

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第5975027号  
(P5975027)

(45) 発行日 平成28年8月23日(2016. 8. 23)

(24) 登録日 平成28年7月29日(2016. 7. 29)

(51) Int.Cl.  
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I  
A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 13 (全 25 頁)

|               |                              |           |                                      |
|---------------|------------------------------|-----------|--------------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2013-520422 (P2013-520422) | (73) 特許権者 | 000001270                            |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年6月7日(2012. 6. 7)        |           | コニカミノルタ株式会社                          |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2012/003723            |           | 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号                    |
| (87) 国際公開番号   | W02012/172756                | (74) 代理人  | 100105050                            |
| (87) 国際公開日    | 平成24年12月20日(2012. 12. 20)    |           | 弁理士 鷲田 公一                            |
| 審査請求日         | 平成26年12月11日(2014. 12. 11)    | (74) 代理人  | 100155620                            |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2011-130873 (P2011-130873) |           | 弁理士 木曾 孝                             |
| (32) 優先日      | 平成23年6月13日(2011. 6. 13)      | (72) 発明者  | 川端 章裕                                |
| (33) 優先権主張国   | 日本国(JP)                      |           | 愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内 |
|               |                              | (72) 発明者  | 右田 学                                 |
|               |                              |           | 愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびそれを用いた超音波計測方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

振動子を有する探触子が接続可能に構成され、被検体の計測対象部位に対して所定の計測処理を行う超音波診断装置であって、

探触子を駆動し、計測対象部位を含む被検体へ超音波を送信する送信処理と、前記探触子によって受信した前記計測対象部位を含む被検体からの反射超音波に基づく受信信号から構成されるフレームを生成する受信信号処理とを、異なる時間で複数回行うことで、複数の前記フレームを生成し、

前記複数のフレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択し、

前記少なくとも2以上の計測対象フレームに含まれる前記計測対象部位からの受信信号の各々に基づき前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出し、

前記計測可能領域を組み合わせることによって、前記計測対象部位に対する前記所定の計測処理を行う制御器を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御器は、

前記複数のフレームの受信信号から前記複数のフレームにそれぞれ対応した複数の断層像を構築し、

前記複数のフレームの断層画像における前記計測対象部位の部分に基づき、前記複数の

フレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択し、

前記計測対象フレームの断層像に含まれる前記計測対象部位からの断層像の各々に基づき、前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出し、

前記計測可能領域における断層像部分を組み合わせることで前記所定の計測処理を行う、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記制御器は、前記計測可能領域における受信信号部分を組み合わせることで前記所定の計測処理を行う、請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記制御器は、組み合わせた前記計測可能領域が、前記計測対象部位の全範囲に対して所定の割合以上を占めた場合、前記計測処理の結果を計測値として確定する、請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記制御器は、前記計測可能領域のうち、同一領域が所定数以上の前記計測対象フレームで重複しており、前記同一領域の組み合わせが、前記計測対象部位の全範囲に対して所定の割合以上を占めた場合、前記計測処理の結果を計測値として確定する、請求項1から3のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記制御器は、前記計測処理の結果を計測値として確定後、前記超音波診断装置を自動的にフリーズ状態に移行させる、請求項1から5のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項7】

前記計測対象部位は血管の一部であって、

前記制御器は、内腔内膜境界及び中膜外膜境界が描出されている領域を計測可能領域として抽出し、前記計測可能領域を前記血管に沿って組み合わせることで、前記血管の内中膜複合体厚を計測する、請求項1から6のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記制御器は、さらに前記被検体の心拍中の心拡張末期を検出し、

検出された前記心拡張末期を含む所定期間内において、異なる時間で取得される複数のフレームを計測対象フレームとして選択する、請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

30

前記制御器は、さらに前記被検体の心拍中の心拡張末期を検出し、

検出された前記心拡張末期を基準としてその前および/または後の所定数の複数のフレームを計測対象フレームとして選択する請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記制御器は、さらに前記被検体の心拍中の心拡張末期を検出し、

異なる時間で検出された複数の心拡張末期のタイミングでそれぞれ得られるフレームのうち、少なくとも2以上のフレームを計測対象フレームとして選択して記憶し、

前記記憶された少なくとも2以上の計測対象フレームから前記計測可能領域を抽出する請求項7に記載の超音波診断装置。

【請求項11】

40

前記制御器は、前記記憶された少なくとも2以上の計測対象フレームのうち、所定の条件に合致した計測対象フレームがあった場合、前記記憶された少なくとも2以上の計測対象フレームを破棄する請求項10に記載の超音波診断装置。

【請求項12】

探触子が発する超音波を用いて、被検体の計測対象部位に対して所定の計測処理を行う超音波計測方法であって、

探触子を駆動し、超音波を送信する送信処理と、前記探触子によって受信した前記計測対象部位を含む被検体からの反射超音波に基づく受信信号から構成されるフレームを生成する受信信号処理とを、異なる時間で複数回行うことで、複数の前記フレームを生成する第一の工程と、

50

前記複数のフレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択する第二の工程と、

前記少なくとも2以上の計測対象フレームに含まれる前記計測対象部位からの受信信号の各々に基づき前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出する第三の工程と、

前記計測可能領域を組み合わせることによって、前記計測対象部位に対応する前記所定の計測処理を行う第四の工程、

とを含む超音波計測方法。

【請求項13】

前記第一の工程は、前記複数のフレームを構成する受信信号から前記複数のフレームに対応した複数の断層像をさらに構築し、

10

前記第二の工程は、前記複数のフレームの断層画像における前記計測対象部位の部分に基づき、前記複数のフレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択し、

前記第三の工程は、前記計測対象フレームの断層像に含まれる前記計測対象部位からの断層像の各々に基づき、前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出し、

前記第四の工程は、前記計測可能領域における断層像部分を組み合わせることによって、前記計測対象部位に対応する断層像の計測処理を行う請求項12に記載の超音波計測方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本願は、超音波診断装置およびそれを用いた超音波計測方法に関する。

【背景技術】

【0002】

動脈硬化の診断において、頸動脈の内中膜複合体厚（*Intima-Media Thickness*、以下IMTと略す。）は、初期の粥状硬化を知る重要な指標である。IMTは、頸動脈の血管壁の内膜と中膜の複合体の厚さのことであり、図16に示す血管内腔23と外膜25との間に見える層（内中膜24）の厚さをいう。

【0003】

IMTは、一般的に超音波診断装置を用い、血管内腔23と内膜との境界（以後、内腔内膜境界26とする。）および中膜と外膜25との境界（以後、中膜外膜境界27とする。）を検出し、2つの境界間の距離を計測することによって求められる。例えば、特許文献1や特許文献2では、このIMTを自動的に計測する超音波診断装置が開示されている。

30

【0004】

これらIMTの計測においては、図16に示すように頸動脈20の長軸方向（血管が伸長した方向）に沿って所定のIMT計測範囲30を設定し、このIMT計測範囲30で計測されるIMTの最大厚（*max IMT*）や平均厚（*mean IMT*）をIMT値とすることが一般である。例えば、非特許文献1では、IMT計測範囲30を頸動脈20のうち総頸動脈（*CCA: Common Carotid Artery*）の遠位側（頭側）の端1cmに設定することが推奨されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2008-168016号公報

【特許文献2】特開2010-022565号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】*Journal of the American Society of Echocardiography* February 2008 (93~111頁)

50

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

従来の超音波診断装置は、血管の状態を計測対象部位として計測しようとする場合、十分に訓練を積んだ熟練者でなければ、正確な計測が困難であるという課題を有していた。

**【0008】**

例えば、IMT計測をする場合には、頸動脈の長軸方向と探触子のプローブ面の長手方向とが一致するように探触子を首筋表面に配置した状態で超音波ビームの送受信を行う。その際、探触子から送信する超音波ビームが、頸動脈の長軸方向に対する垂直断面（以後、短軸断面とする。）における中心近傍（つまり頸動脈の中心軸）を走査するように探触子を配置（以下、このような探触子の配置状態を「探触子が血管の短軸断面の中心近傍を捉えている」という。）することによって、正確なIMTの計測を行うことができる。

10

**【0009】**

しかしながら、頸動脈の位置や形は首筋の皮膚表面からは見えず、また、頸動脈自体も細く、その位置や形は個人ごとに異なる。このため、頸動脈の短軸断面における中心近傍を切断できる位置に探触子を配置することは容易ではない。その結果、正確なIMTの計測を行うことができるのは、十分な訓練を積んだ熟練者に限られ、簡便にIMTの計測を行うことができなかった。

**【0010】**

一方、IMTを正しく測定できる位置に探触子を配置できたとしても、操作者自身が手に探触子を持ってその配置を維持しなければならない、このため、操作者が、探触子を適切な位置で保持しながら、IMTの計測作業を行うのは容易ではない。

20

**【0011】**

本願の、限定的ではない例示的なある実施の形態は、熟練者でなくても正確なIMTの計測を簡便に行うことができる超音波診断装置およびそれを用いた計測方法を提供する。

**【課題を解決するための手段】****【0012】**

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、振動子を有する探触子が接続可能に構成され、被検体の計測対象部位に対して所定の計測処理を行う超音波診断装置であって、探触子を駆動し、計測対象部位を含む被検体へ超音波を送信する送信処理と、前記探触子によって受信した前記計測対象部位を含む被検体からの反射超音波に基づく受信信号から構成されるフレームを生成する受信信号処理とを、異なる時間で複数回行うことで、複数の前記フレームを生成し、前記複数のフレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択し、前記少なくとも2以上の計測対象フレームに含まれる前記計測対象部位からの受信信号の各々に基づき前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出し、前記計測可能領域を組み合わせることによって、前記計測対象部位に対する所定の計測処理を行う制御器を備える。

30

**【0013】**

本発明の一態様に係る超音波計測方法は、探触子が発する超音波を用いて、被検体の計測対象部位に対して所定の計測を行う超音波計測方法であって、探触子を駆動し、超音波を送信する送信処理と、前記探触子によって受信した前記計測対象部位を含む被検体からの反射超音波に基づく受信信号から構成されるフレームを生成する受信信号処理とを、異なる時間で複数回行うことで、複数の前記フレームを生成する第一の工程と、前記複数のフレームから、計測対象となる計測対象フレームを少なくとも2以上選択する第二の工程と、前記少なくとも2以上の計測対象フレームに含まれる前記計測対象部位からの受信信号の各々に基づき前記計測処理の実施が可能な計測可能領域を抽出する第三の工程と、前記計測可能領域を組み合わせることによって、前記計測対象部位に対応する所定の計測処理を行う第四の工程とを含む。

40

**【発明の効果】****【0014】**

50

本願に開示された超音波診断装置によれば、探触子が被検体に対し、計測対象部位の正しい位置からずれて配置されたとしても、そのずれを修正するために探触子を厳密に位置調整する必要がなく、複数の計測対象フレームを組み合わせてることによって、適切な計測処理を行うことが可能となる。

【 0 0 1 5 】

その結果、計測対象部位の状態を正しく計測できる適切な位置に探触子を厳密に配置しなくても、計測対象部位を正しく計測できるため、熟練者でなくても容易に正確な計測が行える。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 6 】

10

【図 1】本発明による超音波診断装置の実施の形態 1 を示すブロック図である。

【図 2】本発明による超音波診断装置の実施の形態 1 の動作を示すフローチャートである。

【図 3】( a ) は頸動脈の長軸断面を示す図であり、( b ) は心臓からの血液の拍出による頸動脈の内径の時間的な変化波形を示す図である。

【図 4】( a ) および( b ) は、被検体に配置された探触子と血管の短軸断面との位置関係を示す図である。

【図 5】I M T 計測時の探触子と頸動脈との位置関係を示す斜視図である。

【図 6】( a ) は、I M T 計測時の探触子と頸動脈との位置関係の一例を示す上面図であり、( b ) は頸動脈の断層像を示す図である。

20

【図 7】( a ) は、I M T 計測時の探触子と頸動脈との位置関係の一例を示す上面図であり( b ) は、頸動脈の断層像を示す図である。

【図 8】( a ) は、I M T 計測時の探触子と頸動脈との位置関係の一例を示す上面図であり( b ) は、頸動脈の断層像を示す図である。

【図 9】心拡張末期の前後の所定の期間に 3 枚のフレームが存在した場合の、各断層像における内腔内膜境界と中膜外膜境界の描出の様子の一例を示す図である。

【図 1 0】心拡張末期の前後の所定の期間に 3 枚のフレームが存在した場合の、各断層像における内腔内膜境界と中膜外膜境界の描出の様子の一例を示す図である。

【図 1 1】本発明による超音波診断装置の実施の形態 2 を示すブロック図である。

【図 1 2】本発明による超音波診断装置の実施の形態 2 の動作を示すフローチャートである。

30

【図 1 3】6 心拍分の心拡張末期のフレームの各断層像における内腔内膜境界と中膜外膜境界の描出の様子の一例を示す図である。

【図 1 4】本発明による超音波診断装置の実施の形態 3 を示すブロック図である。

【図 1 5】本発明による超音波診断装置の実施の形態 4 を示すブロック図である。

【図 1 6】頸動脈の長軸断面と I M T の計測範囲を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 7 】

以下に、本発明の超音波診断装置およびそれを用いた計測方法の実施の形態を図面とともに詳細に説明する。

40

【 0 0 1 8 】

(実施の形態 1 )

図 1 は、本発明による超音波診断装置の実施の形態 1 を示すブロック図である。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 は、制御器 4 0 を備える。この制御器 4 0 は、超音波送受信処理部 2、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4、計測対象フレーム選択部 5、計測可能領域抽出部 6、計測処理部 7、制御部 8 および画像合成部 9 を含む。本実施の形態では、超音波診断装置 1 0 0 は探触子 1 を備えておらず、汎用の探触子 1 が接続可能である。ただし、超音波診断装置 1 0 0 は探触子 1 を備えていてもよい。

【 0 0 2 0 】

50

超音波送受信処理部 2、計測対象フレーム選択部 5、制御部 8、画像合成部 9 は、例えば、種々の電子部品等を用いた公知のハードウェアによって実現される。また、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4、計測可能領域抽出部 6、計測処理部 7 はソフトウェアによって構成してもよいし、ハードウェアによって構成してもよい。ソフトウェアによりこれらを構成する場合には、超音波送受信処理部 2 によって生成される受信信号はデジタル信号であってもよい。制御部 8 は、例えば、マイコンなどの演算器とソフトウェア等によって構成される。

#### 【 0 0 2 1 】

探触子 1 は、超音波振動子を有し、超音波振動子を通じて超音波を、計測対象部位を含む被検体に対して送信するとともに、その反射超音波を受信して電気信号に変換する。なお、実施の形態 1 では、I M T を計測対象として説明を行うため、ここでいう計測対象部位とは、図 1 6 に示した I M T 計測範囲 3 0 のことを指す。

10

#### 【 0 0 2 2 】

超音波送受信処理部 2 は、探触子 1 が脱着可能に構成されている。探触子 1 の超音波振動子に所定のタイミングで駆動パルスを供給し、探触子が超音波を送信するように駆動する送信処理を行う。また、反射超音波を受信して変換された電気信号を探触子 1 から受け取り、その電気信号の増幅、検波などの、超音波の断層像の構築などに必要な受信処理を行うことで受信信号を生成する。超音波送受信処理部 2 は、送信処理を繰り返し連続して行い、逐次受信信号を生成し、生成した受信信号から複数のフレームを生成する。なお、ここでいうフレームとは、1 枚の断層像を構築する上で必要な一つのまとまりの受信信号、あるいは、この一つのまとまりの受信信号に基づき構築された 1 枚の断層像のことを指す。

20

#### 【 0 0 2 3 】

断層像処理部 3 は、超音波送受信処理部 2 で生成した受信信号を受け取り、受信信号の座標変換などを行って、超音波画像の二次元画像である断層像をフレームごとに逐次構築する。例えば、図 1 6 に示すような断層画像を逐次構築する。図 1 6 に示すように、超音波ビームを x 方向に走査することによって、超音波ビームの進路である音響線（破線で示す）ごとに反射超音波に基づく受信信号が得られ、1 フレーム分の断層画像が構成される。

#### 【 0 0 2 4 】

30

心拡張末期検出部 4 は、超音波送受信処理部 2 で生成した受信信号から、心拡張末期のタイミングを検出する。具体的には、まず超音波送受信処理部 2 で生成した受信信号を処理し、計測対象である血管の拍動情報を抽出する。なお、ここでいう血管の拍動情報とは、例えば、血管の内径変化が挙げられる。また、心拡張末期のタイミングとは、心臓の拡張期の最後のタイミング、すなわち、心臓の収縮が始まる直前のタイミングをいう。

#### 【 0 0 2 5 】

計測対象フレーム選択部 5 は、断層像処理部 3 で生成した複数のフレームの断層像のうち、I M T 計測の対象となる少なくとも 2 つ以上の計測対象フレームを選択する。実施の形態 1 においては、心拡張末期検出部 4 で検出された心拡張末期を含み、その前後の所定期間内に含まれる複数のフレームを計測対象フレームとして選択する。

40

#### 【 0 0 2 6 】

計測可能領域抽出部 6 は、各々の計測対象フレームにおける計測対象部位のうち、十分に計測処理が可能な領域を計測対象フレームごとに抽出する。

#### 【 0 0 2 7 】

計測処理部 7 は、計測可能領域抽出部 6 で抽出された計測処理が可能な領域を対象に、所定の計測処理を行う。I M T 計測の場合は、まず、I M T 計測範囲 3 0 において、計測対象となる頸動脈 2 0 の内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 との 2 種の血管境界を検出し、検出した内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 との間の距離を I M T 値として算出することで計測処理を行う。I M T 値は、I M T 計測範囲 3 0 における内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 との距離の最大値である  $\max I M T$ 、あるいは、平均値である  $mea$

50

n I M Tであってもよく、他の算術結果や統計処理に基づく I M Tであってもよい。

【 0 0 2 8 】

制御部 8 は、各ブロックを制御するとともに、計測処理部 7 の計測結果を I M T 計測値として確定する。また、操作者が I M T 計測値の結果を確定した断層像を後述する表示器 1 0 で確認できるように、I M T 計測値として確定した際に自動的にフリーズ状態に移行するように制御することも可能である。なお、ここでいうフリーズ状態とは、超音波診断装置の分野では一般的に超音波の送受信を停止し、画像表示を静止させた状態のことを指す。本実施の形態では、超音波の送受信を停止して画像表示を静止させた状態に加え、送受信の停止と画像表示の静止のいずれか一方だけを行った状態も意味する。

【 0 0 2 9 】

画像合成部 9 は、表示器 1 0 が接続可能に構成されており、断層像処理部 3 で生成した断層像と計測処理部 7 の計測結果とを、接続された表示器 1 0 に表示できるように合成する。

【 0 0 3 0 】

表示器 1 0 は、画像合成部 9 に接続され、その画像信号を表示するモニタである。

【 0 0 3 1 】

次に、実施の形態 1 に示す超音波診断装置 1 0 0 の動作について、I M T 計測を例に説明する。図 2 に示すフローチャートは、実施の形態 1 の超音波診断装置 1 0 0 の典型的な動作を表している。

【 0 0 3 2 】

ステップ S 1 0 1 において、超音波送受信処理部 2 は、超音波信号の送信制御、受信制御を行い、探触子 1 を駆動することにより超音波を送信する。また、被検体である頸動脈から反射して探触子 1 で受信した反射超音波を、一般的な超音波診断装置同様に信号処理を行って受信信号を生成し、生成した受信信号から 1 フレーム分の受信信号を構成する。フレームが構成された受信信号は、断層像処理部 3 および心拡張末期検出部 4 に送られる。この操作は異なる時間で複数回行われる。つまり逐次、1 フレーム分の受信信号が構成される。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 1 0 2 において、超音波送受信処理部 2 から送られてきた受信信号は、断層像処理部 3 によって処理され、異なる時間ごとのフレームに対応した断層像が複数構築される。

【 0 0 3 4 】

そして、ステップ S 1 0 3 において、心拡張末期検出部 4 は、超音波送受信処理部 2 から送られてきた受信信号を解析し、血管の拍動情報を抽出し、心拡張末期のタイミングを検出する。検出したタイミングが心拡張末期ではなかった場合は、再度、ステップ S 1 0 1 に戻って超音波の送受信処理を継続する。検出したタイミングが心拡張末期であった場合は、次のステップ（ステップ S 1 0 4 ）に進む。

【 0 0 3 5 】

なお、この心拡張末期は、例えば、日本国特許第 4 1 8 9 4 0 5 号に記載された技術を用いて検出することができる。図 3 ( a ) および ( b ) を参照しながらこの心拡張末期を検出する技術を具体的に説明する。

【 0 0 3 6 】

図 3 ( a ) は血管の長軸に沿った断面を模式的に示し、( b ) は図 3 ( a ) に示すように、血管の前壁 2 1 の計測点 A と後壁 2 2 の計測点 B との間の距離の変化である血管の内径変化波形を示している。血管は、その内部を流れる血液の量や流速に対応して収縮する。心臓の収縮期には血流速度が速くなり血圧が高くなるので、この収縮期における血管の内径（上述の計測点 A と計測点 B との間の距離）は大きくなるとともに、血管壁の厚さは小さくなる。一方、心臓の拡張期には血流速度が遅くなり血圧が低くなるので、拡張期における血管の内径は小さくなり、血管壁の厚さは大きくなる。すなわち、血管壁の厚さは心拍に同期して変化するため、I M T 値も計測するタイミングによって変化する。したが

10

20

30

40

50

って、血管の内壁は、心臓からの血液の拍出によって時間的に変化し、図3(b)に示すような脈波状の波形が観測される。

【0037】

具体的に、非特許文献1に記載の心拡張末期を取得するために通常使用されるECGのR波トリガタイミング(図3(b)の下の波形のピーク部分)を基準に説明する。図3(b)に示すように、心臓からの血液の拍出によって血管の内壁厚さは変化する。ECGのR波トリガタイミング直後、血管の内径は一旦小さくなり、その後、急激に大きくなり、徐々にもとの径に戻っていく。この内径が急激に大きくなる前の、内径が最も小さくなるのが心拡張末期である。なお、ECGのR波トリガタイミングは、心臓における心拡張末期であるとみなされるが、心臓の拍動が頸動脈に伝わるまでには時差が生じることから、頸動脈における心拡張末期は、心臓における心拡張末期に対してズレが生じる。したがって、本実施の形態では、上述のとおり、血管の内径が急激に大きくなる前の、内径が最も小さくなるときのタイミングを心拡張末期と定義している。IMT値は、血管壁の厚さが最大になったときに計測するが推奨されているため、IMT計測をすべき理想的なタイミングは、心拡張末期となる。

【0038】

以上のことから、図3(a)に示すように、対象となる血管の前壁21と後壁22とに計測点AおよびBを設定し、受信信号の振幅や位相を解析することで、計測点AおよびBの動きを追跡する。動脈は心拍によって収縮拡張を繰り返していることから、計測点AおよびBの間の距離は、図3(b)に示す周期的な動きをするので、これを血管の内径変化波形として検出する。そして、内径変化波形から内径が急激に大きくなるタイミングを検出し、この一定時間前のタイミングを心拡張末期とすることができる。

【0039】

なお、実施の形態1においては、簡便にIMT計測の最適なタイミングを検出するため、受信信号を用いた心拡張末期の検出する構成を示した。しかし、通常のECGを用いて心拡張末期を検出する構成であってもよい。この場合、図1における超音波送受信処理部2から心拡張末期検出部4へ信号を送出する必要はなく、心拡張末期検出部4にはECGが接続される。

【0040】

ステップS103において心拡張末期検出部4が心拡張末期のタイミングを検出した場合、ステップS104において、計測対象フレーム選択部5は、心拡張末期検出部4で検出された心拡張末期のタイミングに基づき、心拡張末期を含み、その前後の所定期間内の複数フレームを、IMT計測に用いる計測対象フレームとして選択する。

【0041】

なお、血管壁の厚さが最大になったときにIMT計測することが推奨されていると上述したが、心拡張末期の前後、特に心拡張末期の前(目安としては100ミリ秒程度だが、これに限定されるものではない。)の期間は血管の収縮が比較的緩やかであるため、IMT値もほとんど変化しない。したがって、この期間のフレームは、厳密には心拡張末期のタイミングで取得されていないが、実用上、十分にIMT計測に使用することができる。また、心拡張末期の前後の期間により計測対象フレームを選択するのではなく、心拡張末期の前後の所定の複数のフレームを、計測対象フレームとして選択してもよい。すなわち、例えば、フレームレートが毎秒30フレームであれば、心拡張末期の前の3フレームを選択するようにすれば、上述の心拡張末期の前の100ミリ秒の間のフレームが選択されることになる。このため、心拡張末期の前の所定数のフレームを選択することと、心拡張末期の前後の期間を決定し、決定した期間に取得されるフレームを選択することとは本質的には差異はない。

【0042】

さらに、検出した心拡張末期より前のフレームを計測対象フレームとするには、必要なフレーム数分だけ断層像をメモリなどにバッファリングしておき、心拡張末期が検出された時点でバッファリングされた断層像を選択するように構成すればよい(図1では、断層

10

20

30

40

50

像のバッファリング手段は、省略している。 )。

【 0 0 4 3 】

I M T 値の正確な計測のためには、血管の内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 とが受信信号上に明瞭に描出されていることが好ましい。このために、ステップ S 1 0 5 において、計測可能領域抽出部 6 は、計測対象フレームから、計測対象部位のうち、計測に使用することができる領域を抽出する。血管壁の厚さを正しく計測するためには、探触子 1 が血管の短軸断面の中心近傍を捉えていることが好ましい。したがって、計測可能領域抽出部 6 は、各々の計測対象フレームの計測対象部位のうち、血管の中心近傍を超音波ビームが通ることによって撮影されている領域を抽出する。以下により具体的な説明を行う。

【 0 0 4 4 】

図 4 ( a ) および ( b ) は、被検体に配置された探触子と血管の短軸断面との位置関係を示す図である。

【 0 0 4 5 】

超音波は組織境界など音響インピーダンスに差異がある境界で反射し、超音波が境界面に垂直にあたるほど強く反射し、明瞭なエコー信号が得られる。したがって、図 4 ( a ) に示すように探触子 1 が血管の中心近傍を捉えるように探触子 1 が被検体に当てられているとき ( すなわち、波線部で示す超音波の進路が血管の中心近傍を通るとき )、超音波は血管の内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 に垂直にあたり、両境界で強く明瞭な反射 ( エコー信号 ) が得られる。一方、図 4 ( b ) に示すように超音波の進路が血管の中心近傍を通らない場合は、超音波が血管の両境界に垂直にあたらないため、弱く不明瞭な反射 ( エコー信号 ) しか得られない。そのため、内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が、ぼやけて分離されずに描出されたり、内腔内膜境界が描出されたりする。

【 0 0 4 6 】

したがって、計測対象フレームの計測対象部位のうち、血管の中心近傍を超音波ビームが通ることによって撮影された領域では明瞭なエコー信号が得られ、中心近傍を通らないで撮影された領域では不明瞭なエコー信号が得られる。そのため、不明瞭なエコー信号が得られた領域は計測に使用せず、明瞭なエコー信号が得られた領域を計測に使用することができる領域として抽出する。この処理は、それぞれの計測対象フレームにおいて行われる。

【 0 0 4 7 】

より具体的には、計測可能領域抽出部 6 は、まず、断層像の輝度情報などを基に血管の内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 との 2 種の血管境界を仮検出する。次に、断層像において、図 1 6 に示すように、検出された内腔内膜境界 2 6 位置の音響線上において、血管内腔 2 3 側から内中膜 2 4 側にかけて輝度の立ち上がりが存在するか、検出された中膜外膜境界 2 7 位置の音響線において、内中膜 2 4 側から外膜側にかけて輝度の立ち上がりが存在するか、および、検出された内腔内膜境界 2 6 位置および中膜外膜境界 2 7 位置の間の音響線上において輝度の落ち込みがあるかなどを評価する。これにより、血管境界の位置で断層像に内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が明瞭に描出されているか否かを判定する。計測可能領域抽出部 6 は、この結果に基づき、計測可能領域を決定し、抽出する。

【 0 0 4 8 】

なお、上述の 2 種の境界が明瞭に描出される血管の短軸断面の中心近傍とは、例えば、血管断面の中心から図 4 ( a ) に示す音響線までの距離が 0 . 5 m m 程度以内をいう。ただし、この値は、被検体や、超音波診断装置の計測精度、計測条件などにも依存するため、厳密に限定されるものではない。

【 0 0 4 9 】

さらに具体的な説明を、I M T 計測を例に説明する。

【 0 0 5 0 】

I M T 計測をする場合、I M T 計測範囲 3 0 として 1 c m が推奨されるなど、所定の長さを使って計測されることが一般的である。したがって、図 5 に示すように 1 c m の I M

10

20

30

40

50

T計測範囲30で探触子1が血管の中心近傍を捉えられるように、探触子1を頸動脈20の長軸断面（血管の短軸方向に対する垂直断面）に合わせるように配置する。具体的には、プローブ面の長手方向と頸動脈20の長軸方向とが平行となり、スキャンする超音波ビームによって構成されるスキャン面が頸動脈20の中心軸を含むように探触子1を被検体に対して配置する。

#### 【0051】

図6(a)に示すように頸動脈20の短軸断面の中心近傍31を捉えるように探触子1が頸動脈20の長軸方向に沿って配置された場合、IMT計測範囲30の全範囲において探触子1が頸動脈20の中心近傍31を捉える。これは理想的な状態であるといえる。この場合、断層像には図6(b)に示すようにIMT計測範囲30の全範囲において内腔内

10

#### 【0052】

しかしながら、頸動脈20の中心近傍31の範囲に対してIMT計測範囲30は長いため、図6(a)の示す位置に探触子1を配置するには、十分に訓練を積んだ熟練者でなければ困難である。したがって、通常の操作者が探触子1を配置した場合、例えば、図7(a)および図8(a)のようになる。

#### 【0053】

図7(a)は、頸動脈20の長軸方向に対して探触子1が斜めに配置され、IMTの計測範囲30の中央部でのみ探触子1が血管の中心近傍31を捉えた状態を示している。この場合、断層像にはIMT計測範囲30の中央部でのみ内腔内

20

#### 【0054】

図8(a)も図7(a)と同様に頸動脈20の長軸方向に配置された探触子1が頸動脈20の長軸方向に対して斜めに配置され、IMTの計測範囲30の右端部でのみ、探触子1が頸動脈20の中心近傍31を捉えた状態を示している。この場合、図8(b)に示すように、左端部で内腔内

30

#### 【0055】

以上のようにそれぞれの計測対象フレームに対して計測可能領域を抽出した後、ステップS106に進み、計測処理部7においてIMTの計測処理を行う。

40

#### 【0056】

計測処理部7は、まず、それぞれの計測対象フレームのIMT計測範囲30において、断層像の輝度情報などを基に血管の内腔内

#### 【0057】

50

計測処理部 7 は、各計測対象フレームにおいて I M T 値を算出した後、それぞれの計測対象フレームにおける計測可能領域を組み合わせ、最終的な I M T 値を決定する。この手順を以下に具体的に説明する。

【 0 0 5 8 】

図 9 は、心拡張末期前後の所定の期間内に取得された 3 つの計測対象フレームにおける、断層像上の内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 の検出結果を示している。図 9 に示す「セグメント番号」は、I M T 計測範囲 3 0 において、計測可能領域抽出部 6 が計測可能領域かどうかを判定する基準単位（長さ）であるセグメントの位置あるいは順番として定義される。例えば、I M T 計測範囲 3 0 の長さが 1 c m であり、I M T 計測範囲 3 0 が 2 0 のセグメントに分割されている場合、各セグメントの長さは、0 . 5 m m である。セグメントの長さは、用いる探触子 1 の分解能や求められる I M T 測定の精度に応じて決定することができる。

10

【 0 0 5 9 】

図 9 において、内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が実線で描画されたセグメントは、これらの境界が明瞭に描出されているセグメントであることを表し、計測可能領域抽出部 6 において、計測可能領域として抽出された領域である。一方、内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が破線で描画されたセグメントは、これらの境界が不明瞭なセグメントであることを表し、描画されていないセグメントは、これらの境界が検出できなかったセグメントを表す。これらのセグメントは、計測可能領域抽出部 6 において、計測可能領域として抽出されなかった領域である。図 9 に示すように、所定の位置に探触子 1 を配置して異なる時間で複数のフレームを取得しても、計測可能領域となったり非計測可能領域となったりする理由は、頸動脈を含む体内組織の動きや、操作者が探触子 1 を固定したとしても実際には微妙なブレが生じていたりするからである。

20

【 0 0 6 0 】

図 9 に示すように、セグメント 1 ~ 6 については、計測対象フレーム 3 においてのみ内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が明瞭に描出されている。このため、これらのセグメントの範囲は、計測対象フレーム 3 の断層像から I M T 値を計測する。

【 0 0 6 1 】

セグメント 7 および 8 については、計測対象フレーム 2 および 3 の両方で内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が明瞭に描出されている。このためこれらのセグメントでは、計測対象フレーム 2 および 3 の断層像から I M T 値を計測する。2 つのフレームを組み合わせるには、両フレームのそれぞれで内腔内膜境界および中膜外膜境界の検出 I M T 値の算出とを行い、セグメントごとに I M T 値の平均を求めればよい。あるいは、セグメントごとに内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 がより明瞭に描出されているフレームを決定し、決定したフレームを用いて、内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 の検出と I M T 値の算出とを行うようにしてもよい。

30

【 0 0 6 2 】

残りのセグメントについても同様に処理が行われる。具体的には、セグメント 9 ~ 1 4 については、計測対象フレーム 2 の断層像から I M T 値を算出する。セグメント 1 5 については、計測対象フレーム 1 および 2 の断層像から I M T 値を算出する。セグメント 1 6 ~ 2 0 については、計測対象フレーム 1 の断層像から I M T 値を算出する。

40

【 0 0 6 3 】

このように計測対象フレーム 1 ~ 3 の 3 枚のフレームを組み合わせると I M T 値を計測することにより、計測対象フレーム 1 ~ 3 のいずれも I M T 計測範囲 3 0 の一部しか計測可能領域がないにも関わらず、実質的には I M T 計測範囲 3 0 の全範囲で I M T 値を計測することが可能となる。セグメントごとに I M T 値が計測を、すべてのセグメントにおける最大値を決定すれば、max I M T が求められる。また、すべてのセグメントの平均値を求めることにより、mean I M T が求められる。

【 0 0 6 4 】

なお、図 9 では、計測可能領域抽出部 6 がそれぞれの計測対象フレームにおいて抽出し

50

た計測可能領域を組み合わせることにより、計測処理部 7 が、全範囲の I M T 計測範囲 3 0 での I M T 値を計測する例を示した。しかしながら、それぞれの計測対象フレームで抽出された計測可能領域を組み合わせたとしても全範囲の I M T 計測範囲 3 0 での I M T 値を計測することができない場合がある。この場合は、I M T 計測範囲 3 0 の抽出された計測可能領域だけを用いて、部分的に I M T 計測をすればよい。このとき計測可能領域が広い、すなわち計測可能なセグメントが多いほど、計測される m a x I M T や m e a n I M T の正確性が向上する。

【 0 0 6 5 】

図 7 や図 8 に示すように、探触子 1 が頸動脈 2 0 の血管の中心近傍 3 1 からずれている場合は、本来、I M T 計測範囲 3 0 の十分な範囲で I M T を計測することができない。よって、そのずれを修正すべく探触子 1 の位置調整が必要となるが、頸動脈 2 0 のように計測対象が細い場合、図 6 に示すように、探触子 1 が血管の中心近傍 3 1 を捉えた状態になるように探触子 1 の位置を調整するには非常に細かな探触子 1 の移動が必要であり、熟練者でなければ難しい作業である。また、図 6 のような状態にできたとしても、その状態で探触子 1 を保持するのも困難な作業である。

10

【 0 0 6 6 】

しかし、本発明によれば、探触子 1 を適切に保持できず、探触子 1 が血管の中心近傍 3 1 を捉えている領域（セグメント）が変化したとしても、複数の計測対象フレームを組み合わせることによって計測可能領域が I M T 計測範囲 3 0 の十分な割合を占める場合には、適切に I M T 値を計測することができる。よって、熟練者でなくとも I M T 値を容易に計測することが可能となる。

20

【 0 0 6 7 】

ここで、I M T 計測範囲 3 0 のうちの所定の範囲以上で I M T 値が計測できたら、ここから求められる m a x I M T や m e a n I M T が十分な正確性があると考えて、I M T 計測値を確定し、計測を完了するように制御することもできる。以下、この制御について図 2 を参照して詳しく説明する。

【 0 0 6 8 】

上述したようにステップ S 1 0 6 において、I M T 計測範囲 3 0 の各セグメントにおいて、I M T 値を測定したのち、ステップ S 1 0 7 において、制御部 8 が、計測処理部 7 の I M T 計測処理で使われたそれぞれの計測対象フレームの計測可能領域の合計が、I M T 計測範囲 3 0 のうち、所定の割合を占めるか否かを判定する。この際、所定の割合を満たされなかった場合は、ステップ S 1 0 1 に戻って計測を継続する。一方、計測可能領域の合計が所定の割合以上である場合、ステップ S 1 0 8 に進み、制御部 8 が I M T 計測値を確定する。また、その際に、装置を自動的にフリーズ状態に移行させることで、操作者が I M T 計測値の結果が確定した断層像を表示器 1 0 上で確認することができる。

30

【 0 0 6 9 】

I M T 計測値を確定するために必要な計測可能領域の合計の割合は、1 0 0 % としてもよいし（I M T 計測範囲 3 0 の全領域（例えば 1 c m ）、1 より小さい一定の割合であってもよい。この割合を大きくすれば I M T 値の正確性が向上し、割合を小さくすれば適切な位置から多少ずれていても I M T 計測が可能となるため、操作性が向上する。例えば、割合を、I M T 計測範囲 3 0 の 7 5 % とすれば、計測可能領域が合わせて 7 . 5 m m 以上であれば、I M T 計測値が確定される。上述の 1 c m 幅の I M T 計測範囲 3 0 を 0 . 5 m m ずつの 2 0 個のセグメントに分割する例では、計測可能なセグメントが 1 5 個以上あれば、I M T 計測値が確定されることになる。

40

【 0 0 7 0 】

また、より正確性を向上させるために、同一領域における計測可能領域が、所定数以上の計測対象フレームで重複し、その重複した計測可能領域の割合が、I M T 計測範囲 3 0 のうち、所定の値以上であれば、I M T 計測値を確定し、計測を完了するように制御することも可能である。

【 0 0 7 1 】

50

具体的に図 10 を用いて説明する。図 10 におけるセグメントや、実線や点線の意味するところは、図 9 と同じである。ここでは、I M T 計測範囲 30 の 75 % 以上 ( 15 個以上のセグメント ) において、2 以上の計測対象フレームで I M T 計測可能な場合、I M T 計測値を確定し、計測を完了するものとして説明する。

【 0 0 7 2 】

図 10 に示すように、セグメント 1 および 2 では計測対象フレーム 3 の 1 フレームのみで I M T 計測可能、セグメント 3 ~ 7 では計測対象フレーム 2 および 3 の 2 フレームで I M T 計測可能、セグメント 8 および 9 では計測対象フレーム 1 ~ 3 の 3 フレーム全てで I M T 計測可能、セグメント 10 ~ 18 では計測対象フレーム 1 および 2 の 2 フレームで I M T 計測可能、セグメント 19 および 20 では計測対象フレーム 1 の 1 フレームのみで I M T 計測可能である。結局、2 以上の計測対象フレームで I M T 計測可能なのは、セグメント 3 ~ 18 の 16 個のセグメントであり、これは I M T 計測範囲 30 の 75 % 以上 ( 15 個以上のセグメント ) である。このため、制御部 8 は I M T 計測値を確定し、計測を完了する。

【 0 0 7 3 】

一方、仮に同じ条件 ( I M T 計測範囲 30 の 75 % 以上で、2 以上の計測対象フレームにおける I M T 計測が可能なときに、I M T 計測値を確定し計測を完了 ) を図 9 の例に用いる場合、セグメント 7、8 および 15 の 3 個のセグメントにおいてのみ、2 以上の計測対象フレームで I M T の計測が可能である。したがって、図 9 に示す結果が得られた場合には、I M T 計測値を完了せずにステップ S 101 に戻って計測を継続する。

【 0 0 7 4 】

このような手順によって I M T 計測を行う場合、計測対象フレームのうち一つのフレームで I M T 計測可能であれば I M T 計測値を確定する場合と比べて、より正確な計測値を得ることができる。なお、図 2 には図示していないが、画像合成部 9 で、計測処理部 7 で計測された I M T 計測値と断層像処理部 3 で構築された断層像とを合成して、表示器 10 に出力することによって、診断画像と計測結果を操作者が確認できる。

【 0 0 7 5 】

本実施の形態では、頸動脈の I M T 計測を例に本発明を説明した。しかし、本発明はこれに限らず、その他の計測にも適用可能である。例えば、大腿動脈における I M T 計測にも応用可能である。また、腹部大動脈の血管径の計測において、血管の前壁と後壁が明瞭に描出されている領域を計測可能領域として本実施の形態を用いてもよい。さらに、胎児計測などの場合も、例えば大腿骨などの計測部位が明瞭に描出されている領域を計測可能領域として本実施の形態を用いてもよい。

【 0 0 7 6 】

( 実施の形態 2 )

図 11 は、本発明の超音波診断装置の実施の形態 2 を示すブロック図である。実施の形態 1 と同じ機能を有するブロックには同じ番号を付与し、説明を省略する。また、頸動脈の I M T 計測を例として本実施の形態を説明する。

【 0 0 7 7 】

超音波診断装置 101 は、制御器 41 を備える。この制御器 41 は、超音波送受信処理部 2、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4、計測対象フレーム選択部 50、フレーム記録部 11、計測可能領域抽出部 6、計測処理部 7、制御部 80 および画像合成部 9 を含む。

【 0 0 7 8 】

計測対象フレーム選択部 50 は、実施の形態 1 の計測対象フレーム選択部 5 と同様に、断層像処理部 3 で生成した複数フレームの断層像のうち、I M T 計測の対象となる複数の計測対象フレームを選択する。ただし、実施の形態 1 の計測対象フレーム選択部 5 は、心拡張末期検出部 4 で検出された心拡張末期の前後の所定期間内に含まれる複数のフレームを計測対象フレームとして選択した。これに対し、本実施の形態の計測対象フレーム選択部 50 は、心拡張末期検出部 4 で一心周期中に検出されたそれぞれの心拡張末期のタイミ

ングで得られるフレームを計測対象フレームとして選択する。

【 0 0 7 9 】

フレーム記録部 11 は、計測対象フレーム選択部 50 で選択された心拡張末期のフレームの断層像を記録するとともに、記録済みの複数の断層像を読み出して、計測対象フレームとして計測可能領域抽出部 6 に受け渡す。

【 0 0 8 0 】

制御部 80 は、実施の形態 1 の制御部 8 と同様、各ブロックを制御するとともに、計測処理部 7 の計測結果を I M T 計測値として確定する。また、操作者が I M T 計測値の結果を確定した断層像を表示器 10 で確認できるように、I M T 計測値として確定した際に自動的にフリーズ状態に移行するように制御することも可能である。実施の形態 1 の制御部 8 と異なる点は、所定の条件に合致した場合に、フレーム記録部 11 に記録されたフレーム（断層像）を破棄する制御を行う。

10

【 0 0 8 1 】

次に、実施の形態 2 に示す超音波診断装置 101 の動作について、I M T 計測を例に説明する。図 12 に示すフローチャートは、実施の形態 2 の超音波診断装置 101 の典型的な動作を表している。

【 0 0 8 2 】

探触子 1、超音波送受信処理部 2、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4 の動作は、実施の形態 1 と同様であり、図 12 に示すステップ S 201、ステップ S 202、ステップ S 203 は、それぞれ図 2 のステップ S 101、ステップ S 102、ステップ S 103 に

20

【 0 0 8 3 】

ステップ S 203 は、ステップ S 103 と同様、心拡張末期検出部 4 が検出したタイミングが心拡張末期ではなかった場合は、ステップ S 201 に戻って超音波の送受信処理を継続する。一方、心拡張末期検出部 4 の検出したタイミングが心拡張末期であった場合は、次のステップ S 204 に進む。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 204 において、計測対象フレーム選択部 50 が、心拡張末期検出部 4 によって検出された各心周期における心拡張末期のタイミングに基づき、心拡張末期のタイミングに対応するフレームの断層像が、I M T 計測に用いる計測対象フレームとして選択

30

【 0 0 8 5 】

次いで、ステップ S 209 において、フレーム記録部 11 が、計測対象フレーム選択部 50 で選択された心拡張末期のフレームの断層像を記録する。そして、フレーム記録部 11 に記録済みの所定の心拍数分の心拡張末期のフレーム（例えば、所定の心拍数が 3 心拍である場合は 3 フレーム）の断層像を読み出して、計測対象フレームとして計測可能領域抽出部 6 に出力する。

【 0 0 8 6 】

ここで、フレーム記録部 11 に記録済みのフレーム数が、上記の所定のフレーム数（例えば、3 フレーム）に満たない場合は、記録済みのフレームだけで計測対象フレームとし

40

【 0 0 8 7 】

計測可能領域抽出部 6 および計測処理部 7 の動作は、実施の形態 1 と同様であり、ステップ S 205、S 206 では、それぞれ実施の形態 1 のステップ S 105、S 106 と同様に処理する。ただし、計測対象フレームは、フレーム記録部 11 から読み出された複数心拍分の心拡張末期のフレームとなる。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 207 において、制御部 80 が、実施の形態 1 のステップ S 107 の制御部 8 と同様に処理して、計測処理部 7 の I M T 計測処理で使われた計測対象フレームの計測

50

可能領域の合計が、I M T計測範囲30のうちの所定の領域以上を占めるかどうかを判定する。この条件が満たされた場合は、実施の形態1のステップS108の制御部8と同様に、ステップS208で制御部80がI M T計測値を確定させる。また、このとき装置を自動的にフリーズ状態に移行させるように制御することができることも同様である。

【0089】

ステップS207で所定の条件が満たされなかった場合は、ステップS210において、制御部80は、フレーム記録部11に記録されたフレーム（断層像）を破棄するか否かを判定する。この判定条件としては、例えば、以下のような条件が考えられる。

【0090】

第1に、最新の心拍の計測対象フレームに計測可能領域がまったく存在しないとき、フレーム記録部11に記録されたフレームを破棄するようにできる。計測可能領域がまったく存在しないということは、そこで血管の中心近傍31から探触子1の位置が完全にずれたということであり、計測が途切れたと考えることができる。よって、それ以前のフレームは、以降の計測に使わないように破棄する。

10

【0091】

第2に、操作者によって所定の操作がなされ、その操作イベントを制御部80が受け付けたときに、フレーム記録部11に記録されたフレームを破棄するようにできる（操作部および操作部から制御部80へのパスは図11では省略）。所定の操作としては、計測領域の変更や、超音波送受信処理部2における超音波の送受信に関するパラメータ（例えば、走査線密度、並列受信の有無または並列受信数、送信周波数、送信パワー、送信間隔）の変更、断層像処理部3における断層像構築に関するパラメータ（ゲイン、ダイナミックレンジ、フィルタ処理の有無または特性）の変更などがある。これらの変更があった場合はそれ以前と計測条件が変わったということなので、それ以前のフレームは、以降の計測に使わないように破棄する。

20

【0092】

第3に、探触子1が操作者によって大きく動かされたことを検知したら、フレーム記録部11に記録されたフレームを破棄するようにできる（探触子1の移動の検知部および検知部から制御部80へのパスは図11では省略）。探触子1の移動を検知する手段としては、断層像の変化から判定する方法や、探触子1に角度センサなどのセンサを設ける方法などがある。探触子1が大きく動いたということは、それ以前と計測部位が異なるということなので、それ以前のフレームは、以降の計測に使わないように破棄する。

30

【0093】

以上のような条件に合致する場合には、ステップS211で、フレーム記録部11に記録済みのフレームを破棄する。そして、ステップS210で条件に合致する場合、しない場合ともに、ステップS201に戻って計測を継続する。

【0094】

図13を用いて上述の手順をより具体的に説明する。図13は、計測対象フレームとして選択された6心拍分の心拡張末期のフレーム（心拡張末期フレーム1～6）の、各断層像における内腔内膜境界と中膜外膜境界の描出結果の一例を示している。ここでは、説明を容易にするため、心拡張末期フレーム1より前のフレームは考慮しないこととする。図13におけるセグメントや、実線や点線の意味するところは、実施の形態1における図9と同じである。ステップS207における判定条件は、計測対象フレームのうちいずれかのフレームで、I M T計測範囲30の全範囲（20個すべてのセグメント）でI M T計測可能なときにI M T計測値を確定し、計測を完了するものとする。

40

【0095】

まず、最初の心拍の心拡張末期では、計測対象フレーム選択部50が心拡張末期フレーム1を選択し、フレーム記録部11にそのフレームのデータが記録される。そして、フレーム記録部11から心拡張末期フレーム1が読み出されて、計測可能領域抽出部6に出力される。計測可能領域抽出部6は、セグメント10～20を計測可能領域として抽出し、計測処理部7は抽出された計測可能領域のセグメントを用いてI M Tを計測する。次いで

50

、制御部 80 は、計測可能領域が所定の割合以上かどうか判定する。心拡張末期フレーム 1 だけでは 11 個のセグメントでのみ I M T 計測可能であるため、まだ I M T 計測値は確定されない。

【 0 0 9 6 】

次に、2 心拍目の心拡張末期では、計測対象フレーム選択部 50 が心拡張末期フレーム 2 を選択し、フレーム記録部 11 にそのフレームのデータが記録される。そして、フレーム記録部 11 から心拡張末期フレーム 1 および 2 が読み出されて、計測可能領域抽出部 6 に出力される。最初の心拍と同様に、計測可能領域抽出部 6 および計測処理部 7 は上述した動作を実行し、制御部 80 は、計測可能領域が所定の割合以上かどうか判定する。心拡張末期フレーム 1 および 2 を組み合わせてもセグメント 8 ~ 20 の 13 個のセグメントでのみ I M T 計測可能なので、まだ I M T 計測値は確定されない。

10

【 0 0 9 7 】

3 心拍目の心拡張末期でも同様に、計測対象フレーム選択部 50 が心拡張末期フレーム 3 を選択し、フレーム記録部 11 にフレームデータが記録される。そして、フレーム記録部 11 から心拡張末期フレーム 1 ~ 3 が読み出される。計測可能領域抽出部 6 および計測処理部 7 は上述した動作を実行する。図 13 に示すように、心拡張末期フレーム 3 には、計測可能なセグメントが一つも存在しない。このため制御部 80 は、上述したようにフレーム記録部 11 に記録済みのフレームを破棄する条件に合致すると判定し、フレーム記録部 11 に、心拡張末期フレーム 1 ~ 3 のデータを破棄するように指示する。その結果、心拡張末期フレーム 1 ~ 3 を組み合わせても、まだ I M T 計測値は確定されず、計測を繰り返す(ステップ S 210、S 211、S 201)。

20

【 0 0 9 8 】

4 心拍目の心拡張末期では、計測対象フレーム選択部 50 が心拡張末期フレーム 4 を選択し、フレーム記録部 11 にそのフレームデータが記録される。フレーム記録部 11 において以前のフレームは破棄されているので、フレーム記録部 11 から心拡張末期フレーム 4 のみが読み出される。以下、同様の処理が行われ、制御部 80 は、計測可能領域が所定の割合以上かどうか判定する。心拡張末期フレーム 4 でセグメント 15 ~ 20 の 6 個のセグメントでのみ I M T 計測可能なので、制御部 80 は、まだ I M T 計測値を確定しない。

【 0 0 9 9 】

5 心拍目の心拡張末期でも同様に、計測対象フレーム選択部 50 が心拡張末期フレーム 5 を選択し、フレーム記録部 11 にそのフレームデータが記録される。そして、フレーム記録部 11 から心拡張末期フレーム 4 および 5 が読み出される。心拡張末期フレーム 4 および 5 を組み合わせてもセグメント 7 ~ 20 の 14 個のセグメントでのみ I M T 計測可能なので、制御部 80 は、まだ I M T 計測値を確定しない。

30

【 0 1 0 0 】

6 心拍目の心拡張末期では、計測対象フレーム選択部 50 が心拡張末期フレーム 6 を選択し、フレーム記録部 11 にそのフレームデータが記録される。そして、フレーム記録部 11 から心拡張末期フレーム 4 ~ 6 が読み出される。計測可能領域抽出部 6 および計測処理部 7 が上述した動作を実行し I M T 値が計測される。心拡張末期フレーム 4 ~ 6 を組み合わせるとセグメント 1 ~ 20 のすべてで I M T 計測可能となるので、制御部 80 は計測可能領域が所定割合以上であると判定し、計測処理部 7 で計測された I M T 値を I M T 計測値として確定する、これにより、計測が完了する。このとき、実施の形態 1 と同じく、装置を自動的にフリーズ状態に移行させるように制御することもできる。

40

【 0 1 0 1 】

以上、説明したように本実施の形態によれば、1 つの心拍の心拡張末期のフレームにおける計測可能領域が I M T 計測範囲 30 の十分な割合を占めていなくても、複数の心拍の心拡張末期のフレームを組み合わせることによって計測可能領域が I M T 計測範囲 30 の十分な範囲を満たせば、適切に I M T を計測することができる。よって、I M T を容易に計測することが可能となる。

【 0 1 0 2 】

50

なお、本実施形態の計測対象フレーム選択部 5 0 は、実施の形態 1 の計測対象フレーム選択部 5 のように、心拡張末期の前後の複数のフレーム（例えば、3 フレーム）を計測対象フレームを選択してもよい。この場合、フレーム記録部 1 1 は選択された 3 フレームを一度に記録する。計測可能領域抽出部 6、計測処理部 7 および制御部 8 は、1 心拍あたり 3 つの計測対象フレームを用いて上述の処理を行う。

【 0 1 0 3 】

また、この場合、制御部 8 0 は、1 心拍の 3 つの計測対象フレームのうち、いずれのフレームにも計測可能領域がまったく存在しないとき、フレーム記録部 1 1 に記録されたフレームを破棄するように判定してもよい。あるいは、1 心拍の 3 つの計測対象フレームのうち、少なくとも 1 つまたは 2 つのフレームに計測可能領域がまったく存在しないとき、フレーム記録部 1 1 に記録されたフレームを破棄するように判定してもよい。

10

【 0 1 0 4 】

本実施の形態の超音波診断装置は、実施の形態 1 と同様、頸動脈の I M T 計測以外の様々な計測に用いることができる。

【 0 1 0 5 】

（実施の形態 3）

図 1 4 は、本発明による超音波診断装置の実施の形態 3 を示すブロック図である。実施の形態 1 と同じ機能を有するブロックには同じ番号を付与し、説明を省略する。また、実施の形態 3 においても、I M T 計測を例に説明する。

【 0 1 0 6 】

20

実施の形態 1 は断層像から I M T 計測を行っていたが、本実施の形態は受信信号から I M T 計測を行う点が実施の形態 1 と異なる。また、本実施の形態では、受信信号そのものから I M T 計測を行うが、受信信号から生成する断層像を構築するための情報（例えば、輝度情報）から I M T 計測を行う構成であっても良い。

【 0 1 0 7 】

超音波診断装置 1 0 2 は、制御器 4 2 を備える。この制御器 4 2 は、超音波送受信処理部 2、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4、計測対象フレーム選択部 5 1、計測可能領域抽出部 6 1、計測処理部 7 1、制御部 8 1 および画像合成部 9 を含む。

【 0 1 0 8 】

超音波送受信処理部 2 は、生成した受信信号を、断層像処理部 3 および心拡張末期検出部 4 に加えて、計測対象フレーム選択部 5 1 に出力する。

30

【 0 1 0 9 】

計測対象フレーム選択部 5 1 は、超音波送受信処理部 2 で生成した複数のフレームの受信信号のうち、I M T 計測の対象となる少なくとも 2 つ以上の計測対象フレームを選択する。本実施の形態においては、実施の形態 1 と同様に、心拡張末期検出部 4 で検出された心拡張末期を含み、その前後の所定期間内に含まれる複数のフレームを計測対象フレームとして選択する。

【 0 1 1 0 】

計測可能領域抽出部 6 1 は、実施の形態 1 の計測可能領域抽出部 6 と同様に、各々の計測対象フレームにおける計測対象部位のうち、十分に計測処理が可能な領域を計測対象フレームごとに抽出する。ただし扱うフレームのデータは断層像の輝度情報ではなく、受信信号そのものである。このため、抽出される計測可能領域は、断層像上の領域ではなく、フレームを構成する受信信号群のうち計測処理が可能な部分である。

40

【 0 1 1 1 】

計測処理部 7 1 は、実施の形態 1 の計測処理部 7 と同様に、計測可能領域抽出部 6 1 で抽出された計測処理が可能な領域を対象に、所定の計測処理を行う。ただし各フレームのデータは断層像の輝度情報ではなく、受信信号そのものを用いて計測処理を行う。

【 0 1 1 2 】

計測可能領域抽出部 6 1 および計測処理部 7 1 は、断層像の輝度情報の代わりにフレームを構成する受信信号の振幅情報を用い、上述した処理を行う。これにより、それぞれ実

50

施の形態 1 の計測可能領域抽出部 6 および計測処理部 7 と同様の処理が行われる。具体的には、計測可能領域の抽出処理において、断層像に内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 が明瞭に描出されているか否かを判定する代わりに、受信信号上に内腔内膜境界 2 6 および中膜外膜境界 2 7 に対応する振幅の変化が明瞭に現れているかが判断される。また、I M T 計測処理において、受信信号の振幅情報に基づいて、計測可能領域すなわちフレームを構成する受信信号群のうち計測処理が可能な部分から、血管の内腔内膜境界 2 6 と中膜外膜境界 2 7 との 2 種の血管境界が検出される。

【 0 1 1 3 】

制御部 8 1 は、実施の形態 1 の制御部 8 と同様、各ブロックを制御するとともに、計測処理部 7 1 の計測結果を I M T 計測値として確定する。また、操作者が I M T 計測値の結果を確定した断層像を表示器 1 0 で確認できるように、I M T 計測値として確定した際に自動的にフリーズ状態に移行するように制御することも可能である。

10

【 0 1 1 4 】

実施の形態 3 に示す超音波診断装置 1 0 2 の動作は、上述の断層像の輝度情報の代わりにフレームを構成する受信信号の振幅情報を用いること以外、実施の形態 1 の図 2 に示すフローチャートを参照して説明した動作と同じである。

【 0 1 1 5 】

本実施の形態によれば、断層像ではなく受信信号の振幅情報を用いて計測可能領域の抽出や計測処理を行う。このため、実施の形態 1 と異なり、断層像を構築する際の設定やパラメータに依存せずに処理することができる。

20

【 0 1 1 6 】

なお、実施の形態 1 と同様、本実施の形態の超音波診断装置は、頸動脈の I M T 計測以外の様々な計測に用いることができる。

【 0 1 1 7 】

( 実施の形態 4 )

図 1 5 は、本発明の実施の形態 4 における超音波診断装置のブロック図である。実施の形態 1 ~ 3 と同じ機能を有するブロックには同じ番号を付与し、説明を省略する。また、本実施の形態においても、頸動脈の I M T 計測を例に説明する。

【 0 1 1 8 】

実施の形態 2 は断層像から I M T 計測を行う構成であるのに対し、本実施の形態は、受信信号から I M T 計測を行う点で実施の形態 1 と異なる。また、本実施の形態では、受信信号そのものから I M T 計測を行うが、実施の形態 3 と同じく、受信信号から生成する断層像を構築するための情報（例えば、輝度情報）から I M T 計測を行う構成であっても良いことはいうまでもない。

30

【 0 1 1 9 】

超音波診断装置 1 0 3 は、制御器 4 3 を備える。この制御器 4 3 は、超音波送受信処理部 2、断層像処理部 3、心拡張末期検出部 4、計測対象フレーム選択部 5 2、計測可能領域抽出部 6 1、計測処理部 7 1、制御部 8 2 および画像合成部 9 を含む。

【 0 1 2 0 】

超音波送受信処理部 2 は、生成した受信信号を、断層像処理部 3 および心拡張末期検出部 4 に加えて、計測対象フレーム選択部 5 2 に出力する。

40

【 0 1 2 1 】

計測対象フレーム選択部 5 2 は、超音波送受信処理部 2 で生成した複数のフレームの受信信号のうち、I M T 計測の対象となる 2 つ以上の計測対象フレームを選択する。本実施の形態においては、実施の形態 2 と同様に、心拡張末期検出部 4 で検出された心拡張末期のタイミングのフレームを計測対象フレームとして選択する。

【 0 1 2 2 】

フレーム記録部 1 2 は、計測対象フレーム選択部 5 2 で選択された心拡張末期のフレームの受信信号を記録するとともに、記録済みの複数のフレームの受信信号を読み出して、計測対象フレームとして計測可能領域抽出部 6 1 に出力する。フレーム記録部 1 2 の動作

50

は、断層像の輝度情報の代わりにフレームを構成する受信信号を記録すること以外、実施の形態 2 のフレーム記録部 1 1 と同様である。

【 0 1 2 3 】

計測可能領域抽出部 6 1 および計測処理部 7 1 の動作は、実施の形態 3 と同様である。

【 0 1 2 4 】

制御部 8 2 は、実施の形態 2 の制御部 8 0 と同様、各ブロックを制御するとともに、計測処理部 7 1 の計測結果を I M T 計測値として確定する。また、所定の条件に合致した場合に、フレーム記録部 1 2 に記録されたフレーム（受信信号）を破棄する制御を行う。操作者が I M T 計測値の結果を確定した断層像を表示器 1 0 で確認できるように、I M T 計測値として確定した際に自動的にフリーズ状態に移行するように制御することも可能である。

10

【 0 1 2 5 】

実施の形態 4 に示す超音波診断装置 1 0 3 の動作は、上述の断層像の輝度情報の代わりにフレームを構成する受信信号の振幅情報を用いること以外、実施の形態 2 の図 1 2 に示すフローチャートを用いて説明した動作と同様である。

【 0 1 2 6 】

本実施の形態によれば、断層像ではなく受信信号の振幅情報を用いて計測可能領域の抽出や計測処理を行う。このため、実施の形態 2 と異なり、断層像を構築する際の設定やパラメータに依存せずに処理することができる。

【 0 1 2 7 】

20

なお、実施の形態 1 と同様、本実施の形態の超音波診断装置は、頸動脈の I M T 計測以外の様々な計測に用いることができる。

【 0 1 2 8 】

このように、実施の形態 1 ～ 4 の超音波診断装置によれば、熟練者でなくても、簡便で正確に I M T の計測や、血管径の計測、胎児の計測等、被験者の体内の種々の部位の計測を行うことができる。

【 0 1 2 9 】

また、本実施の形態 1 ～ 4 によれば、複数の時間で取得した複数のフレームの受信信号または断層像に基づき、それぞれの計測可能領域を抽出し、それを組み合わせることで計測処理を行うので、3 Dプローブや 4 Dプローブといった複雑なプローブを用いなくても、上述の計測を行うことが可能である。つまり、一般的な簡易なプローブである、一次元方向に振動子を配列したアレイプローブを用いても正確な計測が実現できる。

30

【産業上の利用可能性】

【 0 1 3 0 】

本願に開示された超音波診断装置によれば、探触子が被検体に対し、計測対象部位の正しい位置からずれて配置されたとしても、そのずれを修正すべく探触子の厳密な位置調整を行う必要がなく、複数の計測対象フレームを組み合わせることによって計測可能領域が計測対象部位の十分な範囲を満たせば、適切な計測処理を行うことが可能となる。

【 0 1 3 1 】

その結果、計測対象部位の状態を正しく計測できる適切な位置に探触子を厳密に配置しなくても、計測対象部位の状態を正しく計測できるため、熟練者でなくても容易に正確な計測が行える。

40

【 0 1 3 2 】

したがって、ユーザ習熟度の許容範囲が広く、操作性に優れた装置として有効であり、例えば、頸動脈の I M T 計測など、種々の体内組織や体内組織の部位の計測に広く活用することが可能である。

【符号の説明】

【 0 1 3 3 】

- 1 探触子
- 2 超音波送受信処理部

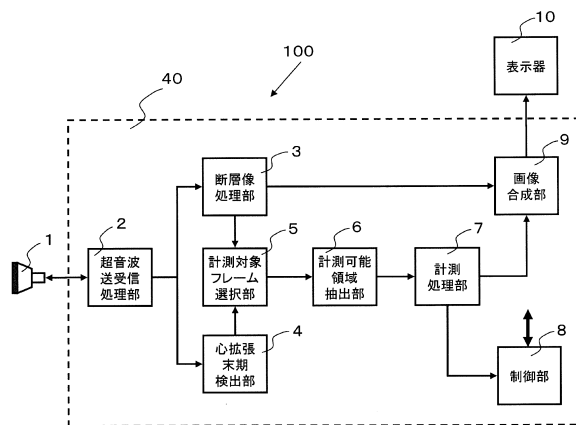
50

- 3 断層像処理部
- 4 心拡張末期検出部
- 5、50、51、52 計測対象フレーム選択部
- 6、61 計測可能領域抽出部
- 7、71 計測処理部
- 8、80、81、82 制御部
- 9 画像合成部
- 10 表示器
- 11、12 フレーム記録部
- 20 頸動脈
- 21 前壁
- 22 後壁
- 23 血管内腔
- 24 内中膜
- 25 外膜
- 26 内腔内膜境界
- 27 中膜外膜境界
- 30 I M T 計測範囲
- 31 血管の中心近傍
- 40、41、42、43 制御器
- 100、101、102、103 超音波診断装置

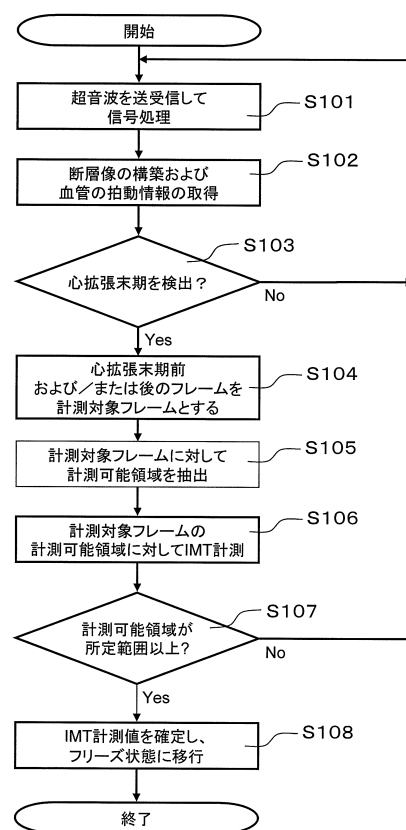
10

20

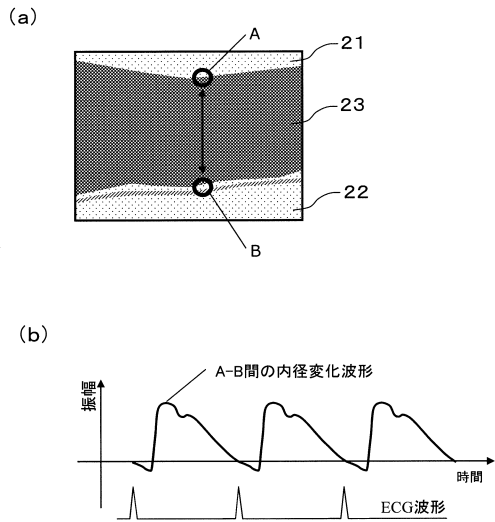
【図1】



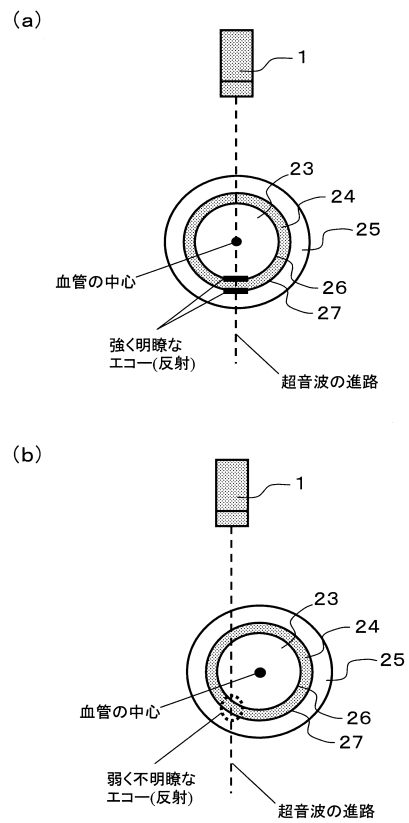
【図2】



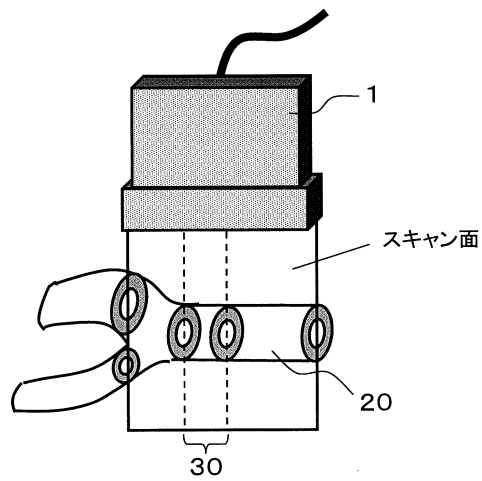
【図 3】



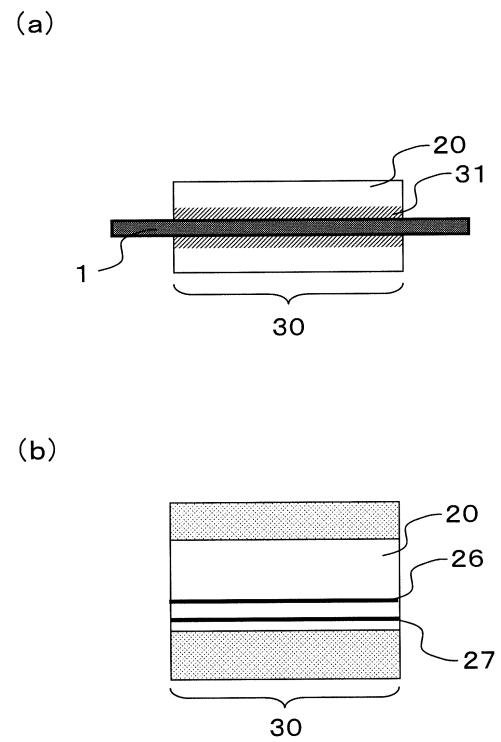
【図 4】



【図 5】

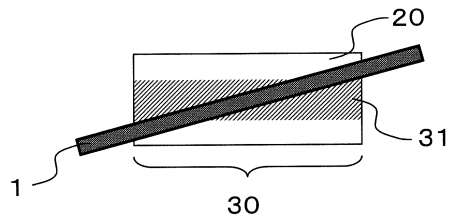


【図 6】

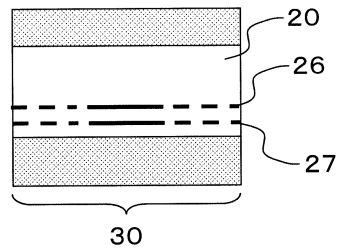


【図 7】

(a)

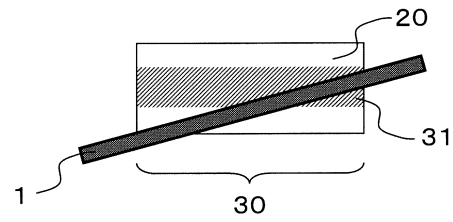


(b)

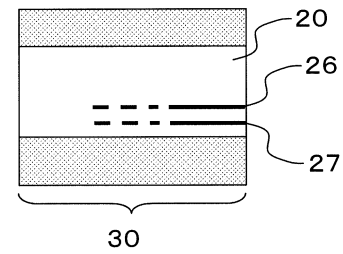


【図 8】

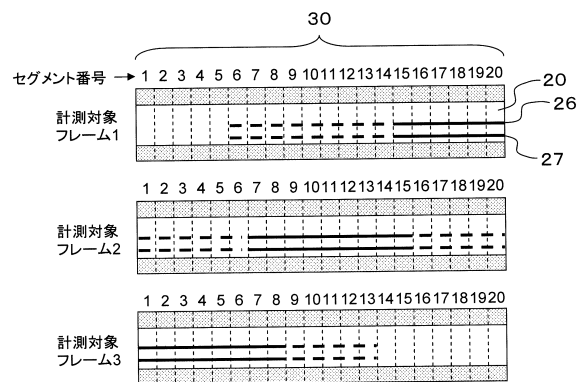
(a)



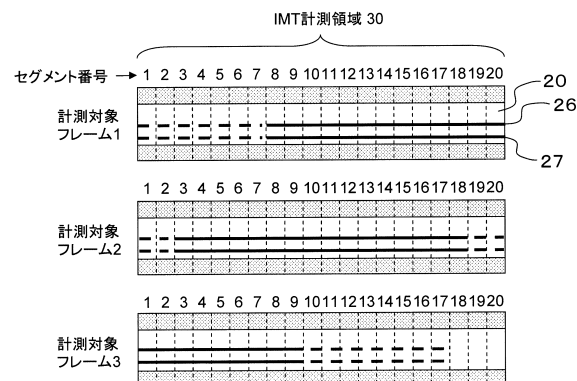
(b)



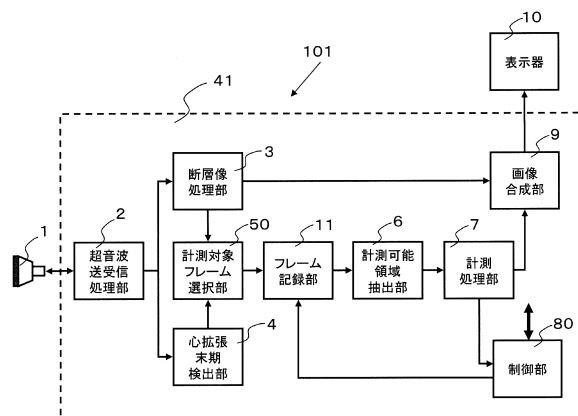
【図 9】



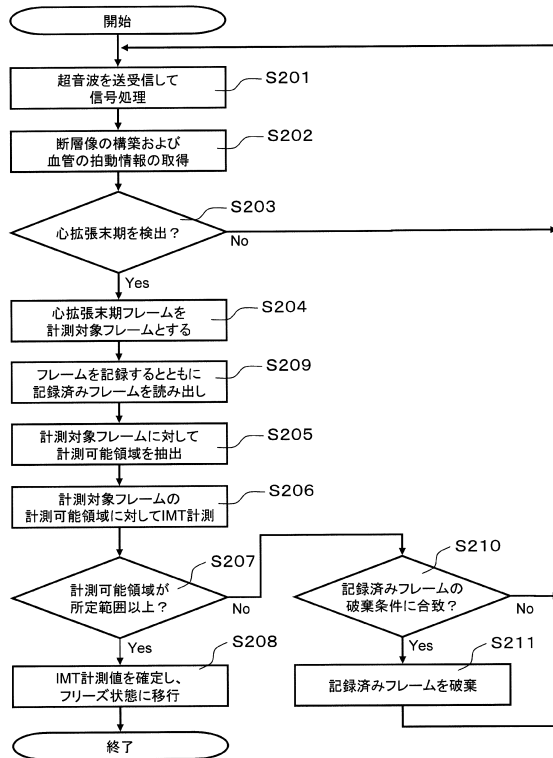
【図 10】



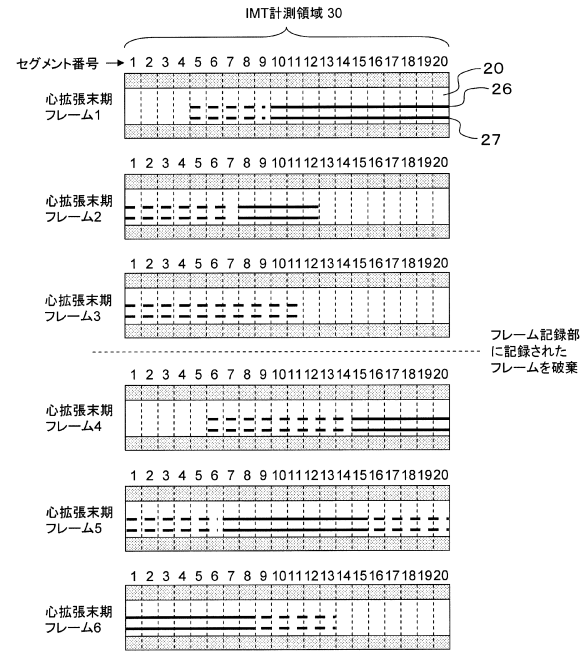
【図 11】



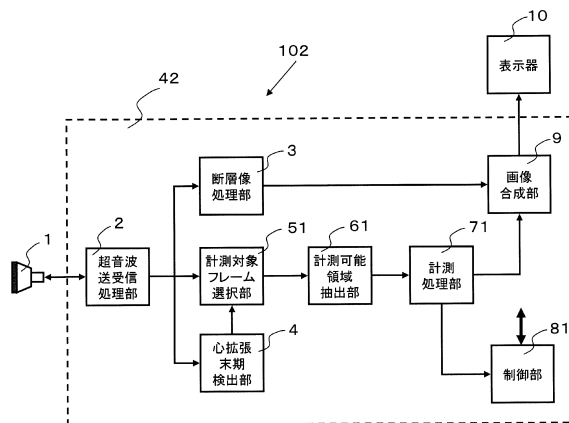
【図 12】



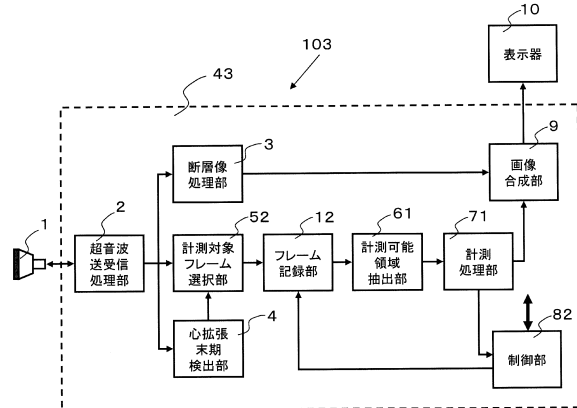
【図 13】



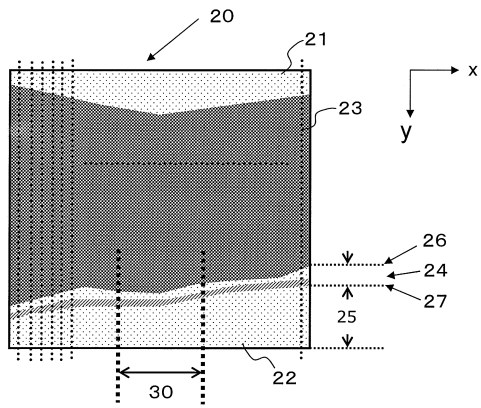
【図 14】



【図 15】



【図 16】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 福元 剛智  
愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 占部 真樹子  
愛媛県東温市南方2 1 3 1 番地1 パナソニックヘルスケア株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2008-168016(JP,A)  
特開2010-022565(JP,A)  
特開2007-159920(JP,A)  
特開2005-000390(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

|                |                                                                                                            |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 超声波诊断装置和使用其的超声波测量方法                                                                                        |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5975027B2</a>                                                                                | 公开(公告)日 | 2016-08-23 |
| 申请号            | JP2013520422                                                                                               | 申请日     | 2012-06-07 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 柯尼卡株式会社                                                                                                    |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 柯尼卡美能达有限公司                                                                                                 |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 柯尼卡美能达有限公司                                                                                                 |         |            |
| [标]发明人         | 川端章裕<br>右田学<br>福元剛智<br>占部真樹子                                                                               |         |            |
| 发明人            | 川端 章裕<br>右田 学<br>福元 剛智<br>占部 真樹子                                                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/14                                                                                                   |         |            |
| CPC分类号         | A61B8/5246 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5284<br>A61B8/54 A61B8/543 |         |            |
| FI分类号          | A61B8/14.ZDM                                                                                               |         |            |
| 代理人(译)         | 木曾隆                                                                                                        |         |            |
| 优先权            | 2011130873 2011-06-13 JP                                                                                   |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2012172756A1                                                                                           |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                  |         |            |

# 摘要(译)

根据本发明的超声波诊断装置被配置为使得包括换能器的探针可连接于此，并且执行预定的感兴趣的对象的区域的测量的处理。该装置包括一个控制器，它执行发送处理，其中，超声波朝向主体包括通过驱动探针感兴趣区域发射，并且接收到的信号处理，其中帧是基于表示所述超声波探头的接收信号生成波从受试者包括感兴趣的区域，在相互不同的时间的次数，由此产生多个帧，其中选择下测量的至少两个帧，并在从多个帧进行测定，其提取可测量范围，在反射测量处理可以进行的基础上，从在根据测量的所述至少两帧表示关注区域获得的相应的接收信号，并结合这些可测量范围一起共同感兴趣的区域进行规定的测定处理。

【 図 2 】

