作成部4は、前記送受信部3から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等の所定の処理を行い、Bモードデータを作成する。

【0020】

前記表示制御部5は、図2に示すように、表示画像作成部51、壁厚算出部52、比算出部53、表示設定部54を有している。

【0021】

前記表示画像作成部51は、スキャンコンバータ(Scan Converter)を

50

含んで構成され、前記Bモードデータ作成部4からのBモードデータを輝度情報からなるBモード画像データに走査変換する。そして、前記表示画像作成部51は、このBモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示する。

【0022】

前記壁厚算出部52は、Bモードデータ又はBモード画像データに基づいて、血管壁の厚さを算出する。詳細は後述する。前記壁厚算出部52は、本発明における壁厚算出部の実施の形態の一例である。

【0023】

前記比算出部53は、前記壁厚算出部52で得られた異なる算出箇所における算出値の比を算出する。本例では、前記比算出部53は、前記算出値の比として、比の値を算出する。詳細は後述する。前記比算出部53は、本発明における比算出部の実施の形態の一例である。

10

【0024】

前記表示設定部54は、前記比算出部53で算出された比の値を前記表示部6に表示する。また、前記表示設定部54は、前記壁厚算出部52で得られた算出値を前記表示部6に表示してもよい。前記表示設定部54は、本発明における表示設定部の実施の形態の一例である。

【0025】

前記表示部6は、例えばLCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

20

【0026】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)で構成され、HDD(Hard Disk Drive)などで構成される前記記憶部9に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置1の各部における機能を実行させる。

【0027】

また、特に図示しないが、前記超音波診断装置1は、RAM(Random Access Memory)やROM(Read Only Memory)などの半導体メモリ(Memory)を有している。

30

【0028】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図3のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップS1では血管壁の厚さを算出する算出箇所及びスキャン順序を特定する。前記算出箇所としては、複数箇所選択される。また、前記算出箇所として、被検体における異なる複数の部位が選択されてもよいし、被検体における同一の部位について複数箇所の算出箇所が選択されてもよい。ここで、「部位」とは、例えば頸動脈、腹部大動脈、大腿動脈などを意味する。本例では、算出箇所として、後述するように被検体における異なる複数の部位(頸動脈、腹部大動脈、大腿動脈)が選択される。

40

【0029】

また、前記スキャン順序は複数の前記算出箇所についてスキャンを行なう順序である。このように算出箇所及びスキャン順序を特定することにより、後述の血管壁の厚さの算出値がどの算出箇所についてのものであるかが超音波診断装置1に認識される。これにより、後述のように、前記算出値がどの算出箇所の算出値であるかという算出箇所情報とともに記憶することが可能になっている。

【0030】

ステップS1における算出箇所及びスキャン順序の特定について具体的に説明する。操作者が前記操作部8において検査開始ボタン(図示省略)を押すと、例えば図4に示すようにボディマークBM1、BM2、BM3が前記表示部6に表示される。前記ボディマークBM1は、頸動脈をスキャンすることを意味するボディマーク、前記ボディマークB

50

M 2 は、腹部大動脈をスキャンすることを意味するボディーマーク、前記ボディーマーク B M 3 は、大腿動脈をスキャンすることを意味するボディーマークである。

【 0 0 3 1 】

操作者は前記操作部 7 を用いて前記表示部 6 上の前記ボディーマーク B M 1 ~ B M 3 のいずれかを、スキャン順に選択する。前記制御部 8 は、前記操作部 7 からの入力によって特定された前記算出箇所とそのスキャン順序を前記記憶部 9 や前記半導体メモリに記憶する。

【 0 0 3 2 】

ただし、算出箇所及びスキャン順序の特定の手法は、上記手法に限られるものではない。例えば、ボディーマークによって特定するのではなく、算出箇所とそのスキャン順序と

10

【 0 0 3 3 】

ちなみに、B モード画像を取得したいものの、算出値の比を算出する必要がない部位がある場合もある。この場合には、B モード画像を取得したい部位を特定するとともに、この B モード画像を取得したい部位の中から前記算出箇所を特定する。

【 0 0 3 4 】

本例では、前記算出箇所として、頸動脈、腹部大動脈、大腿動脈が選択され、頸動脈、腹部大動脈、大腿動脈の順でスキャンを行なうものとし、これら三つ全ての部位について血管壁の厚さの算出を行なうものとする。図 3 のフローチャートはスキャンを行なう部位

20

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 2 では、前記ステップ S 1 において特定された部位について、前記超音波プローブ 2 によるスキャンを行なう。本例では、先ず最初に頸動脈のスキャンを行なう。そして、得られたエコー信号に基づいて B モードデータを作成して、B モード画像を表示する。

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 3 では、B モード画像の輝度情報に基づいて、頸動脈の血管壁の厚さを公知の手法で自動的に算出する。具体的には、先ず図 5 に示すように、前記表示部 6 に表示された B モード画像 B G において、操作者が前記操作部 7 を用いて算出領域 M R を設

30

【 0 0 3 7 】

図 5 において、符合 B 1 は血管であり、符合 W は血管壁である。血管壁 W は、内膜 i、中膜 m 及び外膜 o からなり、前記算出領域 M R は血管壁 W が包含されるように設定される。

【 0 0 3 8 】

前記算出領域 M R が設定されると、前記壁厚算出部 5 2 が、算出領域 M R 内の血管壁 W の厚さを B モード画像データの輝度情報に基づいて公知の手法で算出する（例えば特開平 1 1 - 3 1 8 8 9 6 号公報等）。

【 0 0 3 9 】

ただし、血管壁 W の厚さは、エコー信号の強度に基づいて算出してもよい。すなわち、前記壁厚算出部 5 2 は、エコー信号の強度に応じたデータである前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータに基づいて、血管壁 W の厚さを算出してもよい。

40

【 0 0 4 0 】

また、血管壁 W の厚さは、上述のように血管壁 W を自動的に特定して算出する場合に限られるものではなく、操作者が血管壁 W を手動で特定して算出するようにしてもよい。すなわち、前記表示部 6 に表示された B モード画像 B G において、操作者が血管壁 W と思われる場所を前記操作部 7 を用いてカーソル等によって指定し、この指定された部分の厚みを前記壁厚算出部 5 2 が算出するようにしてもよい。この場合、前記 B モード画像 B G は、本発明における超音波画像の実施の形態の一例である。

50

## 【 0 0 4 1 】

ここで、血管壁Wの厚さとしては、血管壁Wのうち内膜iと中膜mの厚さを算出するようになっていてもよいし、内膜iのみの厚さを算出するようになっていてもよい。

## 【 0 0 4 2 】

前記壁厚算出部52によって算出された血管壁Wの厚さは、どの算出箇所の算出値であるかという算出箇所情報とともに、前記記憶部9や前記半導体メモリに記憶される。ここでは、頸動脈における血管壁Wの厚さについての算出値Aとして記憶される。

## 【 0 0 4 3 】

次に、ステップS4では、比の算出タイミングであるか否かを前記比算出部53が判定する。前記比算出部53は、比の算出を行なう二つの算出値が存在する場合に、比の算出タイミングであると判定する。比の算出タイミングであると判定された場合（ステップS4においてYES）、ステップS5の処理へ移行する。一方、比の算出タイミングではないと判定された場合（ステップS4においてNO）、ステップS2の処理へ戻り、別の算出箇所についてスキャンを行ない、Bモード画像を表示する。

10

## 【 0 0 4 4 】

ここでは、算出値として頸動脈の血管壁Wの厚さの算出値Aのみしか存在せず、比の算出を行なう二つの算出値が存在していない。従って、ステップS2の処理へ戻り、腹部大動脈についてのスキャンを行ない、そのBモード画像を表示する。そして、次にステップS3において腹部大動脈の血管壁Wの厚さを算出し、その算出値Bが記憶される。

## 【 0 0 4 5 】

ちなみに、一つの算出箇所について血管壁Wの厚さの算出を終了し、次の部位のスキャンを行なって血管壁Wの厚さの算出を行なう際には、次の部位についてスキャンを行なうことを示す入力を前記操作部9において行なう。これにより、どの部位についての算出値であるかが超音波診断装置1において認識される。

20

## 【 0 0 4 6 】

そして、再びステップS4において、比の算出タイミングであるか否かの判定が行なわれる。ここでは、比の算出を行なう二つの算出値として、算出値A、Bが存在する。従って、ステップS5の処理へ移行し、このステップS5において、前記比算出部53が算出値A、Bの比の値 $R1 = B / A$ を算出する。算出された比の値R1は、前記表示設定部54が前記表示部6に表示する。また、前記表示設定部54は、前記比の値R1とともに、前記算出値A、Bを前記表示部6に表示してもよい。

30

## 【 0 0 4 7 】

次に、ステップS6では、ステップS1で特定された全ての算出箇所について血管壁Wの厚さを算出したか否かを前記制御部8が判定する。そして、全ての算出箇所について算出したと判定された場合（ステップS6においてYES）、処理を終了する。一方、全ての算出箇所について算出されていないと判定された場合（ステップS6においてNO）、ステップS2の処理へ戻り、別の算出箇所についてのスキャンを行なう。

## 【 0 0 4 8 】

ここでは、大腿動脈についての血管壁Wの厚さの算出が行なわれていない。従って、ステップS2の処理へ戻り、大腿動脈のスキャンを行ない、そのBモード画像を表示する。そして、次にステップS3において大腿動脈の血管壁Wの厚さを算出し、その算出値Cが記憶される。

40

## 【 0 0 4 9 】

ステップS3において大腿動脈の血管壁Wの厚さの算出値Cが得られると、再びステップS4で比の算出タイミングであるか否かの判定が行なわれる。ここでは、比の算出を行なう二つの算出値として、算出値B、C及び算出値C、Aが存在する。従って、ステップS5の処理へ移行し、このステップS5において、前記比算出部53が、算出値B、Cの比の値 $R2 = C / B$ と、算出値A、Cの比の値 $R3 = C / A$ を算出する。算出された比の値R2、R3は、前記表示設定部54が前記比の値R1とともに前記表示部6に表示する。また、前記表示設定部54は、前記比の値R1～R3とともに、前記算出値A～Cを前

50

記表示部 6 に表示してもよい。

【 0 0 5 0 】

ステップ S 5 において比の値 R 2 , R 3 が算出されると、ステップ S 6 では再び全ての算出箇所について血管壁 W の厚さを算出したか否かの判定を行なう。ここでは、ステップ S 1 で特定された全ての算出箇所、すなわち頸動脈、腹部大動脈及び大腿動脈についての算出が終了している。従って、処理を終了する。

【 0 0 5 1 】

本例の超音波診断装置 1 によれば、血管壁 W の厚さの比の値が算出され前記表示部 6 に表示される。従って、血管壁 W の厚さの比の値の正常値（動脈硬化などによって血管壁が厚くなっていない状態での値）を求めておき、この正常値を、実際の血管壁の厚さから算出されて前記表示部 6 に表示される比の値と比較することにより、異常であるか否かを診断することができる。具体的に説明すると、例えば、正常な頸動脈の血管壁の厚さ A と腹部大動脈の血管壁の厚さ B の比の値  $R 1 = B / A$  は 1.3 であるとする。そして、頸動脈の算出値 A（血管壁の厚さ）が 1.3 mm であり、腹部大動脈の算出値 B（血管壁の厚さ）が 1.3 mm であったとすると、比の値 R 1 は、

$$R 1 = B / A = 1.3 / 1.3 = 1$$

である。従って、実際に血管壁の厚さを算出して得られた比の値 R 1 は、正常値よりも小さくなっている。このように、前記比の値 R 1 が正常値よりも小さくなっていると、腹部大動脈よりも細い頸動脈の血管壁の厚さが、腹部大動脈の厚さと等しい厚さになり、正常よりも厚くなっているおそれがあることが分かる。

【 0 0 5 2 】

ここで、従来のように血管壁の厚さを算出することのみで診断を行なう場合、血管壁の厚さは人によって異なるので診断が困難な場合がある。本例では、二ヶ所の血管壁の厚さの比の値を算出するようになっているので、血管壁の厚さのみを算出する場合と比べて血管壁の厚さが正常であるか否かを容易に判断できる。

【 0 0 5 3 】

さらに、本例では、複数の比の値を算出しているので、血管壁の厚さが正常であるか否かをより確実に判断することができる。

【 0 0 5 4 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。図 6 に示すように、本例の超音波診断装置 2 0 は、物理量データ作成部 2 1 を有している。また、前記表示制御部 6 は、図 7 に示すように表示画像作成部 5 1 を有さず、代わりに B モード画像データ作成部 5 5、弾性画像データ作成部 5 6、合成部 5 7 を有している。

【 0 0 5 5 】

前記物理量データ作成部 2 1 は、前記送受信部 3 から出力されたエコー信号に基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量データを作成する。もう少し詳しく説明すると、本例では、前記超音波プローブ 2 を体表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返すことなどによって生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なう。前記送受信部 3 は、同一音線上に少なくとも二回の走査を行なう。そして、前記物理量データ作成部 2 1 は、生体組織における各部の弾性に関する物理量として、前記超音波プローブ 2 による圧迫とその弛緩などによって生じた生体組織における各部の歪み  $S t$  を算出することにより前記物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 2 1 は、例えば図 8 に示すように時間的に異なる二つのフレーム ( i ) , ( i i ) に属する同一音線上における二つのエコー信号に基づいて歪み  $S t$  を算出し物理量データを作成する。歪み  $S t$  の算出手法としては、例えば特開 2 0 0 8 - 1 2 6 0 7 9 号公報に開示されているように、時間的に異なる二つのフレームに属する同一音線上における二つのエコー信号の波形のずれを歪みとする手法などがある。

【 0 0 5 6 】

前記表示制御部 5 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記物

理量データ作成部 2 1 からの弾性データが入力されるようになっている。前記 B モード画像データ作成部 5 5 及び前記弾性画像データ作成部 5 6 は、スキャンコンバータ ( s c a n c o n v e r t e r ) を有している。そして、前記 B モード画像データ作成部 5 5 は、前記 B モードデータを、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有する B モード画像データに変換する。また、前記弾性画像データ作成部 5 6 は、前記物理量データを歪みに応じた色相情報を有するカラー弾性画像データに変換する。

【 0 0 5 7 】

ちなみに、前記 B モード画像データにおける輝度情報及び前記カラー弾性画像データにおける色相情報は所定の階調 ( 例えば 2 5 6 階調 ) からなる。

【 0 0 5 8 】

前記合成部 5 7 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー弾性画像データを加算処理することによって合成し、前記表示部 6 に表示する超音波画像の画像データを作成する。この画像データは、図 9 に示すように白黒の B モード画像 B G とカラーの弾性画像 E G とが合成された二次元の合成画像 G として前記表示部 6 に表示される。本例では、前記弾性画像 E G は、関心領域 R 内に半透明で ( 背景の B モード画像が透けた状態で ) 表示される。

【 0 0 5 9 】

さて、本例の超音波診断装置 2 0 の作用について図 1 0 のフローチャートに基づいて説明する。本例では、ステップ S 2 , S 3 以外のステップ S 1 , S 4 ~ S 6 については、第一実施形態と同一の処理であり、ステップ S 2 , S 3 について以下説明する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 2 では、前記超音波プローブ 2 により、例えば被検体への圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波のスキャンを行いエコー信号を取得する。そして、得られたエコー信号に基づいて、前記 B モードデータ作成部 4 が B モードデータを作成し、前記物理量データ作成部 2 1 が物理量データを作成する。そして、これら B モードデータ及び物理量データに基づいて、前記 B モード画像データ作成部 5 5 及び前記弾性画像データ作成部 5 6 が B モード画像データ及びカラー弾性画像データを作成し、これらを前記合成部 5 7 が合成する。合成部 5 7 は、合成によって得られた画像データに基づく合成画像 G を前記表示部 6 に表示する。

【 0 0 6 1 】

ステップ S 3 では、図 1 1 に示すように、前記表示部 6 に表示された合成画像 G における弾性画像 E G 内に、操作者が前記操作部 7 を用いて算出領域 M R を設定する。算出領域 M R が設定されると、前記壁厚算出部 5 2 は、第一実施形態と同様にして B モード画像データの輝度情報又はエコー信号の強度 ( B モードデータ ) に基づいて血管壁 W の厚さを算出する。

【 0 0 6 2 】

また、前記壁厚算出部 5 2 は、生体組織の弾性情報に基づいて血管壁 W の厚さを算出する。具体的に図 1 2 に基づいて説明する。ここでは、血管壁 W のうち内膜 i の厚さを算出する場合について説明する。図 1 2 では、前記表示部 6 に表示された画像のうち、内膜 i の部分のみが拡大されて示されている。

【 0 0 6 3 】

図 1 2 において、破線 i b は B モード画像に表れた内膜であり、またドット ( d o t ) i e は弾性画像に表れた内膜である。この内膜 i e は、弾性画像において帯状に同じ色相で表示された部分である。

【 0 0 6 4 】

ここで、B モード画像では、血管壁が正確に表示されない場合がある。図 1 2 においても、B モード画像に表れた内膜 i b と弾性画像に表れた内膜 i e は、異なる厚みになっている。従って、本例では、より正確な厚みを得るために、生体組織の弾性情報を用いて血管壁の厚さを算出する。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

生体組織の弾性情報に基づいて血管壁の厚さを算出するにあたっては、先ず内膜の位置を特定する。本例では、内膜の位置情報として、Bモード画像データの輝度情報又はエコー信号の強度（Bモードデータ）に基づいて内膜*i b*の厚さを算出することにより特定される内膜*i b*の位置情報を用いる。前記壁厚算出部52は、内膜*i b*の位置に表示されている弾性画像に基づいて内膜*i e*の厚さを算出する。より詳細には、前記壁厚算出部52は、内膜*i b*の位置において、弾性画像データにあって帯状に同じ色相になっている部分の幅を算出し、内膜*i e*の厚さとする。

【0066】

内膜*i e*の厚さが得られると、前記壁厚算出部52は、内膜*i b*の厚さと内膜*i e*の厚さの中間の厚さを算出する。すなわち、内膜*i b*の厚さを*t b*、内膜*i e*の厚さを*t e*とすると、前記壁厚算出部52は、下記（式1）の演算を行なう。

$$t = (t b + t e) / 2 \quad \dots \text{（式1）}$$

そして、上記（式1）の演算で得られた*t*を前記算出箇所における内膜の厚さとして記憶し、これを前記比算出部53における比の値の算出に用いる。

【0067】

ただし、上述のように、内膜*i b*の厚さ*t b*と内膜*i e*の厚さ*t e*の中間の厚さを、比の値の算出に用いる場合に限られるものではない。

【0068】

また、生体組織の弾性情報に基づいて算出された前記内膜*i e*の厚さ*t e*をそのまま記憶して比の値の算出に用いてもよい。

【0069】

さらに、Bモード画像の輝度情報又はエコー信号の強度に基づいて特定される内膜*i b*の位置情報を用いることなく、操作者が前記操作部7を用いてカーソル等によって弾性画像EG上で血管壁を指定し、指定された血管壁の厚さを前記壁厚算出部52が算出するようにしてもよい。この場合、前記弾性画像EGは本発明における超音波画像の実施の形態の一例である。

【0070】

なお、上述の説明では、生体組織の弾性情報として弾性画像データに基づいて内膜*i e*の厚さを算出しているが、弾性画像データの代わりに物理量データを用いてもよい。すなわち、前記内膜*i b*の位置において物理量データにあって同じ歪み*S t*になっている部分の幅を算出し、内膜*i e*の厚さとしてもよい。

【0071】

（第三実施形態）

次に、第三実施形態について説明する。この変形例では、被検体における同一の部位に算出領域MRを複数設定して比の値を算出する。例えば、頸動脈における複数箇所に算出領域MRを設定して比の値を算出する。

【0072】

図13に基づいて詳しく説明する。この図13において、前記表示部6には、頸動脈についてのBモード画像BGが表示され、このBモード画像BGにおいて、算出領域MR1、MR2、MR3が設定されている。これら算出領域MR1～MR3について血管壁の厚さを算出し、MR1についての算出値A1、MR2についての算出値A2、MR3についての算出値A3を得る。ここでは、算出値A1～A3は、第一実施形態のように、Bモード画像データの輝度情報又はエコー信号の強度（Bモードデータ）に基づいて算出された血管壁の厚さである。そして、算出値A1、A2の比の値R4 = A2 / A1、算出値A2、A3の比の値R5 = A3 / A2、算出値A1、A3の比の値R6 = A3 / A1を求める。

【0073】

なお、比の値の算出に用いる算出値A1～A3は、第二実施形態のように、Bモード画像データの輝度情報又はエコー信号の強度（Bモードデータ）に基づいて算出された血管壁の厚さと、生体組織の弾性情報に基づいて算出された血管壁の厚さから算出される血

10

20

30

40

50

管壁の厚さであってもよい。さらに、比の値の算出に用いる算出値 A 1 ~ A 3 は、弾性画像において操作者が血管壁を指定して算出された血管壁の厚さであってもよい。

【 0 0 7 4 】

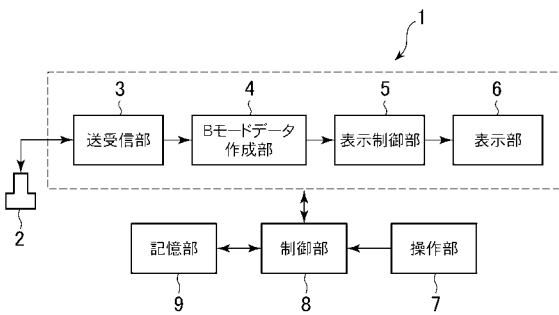
以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。

【 符号の説明 】

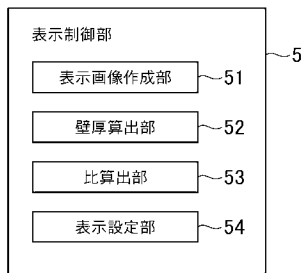
【 0 0 7 5 】

- 1, 20 超音波診断装置
- 6 表示部
- 7 操作部
- 52 壁厚算出部
- 53 比算出部
- 54 表示設定部

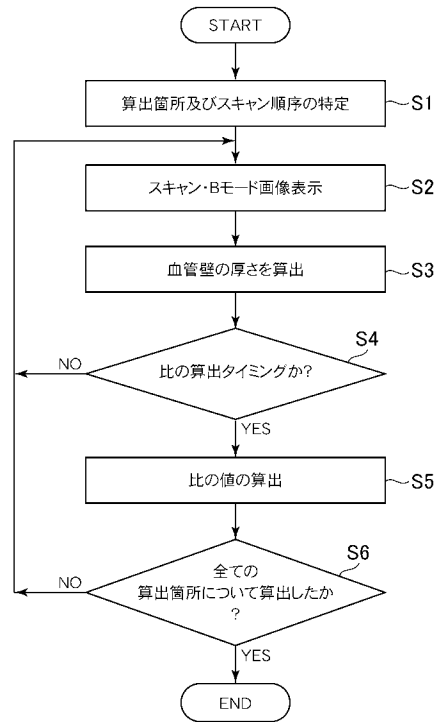
【 図 1 】



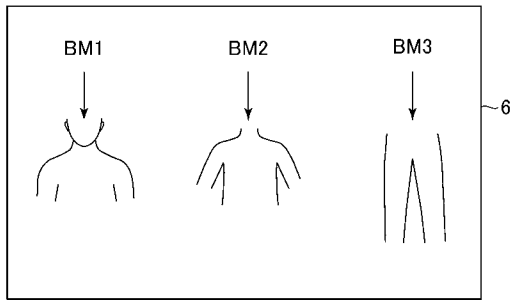
【 図 2 】



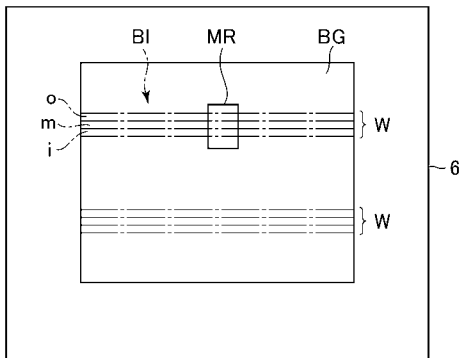
【 図 3 】



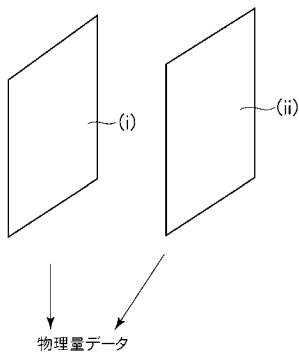
【 図 4 】



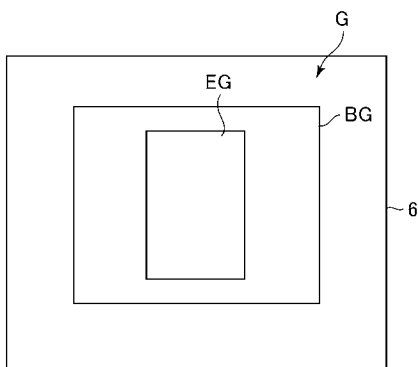
【 図 5 】



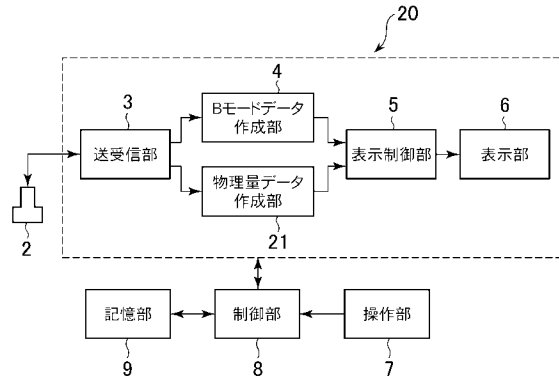
【 図 8 】



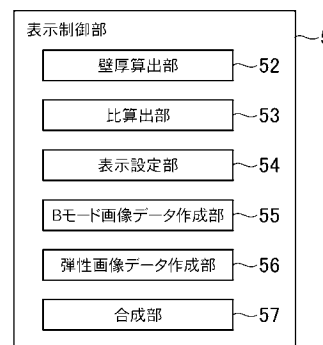
【 図 9 】



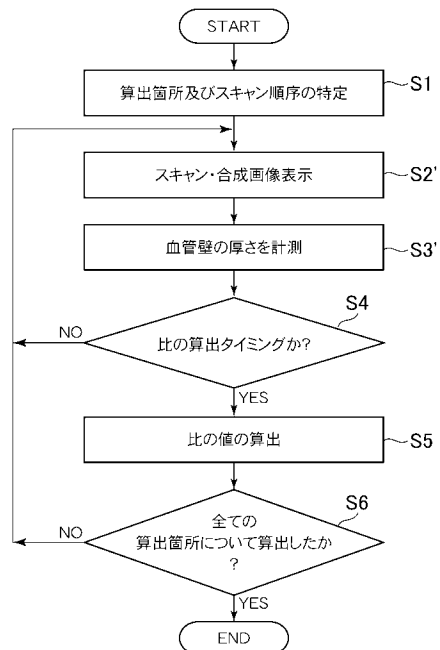
【 図 6 】



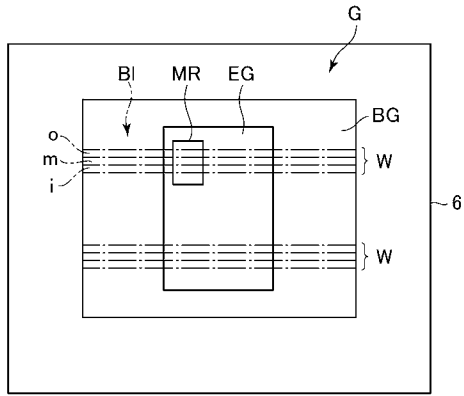
【 図 7 】



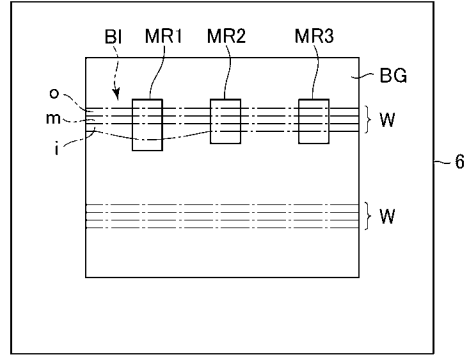
【 図 10 】



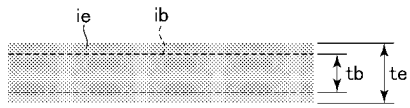
【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011218086A</a>	公开(公告)日	2011-11-04
申请号	JP2010093177	申请日	2010-04-14
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	早坂一純		
发明人	早坂 一純		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD19 4C601/DD26 4C601/EE30 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK32		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5574793B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够容易地判断血管壁厚度是否正常的超声波检查仪。解决方案：壁厚计算部分52，其根据通过以下方式获得的回波信号的强度来计算血管壁的厚度。向对象发送超声波或基于回波信号进行的B模式图像的亮度信息，并且计算从壁厚计算部分52获得的不同计算位置中的计算值的比率的比率计算部分53是特色安装。壁厚计算部52可以基于活组织的弹性信息来计算血管壁的厚度。

表示制御部

