

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第3694019号  
(P3694019)

(45) 発行日 平成17年9月14日(2005.9.14)

(24) 登録日 平成17年7月1日(2005.7.1)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2005-504467 (P2005-504467)	(73) 特許権者	000005821
(86) (22) 出願日	平成16年3月3日(2004.3.3)		松下電器産業株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2004/002667		大阪府門真市大字門真1006番地
(87) 国際公開番号	W02004/089222	(74) 代理人	100101683
(87) 国際公開日	平成16年10月21日(2004.10.21)		弁理士 奥田 誠司
審査請求日	平成16年8月27日(2004.8.27)	(72) 発明者	加藤 真
(31) 優先権主張番号	特願2003-100774 (P2003-100774)		京都府伏見区川東町14-3-210
(32) 優先日	平成15年4月3日(2003.4.3)	(72) 発明者	橋本 雅彦
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		大阪府四條畷市岡山東2-3-20-104
(出願人による申告)平成14年度新エネルギー・産業技術総合開発機構委託研究、産業活力再生特別措置法第30条の適用を受ける特許出願		審査官	右▲高▼ 孝幸
早期審査対象出願			
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する超音波プローブ駆動部と、  
前記超音波送信波が前記測定対象物において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅する受信部と、  
前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、  
前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率を求める演算部と、  
前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定する流体判定部と、  
前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成する画像データ生成部と、  
を備え、  
前記画像データ生成部は、前記各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第1の画像と、  
前記流体部分を所定の色で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第2の画像とを合成した画像データを生成する超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記流体判定部は、ドブラ法によって前記流体部分を判定する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記超音波プローブ駆動部は、前記測定対象物の伸縮量および / または弾性率を求めるための第 1 の駆動パルスと、前記ドブラ法により流体部分を判定するための第 2 の駆動パルスとを生成し、

前記演算部は前記第 1 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および / または弾性率を求め、

前記流体判定部は、前記第 2 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 4】

超音波診断装置の制御手段が、超音波を送受信する送受信部と、受信した超音波を位相検波する位相検波部と、位相検波した超音波に基づいて伸縮量および / または弾性率を計算する演算部とを制御する超音波診断装置の制御方法であって、

超音波を送信し、流体が移動している流体部分を含む測定対象物において反射することにより得られる超音波反射波を受信するステップ (A) と、

前記超音波反射波を位相検波するステップ (B) と、

前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および / または弾性率を求めるステップ (C) と、

20

前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定するステップ (D) と、

前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および / または弾性率を 2 次元で画像表示するための画像データを生成するステップ (E) と、

を包含し、

前記ステップ (E) は、前記伸縮量および / または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第 1 の画像と、前記流体部分を所定の色彩で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第 2 の画像とを合成した画像データを生成する超音波診断装置の制御方法。

30

## 【請求項 5】

前記ステップ (D) において、ドブラ法により前記流体部分を判定する請求項 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

## 【請求項 6】

前記ステップ (A) において、前記測定対象物の伸縮量および / または弾性率を求めるための第 1 の駆動パルスと、前記ドブラ法により流体部分を判定するための第 2 の駆動パルスとを送信し、

前記ステップ (C) において、前記第 1 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および / または弾性率を求め、

40

前記ステップ (D) において、前記第 2 の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する請求項 5 に記載の超音波診断装置の制御方法。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に生体内の組織の性状診断を行うための超音波診断装置およびその制御方法に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

50

近年、心筋梗塞や脳梗塞などの循環器系疾病を患う人々が増加してきており、このような疾病の予防および治療を行うことが大きな課題となっている。

【0003】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈の硬化が深く関係している。具体的には、動脈壁に粥腫が形成されたり、高血圧等の種々の要因によって動脈の新しい細胞が作られなくなったりすると、動脈は弾力性を失い、硬く、脆くなる。そして、粥腫が形成された部分において血管が閉塞したり、粥腫を覆う血管組織が破裂することにより粥腫が血管内へ流出し、別の部分において動脈を閉塞させたり、動脈が硬化した部分が破裂したりすることによって、これらの疾病が引き起こされる。このため、動脈硬化を診断することがこれらの疾病予防や治療には重要となる。

10

【0004】

従来より、動脈が硬化しているかどうかは、血管カテーテルを用いて血管内部の様子を直接観察することによって診断されていた。しかし、この診断には、血管カテーテルを血管に挿入する必要があるため、患者への負担が大きいという問題があった。このため、血管カテーテルによる観察は、動脈が硬化していることが確かである患者に対して、その場所を特定するために用いられ、例えば、健康管理のための検査として、この方法が用いられることはなかった。

【0005】

動脈硬化の一因であるコレステロール値を測定したり、血圧値を測定したりすることは、患者への負担が少なく、容易に行うことのできる検査である。しかし、これらの値は、動脈が硬化している度合いを直接示すものではない。

20

【0006】

また、動脈硬化の治療薬を動脈の硬化が余り進行していない患者に対して投与することができれば、動脈硬化の治療に効果を発揮する。しかし、動脈硬化が進行してしまうと、治療薬によって動脈の硬化を抑制することはできても、硬化した動脈を完全に回復させることは難しいと言われている。

【0007】

こうした理由から、患者への負担が少なく、動脈の硬化が進行する前に動脈の硬化の度合いを診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

患者への負担が少ない医療診断装置としては、超音波診断装置が従来より知られている。超音波診断装置を用いて超音波を体外から照射することによって、患者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、運動情報あるいは質情報を得ることができる。

30

【0009】

特に超音波による計測を行えば、測定対象物の運動情報が得られるため、変位量から、測定対象物の弾性率を求めることができる。つまり、生体内の血管の弾性率を求めることができ、動脈の硬化の度合いを直接知ることが可能となる。また、患者に超音波プローブをあてるだけで測定できるため、患者への負担も少ない。このため、超音波診断装置を用いれば、動脈硬化の正確な診断も可能であるし、予防のための検診を被験者に対して負担を与える場合がなく行うことが期待される。

40

【0010】

しかし、従来より用いられている超音波診断装置は、例えば胎児の形状を観察したり、胎児の心音を聴診したりする超音波診断装置に代表されるように、形状情報や運動情報の分解能はそれほど高くない。このため、従来の超音波診断装置を用いて、心拍に合わせて収縮する動脈の弾性率を求めることは不可能であった。例えば、日本特許公開公報特開昭62-266040号公報に示されているもののように、測定対象の変位量計測が十分ではないものが多かった。

【0011】

近年、エレクトロニクス技術の進歩によって、超音波診断装置の測定精度を飛躍的に向上させることも可能になってきた。これに伴って、生体組織の微小運動を計測する超音波診

50

断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献2は、検波信号の振幅および位相の両方を用い、制約付最小二乗法によって対象の瞬時の位置を決定し、高精度な位相のトラッキングを実現する超音波振動装置を開示している。この装置は、拍動により大きく動いている組織上の微小振動を計測することができる。特許文献2によれば、振幅が10mm以上ある拍動に伴う大振幅変位運動上の数百Hzまでの微小振動を拍動が10回程度繰り返されても十分再現よく計測することができる。

【0012】

特開平10-5226号公報の装置は、数百Hzまでの高い周波数成分を再現性よく計測でき、超音波ビームを収束させることによって心筋や動脈壁上の直径1~2mm程度の領域の弾性特性を得ることができる。また、一心拍中、あらゆる時相の成分の超音波信号が得られ、その信号の周波数スペクトル解析が可能である等の優れた特徴を備えていると報告されている。

10

【0013】

したがって、この公報の技術を用いた超音診断装置によれば、たとえば、健康診断などにおいて、被験者に負担を与えることなく、経時的に動脈硬化の進行度合いを調べ、動脈硬化による疾病を予防することが可能となると期待される。また、動脈の微小領域における弾性特性を測定することによって、血管破裂が生じ易い部位を特定し、その部位を治療することが可能になると期待される。

【0014】

超音波により計測された生体組織の運動情報は、従来より、モニタなどの画像表示装置を用いて二次元マッピングをおこなうことによって可視化される。たとえば、超音波受信信号を振幅強度に応じて輝度変調することによって描いた直線を超音波ビームの走査につれて画像に書き込み、二次元の生体の断層像をリアルタイムで表示する方法が広く用いられている。この方法はBモード法と呼ばれ、臓器などの生体組織の差異が、その動きおよび適当な輝度の差異によって表示される。このため、たとえば、胎児の形状を観察したり、胆石を発見したりすることが可能であり、形状情報や運動情報の分解能がそれほど高くない従来の超音波診断装置では、このような画像表示がその診断の目的に合致していた。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

しかしながら、特開平10-5226号公報に開示された技術などを用いる高分解能の超音波診断装置の場合、血管壁の弾性特性などの運動情報を1~2mmの分解能で計測することが可能であるため、心臓の鼓動にともなって、血管の内部を血液が移動し、血管壁が伸縮運動を行う様子が血管壁近傍の運動状態として計測される。この時、画像表示される弾性特性は、計測したい血管壁の弾性特性に加えて、血管内部の血液の弾性特性が示されてしまう。その結果、血管壁と血液の境界が不明瞭となり、血管壁の弾性特性を正確に評価することが困難となる。特に、このような表示を利用して、血管壁において弾性特性の異なる領域を見つけ、動脈硬化が生じている部分を特定することは非常に困難となる。

30

【0016】

本発明の目的はこのような問題を解決し、流体部分を測定対象物が含んでいても流体部分に隣接した領域の伸縮量や弾性率を見やすく画像表示することのできる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供する。

40

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明の超音波診断装置は、流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波送信波を送信するための超音波プローブを駆動する超音波プローブ駆動部と、前記超音波送信波が前記測定対象物において反射することにより得られ、前記超音波プローブにより受信する超音波反射波を増幅する受信部と、前記超音波反射波を位相検波する位相検波部と、前記測定対象物の複数の測定対象位置における前記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間に

50

おける伸縮量および／または弾性率を求める演算部と、前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定する流体判定部と、前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を２次元で画像表示するための画像データを生成する画像データ生成部とを備える。

【００１８】

ある好ましい実施形態において、前記流体判定部は、ドブラ法によって前記流体部分を判定する。

【００１９】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記位相検波された信号を所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分に分離し、分離した周波数成分の信号を選択的に前記流体判定部および前記演算部へ入力するフィルタ部をさらに備える。

10

【００２０】

ある好ましい実施形態において、前記超音波プローブ駆動部は、前記測定対象物の伸縮量および／または弾性率を求めるのに適した第１の駆動パルスと、前記ドブラ法により流体部分を判定するのに適した第２の駆動パルスとを生成し、前記演算部は前記第１の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および／または弾性率を求め、前記流体判定部は、前記第２の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する。

20

【００２１】

ある好ましい実施形態において、前記画像データ生成部は、前記各測定対象位置間における伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第１の画像と、前記流体部分を所定の色で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第２の画像とを合成した画像データを生成する。

【００２２】

ある好ましい実施形態において、前記画像データ生成部は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率を所定の色または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および／または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第３の画像を含む画像データを生成する。

30

【００２３】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記超音波反射波を包絡線検波する包絡線検波部と、包絡線検波された信号を対数増幅する増幅部とをさらに備え、前記画像データ生成部は、前記増幅部から得られる信号によって生成したＢモード画像を前記第１および第２の画像または前記第３の画像と合成した画像データを生成する。

【００２４】

ある好ましい実施形態において、前記超音波プローブ駆動部は、Ｂモード画像を生成するのに適した第３の駆動パルスをさらに生成し、前記包絡線検波部は、前記第３の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する。

40

【００２５】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記画像データ生成部が出力する画像データに基づいて画像を表示する表示部をさらに備える。

【００２６】

また、本発明の超音波診断装置の制御方法は、超音波を送受信する送受信部と、受信した超音波を位相検波する位相検波部と、位相検波した超音波に基づいて伸縮量および／または弾性率を計算する演算部とを備えた超音波診断装置の制御方法であって、流体が移動している流体部分を含む測定対象物へ超音波を送信し、前記超音波が前記測定対象物において反射することにより得られる超音波反射波を受信するステップ（Ａ）と、前記超音波反射波を位相検波するステップ（Ｂ）と、前記測定対象物の複数の測定対象位置における前

50

記測定対象物の運動速度を前記位相検波された信号からそれぞれ求め、前記運動速度から、前記測定対象物の各測定対象位置間における伸縮量および/または弾性率を求めるステップ(C)と、前記位相検波された信号に基づいて、前記測定対象物中における流体部分を判定するステップ(D)と、前記流体判定部が判定した情報を用い、前記流体部分以外の領域において前記測定対象物の伸縮量および/または弾性率を2次元で画像表示するための画像データを生成するステップ(E)とを包含する。

【0027】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(D)においてドブラ法により前記流体部分を判定する。

【0028】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記位相検波された信号から所定の値よりも高い周波数成分および前記所定の値以下の周波数成分を分離するステップ(F)をさらに包含し、前記ステップ(C)を、前記分離された周波数成分の信号に基づいて実行する。

【0029】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(A)において、前記測定対象物の伸縮量および/または弾性率を求めるのに適した第1の駆動パルスと、前記ドブラ法により流体部分を判定するのに適した第2の駆動パルスとを前記測定対象物へ送信し、前記ステップ(C)において、前記第1の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記伸縮量および/または弾性率を求め、前記ステップ(D)において、前記第2の駆動パルスにより得られる超音波反射波を位相検波することにより得られる信号から前記流体部分を判定する。

【0030】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記伸縮量および/または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第1の画像と、前記流体部分を所定の色彩で表示し、前記流体部分以外の領域を無色透明で表示した第2の画像とを合成した画像データを生成する。

【0031】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(E)は、前記流体部分に対応する位置における前記伸縮量および/または弾性率を所定の色彩または無色透明で示し、前記流体部分以外の領域に対応する位置における前記伸縮量および/または弾性率をその値に応じた諧調表示または色度表示を用いて二次元マッピングした第3の画像を含む画像データを生成する。

【0032】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置の制御方法は、前記超音波反射波を包絡線検波し、包絡線検波された信号を対数増幅するステップ(G)をさらに包含し、前記ステップ(E)は、前記対数増幅された信号によるBモード画像と、前記第1および第2の画像または前記第3の画像とを合成した画像データを生成する。

【0033】

ある好ましい実施形態において、前記ステップ(A)において、Bモード画像を生成するのに適した第3の駆動パルスをさらに生成し、前記ステップ(G)において、前記第3の駆動パルスにより得られる超音波反射波を包絡線検波する。

【発明の効果】

【0034】

本発明の超音波診断装置およびその制御方法によれば、流体部分を測定対象物が含んでいても、流体部分に隣接した領域のみの伸縮量や弾性率を見やすく画像表示することができる。このため、計測中の装置の操作性を高めることができ、また、測定対象物中の伸縮率や弾性率の特異部分を発見することが容易となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

10

20

30

40

50

本発明の超音波診断装置は測定対象物の各部の運動速度や各微小な領域における伸縮量および弾性率を測定する。測定対象物自体は移動しない。本発明の超音波診断装置は、特に生体の各部の弾性率を計測するのに適しており、空間分解能も高いため、血管壁の伸縮量や弾性率の計測に好適に用いることができる。以下、血管壁の伸縮量や弾性率を計測する場合を例にとり、本発明の超音波診断装置を説明する。

#### 【0036】

本発明の超音波診断装置を用いて計測する血管壁近傍では、血管壁が血液の流れる流路を規定し、その流路に沿って血液が移動する。このため、血管壁近傍の伸縮量や弾性率を計測し、画像表示した場合、血管壁に隣接する血液の弾性特性が示され、血管壁と血液の境界が不明瞭となり、血管壁の弾性特性を正確に評価することが困難となる。

10

#### 【0037】

この問題を解決するため、本発明の超音波診断装置では、血管壁の運動特性を評価する際に、血液の運動特性を表示しないようにする。具体的には、測定対象物から得られる超音波反射波から、移動している血液である流体部分を判定し、測定対象物中の流体部分の特定または位置情報の取得を行う。そして、超音波の送受信によって得た血管壁近傍の運動特性を2次元マッピングし、画像表示するためのデータを作成する際、特定した流体部分の情報を利用し、流体部分では運動特性を表示しないようにする。

#### 【0038】

##### (第1の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第1の実施形態を概略的に説明する。図1は、超音波診断装置50の構成を示すブロック図である。超音波診断装置50は、超音波診断装置本体1と、超音波プローブ2と、モニタ16とを備えている。また、血圧計17とECG(心電計)18が超音波診断装置本体1へ接続されている。

20

#### 【0039】

超音波診断装置本体1は、超音波送受信部3、CPU4、遅延時間制御部5、位相検波部6、およびフィルタ部71を含む。

#### 【0040】

超音波プローブ2は超音波診断装置本体1の超音波送受信部3に接続されており、測定対象物である生体に対して超音波の送受信を行う。測定対象物は血管内部を流れる血液である流体部分を含んでいる。超音波プローブ2は、アレイ状に配列された複数の超音波振動子(超音波振動子群)を有している。

30

#### 【0041】

超音波送受信部3は、電子部品等を用いて構成され、超音波プローブ駆動部となる超音波プローブ2を駆動する駆動回路と、超音波反射波を増幅する受信部となる受信回路を含む。超音波診断装置本体1全体の制御等を行うCPU4の制御にしたがって、超音波プローブ駆動回路は所定の駆動パルス信号を超音波プローブ2に与える。駆動パルスにより超音波プローブ2から送信される超音波送信波は、生体において反射し、生じた超音波反射波が超音波プローブ2で受信される。超音波プローブ2により受信された超音波反射波は、受信回路において増幅される。超音波送受信部3はまたA/D変換回路を含み、受信回路において増幅された超音波反射波はデジタル信号に変換される。

40

#### 【0042】

遅延時間制御部5は超音波送受信部3に接続されており、超音波送受信部3から超音波プローブ2の超音波振動子群に与える駆動パルス信号の遅延時間を制御する。これにより、超音波プローブ2から送信される超音波送信波の超音波ビームの音響線の方向や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ2によって受信され、超音波送受信部3によって増幅された超音波反射波信号の遅延時間を制御することにより、受信される超音波の音響線の方向を変化させることができる。遅延時間制御部5の出力は位相検波部6に入力される。

#### 【0043】

以下において詳細に説明するように、超音波送受信部3によって送受信する超音波は、測

50

定対象物の弾性率測定、ドブラ法による流体部分の判定およびBモード画像表示に用いられる。このため、超音波送受信部3および遅延時間制御部5は、これらのいずれの目的にも適した種類の駆動パルスおよび走査方法で超音波の送受信を行う。特に、超音波診断装置50を用いて測定対象物の弾性率を求めることが重要であるので、弾性率測定に最も適した駆動パルス、遅延時間、および走査方法が選択されることが好ましい。

#### 【0044】

位相検波部6は、遅延時間制御部5で遅延制御された受信反射波信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。エイリアシングによる高周波成分を除去するために位相検波部6の出力部分に高周波成分を除去するフィルタを設けてもよい。遅延時間制御部5および位相検波部6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。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ部71に入力される。フィルタ部71は、分離された実部信号を所定の値よりも高い周波数成分および所定の値以下の周波数成分に分離する第1のフィルタ7と、分離された虚部信号を所定の値よりも高い周波数成分および所定の値以下の周波数成分に分離する第2のフィルタ8とを含む。第1のフィルタ7および第2のフィルタ8は、DSP(デジタル・シグナル・プロセッサ)などにより構成され、遮断周波数あるいは通過帯域が異なるものの基本的に同じ機能を備える。

#### 【0045】

フィルタ部71の機能を図2および図3を参照してさらに説明する。図2は、本発明の超音波診断装置50を用いて測定対象物である生体60に超音波を送信する様子を模式的に示している。生体60は、血管壁64と、血管壁64により規定される流路を流れる血液である流体部分61と、血管以外の生体組織62とを含む。流体は速度 $v_b$ で矢印方向に移動する。血管壁64は伸縮運動を行い、生体組織62はほとんど移動しない。

#### 【0046】

生体60の表面に超音波プローブ2を密着させ、超音波ビーム63が流体の進行方向に対して鋭角をなして流体61の上流側に到達するよう超音波を測定対象物に対して送信する。この時、流体61において反射する超音波は、ドブラ効果により高周波側にシフトする。一方、血管壁64および生体組織62はほとんど移動しないため、ドブラ効果による周波数のシフトは小さい。このため、図3に示すように、流体61から得られる超音波反射波65は血管壁64および生体組織62から得られる超音波反射波66に比べて高周波側にシフトする。フィルタ部71において、受信した超音波反射波を周波数 $f_1$ より大きい周波数成分と周波数 $f_1$ 以下の周波数成分とに分離すれば、受信した超音波反射波から流体61による信号成分を分離することができる。

#### 【0047】

流体61から得られる超音波反射波65と血管壁64および生体組織62から得られる超音波反射波66とが重なっていたり、分離が難しい場合には、遅延時間制御部5によって、流体61の進行方向に対する超音波ビーム63がなす角を小さくする。これにより、流体61から得られる超音波反射のドブラシフトを大きくすることができる。また、図4に示すように、超音波ビーム63が出射する方向が異なるよう、超音波プローブ2の超音波振動子群をグループ分けしてもよい。

#### 【0048】

なお、流体61から得られる反射波がドブラシフトする方向は、流体61の進行方向に対する超音波ビーム63の方向に依存する。超音波ビーム63が流体61の下流側に到達し、流体の進行方向に対して鈍角をなすよう超音波を測定対象物に対して送信する場合には、流体61から得られる反射波は低周波数側に移動する。つまり、流体61から得られる超音波反射波65は血管壁64および生体組織62から得られる超音波反射波66に比べて低周波数側にシフトする。

#### 【0049】

したがって、フィルタ部71の第1のフィルタ7は、位相検波部において分離された実部信号をドブラシフトが大きい信号成分とドブラシフトが小さい信号成分に分離し、第2の

10

20

30

40

50



フィルタ 8 は、位相検波部において分離された虚部信号をドブラシフトが大きい信号成分とドブラシフトが小さい信号成分に分離する。

【 0 0 5 0 】

超音波診断装置本体 1 は、流体判定部 9、演算部 10、演算データ記憶部 11、画像データ生成部 72 および表示データ記憶部 19 をさらに含む。流体判定部 9、演算部 10、演算データ記憶部 11 および表示データ記憶部 19 はソフトウェアまたはハードウェアを用いて構成され、画像データ生成部 72 は電子部品を用いた回路により構成される。これらの構成により、位相検波した信号から測定対象領域内における流体部分の判定ならびに対象となる生体組織の運動速度および位置変位量を演算する。

【 0 0 5 1 】

具体的には、流体判定部 9 は、フィルタ部 71 の第 1 のフィルタ 7 および第 2 のフィルタ 8 から位相検波部 6 において分離された実部信号および虚部信号のうちドブラシフトが大きい信号成分をそれぞれ受け取る。そして、一般的に用いられるドブラ法によって測定対象領域内における流体部分を判定し、少なくとも流体部分がどこにあるかを判定する。たとえば、カラードブラ法を用いて測定対象領域の各位置における流速を求めてもよいし、パワードブラ法による振幅情報に基づいて、測定対象領域内における流体部分を特定してもよい。求められた流体部分の位置情報は、画像データ生成部 72 へ送られる。

【 0 0 5 2 】

一方、演算部 10 は、フィルタ部 71 の第 1 のフィルタ 7 および第 2 のフィルタ 8 から位相検波部 6 において分離された実部信号および虚部信号のうちドブラシフトが小さい信号成分をそれぞれ受け取る。演算部 10 は、運動速度演算部と、位置演算部と、伸縮演算部と、弾性率演算部とを含む。演算部 10 の運動速度演算部は、受け取った信号に基づいて、複数の測定対象位置における生体組織の運動速度を求める。位置演算部は、運動速度を積分することにより位置変位量を求める。また、伸縮演算部は、求めた位置変位量から各測定対象位置間における生体組織の伸縮量を求める。さらに、弾性率演算部において、血圧計 17 から入力される最低血圧値および最高血圧値に関するデータを用いて対象となる組織の弾性率を求める。演算部 10 の出力は画像データ生成部 72 に入力される。

【 0 0 5 3 】

演算データ記憶部 11 は、流体判定部 9 および演算部 10 へ入力される位相検波された信号、あるいは、流体判定部 9 において求められた流体部分の位置情報および演算部 10 で求められた運動速度、位置変位量、伸縮量または弾性率をそれぞれ流体判定部 9 および演算部 10 から受け取って記憶する。伸縮量または弾性率を演算データ記憶部 11 が記憶していなくても、位相検波された信号、運動速度、位置変位量などを再び流体判定部 9 および演算部 10 が読み込んで計算を行うことにより、流体部分の位置情報や複数の測定対象位置間の伸縮量や弾性率を求めることができる。

【 0 0 5 4 】

図 1 に示すように、超音波診断装置本体 1 は、さらに検波部 12 および利得制御部 13 を備えている。検波部 12 および利得制御部 13 は、測定対象領域の B モード画像を得るために、受信した反射波信号をその振幅強度に応じた輝度で変調する。具体的には、検波部 12 は遅延時間制御部 5 から出力される受信反射波信号を包絡線検波する。利得制御部 13 は検波した信号を対数増幅し、画像データ生成部 72 へ出力する。検波部 12 および利得制御部 13 はソフトウェアによって構成してもよいし、ハードウェアにより構成してもよい。

【 0 0 5 5 】

画像データ生成部 72 は、DSC ( デジタル・スキャン・コンバータ ) 14 および表示制御部 15 を含む。DSC 14 は、演算部 10 において求められた伸縮量および / または弾性率を二次元マッピングデータに変換する。また、流体判定部 9 から得られる少なくとも流体部分の位置情報を二次元画像に変換する。カラードブラ法を流体判定部 9 が採用している場合には、その流体が移動する方向およびその流速に基づいて彩色されたカラーフロー画像を生成してもよい。また、パワードブラ法を用いる場合にはその流速に応じた諧調

10

20

30

40

50

(輝度)画像を生成してもよい。利得制御部13から出力される信号はBモード画像のデータに変換される。DSC14の出力は表示制御部15へ入力される。

【0056】

表示制御部15は、DSC14から出力されるこれらの画像データを合成し、モニタ16に表示するための画像データに変換する。また、血圧計17から得られる最低血圧値および最高血圧値とECG(心電計)18から得られる心電図の波形信号を受け取り、これらの信号を画像データに変換し、DSC11からの画像データに重畳する。このとき、以下において詳しく説明するように、伸縮量および/または弾性率の二次元マッピングデータのうち、流体部分に位置するデータは、流体判定部9から得られる画像の流体部分の位置情報を利用して、時間の経過によっても変化しない所定の彩色で表示されるようにする。表示制御部15の出力はモニタ16に入力され、モニタ16はこれを表示する。表示制御部15の出力は表示データ記憶部19へも出力され、任意のタイミングにおける動画あるいは静止画を表示データ記憶部19に記憶させることができる。

10

【0057】

次に、超音波診断装置50の動作を詳細に説明する。遅延時間制御部5により遅延時間が制御された複数の駆動パルス信号が超音波送受信部3から出力され、超音波プローブ2は、各駆動パルス信号を超音波送信波に変換し、生体へ送信する。生体組織によって反射して得られる超音波反射波は、超音波プローブ2で受信され、電気信号に変換される。超音波送受信部3において受信した受信反射波信号は、遅延時間制御部5を経て位相検波部7に入力される。遅延時間制御部5は、駆動パルス信号ごとに異なる偏向角度で超音波の送受信を行うことができるよう、各駆動パルス信号に異なる遅延時間データを設定する。

20

【0058】

位相検波部6は、受信反射波信号を位相検波し、実部信号および虚部信号に分離する。フィルタ部71の第1のフィルタ7は、位相検波部において分離された実部信号をドブラシフトが大きい信号成分とドブラシフトが小さい信号成分に分離し、第2のフィルタ8は、位相検波部において分離された虚部信号をドブラシフトが大きい信号成分とドブラシフトが小さい信号成分に分離する。

【0059】

ドブラシフトが大きい信号成分は流体判定部9へ入力され、ドブラ法によって測定対象領域内における流体部分を判定し、少なくとも流体部分の位置情報を求める。ドブラシフトが小さい信号成分は、演算部10へ入力される。

30

【0060】

演算部10における組織の位置変位量の演算について、図5を用いて詳細に説明する。図5は、生体60を伝播する超音波ビーム24を模式的に示しており、図では血管壁64および血管以外の生体組織62が示されている。生体60の表面に配置された超音波プローブ2から送信した超音波送信波は、生体60中を進行する。超音波送信波は、ある有限の幅を持つ超音波ビーム24として生体60中を伝播し、その過程において生体組織62および血管壁64によって反射または散乱した超音波の一部が超音波プローブ2へ戻り、超音波反射波として受信される。超音波反射波は時系列信号 $r(t)$ として検出され、超音波プローブ2に近い組織から得られる反射の時系列信号ほど、時間軸上で原点近くに位置する。超音波ビーム24の幅(ビーム径)は、遅延時間を変化させることにより制御することができる。

40

【0061】

超音波ビームの中心軸である音響線22上に位置する血管壁23中の複数の測定対象位置 $P_n$ ( $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ ・・・ $P_n$ 、 $n$ は3以上の自然数)は、ある一定間隔 $H$ で超音波プローブ2に近い順に $P_1$ 、 $P_2$ 、 $P_3$ 、 $P_k$ ・・・ $P_n$ と配列している。生体60の表面を原点とする深さ方向の座標を $Z_1$ 、 $Z_2$ 、 $Z_3$ 、 $Z_k$ 、・・・ $Z_n$ とすると、測定対象位置 $P_k$ からの反射は、時間軸上で $t_k = 2Z_k / c$ に位置することになる。ここで $c$ は生体内での超音波の音速を示す。反射波信号 $r(t)$ を位相検波部6において位相検波し、検波した信号を実部信号および虚部信号に分離してフィルタ部21を通過させ

50

る。演算部 10 では、反射波信号  $r(t)$  と微小時間  $t$  後の反射波信号  $r(t + \Delta t)$  において振幅は変化せず、位相および反射位置のみが変化するという制約のもとで、反射波信号  $r(t)$  と  $r(t + \Delta t)$  との波形の整合誤差が最小となるよう最小二乗法によって位相差を求める。この位相差から、測定対象位置  $P_n$  の運動速度  $V_n(t)$  が求められ、さらにこれを積分することにより、位置変位量  $d_n(t)$  を求めることができる。

#### 【0062】

次に、これらの測定演算結果を用いた弾性率の演算・表示について、図 6 を用いて説明する。図 6 は、測定対象位置  $P_n$  と弾性率演算の対象組織  $T_n$  との関係を示す図である。対象組織  $T_k$  は、隣接する測定対象位置  $P_k$  と  $P_{k+1}$  とに挟まれた範囲に厚み  $H$  を有して位置している。 $n$  個の測定対象位置  $P_1 \cdots P_n$  からは  $(n-1)$  個の対象組織  $T_1 \cdots T_{n-1}$  を設けることができる。

10

#### 【0063】

対象組織  $T_k$  の伸縮量である厚み変化量  $D_k(t)$  は、測定対象位置  $P_k$  と  $P_{k+1}$  の位置変位量  $d_k(t)$  と  $d_{k+1}(t)$  とから、 $D_k(t) = d_{k+1}(t) - d_k(t)$  として求められる。血管壁 64 の組織  $T_k$  の厚みの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じる。よって、対象組織  $T_k$  の厚み  $H$  (最低血圧時の値)、対象組織の厚み変化量  $D_k(t)$  の最大値  $D_{kmax}$ 、および最低血圧値と最高血圧値との差である脈圧  $B$  を用い、対象組織  $T_k$  の歪み率である弾性率  $k$  を  $k = (B \times H) / D_{kmax}$  により求めることができる。ここで、弾性率  $k$  は血管半径方向の弾性率である。そして、遅延時間を制御し、送受信する超音波の偏向角度を走査させることにより、血管壁 64 の任意の断面における弾性率を二次元マッピング表示することができる。血管内の血流の脈動周期にもなつて、最低血圧値および最高血圧値が更新されるので、弾性率  $k$  も更新される。したがって、弾性率はおおよそ脈動周期に一致するリアルタイムで更新される。

20

#### 【0064】

なお、血管壁には円周方向の弾性率も存在するので、血管壁の半径方向の弾性率に換えて、あるいは、血管壁の半径方向の弾性率とともに血管壁の円周方向における弾性率を求めてもよい。血管壁の弾性率を異なる方向において求めることによってより詳細に動脈硬化の診断を行うことが可能となる。

#### 【0065】

次に画像データ生成部 72 における画像データの生成を説明する。上述したように、画像データ生成部 72 の DSC 14 では、演算部 10 において求められた弾性率を二次元マッピングデータに変換する。弾性率に変えて伸縮量を表示するようにしてもよいし、弾性率および伸縮量を切り替えて表示するよう、両方の二次元マッピングデータを生成してもよい。二次元マッピング表示では、弾性率の大きさにしたがって、輝度を分布させた色彩による諧調表示を行ったり、弾性率の大きさに色度に対応させた色度表示を行ったりすることができる。たとえば弾性率の大きい箇所および小さい箇所をそれぞれ青色および赤色で表示し、弾性率がその中間の値である箇所は青色と赤色の中間色で表示することができる。色相の組み合わせは、ユーザが自由に選択できるようにしてもよい。

30

#### 【0066】

また、流体判定部 9 から得られる少なくとも流体部分の位置情報を二次元画像に変換する。上述したように流体部分をカラー Doppler 法により移動方向および流速に応じた色度表示してもよいし、パワード Doppler 法により諧調表示してもよい。利得制御部 13 から出力される信号は B モード画像に変換される。DSC 14 の出力は表示制御部 15 へ入力される。

40

#### 【0067】

表示制御部 15 は、これらの 3 つの画像を合成し、画像データを生成する。図 7 は、表示制御部 15 における画像の合成を模式的に示している。図 7 において、流体部分 75b の位置情報を含む二次元画像データ 75 と、弾性率の二次元マッピングデータ 76a を含む画像データ 76 と、B モード画像データ 77 とが模式的に示されている。二次元画像データ 75 は流体部分 75b とその他の部分 75a とを含んでいる。流体判定部 9 において、各測定位置における流体の速度を求めている場合には、流体部分がその移動方向および速

50

度の大きさに応じた諧調あるいは色度で表示するようD S C 1 4では画像データが生成される。しかし、表示制御部15は、この二次元画像データ75において、流体部分75bを黒色、あるいは、時間の経過によっても変化しない所定の色で表示し、その他の部分75aは無色透明で表示するよう、D S C 1 4で生成した画像データに対して変換処理を施す。

#### 【0068】

弾性率の二次元マッピングデータ76aは上述したように、弾性率の大きさに応じた諧調あるいは色度で表示されている。Bモード画像77には血管壁64および血管壁64により規定される空間を移動する血液である流体部分61が示されている。

#### 【0069】

図7に示すように、これら3つの画像は測定対象物の位置が互いに対応するように表示制御部15において重畳され、画像データ78が生成される。このとき、弾性率の二次元マッピングデータ76aは血管壁64および流体部分61にまたがる領域に作製されているが、二次元画像データ75において、流体部分75bが黒色で示されているため、二次元マッピングデータ76aの流体部分75bと重畳する部分76a'は黒色で表示される。つまり、流体部分75bに対応する位置をマスクすることにより、合成された画像データ78において、弾性率の表示が求められる血管壁64に位置する領域76a''にのみ弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示される二次元マップが表示され、血管壁64に隣接する流体(血液)61部分76a'は黒色で表示される。このため、血管壁64の弾性特性が見やすくなり、血管壁64中弾性率が正常ではない部分を容易に見つけることができるようになる。また、血管の脈動により、血管壁64が移動あるいはシフトしても流体61部分は常に黒色で表示されるため、弾性率が正常ではない部分のシフトを目視によって容易に追跡することができる。

#### 【0070】

このように、本実施形態では、流体部分から得られるドブラシフトの大きい信号成分を除去し、残った信号成分を用いて得られる弾性率を単純に二次元マップで表示するのではなく、流体部分から得られるドブラシフトの大きい信号成分から流体部分の位置情報を求め、得られた位置情報から流体部分には弾性率を表示しないようにしている。位置情報を求めることにより、流体部分と流体部分ではない部分(血管壁)との境界をノイズなどの影響を受けずに明確にすることができ、弾性率が正しく求められる部分を明瞭に表示することができる。

#### 【0071】

なお、上述の画像データ生成部72では、流体判別部9のデータを利用してマスクを作製し、弾性率の二次元マッピングデータの一部のみを弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示させていたが、流体判別部9の位置情報を直接利用して、流体部分以外の領域において弾性率の二次元マッピングデータを作製してもよい。

#### 【0072】

たとえば図8に示すように、演算部10において求めた弾性率をD S C 1 4において二次元マッピングする際、流体判別部9から得られた流体部分の位置情報を利用して、流体部分に対応する領域76a'においては弾性率をマッピングしないで、流体部分以外の領域76a''においてのみ弾性率をマッピングした画像データ79を作製する。あるいは流体部分に対応する領域76a'は、黒色または無色透明で示すようにして、流体部分以外の領域76a''においてのみ弾性率をマッピングした画像データ79を作製する。この画像データ79とBモード画像データ77とを合成すると、弾性率の表示が求められる血管壁64に位置する領域76a''にのみ弾性率に応じた諧調あるいは色度で表示される画像データ78が得られる。この場合、流体部分76a'に対応する領域は黒色またはBモード画像が示される。このようにして生成した画像データ78をモニタ16に入力することにより、生体組織の各部の弾性率が見やすく表示される。

#### 【0073】

画像の表示は、生体に向けて超音波送信波を送信し、生体から反射する超音波反射波を受

10

20

30

40

50

信することにより、測定データを収集しながら行ってもよい。これをリアルタイム表示モードという。または、測定データを収集後、演算データ記憶部10からデータを読み出して上述の手順により画像データ78を生成することにより、行ってもよい。これをオフライン表示モードという。超音波診断装置はリアルタイム表示モードおよびオフライン表示モードの両方を備えていてもよい。

#### 【0074】

ここで、「リアルタイム表示」とは、計測データを取得するために、生体に対して超音波プローブ2を当てて超音波の送受信を行っている間に、受信した超音波反射波に基づく画像を逐次表示することをいう。受信した超音波反射波が瞬時に演算され、超音波反射波の受信と実質的に同時に画像表示が行われてもよいし、演算に時間を要するため、受信から画像の表示までに数ミリ秒から数十ミリ秒程度のタイムラグが存在していてもかまわない。リアルタイム表示は、表示された画像に基づいて計測領域を移動させたり、目的としている部位を探索するために適している。したがって、上述の時間程度のタイムラグが存在する場合であっても、その期間、超音波プローブ2を生体に対して静止させておくことが可能である限り、「リアルタイム表示」として機能することができる。また、超音波反射波の受信と画像表示とが上述の関係を満たす限り、超音波反射波に基づく種々の演算データがレジスタや一時記憶のためのメモリなどに記憶されてもかまわない。

#### 【0075】

また、リアルタイム表示モードおよびオフライン表示モードにおいて、弾性率を計算する単位面積を変化させてもよい。たとえば、リアルタイム表示モードにおいて生体組織の各部の弾性率を表示する場合には、弾性率を計算する単位面積を大きくすることにより空間分解能を低くし、オフライン表示モードにおいて生体組織の各部の弾性率を表示する場合には、弾性率を計算する単位面積を小さくすることにより空間分解能を高くしてもよい。このようにすることにより、リアルタイム表示モードでは、ノイズや超音波プローブと生体との接触状態の変化等の影響を受けにくい安定した画像表示を行うことができ、表示された画像に基づいて超音波プローブを移動させることにより計測領域を移動させたり、目的としている部位を探索することが容易となる。また、被験者が不要な動作をしても、表示している画像が大きく変化しにくいため、被験者に厳密な静止状態を強いる必要が無く、被験者に好ましくない緊張を与えることを避けることができる。

#### 【0076】

さらに、伸縮量や弾性率の空間分解能を低くすることにより、リアルタイム表示モードにおける画像表示のための計算量を低減させることができる。このため、超音波診断装置50のCPU4に要求される演算処理能力を低くすることができ、演算処理能力がさほど高くない安価なCPU4を超音波診断装置50に用いることが可能となる。これより、超音波診断装置のコストを低減させることができる。また、計算量が少なくすむため、超音波反射波の受信後速やかに画像表示をさせることが可能となり、タイムラグの少ないリアルタイム表示をおこなうこともできる。

#### 【0077】

なお、上記実施形態では超音波反射波信号から測定対象組織の運動速度および位置変位量の特許文献2に開示された方法によって求めている。しかし、たとえばRF信号に対するゼロクロス点検出法、組織ドブラ法のような他の方法を用いて運動速度および位置変位量を求めてもよい。

#### 【0078】

また、深さ方向における計測エリアが狭い(短い)場合には、超音波の送信焦点深度および受信焦点深度の両方を固定しても、分解能の高い計測をおこなうことができる場合が多い。深さ方向における計測エリアが広い(長い)場合には、送信焦点深度を変えたり、受信時にダイナミックフォーカシングを行う等により分解能の高い像を得ることができる。

#### 【0079】

また、流体判定部9において、カラードブラ法やパワードブラ法によって、流体の移動速度や方向に関する情報を求め、DSC14において、流体部分の流速や移動方向を適切な

10

20

30

40

50

色度表示または諧調表示によって画像データとして変換している場合には、Bモード画像データにこれらの画像データを重畳させてモニタで表示することができるようにしてもよい。

#### 【0080】

以下、超音波診断装置50における画像表示の一例を説明する。図9は、超音波診断装置50を用いて頸動脈の検診を行った結果を表した画像の模式図である。この例では、頸動脈の血管壁の弾性率を計測し、血管壁中の微小な石灰化部位を探索する。血管壁の石灰化は典型的な動脈硬化である。

#### 【0081】

図9において、左半分および右半分にBモードによる生体の二次元断層画像44、45が示されている。二次元断層画像44、45は生体の頸動脈の長軸方向の断層図であり、二次元断層画像44、45において、血管前壁34、血管後壁36およびそれらに挟まれた流体部分である血液35が示されている。超音波プローブ2(図1)を生体に当てて、検診を開始すると、二次元断層画像44、45が得られる。また、二次元断層画像44、45を撮像するのに用いられた超音波ビームの音響線33(点線にて表示)、血管前壁34と血液35との境界を囲むマーカ37(2本線にて表示)、検査領域(Region Of Inspection、ROIとも略す)38(四隅の位置を表示)、および検査領域38内を深さ方向に7等分する位置を示すマーカ39が二次元断層画像44に示される。この例では、8つのマーカにて検査領域38を7層に等分して表示しているが、実際の位置変位量測定は15層にて行い、したがって14層分の弾性特性を演算している。

#### 【0082】

図9において右側に示される二次元断層画像45には、検査領域38内の各部の弾性率(血管壁の半径方向の弾性率)を求めた弾性特性マップ46が重畳して示される。弾性特性マップ46の位置は二次元断層画像44における検査領域38に対応している。弾性特性マップ46が示す領域の大きさは横10.0mm×縦3.5mm、各単位セルの大きさは横0.4mm×縦0.25mmである。したがって、検査領域38は、14行および25列に分割された単位セルからなる。

#### 【0083】

また、血管壁の円周方向の弾性率も計測する場合には血管の内径を求める必要があるため、検査領域38に血液35と血管後壁36との境界が含まれるように二次元断層画像44上において検査領域38を設定する。同様に、マーカ37を血液35と血管前壁34との境界を含むように設定する。超音波診断装置50のCPU4は、マーカ37および検査領域38において、Bモードの輝度変化量または輝度変化率があらかじめ設定された敷地を越えた位置を血液35と血管前壁34との境界の位置および血液35と血管後壁36との境界の位置として求め、これらの位置の差から血管の内径を求める。求めた血管の内径変化はグラフ41として図9の下方に示されている。また、ECG18から受け取った心電図の波形42も表示する。

#### 【0084】

上述したように、弾性特性マップ46において血液35と重なる領域は黒色で表示されている。このため、血液35と血管後壁36との境界の位置が明示され、血管後壁36内の弾性率が高い部分の位置を特定しやすくなっている。なお、図9において、弾性特性マップ46は、各部の弾性率の値に応じたモノクロの濃淡で示されているが、二次元断層画像44および45をモノクロ表示し、弾性特性マップ46を弾性率の値に応じた色度を用い、カラー表示を行ってもよい。

#### 【0085】

図10は、比較のために図9と同様にして弾性率を測定し、弾性特性マップ46の全体を弾性率の値に応じた諧調あるいは色度で表示した場合の画面を示している。図10に示すように、弾性特性マップ46において、血管後壁36に対応する領域に加えて、血液35に対応する領域も弾性率が諧調あるいは色度で表示され、血管後壁36と血液35との境界がわかりにくくなっている。このため、血管後壁36中の弾性率の特異部分を特定しに

10

20

30

40

50

くくなっている。

【0086】

また、測定の目的から、血液の弾性率は不必要である上に、血流によって反射した超音波から得られるデータは正しい弾性率を示さない。このような不要でありかつ不正確な血液部分の弾性率を表示させることは、被験者の誤解を招くおそれもある。

【0087】

なお、二次元断層画像44および45は、超音波のBモード画像であるため、たとえば、30フレーム/秒程度の表示速度でリアルタイムで更新することができる。これに対して、弾性特性の計算は被験者の心拍間隔で行われるため、弾性特性マップ46は被験者の心拍間隔(約1フレーム/秒)で更新される。このため、二次元断層画像44および45を30フレーム/秒程度の表示速度で更新しながら表示し、弾性特性マップ46を被験者の心拍間隔(約1フレーム/秒)で更新して表示してもよい。しかし、弾性特性マップ46と重ねられる二次元断層画像45は弾性特性マップ46と同期して更新したほうが、見やすい画像が得られる。また、二次元断層画像44は、二次元断層画像45の弾性特性マップ46で隠れた部分を参照する目的で利用されることが多いため、二次元断層画像44も弾性特性マップ46と同期して更新したほうがより見やすい画像を得ることができる。

10

【0088】

(第2の実施形態)

以下、本発明による超音波診断装置の第2の実施形態を説明する。第1の実施形態において詳細に説明したように、本発明の超音波診断装置では、弾性率の測定に加えて、ドプラ法を用いた流体部分の特定およびBモード画像の取得を行う。第1の実施形態では、これらの目的のために共通に用いられる駆動パルスを送受信部3および遅延時間制御部5によって制御していた。しかし、弾性率の測定、ドプラ法による流体部分の特定およびBモード画像の取得は、受信した超音波反射にそれぞれ異なる信号処理を施すことにより達成され、最適な結果を得るための駆動パルスおよび走査方法は必ずしも一致しない。このため、本実施形態では、それぞれの計測に最適な駆動パルスおよび走査方法を用いる。

20

【0089】

図11に示すように超音波診断装置51は、第1の実施形態の超音波送受信部3、遅延時間制御部5、位相検波部6、流体判定部9および演算部10'に換えて超音波送受信部3'、遅延時間制御部5'、位相検波部6'、流体判定部9'および演算部10'を備えている。また、スイッチ部73aおよび73bを備えている。

30

【0090】

図12は、超音波送受信部3'の駆動回路から出力される駆動パルス群67を模式的に示している。図12に示すように、駆動回路から出力される駆動パルス群67は、駆動パルス67a、67bおよび67cを含んでいる。それぞれの駆動パルス67a-67cは実際には複数のパルスを含むパースト波である。駆動パルス67aはBモード画像を得るために最適化されている。同様に、駆動パルス67bおよび駆動パルス67cは、弾性率の計測およびドプラ法による流体部分の特定を行うことができるようそれぞれ最適化されている。最適化されるパラメータとしては、遅延時間およびパルス数などがある。

【0091】

本実施形態では、駆動パルス67a、67b、67cの時系列順でこれらの駆動パルスが送信され、駆動パルス群67cを構成しているが、駆動パルスの順序はこれに限られない。たとえば、弾性率の計測を行うために最適化された駆動パルスを最初に送信してもよい。

40

【0092】

また、図12では、駆動パルス群67が2つ示されているが、実施の計測では、駆動パルス群67を繰り返して送信することにより、それぞれの駆動パルス群67に含まれる各駆動パルス67a、67b、67cが、それぞれBモード画像の生成、弾性率の計測および流体部分の位置情報の特定に用いられる。このため、駆動パルス群67における各駆動パルス67a、67b、67cのタイミングはそれぞれの計測に要求される位相差に応じて

50

変化してもよい。超音波送受信部 3' および遅延時間制御部 5' はこれらの駆動パルスを含む駆動パルス群 6' 7' がそれぞれ最適な走査方法となるよう位相が調整されて繰り返し送受信する。

【0093】

各駆動パルス群 6' 7' の駆動パルス 6' 7' a - 6' 7' c が測定対象物において反射し、得られた超音波反射波はそれぞれ異なる信号処理を施す必要がある。このため CPU 4 は、スイッチ部 7' 3' a および 7' 3' b を用いて超音波反射波による信号処理経路を制御する。具体的には、駆動パルス 6' 7' a による超音波反射波を超音波送受信部 3' が受信した場合には遅延時間制御部 5' から出力される超音波反射信号はスイッチ部 7' 3' a の切り換えによって検波部 1' 2' へ入力される。そして利得制御部 1' 3' において検波した信号を対数増幅し画像データ生成部 7' 2' へ出力する。

10

【0094】

一方、駆動パルス 6' 7' b および駆動パルス 6' 7' c による超音波反射波を超音波送受信部 3' がそれぞれ受信した場合には、遅延時間制御部 5' から出力される超音波反射信号がスイッチ部 7' 3' a の切り換えによって位相検波部 6' へ出力される。位相検波部 6' は第 1 の実施形態で説明したように超音波反射信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。得られた信号が駆動パルス 6' 7' b によるものである場合には、スイッチ部 7' 3' b によって実部信号および虚部信号を演算部 1' 0' へ出力する。

【0095】

演算部 1' 0' は、受け取った実部信号および虚部信号を用いて測定対象物の各位置における運動速度、位置変位量、伸縮量および弾性率を順に求める。得られたデータは画像データ生成部 7' 2' へ送られる。

20

【0096】

また、位相検波部 6' において得られた実部信号および虚部信号が駆動パルス 6' 7' c によるものである場合には、スイッチ部 7' 3' b によって実部信号および虚部信号を流体判定部 9' へ出力する。流体判定部 9' はハイパスフィルタ 7' 4' を含んでおり、実部信号および虚部信号からドブラシフトが小さい信号成分を除去する。そして、ドブラシフトが大きい信号成分を用い流体部分の判定を行う。求めた流体部分の位置情報は画像データ生成部 7' 2' へ出力される。

【0097】

30

画像データ生成部 7' 2' は、演算部 1' 0' から受け取る伸縮量および/または弾性率のデータと、流体判定部 9' から受け取る流体部分の位置情報とを用いて、伸縮量および/または弾性率の二次元マッピングデータを作成する。このとき、二次元マッピングデータ中の流体部分に位置するデータは、流体判定部 9' から得られる画像の流体部分の位置情報を利用して、時間の経過によっても変化しない所定の彩色で表示されるようにする。また、画像データ生成部 7' 2' は、利得制御部 1' 3' から得られる信号に基づき、B モード画像のデータを生成する。得られた B モード画像のデータと伸縮量および/または弾性率の二次元マッピングデータとを合成し、モニタ 1' 6' に表示する。画像データ生成部 7' 2' におけるこれらのデータの具体的な生成方法は第 1 の実施と同様である。

【0098】

40

なお、駆動パルス 6' 7' a - 6' 7' c は、厳密には同時刻に送信されてはいない。このため、弾性率、流体部分の位置および B モード画像は駆動パルス 6' 7' a - 6' 7' c の間隔に対応する時間で遅れて取得される。しかし、駆動パルス 6' 7' a - 6' 7' c の間隔は短く、その時間において測定対象物が移動する移動量は無視しうる程度に小さい。このため、弾性率、流体部分の位置および B モード画像は実質的に同時刻に取得したとみなすことができ、モニタに表示される弾性率の二次元マップと B モード画像とで人間が知覚できるほどのずれは生じない。

【0099】

本実施形態によれば、弾性率の測定、ドブラ法による流体部分の特定および B モード画像の取得は、それぞれの測定に最適な駆動パルスや走査方法を用いて行われる。このため、

50



より正確な弾性率および流体部分の位置情報と精細なＢモード画像とを得ることができる。その結果、測定対象物を示す画像がより見やすくなり、測定対象物中の伸縮率や弾性率の特異部分を正確に特定することが容易となる。

【０１００】

本実施形態では、弾性率の測定、ドプラ法による流体部分の特定およびＢモード画像の取得のためにそれぞれ適した３種類の駆動パルスを用いているが、精度が求められる計測にのみ専用の駆動パルスを用い、他の計測には１種類の駆動パルスを共通に用いてもよい。たとえば、ドプラ法による流体部分の特定およびＢモード画像の取得に共通の用いられる駆動パルスと弾性率の測定に用いる駆動パルスとの２種類からなる駆動パルス群を用いて計測をおこなってもよい。

10

【０１０１】

以上、第１および第２の実施形態では、生体を測定対象物として用い、本発明の超音波装置および超音波計測方法を説明したが、測定対象物は生体以外の物体であってもよい。たとえば、壁内の配管の機械振動測定などに用いることができる。このような場合においても、配管内を移動する流体部分の伸縮量や弾性率を表示することなく配管部分のみの伸縮量や弾性率を表示することができるため、配管の診断あるいは検査を容易に行うことができる。

【産業上の利用可能性】

【０１０２】

本発明の超音波診断装置およびその制御方法は、生体組織の弾性率を診断するのに適している。また、壁内の配管の診断あるいは検査にも適している。

20

【図面の簡単な説明】

【０１０３】

【図１】本発明による超音波診断装置の第１の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図２】超音波ビームと流体の移動方向との関係を説明する模式図である。

【図３】ドプラシフトを説明するための模式的なグラフである。

【図４】超音波ビームと流体の移動方向との関係を説明する他の模式図である。

【図５】生体の血管壁を伝播する超音波ビームを模式的に示している。

【図６】測定対象位置と弾性率を求める対象組織との関係を示す図である。

【図７】画像データ生成部における画像の合成を説明する図である。

30

【図８】画像データ生成部における画像の合成を説明する他の図である。

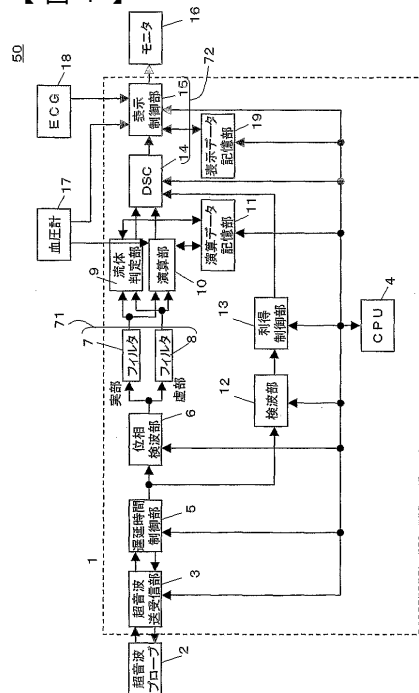
【図９】本発明による超音波診断装置によって、頸動脈を診断した場合の画像の一例を示す模式図である。

【図１０】比較のために、頸動脈を診断した場合において流体部分の弾性率も示した画像の一例を示す模式図である。

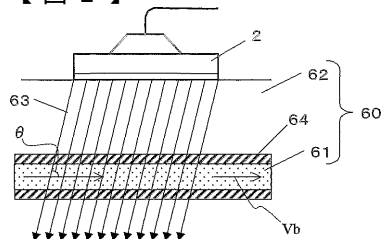
【図１１】本発明による超音波診断装置の第２の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図１２】図１１に示す超音波診断装置で用いられる超音波駆動パルス列を説明する模式図である。

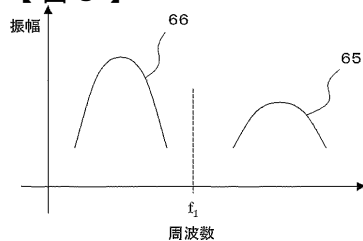
【 圖 1 】



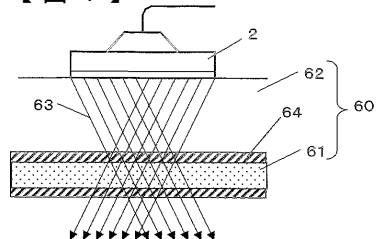
【圖 2】



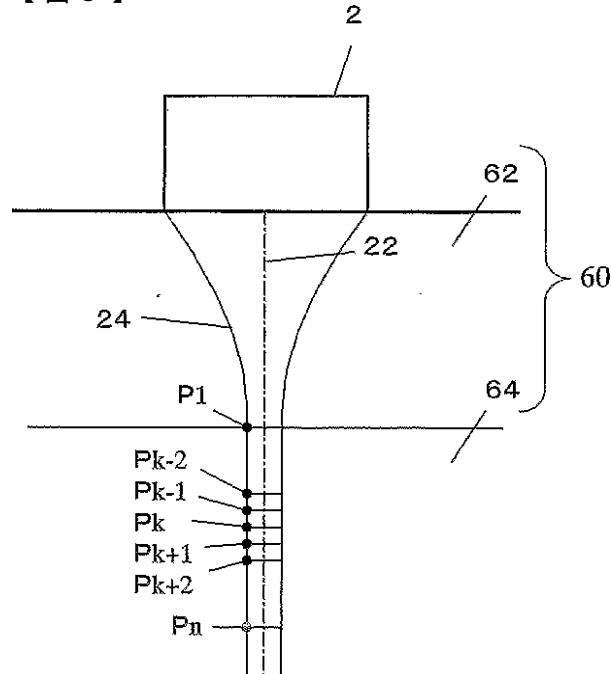
【圖 3】



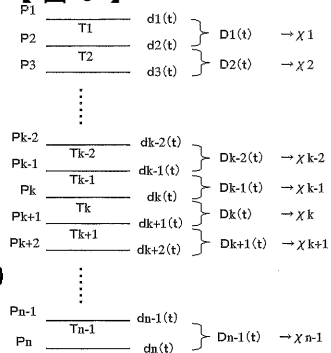
【 図 4 】



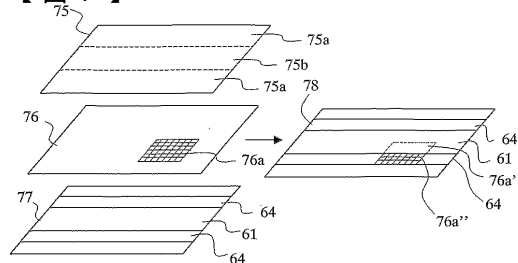
【 図 5 】



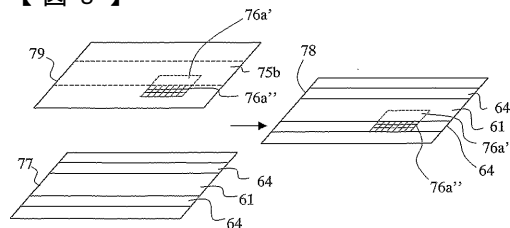
【 図 6 】



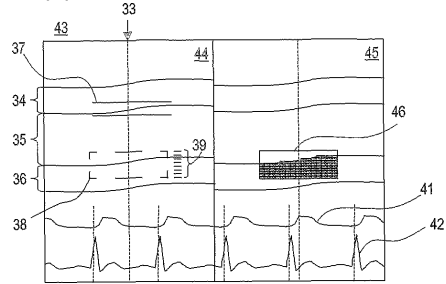
【圖 7】



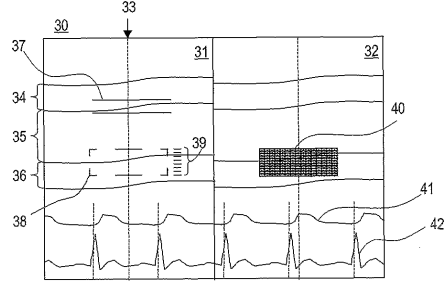
【 図 8 】



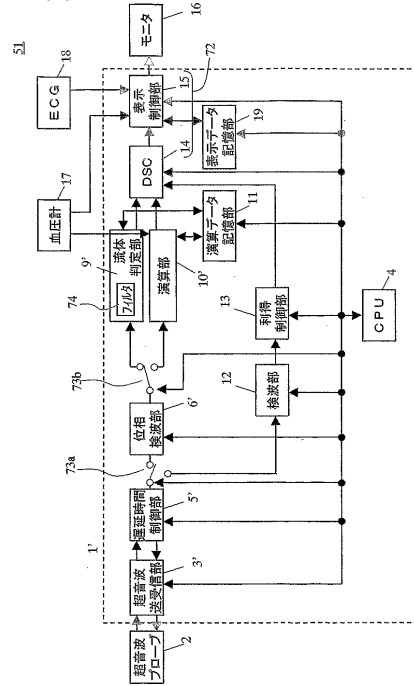
【図 9】



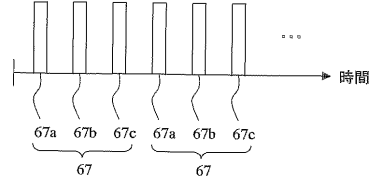
【図 10】



【図 11】



【図 12】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平9 - 51896 ( J P , A )  
特開平10 - 5226 ( J P , A )  
特開平11 - 89846 ( J P , A )  
特開2000 - 229078 ( J P , A )  
特開2001 - 70305 ( J P , A )  
特開2001 - 292995 ( J P , A )  
特開2001 - 353154 ( J P , A )

Hiroshi KANAI et al , Noninvasive Evaluation of Local Myocardial Thickening and Its Color-Coded Imaging , IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control , 1997年 7月 , vol.44, no.4, pp.752-768

- (58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup> , D B名)

A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP3694019B2</a>	公开(公告)日	2005-09-14
申请号	JP2005504467	申请日	2004-03-03
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 橋本雅彦		
发明人	加藤 真 橋本 雅彦		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0456 A61B8/06 A61B8/0858 A61B8/13 A61B8/463 A61B8/485 A61B8/488 G01S7/52042 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2003100774 2003-04-03 JP		
其他公开文献	JPWO2004089222A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

# 摘要(译)

超声波诊断装置包括超声波探头驱动单元2，放大超声波反射波的接收单元5，检测超声波反射波的相位的相位检测单元6，检测多个测量目标位置处的超声波反射波的相位的相位检测单元6计算单元10，用于基于运动速度计算待测量物体的每个待测量位置之间的膨胀和/或收缩量和/或弹性模量;用于基于检测到的信号确定测量对象中的流体部分的流体确定单元(9)，流体确定单元(9)，其使用由流体确定单元确定的信息来计算膨胀和/或收缩和/或弹性的量并且图像数据生成部分72用于生成用于以二维显示图像的图像数据。

【图1】

