

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2006/043529

発行日 平成20年5月22日 (2008.5.22)

(43) 国際公開日 平成18年4月27日 (2006.4.27)

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

出願番号	特願2006-542990 (P2006-542990)	(71) 出願人	000005821
(21) 国際出願番号	PCT/JP2005/019089		松下電器産業株式会社
(22) 国際出願日	平成17年10月18日 (2005.10.18)		大阪府門真市大字門真1006番地
(31) 優先権主張番号	特願2004-304674 (P2004-304674)	(74) 代理人	100101683
(32) 優先日	平成16年10月19日 (2004.10.19)		弁理士 奥田 誠司
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	加藤 真
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		(72) 発明者	反中 由直
			大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 BB02 DD14 DD15 DD19 EE30 JB34 KK07 KK12
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

被検体へ超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記探触子により受信する反射エコーを増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて前記被検体の断層像を生成する画像処理部と、前記断層像における任意の範囲を対象領域として設定する領域設定部と、前記受信信号から前記被検体に設定された複数の測定位置における前記被検体の運動情報を求める運動情報測定部と、前記運動情報から、前記複数の測定位置によって特定される前記被検体の複数の対象組織の性状特性値をそれぞれ求める特性値演算部と、前記複数の性状特性値を取得し、前記領域設定部によって設定された前記対象領域内に位置する前記対象組織の性状特性値から前記性状特性値の度数分布を求める分布作成部とを備えた超音波診断装置。

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体へ超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、
前記超音波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記探触子により受信する反射エコーを増幅し、受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号に基づいて前記被検体の断層像を生成する画像処理部と、
前記断層像における任意の範囲を対象領域として設定する領域設定部と、
前記受信信号から前記被検体に設定された複数の測定位置における前記被検体の運動情報を求める運動情報測定部と、
前記運動情報から、前記複数の測定位置によって特定される前記被検体の複数の対象組織の性状特性値をそれぞれ求める特性値演算部と、
前記複数の性状特性値を取得し、前記領域設定部によって設定された前記対象領域内に位置する前記対象組織の性状特性値から前記性状特性値の度数分布を求める分布作成部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記特性値演算部によって求められる性状特性値は、被検体の最大厚さ変化量、歪み、および弾性特性からなる群から選択される、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記領域設定部は、外部に設けられた入力部からの信号に基づき、前記対象領域を設定する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記領域設定部は、前記被検体中の音響特性の差異により生じる前記受信信号の特性に基づいて、前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記受信信号の特性は、前記受信信号の振幅情報である、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

30

前記領域設定部は、前記性状特性値に基づいて前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記領域設定部は、前記運動情報に基づいて前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

40

前記運動情報は、複数の測定位置における前記被検体の位置の時間変化量、および、前記対象組織を規定する 2 点の厚さの時間変化量のうちの少なくともいずれか一つである、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記被検体は、内膜領域、中膜領域および外膜領域を有する血管壁組織を含み、

前記領域設定部は、血管腔と内膜領域との境界、内膜領域と中膜領域との境界、中膜領域と外膜領域との境界および外膜領域と血管外組織との境界から選ばれる少なくとも 1 つの境界を決定する請求項 4 から 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記分布作成部は、性状特性値の度数分布として、ヒストグラムを作成する請求項 1 か

50

ら 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記断層画像および前記度数分布を表示する表示器をさらに備える請求項 1 から 1 0 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記画像処理部は、前記複数の性状特性値を取得し、前記複数の性状特性値の前記被検体における二次元分布画像をさらに生成する請求項 1 から 1 0 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記断層画像、前記度数分布および前記二次元分布画像を表示する表示器をさらに備える請求項 1 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記特性値演算部は、所定の周期で前記複数の性状特性値を更新し、前記分布作成部および前記画像処理部は前記性状特性値を更新に同期して、前記度数分布および前記二次元分布画像をそれぞれ更新する請求項 1 3 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、生体組織内の性状特性値の測定を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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。

【0 0 0 3】

心筋梗塞や脳梗塞の発病には、動脈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、動脈硬化を早期に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。

【0 0 0 4】

従来、動脈硬化病変の診断は、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行われていた。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、被験者への負担が大きいという問題があった。被験者への負担が少なく、容易に行うことができる動脈硬化の診断方法としては、動脈硬化の要因の一つであるコレステロール値の測定、あるいは、血圧値の測定も知られているが、コレステロール値あるいは血圧値は、動脈硬化の度合いを示すものではなかった。

【0 0 0 5】

また、動脈硬化を早期に診断して、動脈硬化の治療薬を被験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硬化の進展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。

【0 0 0 6】

こうした理由から、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0 0 0 7】

そこで、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断できる診断装置が提案されている（例えば、特許文献 1）。超音波診断装置は、被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置の一つであり、同じ非侵襲の X 線診断装置と比べ、被験者への

10

20

30

40

50

造影剤投与が不要である点、X線被曝の恐れがない点で優れている。従来の超音波診断装置によれば、超音波を体外から照射することによって、被験者へ苦痛を与えることなく、体内の形状およびその時間的変化を観察することができることから、生体内の血管の弾性特性を求めることができ、動脈硬化の度合いを把握することができる。

【0008】

特許文献1の超音波診断装置によれば、検波出力信号の振幅と位相との両者を用いて、被検体の瞬時的な位置を決定することによって高精度なトラッキングを行うことで、振動成分を高精度に測定することができるため、血管壁の厚さ変化、歪みを数 μm のオーダーで高精度に測定することができる。

【0009】

このような高精度な計測手法を用いることにより、動脈壁の弾性特性の二次元分布を詳細に測定することが可能となる。非特許文献1は、特許文献1の方法を用いて、動脈壁の弾性特性を測定し、弾性率特性の大きさに応じた色調で弾性率特性の二次元分布を表示している。

【0010】

また、非特許文献1は、腸骨動脈の弾性特性を測定した後、インビトロで腸骨動脈を染色することによって、腸骨動脈壁の各組織を識別し、染色によって識別した組織の位置情報を用いて測定によって、得られた二次元分布中の各弾性特性がどの組織に帰属するかを決定している。また、決定した組織の弾性特性をヒストグラムによって分析し、分析結果に基づいて、動脈壁の弾性特性の二次元分布から組織の種類を推定することを開示している。

各組織の弾性特性を求めている。

【特許文献1】特開平10-5226号公報

【非特許文献1】Hiroshi Kanai et al., "Elasticity Imaging of Atheroma With Transcutaneous Ultrasound Preliminary Study", Circulation, Vol. 107, p. 3018 - 3021, 2003

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

非特許文献1などに開示されるように、計測した被検体の各部の弾性特性を二次元分布表示することによって、被検体における弾性率の特異な部分を容易に識別することができるようになる。しかし、被検体中の診断したい組織や所定の領域内において弾性特性の値がばらついている場合、その組織や領域全体の弾性特性がどのような値であるのかわかりにくくなる。このため、被検体の弾性特性に基づいて正確な病理診断が困難になる場合がある。

【0012】

本発明はこのような課題を解決し、弾性特性などの超音波の送受信によって得られる被検体の性状特性値に基づいて、被検体の病理診断をより正確に行うことの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】

【0013】

本発明の超音波診断装置は、被検体へ超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記探触子により受信する反射エコーを増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて前記被検体の断層像を生成する画像処理部と、前記断層像における任意の範囲を対象領域として設定する領域設定部と、前記受信信号から前記被検体に設定された複数の測定位置における前記被検体の運動情報を求める運動情報測定部と、前記運動情報から、前記複数の測定位置によって特定される前記被検体の複数の対象組織の性状特性値をそれぞれ求める特性値演算部と、前記複数の性状特性値を取得し、前記領域設定部によって設定された前記

10

20

30

40

50

対象領域内に位置する前記対象組織の性状特性値から前記性状特性値の度数分布を求める分布作成部とを備える。

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記特性値演算部によって求められる性状特性値は、被検体の最大厚さ変化量、歪み、および弾性特性からなる群から選択される。

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、外部に設けられた入力部からの信号に基づき、前記対象領域を設定する。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記被検体中の音響特性の差異により生じる前記受信信号の特性に基づいて、前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

10

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号の特性は、前記受信信号の振幅情報である。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記性状特性値に基づいて前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

20

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記運動情報に基づいて前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報は、複数の測定位置における前記被検体の位置の時間変化量、および、前記対象組織を規定する2点の厚さの時間変化量のうちの少なくともいずれか一つである。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記被検体は、内膜領域、中膜領域および外膜領域を有する血管壁組織を含み、前記領域設定部は、血管腔と内膜領域との境界、内膜領域と中膜領域との境界、中膜領域と外膜領域との境界および外膜領域と血管外組織との境界から選ばれる少なくとも1つの境界を決定する。

30

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記分布作成部は、性状特性値の度数分布として、ヒストグラムを作成する。

【0023】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記断層画像および前記度数分布を表示する表示器をさらに備える。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記画像処理部は、前記複数の性状特性値を取得し、前記複数の性状特性値の前記被検体における二次元分布画像をさらに生成する。

40

【0025】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記断層画像、前記度数分布および前記二次元分布画像を表示する表示器をさらに備える。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記特性値演算部は、所定の周期で前記複数の性状特性値を更新し、前記分布作成部および前記画像処理部は前記性状特性値を更新に同期して、前記度数分布および前記二次元分布画像をそれぞれ更新する。

【発明の効果】

50

【 0 0 2 7 】

本発明にかかる超音波診断装置によれば、任意の範囲における被検体の特性から、範囲における被検体の性状特性値の度数分布を作成して表示することができる。したがって、操作者や、被検体の診断を行うものが、診断したい領域の弾性特性がどのくらいの値であるのかを容易に認識することができる。また、操作者が被検体の構成組織ごとに対象領域を設定することにより、操作者は構成組織ごとの弾性特性の度数分布を参照することができる。これにより、被検体をより正確に診断することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】第 1 の実施形態による超音波診断装置を用いて血管壁の弾性率を測定する構成の一例を示す図である。 10

【図 2】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 3】図 2 に示す超音波診断装置によって表示部に表示される画面の一例を示す説明図である。

【図 4】第 2 の実施形態による超音波診断装置によって、表示部に表示される画面の一例を示す説明図である。

【図 5】(a) は、外膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。(b) は、中膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。(c) は、内膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。

【図 6】血管壁全体 (内中外膜) の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。 20

【図 7】血管壁中に設定される測定位置を説明する図である。

【符号の説明】

【 0 0 2 9 】

1	生体内部
2	生体表面
3	血管
4	血管壁
5	血液
1 0 0	超音波診断装置
1 0 1	送信部
1 0 2	受信部
1 0 3	遅延時間制御部
1 0 4	運動情報測定部
1 0 5	特性値演算部
1 0 6	演算データ記憶部
1 0 7	領域設定部
1 0 8	分布演算部
1 0 9	制御部
1 1 0	画像処理部
2 0 0	超音波プローブ
3 0 0	表示器
4 0 0	血圧計
5 0 0	心電計
6 0 0	入力部

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 0 】

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【 0 0 3 1 】

(第 1 の実施形態)

以下、第 1 の実施形態を説明する。ここでは、超音波診断装置により血管壁の弾性特性 50

を測定する例を説明する。

【 0 0 3 2 】

図 1 は、第 1 の実施形態による超音波診断装置を用いて血管壁の弾性率を測定する構成の一例を示す図である。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 0 0 は、超音波プローブ 2 0 0、表示器 3 0 0、血圧計 4 0 0、心電計 5 0 0、および入力部 6 0 0 と接続されている。

【 0 0 3 3 】

超音波プローブ 2 0 0 は、超音波を送受信する探触子である。図 1 に示すように、超音波プローブ 2 0 0 は、操作者によって、被験者の生体表面 2 へ密着接触され、血管 3 へ向けて超音波を送信する。超音波は、生体内部 1、血管 3 を構成する血管壁 4、血液 5 等によって反射され、反射エコーとなり、超音波プローブ 2 0 0 へ戻る。

10

【 0 0 3 4 】

超音波診断装置 1 0 0 は超音波プローブ 2 0 0 を用いて反射エコーを受信し、反射エコーを解析することにより、血管 3 をはじめとする生体内部 1 の断層像を表示器 3 0 0 へ表示する。表示器 3 0 0 はモニタ等である。血圧計 4 0 0 は、被験者の血圧を測定する。心電計 5 0 0 は、被験者の心臓の状態を測定する。

【 0 0 3 5 】

入力部 6 0 0 は、マウス、キーボード、タッチパネル等の入力デバイスである。操作者は、入力部 6 0 0 を後述する方法によって操作することで、被験者の被検体における関心領域を設定する。超音波診断装置 1 0 0 は、設定された関心領域における弾性率の度数分布を求め、求めた度数分布を表示器 3 0 0 に表示する。

20

【 0 0 3 6 】

次に、図面を用いて超音波診断装置 1 0 0 の構成を説明する。図 2 は、超音波診断装置 1 0 0 の構成を示すブロック図である。図 2 に示すように、超音波診断装置 1 0 0 は、送信部 1 0 1、受信部 1 0 2、遅延時間制御部 1 0 3、運動情報測定部 1 0 4、領域設定部 1 0 7、特性値演算部 1 0 5、演算データ記憶部 1 0 6、分布作成部 1 0 8、制御部 1 0 9 および画像処理部 1 1 0 を備えている。

【 0 0 3 7 】

制御部 1 0 9 は、送信部 1 0 1、受信部 1 0 2、遅延時間制御部 1 0 3、運動情報測定部 1 0 4、領域設定部 1 0 7、特性値演算部 1 0 5、分布作成部 1 0 8 および画像処理部 1 1 0 を制御する。

30

【 0 0 3 8 】

送信部 1 0 1 は、所定の駆動パルス信号を超音波プローブ 2 0 0 へ送信する。超音波プローブ 2 0 0 は、駆動パルス信号を取得し、超音波を被検体へ向けて送信する。また、超音波プローブ 2 0 0 は、被検体から反射される反射エコーを受信し、反射エコーを電気信号へ変換する。受信部 1 0 2 は、超音波プローブ 2 0 0 から電気信号を受け取り、増幅することによって受信信号を生成する。さらに、受信部 1 0 2 は、増幅した受信信号を A / D 変換部（図示せず）によってデジタル信号に変換する。

【 0 0 3 9 】

遅延時間制御部 1 0 3 は、超音波プローブ 2 0 0 の圧電素子群に送信する駆動パルス信号を遅延制御するよう、送信部 1 0 1 を制御する。駆動パルス信号が遅延制御されることにより、超音波プローブ 2 0 0 から送信される超音波の送信方向、またはフォーカス深度が制御される（送波フォーカス）。また、遅延時間制御部 1 0 3 は、受信部 1 0 2 から受信信号を取得し、受信信号を遅延制御することによって、多方向からの受信信号を正確に受信するための処理（受波フォーカス）を行い、運動情報測定部 1 0 4 および画像処理部 1 1 0 へ出力する。

40

【 0 0 4 0 】

運動情報測定部 1 0 4 は、遅延時間制御部 1 0 3 によって求められた受信信号を用い、被検体に設けられた複数の測定位置における被検体の運動情報を測定する。具体的には、後述する方法によって、被検体に設けられた複数の測定位置における被検体の位置の時間

50

変化量および複数の測定位置によって特定される被検体の複数の対象組織の厚さの時間変化量を測定する。ここで測定されたこれらの運動情報は、特性値演算部 105 および演算データ記憶部 106 へ出力される。また、本実施形態では、運動情報が特性値演算部 105 および演算データ記憶部 106 へ出力されるが、運動情報は特性値演算部 105 または演算データ記憶部 106 のいずれか一方に出力されてもよい。

【 0 0 4 1 】

特性値演算部 105 は、運動情報測定部 104 によって求められた運動情報から、被検体の各対象組織の性状特性値を求める。具体的には、後述する方法により、各対象組織を規定する 2 点間の最大厚さ変化量および歪みを求める。さらに、特性値演算部 105 は、血圧計 400 によって測定される血圧データと、最大厚さ変化量とを用いて、後述する方法により、各対象組織の弾性特性を求める。性状特性値は、演算データ記憶部 106 および分布作成部 108 へ出力される。なお、本実施形態では、性状特性値が演算データ記憶部 106 および分布作成部 108 へ出力されるが、性状特性値は演算データ記憶部 106 または分布作成部 108 のいずれか一方にのみ出力されてもよい。

【 0 0 4 2 】

心電計 500 によって得られた心電波形等は、運動情報測定部 104 および特性値演算部 105 へ出力され、データ取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガー信号として使用される。なお、トリガー信号としては、超音波診断装置 100 に接続して、トリガー信号として使用することができるものであればよく、例えば、心電計 500 の心電波形の代わりに心音計の心音波形または脈波計の脈波波形等を用いてもよい。

【 0 0 4 3 】

領域設定部 107 は、操作者によって入力部 600 から設定される関心領域 (ROI: Region Of Interest) の領域情報を取得する。以下、関心領域を ROI と称する。領域情報は、ROI の位置および範囲等を示す情報を含んでおり、以下で詳細に説明するように被検体の断層像における対象領域を特定する。分布作成部 108 は、領域設定部 107 によって求められた領域情報と、特性値演算部 105 によって求められた性状特性値とを用い、後述する方法により、ROI における性状特性値の度数分布を作成する。

【 0 0 4 4 】

画像処理部 110 は、遅延時間制御部 103 から出力される受信信号から、被検体の断層像等の画像データを作成する。さらに、画像処理部 110 は、分布作成部 108 によって作成された度数分布を被検体の断層像と共に表示器 300 へ出力する。また、画像処理部 110 は、領域設定部 107 によって求められた領域情報を表示器 300 へ出力する。

【 0 0 4 5 】

演算データ記憶部 106 は、半導体メモリやハードディスクなどにより構成され、運動情報測定部 104 によって求められた運動情報および特性値演算部 105 によって求められた性状特性値を記憶する。演算データ記憶部 106 に記憶された運動情報および性状特性値は、操作者の指令によって、演算データ記憶部 106 から読み出され画像処理部 110 における処理を経て表示器 300 に表示される。このとき、性状特性値は分布作成部 108 によって同数分布に変換され表示器 300 に表示される。これにより、操作者は、観測中の被験者のデータと、過去に観測した演算データとを対比することができる。なお、演算データ記憶部 106 に記憶された運動情報および弾性特性の表示態様は度数分布に限らず、演算データ記憶部 106 に記憶された運動情報および弾性特性が表現されていればよい。

【 0 0 4 6 】

以下、一例として、操作者が被験者の血管 3 を診断する場合における超音波診断装置 100 の動作を詳細に説明する。

【 0 0 4 7 】

操作者が、超音波プローブ 200 を被験者の生体表面 2 へ接触させると、送信部 101 が、遅延時間制御部 103 によって送波フォーカスされることにより、駆動パルス信号を

超音波プローブ 200 へ送信し、超音波プローブ 200 は、超音波を生体内部 1 へ向けて送信する。超音波は、生体内部 1、血管壁 4、および血液 5 によって反射され、反射エコー信号となり、超音波プローブ 200 によって受信される。

【0048】

超音波プローブ 200 によって受信された反射エコーは、電気信号へ変換される。電気信号は、受信部 102 によって増幅され、受信信号となった後、デジタル信号に変換される。受信部 102 によってデジタル変換された受信信号は、遅延時間制御部 103 へ出力される。遅延時間制御部 103 は、受信信号を遅延制御することにより、受波フォーカス処理を行い、運動情報測定部 104 および画像処理部 110 へ出力する。

【0049】

運動情報測定部 104 は、以下に示す方法により、受信信号から厚さ変化量等の運動情報を求める。なお、本実施形態では、運動情報を求める方法として分解能の高い運動情報を求めるのに適した位相検波を用いるが、運動情報を求める方法は、これに限定されず、例えば、包絡線検波等を用いてもよい。

【0050】

運動情報測定部 104 は、遅延時間制御部 103 から取得した受信信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ処理され、測定対象以外からの反射成分およびノイズ成分が除去される。

【0051】

図 7 は、超音波プローブ 200 から送信され、被検体の血管壁 4 中を伝播する超音波の音響線 10 を模式的に示している。図 7 に示すように、音響線 10 上において、所定の間隔を隔てて測定位置 a_1 、 a_2 、 a_3 、 $\dots$ 、 a_n が設定される。また、隣接する 2 つの測定位置 a_1 および a_2 、 a_2 および a_3 、 $\dots$ 、 a_{n-1} および a_n によって、それぞれ血管壁 4 の対象組織 d_1 、 d_2 、 $\dots$ 、 d_{n-1} が特定される。図 7 では 1 本の音響線 10 のみを示しているが、超音波プローブ 200 は、血管壁 4 をその長手方向（血管の伸びる方向）に超音波を走査する。このため、実際の測定では互いに平行な複数の音響線 10 が所定の間隔を隔てて存在する。その結果、測定位置は被検体中において二次元に配列され、被検体中に測定位置によって特定される対象組織も二次元に配列されている。対象組織は一般的には隣接する測定位置によって規定されるが、測定位置 a_1 および a_3 など 2 つ以上離れた測定位置によって規定される領域を対象組織としてもよい。

【0052】

運動情報測定部 104 は、実部信号および虚部信号を用いて、例えば、制約付最小二乗法により、前述の各測定位置における被検体の運動速度を求める。運動情報測定部 104 は、運動速度を時間積分することにより、各測定位置における被検体の位置の時間変位量を求める。さらに、同一音響線上に位置し、隣接する 2 つの測定位置における位置の時間変位量の差分をそれぞれ求めることにより、各対象組織の厚さ変化量を求める。前述したように 2 つ以上離れた測定位置によって規定される領域を対象組織とする場合には、対象組織の位置を規定する 2 つの測定位置における位置の時間変位量の差分を求める。

【0053】

たとえば、各測定位置の間隔を $80\ \mu\text{m}$ に設定し、 $80\ \mu\text{m}$ 間隔で設定される対象組織の厚さ変化量を求めてもよいし、対象組織を $160\ \mu\text{m}$ あるいは $240\ \mu\text{m}$ 間隔で設定してもよい。ここで求められた厚さ変化量は、前述の計算方法によらずともよく、任意の 2 点間の厚さ変化量が求められればよい。

【0054】

特性値演算部 105 は、運動情報測定部 104 によって求められた複数の対象組織の厚さ変化量の任意の期間における最大値と最小値との差から最大厚さ変化量を求め、最大厚さ変化量から 2 点間の歪みを求める。ここで、最大厚さ変化量を Δh とし、被検体における最大厚さを H とした場合の歪み S は、例えば、以下の式 (1) で求められる。

【0055】

$$S = \Delta h / H$$

式 (1)

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

特性値演算部 1 0 5 は、さらに、血圧計 4 0 0 から取得する血圧データと、式 (1) によって求められた歪み量とから各 2 点間の弾性特性を求める。厚さ変化量の最大値および最小値を求めた期間において、血圧計 4 0 0 から取得する血圧値の最大値と最小値との差 (脈圧) を Δp とした場合、弾性特性 E は、例えば、以下の式 (2) で求められる。

【 0 0 5 7 】

$$E = \Delta p / S = \Delta p \cdot H / \Delta h \quad \text{式 (2)}$$

【 0 0 5 8 】

なお、被検体が血管壁 4 等の循環器である場合、最大厚さ変化量 Δh 、脈圧 Δp 、および厚さの最大値 H が一心拍ごとに变化する。このため、対象組織の厚さ変化量の最大値と最小値とは一心周期ごとに求めることが好ましい。この場合、最大厚さ変化量 Δh およびひずみ S も一心周期ごとに求められる。また、一心周期ごとに得られる血圧値の最大値と最小値とを用い、弾性特性 E も一心周期ごとに求められる。つまり、一心周期ごとに弾性特性 E などの性状特性値が更新される。

【 0 0 5 9 】

画像処理部 1 1 0 は、遅延時間制御部 1 0 3 によって求められた受信信号から、血管 3 の断層像の画像データを作成し、画像データを表示器 3 0 0 へ出力する。なお、表示器 3 0 0 の表示態様は、以下の例に限定されない。

【 0 0 6 0 】

図 3 は、表示器 3 0 0 の表示態様の一例を示す説明図である。図 3 に示すように、表示器 3 0 0 の表示画面は、断層像表示領域 3 0 1、弾性特性 ROI 3 0 2、ヒストグラム表示領域 3 0 3 a、3 0 3 b、3 0 3 c を含んでいる。

【 0 0 6 1 】

断層像表示領域 3 0 1 は、画像処理部 1 1 0 から出力された画像データをもとに作成された被検体の断層像画像を表示する。本実施形態では断層像表示領域 3 0 1 には、被検体として血管 3 の血管壁 4 が B モード表示される。血管壁 4 は、外膜 4 1、中膜 4 2、および内膜 4 3 等から構成されている。なお、図 3 では、外膜 4 1、中膜 4 2、および内膜 4 3 は模式的に示されており、正しい厚さを反映していない。

【 0 0 6 2 】

弾性特性 ROI 3 0 2 は、操作者の所望の大きさ (範囲)、位置等に設定される ROI である。運動情報測定部 1 0 4 および特性値演算部 1 0 5 は、少なくとも弾性特性 ROI 3 0 2 の範囲において、被検体の対象組織の最大厚さ変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値を測定している。前述したように、対象組織は二次元に配列されており、弾性特性 ROI 3 0 2 内には二次元に配列された複数の対象組織が含まれる。設定された大きさおよび位置を表す弾性特性 ROI 3 0 2 は、断層像表示領域 3 0 1 へリアルタイムに表示される。例えば、図 3 に示すように、弾性特性 ROI 3 0 2 は、血管壁 4 を上下方向にカバーするように、大きさおよび位置が設定される。

【 0 0 6 3 】

弾性特性 ROI 3 0 2 は、ヒストグラム ROI 3 0 2 a、3 0 2 b、3 0 2 c を含んでいる。ヒストグラム ROI 3 0 2 a ~ 3 0 2 c は、操作者の所望の個数、大きさ (範囲)、位置等に設定される ROI である。ヒストグラム ROI 3 0 2 a ~ 3 0 2 c は、ヒストグラムを作成する対象範囲である。設定された大きさ、位置、および個数を表すヒストグラム ROI 3 0 2 a ~ 3 0 2 c は、断層像表示領域 3 0 1 へリアルタイムに表示される。例えば、図 3 に示すように、ヒストグラム ROI 3 0 2 a は血管壁 4 の外膜 4 1 を、ヒストグラム ROI 3 0 2 b は中膜 4 2 を、ヒストグラム ROI 3 0 2 c は内膜 4 3 を対象とするように、大きさ、位置、および個数を設定される。各ヒストグラム ROI 3 0 2 a ~ 3 0 2 c には、それぞれ二次元に配列された複数の対象組織が含まれる。

【 0 0 6 4 】

ここで、断層像表示領域 3 0 1 に表示された血管 3 の血管壁 4 の断層像において、操作者が弾性特性 ROI 3 0 2 およびヒストグラム ROI 3 0 2 a ~ 3 0 2 c を設定する方法

について説明する。

【 0 0 6 5 】

弾性特性 R O I 3 0 2 の大きさおよび個数は、操作者が入力部 6 0 0（例えば、コントロールパネル）を操作し、縦（高さ）、横（幅）、および個数を設定することによって決定される。入力部 6 0 0 には、容易に大きさを設定することができるよう、数種類の高さ・幅・個数のサンプル値があらかじめ用意されていてもよい。操作者は、サンプル値から所望の値を選択することにより、弾性特性 R O I 3 0 2 を設定することができる。弾性特性 R O I 3 0 2 の位置は、操作者が入力部 6 0 0（例えば、トラックボール）を操作し、所望の位置を設定することによって決定される。

【 0 0 6 6 】

また、弾性特性 R O I 3 0 2 はヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c と同様に、上述の入力部 6 0 0 としてコントロールパネルおよびトラックボールを用いて設定する方法以外に、以下のような、入力部 6 0 0（例えば、マウス等のポインティングデバイス）を操作することにより R O I を設定する方法で設定されてもよい。

【 0 0 6 7 】

例えば、操作者は、断層像表示領域 3 0 1 上のマウスポインタ（図示せず）が任意の点（以下、始点）を指し示すよう、マウスを操作する。マウスポインタが指し示す始点（座標（X 1、Y 1））において、操作者がマウスの左ボタンをクリックすることにより、始点の位置が確定する。

【 0 0 6 8 】

さらに、操作者は、所望の R O I を得ることができるよう、マウスをドラッグ操作することにより、マウスポインタを任意の他の点（以下、終点）へ動かす。マウスポインタが指し示す終点（座標（X 2、Y 2））において、操作者がマウスボタンから指を離すことにより、終点の位置が確定する。このようにして設定された始点と終点との線分を対角線とする矩形領域の位置を示す値（表示器 3 0 0 における座標情報等）、または範囲を示す値（矩形領域の水平方向における長さ、矩形領域の垂直方向における長さ）等を領域情報とする。

【 0 0 6 9 】

R O I の設定は、厚さ変化量、歪み、および弾性特性等を測定するための領域（弾性特性 R O I 3 0 2）の設定およびヒストグラムを作成するための領域（ヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c）の設定の少なくとも 2 回以上行われる。

【 0 0 7 0 】

弾性特性 R O I 3 0 2 の領域情報およびヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c の領域情報は、測定領域情報およびヒストグラム領域情報として、R O I 設定部 1 0 7 へ出力される。なお、本実施の形態にかかる R O I 設定方法は、この一例に限らない。例えば、入力部 6 0 0 がキーボードの場合であれば、操作者が、座標をキーボードへ直接入力することによって、R O I を設定してもよい。

【 0 0 7 1 】

次に、領域設定部 1 0 7 に設定された測定領域情報およびヒストグラム領域情報からヒストグラムを作成する方法について説明する。

【 0 0 7 2 】

分布作成部 1 0 8 は、領域設定部 1 0 7 に設定された測定領域情報に示される範囲に含まれる対象組織の厚さ変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値を特性値演算部 1 0 5 から取得する。分布作成部 1 0 8 は、たとえば、領域設定部 1 0 7 に設定されたヒストグラム領域情報に示される範囲に含まれる複数の対象組織の弾性特性の度数分布を求め、ヒストグラムを作成する。分布作成部 1 0 8 は特性演算部 1 0 5 が性状特性値を更新するたびに、更新の周期に同期して、度数分布を求めなおし、新しいヒストグラムを作成することが好ましい。

【 0 0 7 3 】

たとえば、分布作成部 1 0 8 は、弾性特性を弾性特性レベル（例えば、1 0 0 m m H g

10

20

30

40

50

等)ごとに弾性特性の頻度を集計し、度数分布を求める。さらにヒストグラムを作成する。ヒストグラムは画像処理部110によって表示器300へ出力される。ヒストグラム表示領域303aには、ヒストグラムROI302aで設定された外膜41の一部の領域に含まれる対象組織の弾性特性のヒストグラムが表示される。同様に、ヒストグラム表示領域303bおよびヒストグラム表示領域303cには、ヒストグラムROI302bおよびヒストグラムROI302cで設定された中膜42の一部および内膜43の一部の領域に含まれる対象組織の弾性特性のヒストグラムが表示される。

【0074】

分布作成部108は、運動情報測定部104および特性値演算部105によって演算が行われると同時に、測定領域情報に示される範囲におけるヒストグラムを作成する。従って、表示器300のヒストグラム表示領域303a~303cへは、測定とほぼ同時に即時的に各ヒストグラムが表示される。

【0075】

図5の各図は、36歳の健常な男性の頸動脈血管壁の弾性特性を測定し、測定結果をもとにヒストグラムを作成したものである。図5(a)は、外膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図5(b)は、中膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図5(c)は、内膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図5(a)~(c)において、横軸は弾性特性(単位、mmHg)を表し、縦軸は領域内における頻度を表す。

【0076】

図5(a)に示すヒストグラムは、図3に示すヒストグラムROI302a内に位置する対象組織の弾性率について度数分布を求めることによって得られている。ヒストグラムROI302a内には血管壁の厚さ方向に12個、血管の伸びる方向に50個の対象組織が配列されており、合計500個の対象組織が含まれている。同様に図5(b)に示すヒストグラムは、ヒストグラムROI302b内に位置する対象組織の弾性率に基づいて得られている。ヒストグラムROI302b内には血管壁の厚さ方向に6個、血管の伸びる方向に50個の対象組織が配列されており、合計300個の対象組織が含まれている。図5(c)に示すヒストグラムは、ヒストグラムROI302c内に位置する対象組織の弾性率に基づいて得られている。ヒストグラムROI302c内には血管壁の厚さ方向に3個、血管の伸びる方向に50個の対象組織が配列されており、合計150個の対象組織が含まれている。前述したように図3では外膜41、中膜42および内膜43は正しい厚さで示されていない。このためヒストグラムROI302a~302cも模式的に示されている。

【0077】

図5(a)は、150mmHgから550mmHgの範囲の弾性特性の頻度が高いことを示している。これは、ヒストグラムROI302aによって規定される外膜領域の組織の大部分はこの範囲の弾性特性を有していることを示している。また、図5(b)は、ヒストグラムROI302bによって規定される中膜領域の組織は概ね150mmHgから250mmHgの範囲の弾性特性を有していることを示している。

【0078】

図5(c)は、内膜の組織がおおよそ50mmHgから750mmHgの範囲の弾性特性を有していることを示している。また、1000mmHg以上の弾性特性を有する組織が存在していることがわかる。この高い値の弾性特性は、50mmHgから750mmHgの範囲を有する主要な弾性特性分布とはかけ離れており、内膜のヒストグラムROI302cで設定した領域内に、弾性率が特異的に高い組織が存在することがわかる。

【0079】

図6は、比較のために、超音波診断装置100を用いてヒストグラムROI302a~ROI302cを含むように1つのヒストグラムROIを設定し、設定した領域内の対象組織の弾性特性の度数分布を求め、ヒストグラムを作成した例を示している。設定したヒストグラムROIは血管壁の外膜、中膜および内膜を含んでいる。図6のヒストグラムは

、弾性特性が1000 mmHgを超える組織が存在していることを示しているが、弾性特性の分布からは、そのような高い弾性特性を有する組織の存在が特異的であるかどうかは判断し難い。

【0080】

このように、外膜領域、中膜領域、および内膜領域では、弾性特性のヒストグラムは異なっており、血管壁の弾性特性を求め、硬化度合いを診断する場合において、構成組織別にヒストグラムを作成することは、病理診断を正確に行う上で極めて有効であると考えられる。

【0081】

なお、ヒストグラムROIに対して作成されるヒストグラムは1つである必要は無い。例えば、操作者がヒストグラムROI302aのみを設定した場合において、分布作成部108が、ヒストグラムROI302aにおける弾性特性、厚さ変化量、および歪みを取得し、弾性特性のヒストグラム、厚さ変化量のヒストグラム、および歪みのヒストグラムを作成し、ヒストグラム表示領域303a~303cへ表示してもよい。

【0082】

以上のように、本実施によれば、領域設定部107が操作者によって設定されたROIの領域情報を取得し、分布作成部108が領域情報と特性値演算部105によって求められた弾性特性とを用いて、設定したROIにおける弾性特性の頻度を示すヒストグラムを作成する。これにより、被検体中に設定した領域における弾性特性の度数分布が示されるため、操作者や、被検体の診断を行うものが診断したい領域の弾性特性がどのくらいの値であるのかを容易に認識することができる。また、操作者が被検体の構成組織ごとにROIを設定すれば、操作者は構成組織ごとの弾性特性のヒストグラムを参照することができる。従って、操作者は、被検体の構成組織ごとに弾性特性を参照し、被検体の硬化度合い等を的確に把握することができ、より正確な病理診断を行うことができる。また、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、特性値演算部105によって演算データが求められると同時に、演算データから分布作成部108がヒストグラムを作成するため、操作者は、被検体の硬化度合い等を即時的に把握することができ、よりの確な診断を行うことができる。

【0083】

また、本実施形態において、血管壁4の構成を外膜41、中膜42、および内膜43として別々にヒストグラムを作成したが、内膜と中膜とは内中膜複合領域（IMC領域：Intima-media complex）として用いられることが多いため、血管壁4の構成を外膜41およびIMC領域とし、ヒストグラムを作成してもよい。

【0084】

なお、本実施形態では、特性値演算部105で求めた性状特性値はヒストグラムなどの度数分布によってのみ表示されているが、性状特性値を被検体における位置で示した二次元分布画像をさらに生成し、表示してもよい。たとえば図3に示すように、操作者が弾性特性ROI302を設定した場合、画像処理部110は、特性演算部105から受け取る弾性特性と、領域設定部107から受け取る弾性特性ROI302の領域情報に基づいて、弾性特性ROI302に含まれる対象組織の弾性特性の二次元分布画像を生成し、表示器300において断層像表示領域301に重ねて弾性特性の二次元分布画像304を表示する。前述したように弾性特性は心周期ごとに更新されるので、画像処理部110も更新される弾性特性を用いて二次元分布画像を心周期ごとに更新することが好ましい。これにより、弾性特性のヒストグラムと二次元分布画像とは同期して心周期ごとに更新される。

【0085】

また、この場合、弾性特性ROI302をヒストグラムROIと一致させ、弾性特性ROI302を決めれば自動的にヒストグラムROIが定まるようにしてもよい。このようにすることによって、操作者が弾性特性の度数分布を求めたい領域を指定しなくとも、弾性特性の二次元分布画像と、その弾性特性のヒストグラムを表示させることができる。

【0086】

10

20

30

40

50

このように、弾性特性の二次元分布画像を合わせて表示する場合、弾性特性の二次元分布画像から被検体の弾性特性が特異な部分の位置を特定することが容易となる。また、上述したように、弾性特性のヒストグラムから、どの程度弾性特性がばらついているかや、注目している弾性特性の値が弾性特性の度数分布上で特異な値であるのかどうかを判断するのが容易となる。したがって、操作者は、これらの情報をもとに、より正確な病理診断を行うことが可能となる。

【 0 0 8 7 】

(第2の実施形態)

以下、第2の実施形態を参照しながら説明する。本実施形態では、領域設定部107におけるROIを設定する方法を除き、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置と同様である。

10

【 0 0 8 8 】

図4は、本実施形態による超音波診断装置の表示器の表示態様の一例を示す説明図である。図4において、第1の実施形態による表示器300の表示態様と同様の要素を示すものに関しては、図3と同様の番号を付番し、説明を省略する。

【 0 0 8 9 】

図4に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、表示器300に断層像表示領域301、弾性特性ROI302、ヒストグラム表示領域303a、303dを表示させる。

【 0 0 9 0 】

断層像表示領域301には、例えば、被検体として血管3の血管壁4がBモード表示される。血管壁4は、中膜および内膜から構成されるIMC領域44と、外膜41から構成されている。

20

【 0 0 9 1 】

本実施の形態では、操作者が表示器300に表示される弾性特性ROI302中に境界を設定することにより、ROIを指定することができる。1つ以上の境界を設定することにより、弾性特性ROI302は2つ以上に分割され、それぞれが、ヒストグラムを個別に作成するためのヒストグラムROIになる。2つの境界に挟まれた領域によってヒストグラムROIを規定してもよい。

【 0 0 9 2 】

図4に示す例では、境界302dと境界302eとで挟まれた領域(血管壁4の外膜41の一部)が一つのROIとして指定されており、境界302eと境界302fとで挟まれた領域(血管壁4のIMC領域44の一部)がもう一つのROIとして指定されている。

30

【 0 0 9 3 】

境界302d~302fで設定されたROIは、断層像表示領域301へリアルタイムに表示される。ROIの大きさ、位置、および個数は、境界302d~302fと弾性特性ROI302とによって定まる。このため、ROIのこれらの情報は表示器300に表示されなくてもよい。

【 0 0 9 4 】

ここで、断層像表示領域301に表示された血管3の血管壁4の断層像において、操作者が境界302d~302fを用いてROIを設定する方法について説明する。

40

【 0 0 9 5 】

操作者は、入力部600(例えば、マウス等のポインティングデバイス)を操作することにより境界302dを設定する。例えば、操作者は、断層像表示領域301上の前記マウスポインタが任意の点(以下、点A)を指し示すよう、マウスを操作する。マウスポインタが指し示す点Aにおいて、操作者がマウスをクリックすることにより、弾性特性ROI302の水平方向の長さと同様の長さを持つ境界302dが表示される。

【 0 0 9 6 】

この操作を繰り返すことにより、境界302e、302fが同様に設定される。操作者は、境界302d~302fをドラッグ等することにより、境界302d~302fの位

50

置を変更することができる。

【 0 0 9 7 】

2本の境界に挟まれた領域の位置を示す値（表示器300における座標情報等）、範囲を示す値（矩形領域の水平方向における長さ、矩形領域の垂直方向における長さ）を領域情報とする。境界302d～302fによって設定された領域情報は、ヒストグラム領域情報として、領域設定部107へ出力される。

【 0 0 9 8 】

なお、ROIの設定方法は、この一例に限らない。例えば、入力部600がキーボードの場合であれば、操作者が、座標をキーボードへ直接入力することによって、ROIを設定してもよい。また、入力部600としてマウス等のポインティングデバイスを用い、操作者は、断層像表示領域301において、目視しながら自由にマウスを操作し、マウスの軌跡を境界としてもよい。これにより、境界が複雑な場合でも対応することができる。

10

【 0 0 9 9 】

また、境界は、超音波診断装置が自動的に設定してもよい。たとえば、被検体中に含まれる組織はそれぞれ異なる音響特性を有している。このため、反射エコーを受信して得られる受信信号には、この音響特性の差異による特性差が生じている。具体的には、受信信号の強度、つまり、振幅情報は組織により異なる音響特性の差異を反映している。したがって、受信信号の振幅情報に基づいて境界を自動的に設定することができる。本実施形態では、画像処理部110において、受信信号から、被検体の断層像等の画像データを作成している。この画像データは、受信信号の振幅をログアンプにより増幅することによって得られ、その強度は組織毎に、あるいは異なる組織境界において特徴的である。したがって、画像処理部110において生成した断層像等の画像データを領域設定部107が受け取り、画像データにおける振幅の差異に基づいて、境界を決定することができる。

20

【 0 1 0 0 】

また、最大厚み変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値の差異を被検体境界として認識してもよい。性状特性値も受信信号の振幅と同様に、組織毎に特徴的であるため、領域設定部107が前記最大厚み変化量、歪み、弾性特性の差異を認識して組織の境界を自動的に検出することができる。

【 0 1 0 1 】

さらに、被検体の位置変位量や厚み変化量等の運動情報の差異を被検体境界として認識してもよい。運動情報も組織毎に特徴的であるため、領域設定部107が前記最大厚み変化量、歪み、弾性特性の差異を認識して組織の境界を自動的に検出することができる。

30

【 0 1 0 2 】

上記各実施形態では、被検体として動脈の血管壁を用いて説明したが、本発明の超音波診断装置で測定することのできる検体はこの一例に限定されない。例えば、心臓、肝臓、および胃等の他の組織の測定や診断にも本発明の超音波診断装置を好適に用いることができ、上述したように弾性特性などの性状特性値の基づく病理の診断を行うことができる。

【 0 1 0 3 】

また、上記各実施形態において、操作者が、超音波プローブ200を操作しながらROIを設定するのは困難である場合には、一旦フリーズ機能によりオフラインとし、ROIを設定した後、ROI内ヒストグラムを表示させてもよい。

40

【 0 1 0 4 】

また、弾性特性ROI302上にヒストグラムを求める対象となる領域（例えば、ヒストグラムROI302a～302c）を設定するとして説明しているが、弾性特性ROI302の設定は必ずしも必要ではない。例えば、弾性特性を全画面において求めることができるほど演算能力の高い超音波診断装置等の場合、ヒストグラムを求める対象となる領域は、断層像表示領域301上に直接設定されてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

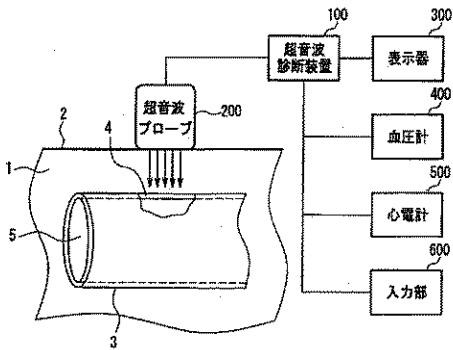
【 0 1 0 5 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の弾性特性などの性状特性値を測定し、病理の診断

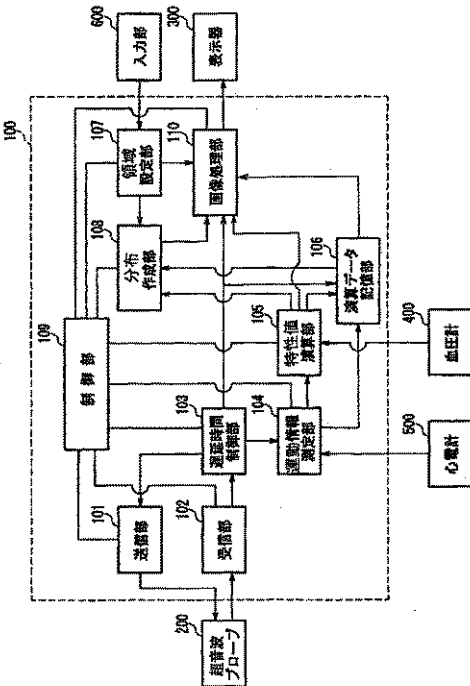
50

を行ったり、被検体に含まれる組織の特性を分析したりするために好適に用いられる。

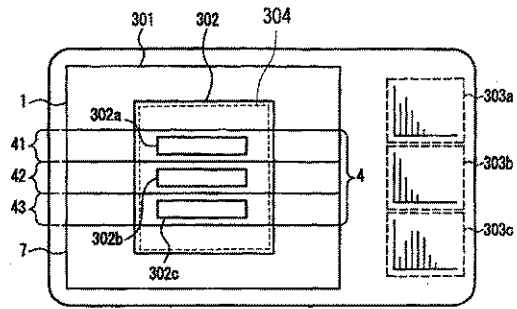
【図 1】



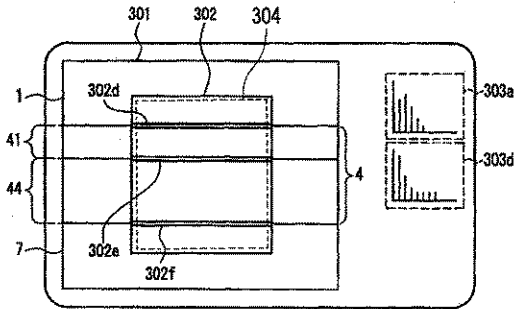
【図 2】



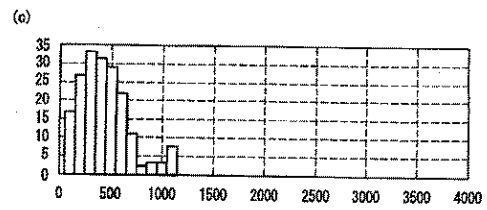
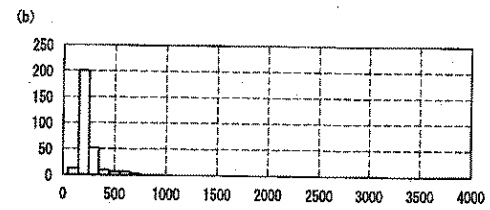
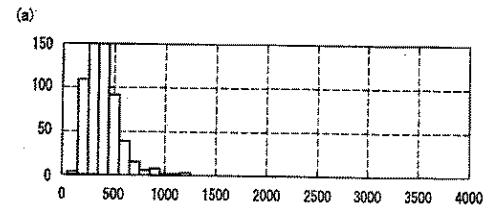
【図 3】



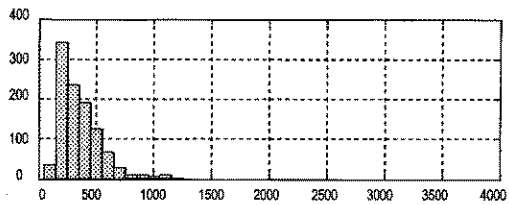
【図 4】



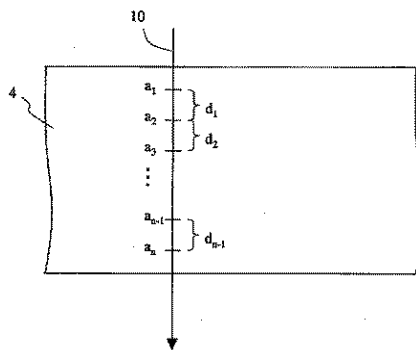
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【手続補正書】

【提出日】平成18年11月17日(2006.11.17)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体へ超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、

10

前記超音波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記探触子により受信する反射エコーを増幅し、受信信号を生成する受信部と、

前記受信信号に基づいて前記被検体の断層像を生成する画像処理部と、

前記断層像における任意の範囲を対象領域として設定する領域設定部と、

前記受信信号から前記被検体に設定された複数の測定位置における前記被検体の運動情報を求める運動情報測定部と、

前記運動情報から、前記複数の測定位置によって特定される前記被検体の複数の対象組織の性状特性値をそれぞれ求める特性値演算部と、

前記複数の性状特性値を取得し、前記領域設定部によって設定された前記対象領域内に位置する前記対象組織の性状特性値から前記性状特性値の度数分布を求める分布作成部と

20

、
を備えた超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特性値演算部によって求められる性状特性値は、被検体の最大厚さ変化量、歪み、および弾性特性からなる群から選択される、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記領域設定部は、外部に設けられた入力部からの信号に基づき、前記対象領域を設定する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記領域設定部は、前記被検体中の音響特性の差異により生じる前記受信信号の特性に基づいて、前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

30

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記受信信号の特性は、前記受信信号の振幅情報である、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記領域設定部は、前記性状特性値に基づいて前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記領域設定部は、前記運動情報に基づいて前記被検体中に少なくとも 1 つの境界を決定し、

前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記運動情報は、複数の測定位置における前記被検体の位置の時間変化量、および、前記対象組織を規定する 2 点の厚さの時間変化量のうちの少なくともいずれか一つである、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 9】

前記被検体は、内膜領域、中膜領域および外膜領域を有する血管壁組織を含み、

前記領域設定部は、血管腔と内膜領域との境界、内膜領域と中膜領域との境界、中膜領域と外膜領域との境界および外膜領域と血管外組織との境界から選ばれる少なくとも 1 つの境界を決定する請求項 4 から 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記分布作成部は、性状特性値の度数分布として、ヒストグラムを作成する請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記断層画像および前記度数分布を表示する表示器をさらに備える請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像処理部は、前記複数の性状特性値を取得し、前記複数の性状特性値の前記被検体における二次元分布画像をさらに生成する請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記断層画像、前記度数分布および前記二次元分布画像を表示する表示器をさらに備える請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記特性値演算部は、所定の周期で前記複数の性状特性値を更新し、前記分布作成部および前記画像処理部は前記性状特性値を更新に同期して、前記度数分布および前記二次元分布画像をそれぞれ更新する請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織内の性状特性値の測定を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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、動脈硬化を早期に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。

【0004】

従来、動脈硬化病変の診断は、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行われていた。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、被験者への負荷が大きいという問題があった。被験者への負担が少なく、容易に行うことができる動脈硬化の診断方法としては、動脈硬化の要因の一つであるコレステロール値の測定、あるいは、血圧値の測定も知られているが、コレステロール値あるいは血圧値は、動脈硬化の度合いを示すものではなかった。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

また、動脈硬化を早期に診断して、動脈硬化の治療薬を被験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硬化の進展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。

【 0 0 0 6 】

こうした理由から、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【 0 0 0 7 】

そこで、被験者への負担が少なく、動脈硬化が進行する前に早期段階で診断できる診断装置が提案されている（例えば、特許文献 1）。超音波診断装置は、被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置の一つであり、同じ非侵襲の X 線診断装置と比べ、被験者への造影剤投与が不要である点、X 線被曝の恐れがない点で優れている。従来の超音波診断装置によれば、超音波を体外から照射することによって、被験者へ苦痛を与えることなく、体内の形状およびその時間的変化を観察することができることから、生体内の血管の弾性特性を求めることができ、動脈硬化の度合いを把握することができる。

10

【 0 0 0 8 】

特許文献 1 の超音波診断装置によれば、検波出力信号の振幅と位相との両者を用いて、被検体の瞬時的な位置を決定することによって高精度なトラッキングを行うことで、振動成分を高精度に測定することができるため、血管壁の厚さ変化、歪みを数 μm のオーダーで高精度に測定することができる。

20

【 0 0 0 9 】

このような高精度な計測手法を用いることにより、動脈壁の弾性特性の二次元分布を詳細に測定することが可能となる。非特許文献 1 は、特許文献 1 の方法を用いて、動脈壁の弾性特性を測定し、弾性率特性の大きさに応じた色調で弾性率特性の二次元分布を表示している。

【 0 0 1 0 】

また、非特許文献 1 は、腸骨動脈の弾性特性を測定した後、インビトロで腸骨動脈を染色することによって、腸骨動脈壁の各組織を識別し、染色によって識別した組織の位置情報を用いて測定によって、得られた二次元分布中の各弾性特性がどの組織に帰属するかを決定している。また、決定した組織の弾性特性をヒストグラムによって分析し、分析結果に基づいて、動脈壁の弾性特性の二次元分布から組織の種類を推定することを開示している。各組織の弾性特性を求めている。

30

【特許文献 1】特開平 1 0 - 5 2 2 6 号公報

【非特許文献 1】Hiroshi Kanai et al., " Elasticity Imaging of Atheroma With Transcutaneous Ultrasound Preliminary Study ", Circulation, Vol.107, p.3018-3021, 20 03

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

非特許文献 1 などに開示されるように、計測した被検体の各部の弾性特性を二次元分布表示することによって、被検体における弾性率の特異な部分を容易に識別することができるようになる。しかし、被検体中の診断したい組織や所定の領域内において弾性特性の値がばらついている場合、その組織や領域全体の弾性特性がどのような値であるのかわかりにくくなる。このため、被検体の弾性特性に基づいて正確な病理診断が困難になる場合がある。

40

【 0 0 1 2 】

本発明はこのような課題を解決し、弾性特性などの超音波の送受信によって得られる被検体の性状特性値に基づいて、被検体の病理診断をより正確に行うことのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

50

【課題を解決するための手段】**【0013】**

本発明の超音波診断装置は、被検体へ超音波を送信するための探触子を駆動する送信部と、前記超音波が前記生体組織において反射することにより得られ、前記探触子により受信する反射エコーを増幅し、受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて前記被検体の断層像を生成する画像処理部と、前記断層像における任意の範囲を対象領域として設定する領域設定部と、前記受信信号から前記被検体に設定された複数の測定位置における前記被検体の運動情報を求める運動情報測定部と、前記運動情報から、前記複数の測定位置によって特定される前記被検体の複数の対象組織の性状特性値をそれぞれ求める特性値演算部と、前記複数の性状特性値を取得し、前記領域設定部によって設定された前記対象領域内に位置する前記対象組織の性状特性値から前記性状特性値の度数分布を求める分布作成部とを備える。

10

【0014】

ある好ましい実施形態において、前記特性値演算部によって求められる性状特性値は、被検体の最大厚さ変化量、歪み、および弾性特性からなる群から選択される。

【0015】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、外部に設けられた入力部からの信号に基づき、前記対象領域を設定する。

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記被検体中の音響特性の差異により生じる前記受信信号の特性に基づいて、前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

20

【0017】

ある好ましい実施形態において、前記受信信号の特性は、前記受信信号の振幅情報である。

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記性状特性値に基づいて前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

30

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記領域設定部は、前記運動情報に基づいて前記被検体中に少なくとも1つの境界を決定し、前記分布作成部は、前記境界により分割される領域ごとに前記性状特性値の度数分布を求める。

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記運動情報は、複数の測定位置における前記被検体の位置の時間変化量、および、前記対象組織を規定する2点の厚さの時間変化量のうちの少なくともいずれか一つである。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記被検体は、内膜領域、中膜領域および外膜領域を有する血管壁組織を含み、前記領域設定部は、血管腔と内膜領域との境界、内膜領域と中膜領域との境界、中膜領域と外膜領域との境界および外膜領域と血管外組織との境界から選ばれる少なくとも1つの境界を決定する。

40

【0022】

ある好ましい実施形態において、前記分布作成部は、性状特性値の度数分布として、ヒストグラムを作成する。

【0023】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記断層画像および前記度数分布を表示する表示器をさらに備える。

【0024】

50

ある好ましい実施形態において、前記画像処理部は、前記複数の性状特性値を取得し、前記複数の性状特性値の前記被検体における二次元分布画像をさらに生成する。

【００２５】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記断層画像、前記度数分布および前記二次元分布画像を表示する表示器をさらに備える。

【００２６】

ある好ましい実施形態において、前記特性値演算部は、所定の周期で前記複数の性状特性値を更新し、前記分布作成部および前記画像処理部は前記性状特性値を更新に同期して、前記度数分布および前記二次元分布画像をそれぞれ更新する。

【発明の効果】

10

【００２７】

本発明に係る超音波診断装置によれば、任意の範囲における被検体の特性から、範囲における被検体の性状特性値の度数分布を作成して表示することができる。したがって、操作者や、被検体の診断を行うものが、診断したい領域の弾性特性がどのくらいの値であるのかを容易に認識することができる。また、操作者が被検体の構成組織ごとに対象領域を設定することにより、操作者は構成組織ごとの弾性特性の度数分布を参照することができる。これにより、被検体をより正確に診断することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２８】

以下、図面を参照しながら、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

20

【００２９】

（第１の実施形態）

以下、第１の実施形態を説明する。ここでは、超音波診断装置により血管壁の弾性特性を測定する例を説明する。

【００３０】

図１は、第１の実施形態による超音波診断装置を用いて血管壁の弾性率を測定する構成の一例を示す図である。図１に示すように、超音波診断装置１００は、超音波プローブ２００、表示器３００、血圧計４００、心電計５００、および入力部６００と接続されている。

【００３１】

30

超音波プローブ２００は、超音波を送受信する探触子である。図１に示すように、超音波プローブ２００は、操作者によって、被験者の生体表面２へ密着接触され、血管３へ向けて超音波を送信する。超音波は、生体内部１、血管３を構成する血管壁４、血液５等によって反射され、反射エコーとなり、超音波プローブ２００へ戻る。

【００３２】

超音波診断装置１００は超音波プローブ２００を用いて反射エコーを受信し、反射エコーを解析することにより、血管３をはじめとする生体内部１の断層像を表示器３００へ表示する。表示器３００はモニタ等である。血圧計４００は、被験者の血圧を測定する。心電計５００は、被験者の心臓の状態を測定する。

【００３３】

40

入力部６００は、マウス、キーボード、タッチパネル等の入力デバイスである。操作者は、入力部６００を後述する方法によって操作することで、被験者の被検体における関心領域を設定する。超音波診断装置１００は、設定された関心領域における弾性率の度数分布を求め、求めた度数分布を表示器３００に表示する。

【００３４】

次に、図面を用いて超音波診断装置１００の構成を説明する。図２は、超音波診断装置１００の構成を示すブロック図である。図２に示すように、超音波診断装置１００は、送信部１０１、受信部１０２、遅延時間制御部１０３、運動情報測定部１０４、領域設定部１０７、特性値演算部１０５、演算データ記憶部１０６、分布作成部１０８、制御部１０９および画像処理部１１０を備えている。

50

【 0 0 3 5 】

制御部 1 0 9 は、送信部 1 0 1、受信部 1 0 2、遅延時間制御部 1 0 3、運動情報測定部 1 0 4、領域設定部 1 0 7、特性値演算部 1 0 5、分布作成部 1 0 8 および画像処理部 1 1 0 を制御する。

【 0 0 3 6 】

送信部 1 0 1 は、所定の駆動パルス信号を超音波プローブ 2 0 0 へ送信する。超音波プローブ 2 0 0 は、駆動パルス信号を取得し、超音波を被検体へ向けて送信する。また、超音波プローブ 2 0 0 は、被検体から反射される反射エコーを受信し、反射エコーを電気信号へ変換する。受信部 1 0 2 は、超音波プローブ 2 0 0 から電気信号を受け取り、増幅することによって受信信号を生成する。さらに、受信部 1 0 2 は、増幅した受信信号を A / D 変換部（図示せず）によってデジタル信号に変換する。

10

【 0 0 3 7 】

遅延時間制御部 1 0 3 は、超音波プローブ 2 0 0 の圧電素子群に送信する駆動パルス信号を遅延制御するよう、送信部 1 0 1 を制御する。駆動パルス信号が遅延制御されることにより、超音波プローブ 2 0 0 から送信される超音波の送信方向、またはフォーカス深度が制御される（送波フォーカス）。また、遅延時間制御部 1 0 3 は、受信部 1 0 2 から受信信号を取得し、受信信号を遅延制御することによって、多方向からの受信信号を正確に受信するための処理（受波フォーカス）を行い、運動情報測定部 1 0 4 および画像処理部 1 1 0 へ出力する。

【 0 0 3 8 】

運動情報測定部 1 0 4 は、遅延時間制御部 1 0 3 によって求められた受信信号を用い、被検体に設けられた複数の測定位置における被検体の運動情報を測定する。具体的には、後述する方法によって、被検体に設けられた複数の測定位置における被検体の位置の時間変化量および複数の測定位置によって特定される被検体の複数の対象組織の厚さの時間変化量を測定する。ここで測定されたこれらの運動情報は、特性値演算部 1 0 5 および演算データ記憶部 1 0 6 へ出力される。また、本実施形態では、運動情報が特性値演算部 1 0 5 および演算データ記憶部 1 0 6 へ出力されるが、運動情報は特性値演算部 1 0 5 または演算データ記憶部 1 0 6 のいずれか一方に出力されてもよい。

20

【 0 0 3 9 】

特性値演算部 1 0 5 は、運動情報測定部 1 0 4 によって求められた運動情報から、被検体の各対象組織の性状特性値を求める。具体的には、後述する方法により、各対象組織を規定する 2 点間の最大厚さ変化量および歪みを求める。さらに、特性値演算部 1 0 5 は、血圧計 4 0 0 によって測定される血圧データと、最大厚さ変化量とを用いて、後述する方法により、各対象組織の弾性特性を求める。性状特性値は、演算データ記憶部 1 0 6 および分布作成部 1 0 8 へ出力される。なお、本実施形態では、性状特性値が演算データ記憶部 1 0 6 および分布作成部 1 0 8 へ出力されるが、性状特性値は演算データ記憶部 1 0 6 または分布作成部 1 0 8 のいずれか一方にのみ出力されてもよい。

30

【 0 0 4 0 】

心電計 5 0 0 によって得られた心電波形等は、運動情報測定部 1 0 4 および特性値演算部 1 0 5 へ出力され、データ取得やデータリセットのタイミングを決定するトリガー信号として使用される。なお、トリガー信号としては、超音波診断装置 1 0 0 に接続して、トリガー信号として使用することができるものであればよく、例えば、心電計 5 0 0 の心電波形の代わりに心音計の心音波形または脈波計の脈波波形等を用いてもよい。

40

【 0 0 4 1 】

領域設定部 1 0 7 は、操作者によって入力部 6 0 0 から設定される関心領域（R O I : Region Of Interest）の領域情報を取得する。以下、関心領域を R O I と称する。領域情報は、R O I の位置および範囲等を示す情報を含んでおり、以下で詳細に説明するように被検体の断層像における対象領域を特定する。分布作成部 1 0 8 は、領域設定部 1 0 7 によって求められた領域情報と、特性値演算部 1 0 5 によって求められた性状特性値とを用い、後述する方法により、R O I における性状特性値の度数分布を作

50

成する。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 1 1 0 は、遅延時間制御部 1 0 3 から出力される受信信号から、被検体の断層像等の画像データを作成する。さらに、画像処理部 1 1 0 は、分布作成部 1 0 8 によって作成された度数分布を被検体の断層像と共に表示器 3 0 0 へ出力する。また、画像処理部 1 1 0 は、領域設定部 1 0 7 によって求められた領域情報を表示器 3 0 0 へ出力する。

【 0 0 4 3 】

演算データ記憶部 1 0 6 は、半導体メモリやハードディスクなどにより構成され、運動情報測定部 1 0 4 によって求められた運動情報および特性値演算部 1 0 5 によって求められた性状特性値を記憶する。演算データ記憶部 1 0 6 に記憶された運動情報および性状特性値は、操作者の指令によって、演算データ記憶部 1 0 6 から読み出され画像処理部 1 1 0 における処理を経て表示器 3 0 0 に表示される。このとき、性状特性値は分布作成部 1 0 8 によって同数分布に変換され表示器 3 0 0 に表示される。これにより、操作者は、観測中の被験者のデータと、過去に観測した演算データとを対比することができる。なお、演算データ記憶部 1 0 6 に記憶された運動情報および弾性特性の表示態様は度数分布に限らず、演算データ記憶部 1 0 6 に記憶された運動情報および弾性特性が表現されていればよい。

【 0 0 4 4 】

以下、一例として、操作者が被験者の血管 3 を診断する場合における超音波診断装置 1 0 0 の動作を詳細に説明する。

【 0 0 4 5 】

操作者が、超音波プローブ 2 0 0 を被験者の生体表面 2 へ接触させると、送信部 1 0 1 が、遅延時間制御部 1 0 3 によって送波フォーカスされることにより、駆動パルス信号を超音波プローブ 2 0 0 へ送信し、超音波プローブ 2 0 0 は、超音波を生体内部 1 へ向けて送信する。超音波は、生体内部 1、血管壁 4、および血液 5 によって反射され、反射エコー信号となり、超音波プローブ 2 0 0 によって受信される。

【 0 0 4 6 】

超音波プローブ 2 0 0 によって受信された反射エコーは、電気信号へ変換される。電気信号は、受信部 1 0 2 によって増幅され、受信信号となった後、デジタル信号に変換される。受信部 1 0 2 によってデジタル変換された受信信号は、遅延時間制御部 1 0 3 へ出力される。遅延時間制御部 1 0 3 は、受信信号を遅延制御することにより、受波フォーカス処理を行い、運動情報測定部 1 0 4 および画像処理部 1 1 0 へ出力する。

【 0 0 4 7 】

運動情報測定部 1 0 4 は、以下に示す方法により、受信信号から厚さ変化量等の運動情報を求める。なお、本実施形態では、運動情報を求める方法として分解能の高い運動情報を求めるのに適した位相検波を用いるが、運動情報を求める方法は、これに限定されず、例えば、包絡線検波等を用いてもよい。

【 0 0 4 8 】

運動情報測定部 1 0 4 は、遅延時間制御部 1 0 3 から取得した受信信号を位相検波し、実部信号と虚部信号とに分離する。分離された実部信号および虚部信号はフィルタ処理され、測定対象以外からの反射成分およびノイズ成分が除去される。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、超音波プローブ 2 0 0 から送信され、被検体の血管壁 4 中を伝播する超音波の音響線 1 0 を模式的に示している。図 7 に示すように、音響線 1 0 上において、所定の間隔を隔てて測定位置 a_1 、 a_2 、 a_3 、 $\dots$ 、 a_n が設定される。また、隣接する 2 つの測定位置 a_1 および a_2 、 a_2 および a_3 、 $\dots$ 、 a_{n-1} および a_n によって、それぞれ血管壁 4 の対象組織 d_1 、 d_2 、 $\dots$ 、 d_{n-1} が特定される。図 7 では 1 本の音響線 1 0 のみを示しているが、超音波プローブ 2 0 0 は、血管壁 4 をその長手方向（血管の伸びる方向）に超音波を走査する。このため、実際の測定では互いに平行な複数の音響線 1 0 が所定の間隔を隔てて存在する。その結果、測定位置は被検体中において二次元に配列され、被検体中

に測定位置によって特定される対象組織も二次元に配列されている。対象組織は一般的には隣接する測定位置によって規定されるが、測定位置 a_1 および a_2 など 2 つ以上離れた測定位置によって規定される領域を対象組織としてもよい。

【 0 0 5 0 】

運動情報測定部 1 0 4 は、実部信号および虚部信号を用いて、例えば、制約付最小二乗法により、前述の各測定位置における被検体の運動速度を求める。運動情報測定部 1 0 4 は、運動速度を時間積分することにより、各測定位置における被検体の位置の時間変位量を求める。さらに、同一音響線上に位置し、隣接する 2 つの測定位置における位置の時間変位量の差分をそれぞれ求めることにより、各対象組織の厚さ変化量を求める。前述したように 2 つ以上離れた測定位置によって規定される領域を対象組織とする場合には、対象組織の位置を規定する 2 つの測定位置における位置の時間変位量の差分を求める。

10

【 0 0 5 1 】

たとえば、各測定位置の間隔を $80 \mu m$ に設定し、 $80 \mu m$ 間隔で設定される対象組織の厚さ変化量を求めてもよいし、対象組織を $160 \mu m$ あるいは $240 \mu m$ 間隔で設定してもよい。ここで求められた厚さ変化量は、前述の計算方法によらずともよく、任意の 2 点間の厚さ変化量が求められればよい。

【 0 0 5 2 】

特性値演算部 1 0 5 は、運動情報測定部 1 0 4 によって求められた複数の対象組織の厚さ変化量の任意の期間における最大値と最小値との差から最大厚さ変化量を求め、最大厚さ変化量から 2 点間の歪みを求める。ここで、最大厚さ変化量を Δh とし、被検体における最大厚さを H とした場合の歪み S は、例えば、以下の式 (1) で求められる。

20

【 0 0 5 3 】

$$S = \Delta h / H$$

式 (1)

【 0 0 5 4 】

特性値演算部 1 0 5 は、さらに、血圧計 4 0 0 から取得する血圧データと、式 (1) によって求められた歪み量とから各 2 点間の弾性特性を求める。厚さ変化量の最大値および最小値を求めた期間において、血圧計 4 0 0 から取得する血圧値の最大値と最小値との差 (脈圧) を Δp とした場合、弾性特性 E は、例えば、以下の式 (2) で求められる。

【 0 0 5 5 】

$$E = \Delta p / S = \Delta p \cdot H / \Delta h$$

式 (2)

30

【 0 0 5 6 】

なお、被検体が血管壁 4 等の循環器である場合、最大厚さ変化量 Δh 、脈圧 Δp 、および厚さの最大値 H が一心拍ごとに变化する。このため、対象組織の厚さ変化量の最大値と最小値とは一心周期ごとに求めることが好ましい。この場合、最大厚さ変化量 Δh および歪み S も一心周期ごとに求められる。また、一心周期ごとに得られる血圧値の最大値と最小値とを用い、弾性特性 E も一心周期ごとに求められる。つまり、一心周期ごとに弾性特性 E などの性状特性値が更新される。

【 0 0 5 7 】

画像処理部 1 1 0 は、遅延時間制御部 1 0 3 によって求められた受信信号から、血管 3 の断層像の画像データを作成し、画像データを表示器 3 0 0 へ出力する。なお、表示器 3 0 0 の表示態様は、以下の例に限定されない。

40

【 0 0 5 8 】

図 3 は、表示器 3 0 0 の表示態様の一例を示す説明図である。図 3 に示すように、表示器 3 0 0 の表示画面は、断層像表示領域 3 0 1、弾性特性 ROI 3 0 2、ヒストグラム表示領域 3 0 3 a、3 0 3 b、3 0 3 c を含んでいる。

【 0 0 5 9 】

断層像表示領域 3 0 1 は、画像処理部 1 1 0 から出力された画像データをもとに作成された被検体の断層像画像を表示する。本実施形態では断層像表示領域 3 0 1 には、被検体として血管 3 の血管壁 4 が B モード表示される。血管壁 4 は、外膜 4 1、中膜 4 2、および内膜 4 3 等から構成されている。なお、図 3 では、外膜 4 1、中膜 4 2、および内膜 4

50

3は模式的に示されており、正しい厚さを反映していない。

【0060】

弾性特性ROI302は、操作者の所望の大きさ（範囲）、位置等に設定されるROIである。運動情報測定部104および特性値演算部105は、少なくとも弾性特性ROI302の範囲において、被検体の対象組織の最大厚さ変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値を測定している。前述したように、対象組織は二次元に配列されており、弾性特性ROI302内には二次元に配列された複数の対象組織が含まれる。設定された大きさおよび位置を表す弾性特性ROI302は、断層像表示領域301ヘリアルタイムに表示される。例えば、図3に示すように、弾性特性ROI302は、血管壁4を上下方向にカバーするように、大きさおよび位置が設定される。

10

【0061】

弾性特性ROI302は、ヒストグラムROI302a、302b、302cを含んでいる。ヒストグラムROI302a~302cは、操作者の所望の個数、大きさ（範囲）、位置等に設定されるROIである。ヒストグラムROI302a~302cは、ヒストグラムを作成する対象範囲である。設定された大きさ、位置、および個数を表すヒストグラムROI302a~302cは、断層像表示領域301ヘリアルタイムに表示される。例えば、図3に示すように、ヒストグラムROI302aは血管壁4の外膜41を、ヒストグラムROI302bは中膜42を、ヒストグラムROI302cは内膜43を対象とするように、大きさ、位置、および個数を設定される。各ヒストグラムROI302a~302cには、それぞれ二次元に配列された複数の対象組織が含まれる。

20

【0062】

ここで、断層像表示領域301に表示された血管3の血管壁4の断層像において、操作者が弾性特性ROI302およびヒストグラムROI302a~302cを設定する方法について説明する。

【0063】

弾性特性ROI302の大きさおよび個数は、操作者が入力部600（例えば、コントロールパネル）を操作し、縦（高さ）、横（幅）、および個数を設定することによって決定される。入力部600には、容易に大きさを設定することができるよう、数種類の高さ・幅・個数のサンプル値があらかじめ用意されていてもよい。操作者は、サンプル値から所望の値を選択することにより、弾性特性ROI302を設定することができる。弾性特性ROI302の位置は、操作者が入力部600（例えば、トラックボール）を操作し、所望の位置を設定することによって決定される。

30

【0064】

また、弾性特性ROI302はヒストグラムROI302a~302cと同様に、上述の入力部600としてコントロールパネルおよびトラックボールを用いて設定する方法以外に、以下のような、入力部600（例えば、マウス等のポインティングデバイス）を操作することによりROIを設定する方法で設定されてもよい。

【0065】

例えば、操作者は、断層像表示領域301上のマウスポインタ（図示せず）が任意の点（以下、始点）を指し示すよう、マウスを操作する。マウスポインタが指し示す始点（座標（X1、Y1））において、操作者がマウスの左ボタンをクリックすることにより、始点の位置が確定する。

40

【0066】

さらに、操作者は、所望のROIを得ることができるよう、マウスをドラッグ操作することにより、マウスポインタを任意の他の点（以下、終点）へ動かす。マウスポインタが指し示す終点（座標（X2、Y2））において、操作者がマウスボタンから指を離すことにより、終点の位置が確定する。このようにして設定された始点と終点との線分を対角線とする矩形領域の位置を示す値（表示器300における座標情報等）、または範囲を示す値（矩形領域の水平方向における長さ、矩形領域の垂直方向における長さ）等を領域情報とする。

50

【 0 0 6 7 】

R O I の設定は、厚さ変化量、歪み、および弾性特性等を測定するための領域（弾性特性 R O I 3 0 2 ）の設定およびヒストグラムを作成するための領域（ヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c ）の設定の少なくとも 2 回以上行われる。

【 0 0 6 8 】

弾性特性 R O I 3 0 2 の領域情報およびヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c の領域情報は、測定領域情報およびヒストグラム領域情報として、R O I 設定部 1 0 7 へ出力される。なお、本実施の形態にかかる R O I 設定方法は、この一例に限らない。例えば、入力部 6 0 0 がキーボードの場合であれば、操作者が、座標をキーボードへ直接入力することによって、R O I を設定してもよい。

10

【 0 0 6 9 】

次に、領域設定部 1 0 7 に設定された測定領域情報およびヒストグラム領域情報からヒストグラムを作成する方法について説明する。

【 0 0 7 0 】

分布作成部 1 0 8 は、領域設定部 1 0 7 に設定された測定領域情報に示される範囲に含まれる対象組織の厚さ変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値を特性値演算部 1 0 5 から取得する。分布作成部 1 0 8 は、たとえば、領域設定部 1 0 7 に設定されたヒストグラム領域情報に示される範囲に含まれる複数の対象組織の弾性特性の度数分布を求め、ヒストグラムを作成する。分布作成部 1 0 8 は特性演算部 1 0 5 が性状特性値を更新するたびに、更新の周期に同期して、度数分布を求めなおし、新しいヒストグラムを作成することが好ましい。

20

【 0 0 7 1 】

たとえば、分布作成部 1 0 8 は、弾性特性を弾性特性レベル（例えば、1 0 0 m m H g 等）ごとに弾性特性の頻度を集計し、度数分布を求める。さらにヒストグラムを作成する。ヒストグラムは画像処理部 1 1 0 によって表示器 3 0 0 へ出力される。ヒストグラム表示領域 3 0 3 a には、ヒストグラム R O I 3 0 2 a で設定された外膜 4 1 の一部の領域に含まれる対象組織の弾性特性のヒストグラムが表示される。同様にして、ヒストグラム表示領域 3 0 3 b およびヒストグラム表示領域 3 0 3 c には、ヒストグラム R O I 3 0 2 b およびヒストグラム R O I 3 0 2 c で設定された中膜 4 2 の一部および内膜 4 3 の一部の領域に含まれる対象組織の弾性特性のヒストグラムが表示される。

30

【 0 0 7 2 】

分布作成部 1 0 8 は、運動情報測定部 1 0 4 および特性値演算部 1 0 5 によって演算が行われると同時に、測定領域情報に示される範囲におけるヒストグラムを作成する。従って、表示器 3 0 0 のヒストグラム表示領域 3 0 3 a ~ 3 0 3 c へは、測定とほぼ同時に即時的に各ヒストグラムが表示される。

【 0 0 7 3 】

図 5 の各図は、3 6 歳の健常な男性の頸動脈血管壁の弾性特性を測定し、測定結果をもとにヒストグラムを作成したものである。図 5 (a) は、外膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図 5 (b) は、中膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図 5 (c) は、内膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。図 5 (a) ~ (c) において、横軸は弾性特性（単位、m m H g ）を表し、縦軸は領域内における頻度を表す。

40

【 0 0 7 4 】

図 5 (a) に示すヒストグラムは、図 3 に示すヒストグラム R O I 3 0 2 a 内に位置する対象組織の弾性率について度数分布を求めることによって得られている。ヒストグラム R O I 3 0 2 a 内には血管壁の厚さ方向に 1 2 個、血管の伸びる方向に 5 0 個の対象組織が配列されており、合計 5 0 0 個の対象組織が含まれている。同様に図 5 (b) に示すヒストグラムは、ヒストグラム R O I 3 0 2 b 内に位置する対象組織の弾性率に基づいて得られている。ヒストグラム R O I 3 0 2 b 内には血管壁の厚さ方向に 6 個、血管の伸びる方向に 5 0 個の対象組織が配列されており、合計 3 0 0 個の対象組織が含まれている。図

50

5 (c) に示すヒストグラムは、ヒストグラム R O I 3 0 2 c 内に位置する対象組織の弾性率に基づいて得られている。ヒストグラム R O I 3 0 2 c 内には血管壁の厚さ方向に 3 個、血管の伸びる方向に 5 0 個の対象組織が配列されており、合計 1 5 0 個の対象組織が含まれている。前述したように図 3 では外膜 4 1、中膜 4 2 および内膜 4 3 は正しい厚さで示されていない。このためヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c も模式的に示されている。

【 0 0 7 5 】

図 5 (a) は、1 5 0 m m H g から 5 5 0 m m H g の範囲の弾性特性の頻度が高いことを示している。これは、ヒストグラム R O I 3 0 2 a によって規定される外膜領域の組織の大部分はこの範囲の弾性特性を有していることを示している。また、図 5 (b) は、ヒストグラム R O I 3 0 2 b によって規定される中膜領域の組織は概ね 1 5 0 m m H g から 2 5 0 m m H g の範囲の弾性特性を有していることを示している。

10

【 0 0 7 6 】

図 5 (c) は、内膜の組織がおおよそ 5 0 m m H g から 7 5 0 m m H g の範囲の弾性特性を有していることを示している。また、1 0 0 0 m m H g 以上の弾性特性を有する組織が存在していることがわかる。この高い値の弾性特性は、5 0 m m H g から 7 5 0 m m H g の範囲を有する主要な弾性特性分布とはかけ離れており、内膜のヒストグラム R O I 3 0 2 c で設定した領域内に、弾性率が特異的に高い組織が存在することがわかる。

【 0 0 7 7 】

図 6 は、比較のために、超音波診断装置 1 0 0 を用いてヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ R O I 3 0 2 c を含むように 1 つのヒストグラム R O I を設定し、設定した領域内の対象組織の弾性特性の度数分布を求め、ヒストグラムを作成した例を示している。設定したヒストグラム R O I は血管壁の外膜、中膜および内膜を含んでいる。図 6 のヒストグラムは、弾性特性が 1 0 0 0 m m H g を超える組織が存在していることを示しているが、弾性特性の分布からは、そのような高い弾性特性を有する組織の存在が特異的であるかどうかは判断し難い。

20

【 0 0 7 8 】

このように、外膜領域、中膜領域、および内膜領域では、弾性特性のヒストグラムは異なっており、血管壁の弾性特性を求め、硬化度合いを診断する場合において、構成組織別にヒストグラムを作成することは、病理診断を正確に行う上で極めて有効であると考えられる。

30

【 0 0 7 9 】

なお、ヒストグラム R O I に対して作成されるヒストグラムは 1 つである必要は無い。例えば、操作者がヒストグラム R O I 3 0 2 a のみを設定した場合において、分布作成部 1 0 8 が、ヒストグラム R O I 3 0 2 a における弾性特性、厚さ変化量、および歪みを取得し、弾性特性のヒストグラム、厚さ変化量のヒストグラム、および歪みのヒストグラムを作成し、ヒストグラム表示領域 3 0 3 a ~ 3 0 3 c へ表示してもよい。

【 0 0 8 0 】

以上のように、本実施によれば、領域設定部 1 0 7 が操作者によって設定された R O I の領域情報を取得し、分布作成部 1 0 8 が領域情報と特性値演算部 1 0 5 によって求められた弾性特性とを用いて、設定した R O I における弾性特性の頻度を示すヒストグラムを作成する。これにより、被検体中に設定した領域における弾性特性の度数分布が示されるため、操作者や、被検体の診断を行うものが診断したい領域の弾性特性がどのくらいの値であるのかを容易に認識することができる。また、操作者が被検体の構成組織ごとに R O I を設定すれば、操作者は構成組織ごとの弾性特性のヒストグラムを参照することができる。従って、操作者は、被検体の構成組織ごとに弾性特性を参照し、被検体の硬化度合い等を的確に把握することができ、より正確な病理診断を行うことができる。また、本実施の形態にかかる超音波診断装置は、特性値演算部 1 0 5 によって演算データが求められると同時に、演算データから分布作成部 1 0 8 がヒストグラムを作成するため、操作者は、被検体の硬化度合い等を即時的に把握することができ、よりの確な診断を行うことができ

40

50

る。

【0081】

また、本実施形態において、血管壁4の構成を外膜41、中膜42、および内膜43として別々にヒストグラムを作成したが、内膜と中膜とは内中膜複合領域（IMC領域：Intima-media complex）として用いられることが多いため、血管壁4の構成を外膜41およびIMC領域とし、ヒストグラムを作成してもよい。

【0082】

なお、本実施形態では、特性値演算部105で求めた性状特性値はヒストグラムなどの度数分布によってのみ表示されているが、性状特性値を被検体における位置で示した二次元分布画像をさらに生成し、表示してもよい。たとえば図3に示すように、操作者が弾性特性ROI302を設定した場合、画像処理部110は、特性演算部105から受け取る弾性特性と、領域設定部107から受け取る弾性特性ROI302の領域情報に基づいて、弾性特性ROI302に含まれる対象組織の弾性特性の二次元分布画像を生成し、表示器300において断層像表示領域301に重ねて弾性特性の二次元分布画像304を表示する。前述したように弾性特性は心周期ごとに更新されるので、画像処理部110も更新される弾性特性を用いて二次元分布画像を心周期ごとに更新することが好ましい。これにより、弾性特性のヒストグラムと二次元分布画像とは同期して心周期ごとに更新される。

10

【0083】

また、この場合、弾性特性ROI302をヒストグラムROIと一致させ、弾性特性ROI302を決めれば自動的にヒストグラムROIが定まるようにしてもよい。このようにすることによって、操作者が弾性特性の度数分布を求めたい領域を指定しなくとも、弾性特性の二次元分布画像と、その弾性特性のヒストグラムを表示させることができる。

20

【0084】

このように、弾性特性の二次元分布画像を合わせて表示する場合、弾性特性の二次元分布画像から被検体の弾性特性が特異な部分の位置を特定することが容易となる。また、上述したように、弾性特性のヒストグラムから、どの程度弾性特性がばらついているかや、注目している弾性特性の値が弾性特性の度数分布上で特異な値であるのかどうかを判断するのが容易となる。したがって、操作者は、これらの情報をもとに、より正確な病理診断を行うことが可能となる。

【0085】

30

（第2の実施形態）

以下、第2の実施形態を参照しながら説明する。本実施形態では、領域設定部107におけるROIを設定する方法を除き、第1の実施の形態にかかる超音波診断装置と同様である。

【0086】

図4は、本実施形態による超音波診断装置の表示器の表示態様の一例を示す説明図である。図4において、第1の実施形態による表示器300の表示態様と同様の要素を示すものに関しては、図3と同様の番号を付番し、説明を省略する。

【0087】

図4に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、表示器300に断層像表示領域301、弾性特性ROI302、ヒストグラム表示領域303a、303dを表示させる。

40

【0088】

断層像表示領域301には、例えば、被検体として血管3の血管壁4がBモード表示される。血管壁4は、中膜および内膜から構成されるIMC領域44と、外膜41から構成されている。

【0089】

本実施の形態では、操作者が表示器300に表示される弾性特性ROI302中に境界を設定することにより、ROIを指定することができる。1つ以上の境界を設定することにより、弾性特性ROI302は2つ以上に分割され、それぞれが、ヒストグラムを個別に作成するためのヒストグラムROIになる。2つの境界に挟まれた領域によってヒスト

50

グラムROIを規定してもよい。

【0090】

図4に示す例では、境界302dと境界302eとで挟まれた領域（血管壁4の外膜41の一部）が一つのROIとして指定されており、境界302eと境界302fとで挟まれた領域（血管壁4のIMC領域44の一部）がもう一つのROIとして指定されている。

【0091】

境界302d～302fで設定されたROIは、断層像表示領域301へリアルタイムに表示される。ROIの大きさ、位置、および個数は、境界302d～302fと弾性特性ROI302とによって定まる。このため、ROIのこれらの情報は表示器300に表示されなくてもよい。

10

【0092】

ここで、断層像表示領域301に表示された血管3の血管壁4の断層像において、操作者が境界302d～302fを用いてROIを設定する方法について説明する。

【0093】

操作者は、入力部600（例えば、マウス等のポインティングデバイス）を操作することにより境界302dを設定する。例えば、操作者は、断層像表示領域301上の前記マウスポインタが任意の点（以下、点A）を指し示すよう、マウスを操作する。マウスポインタが指し示す点Aにおいて、操作者がマウスをクリックすることにより、弾性特性ROI302の水平方向の長さと略同一の長さを持つ境界302dが表示される。

20

【0094】

この操作を繰り返すことにより、境界302e、302fが同様に設定される。操作者は、境界302d～302fをドラッグ等することにより、境界302d～302fの位置を変更することができる。

【0095】

2本の境界に挟まれた領域の位置を示す値（表示器300における座標情報等）、範囲を示す値（矩形領域の水平方向における長さ、矩形領域の垂直方向における長さ）を領域情報とする。境界302d～302fによって設定された領域情報は、ヒストグラム領域情報として、領域設定部107へ出力される。

【0096】

なお、ROIの設定方法は、この一例に限らない。例えば、入力部600がキーボードの場合であれば、操作者が、座標をキーボードへ直接入力することによって、ROIを設定してもよい。また、入力部600としてマウス等のポインティングデバイスを用い、操作者は、断層像表示領域301において、目視しながら自由にマウスを操作し、マウスの軌跡を境界としてもよい。これにより、境界が複雑な場合でも対応することができる。

30

【0097】

また、境界は、超音波診断装置が自動的に設定してもよい。たとえば、被検体中に含まれる組織はそれぞれ異なる音響特性を有している。このため、反射エコーを受信して得られる受信信号には、この音響特性の差異による特性差が生じている。具体的には、受信信号の強度、つまり、振幅情報は組織により異なる音響特性の差異を反映している。したがって、受信信号の振幅情報に基づいて境界を自動的に設定することができる。本実施形態では、画像処理部110において、受信信号から、被検体の断層像等の画像データを作成している。この画像データは、受信信号の振幅をログアンプにより増幅することによって得られ、その強度は組織毎に、あるいは異なる組織境界において特徴的である。したがって、画像処理部110において生成した断層像等の画像データを領域設定部107が受け取り、画像データにおける振幅の差異に基づいて、境界を決定することができる。

40

【0098】

また、最大厚み変化量、歪み、弾性特性等の性状特性値の差異を被検体境界として認識してもよい。性状特性値も受信信号の振幅と同様に、組織毎に特徴的であるため、領域設定部107が前記最大厚み変化量、歪み、弾性特性の差異を認識して組織の境界を自動的

50

に検出することができる。

【 0 0 9 9 】

さらに、被検体の位置変位量や厚み変化量等の運動情報の差異を被検体境界として認識してもよい。運動情報も組織毎に特徴的であるため、領域設定部 1 0 7 が前記最大厚み変化量、歪み、弾性特性の差異を認識して組織の境界を自動的に検出することができる。

【 0 1 0 0 】

上記各実施形態では、被検体として動脈の血管壁を用いて説明したが、本発明の超音波診断装置で測定することのできる検体はこの一例に限定されない。例えば、心臓、肝臓、および胃等の他の組織の測定や診断にも本発明の超音波診断装置を好適に用いることができ、上述したように弾性特性などの性状特性値の基づく病理の診断を行うことができる。

10

【 0 1 0 1 】

また、上記各実施形態において、操作者が、超音波プローブ 2 0 0 を操作しながら R O I を設定するのは困難である場合には、一旦フリーズ機能によりオフラインとし、R O I を設定した後、R O I 内ヒストグラムを表示させてもよい。

【 0 1 0 2 】

また、弾性特性 R O I 3 0 2 上にヒストグラムを求める対象となる領域（例えば、ヒストグラム R O I 3 0 2 a ~ 3 0 2 c ）を設定するとして説明しているが、弾性特性 R O I 3 0 2 の設定は必ずしも必要ではない。例えば、弾性特性を全画面において求めることができるほど演算能力の高い超音波診断装置等の場合、ヒストグラムを求める対象となる領域は、断層像表示領域 3 0 1 上に直接設定されてもよい。

20

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 3 】

本発明の超音波診断装置は、被検体の弾性特性などの性状特性値を測定し、病理の診断を行ったり、被検体に含まれる組織の特性を分析したりするために好適に用いられる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 4 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態による超音波診断装置を用いて血管壁の弾性率を測定する構成の一例を示す図である。

【 図 2 】 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 3 】 図 2 に示す超音波診断装置によって表示部に表示される画面の一例を示す説明図である。

30

【 図 4 】 第 2 の実施形態による超音波診断装置によって、表示部に表示される画面の一例を示す説明図である。

【 図 5 】 (a) は、外膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。(b) は、中膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。(c) は、内膜領域の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。

【 図 6 】 血管壁全体（内中外膜）の弾性特性のヒストグラムの一例を示すグラフである。

【 図 7 】 血管壁中に設定される測定位置を説明する図である。

【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

40

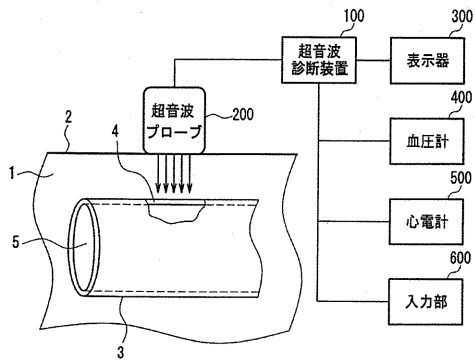
1	生体内部
2	生体表面
3	血管
4	血管壁
5	血液
1 0 0	超音波診断装置
1 0 1	送信部
1 0 2	受信部
1 0 3	遅延時間制御部
1 0 4	運動情報測定部

50

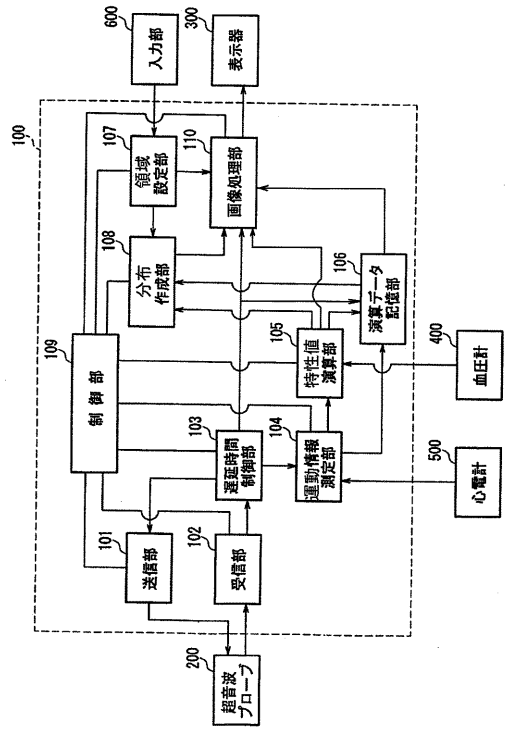
105	特性値演算部
106	演算データ記憶部
107	領域設定部
108	分布演算部
109	制御部
110	画像処理部
200	超音波プローブ
300	表示器
400	血圧計
500	心電計
600	入力部

【手続補正3】
【補正対象書類名】図面
【補正対象項目名】全図
【補正方法】変更
【補正の内容】

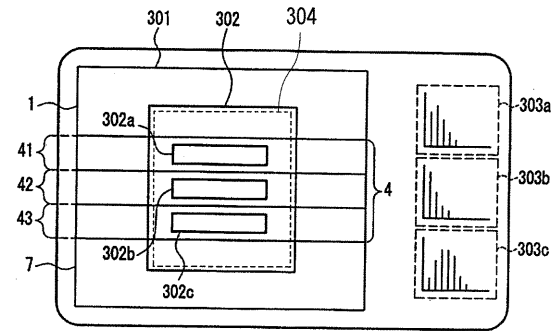
【図1】



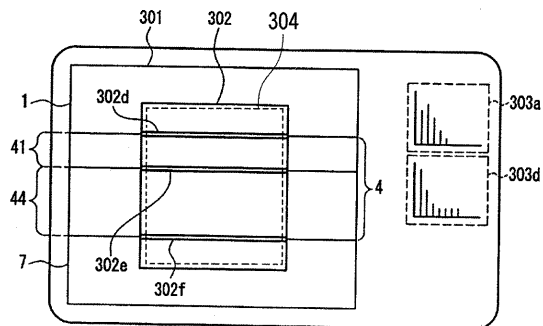
【図2】



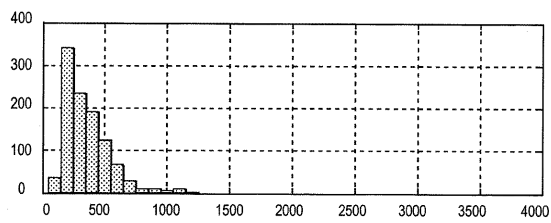
【図 3】



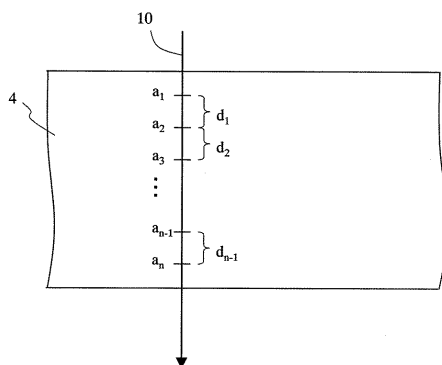
【図 4】



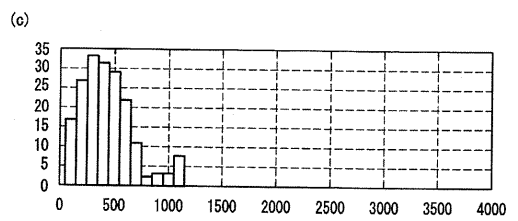
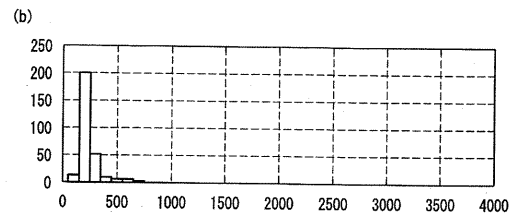
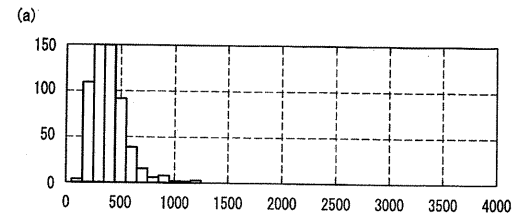
【図 6】



【図 7】



【図 5】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019089

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08 (2006.01)

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2006	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2006

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
ICHUSHI Web, JMEDplusFILE (JOIS)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	Hiroshi KANAI et al., "Kekkan Katasa Bunpu no Keihiteki Hyokaho to Denshi Senshoku", The Japanese Journal of Clinical Pathology, 2003, Vol.51, No.8, pages 805 to 812	1-3, 10-14 4-9
X A	Hideyuki HASEGAWA et al., Ultrasonic Measurement of Regional Elasticity for Tissue Characterization of Arterial Wall, The 3rd International Symposium on Future Medical Engineering based on Bio-nanotechnology (21st Century COE Program) Advanced Technologies in Functional Biomedical Imaging, 2003.11, pages 68 to 71	1-3, 10-14 4-9

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11 January, 2006 (11.01.06)Date of mailing of the international search report
24 January, 2006 (24.01.06)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019089

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	B.H. Ong et al., Clinical Demonstration of Functional Wave Front of Intramyocardial Ischemic Region in Patients with Coronary Stenosis, 2003 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, 2003, pages 1843 to 1846	1-14
A	JP 2000-2711117 A (Aloka Co., Ltd.), 03 October, 2000 (03.10.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 11-318896 A (Masao ITO, Yoshimitsu YAMAZAKI), 24 November, 1999 (24.11.99), Full text; all drawings & US 6132373 A & EP 958784 A1	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019089

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

See extra sheet .

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☒ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/019089

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

The inventions of claims 1-14 have a common feature relating to the matter disclosed in claim 1. However, the search has revealed that this matter is not novel since it is disclosed in document Hiroshi KANAI et al., "Kekkan Katasa Bunpu no Keihiteki Hyokaho to Denshi Senshoku", The Japanese Journal of Clinical Pathology, 2003, Vol.51, No.8, pages 805-812.

Accordingly, the aforementioned feature cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

Consequently, it is obvious that the inventions of claims 1-3, 10-14 and the inventions of claims 4-8 do not satisfy the requirement of unity of invention.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2005/019089	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08 (2006.01)			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B 8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2006年 日本国実用新案登録公報 1996-2006年 日本国登録実用新案公報 1994-2006年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌Web、JMEDPlusファイル (JOIS)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号	
X A	金井浩他, 血管硬さ分布の経皮的評価法と電子染色, 臨床病理, 2003, 第51巻, 第8号, p.805-812	1-3, 10-14 4-9	
X A	Hideyuki Hasegawa et al., Ultrasonic Measurement of Regional Elasticity for Tissue Characterization of Arterial Wall, The 3rd International Symposium on Future Medical Engineering based on Bio-nanotechnology (21st Century COE Program) Advanced Technologies in Functional Biomedical Imaging, 2003.11, p.68-71	1-3, 10-14 4-9	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 11.01.2006		国際調査報告の発送日 24.01.2006	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3101

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2005/019089

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	B. H. Ong et al., Clinical Demonstration of Functional Wave Front of Intramyocardial Ischemic Region in Patients with Coronary Stenosis, 2003 IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings, 2003, p. 1843-1846	1-14
A	JP 2000-271117 A (アハ株式会社) 2000. 10. 03 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 11-318896 A (伊藤正男、山崎義光) 1999. 11. 24 全文、全図 &US 6132373 A &EP 958784 A1	1-14

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2005/019089

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT 17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。
第Ⅲ欄についての別紙参照。

1. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☒ 追加調査手数料の納付を伴う異議申立てがなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2005年4月)

国際調査報告

国際出願番号 PCT/JP2005/019089

(第Ⅲ欄についての別紙)

請求の範囲 1－14 に記載される発明に共通する事項は、請求の範囲 1 に記載される事項であるが、調査の結果、当該事項は文献 金井浩他、血管硬さ分布の経皮的評価法と電子染色、臨床病理、2003、第 51 巻、第 8 号、p.805-812 に記載された事項であり、新規ではないことが明らかとなった。

してみると、上記事項は、PCT 規則 13.2 の第 2 文における、特別な技術的特徴とは認められない。

よって、請求の範囲 1－3、10－14 に記載される発明と、請求の範囲 4－8 に記載される発明は、発明の単一性の要件を満たさないことは明らかである。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,
BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,
CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,L
S,LT,LU,LV,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SY,TJ
,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JPWO2006043529A1	公开(公告)日	2008-05-22
申请号	JP2006542990	申请日	2005-10-18
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 反中由直		
发明人	加藤 真 反中 由直		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 G01S7/52042 G01S7/5206 G01S7/52066 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/EE30 4C601/JB34 4C601/KK07 4C601/KK12		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2004304674 2004-10-19 JP		
其他公开文献	JP4667392B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

发送部，其驱动用于向被检体发送超声波的探头;发送部，其将由所述超声波在所述生物体组织上反射而得到的所述探头接收到的反射回波放大，图像处理单元，其基于接收到的信号来生成对象的断层图像;处理部和，区域设定单元，其设定的任意范围内的断层图像中的目标区域，获得在多个测量的对象的运动信息的设定位置，以从接收到的信号的运动信息的测量部的主体根据运动信息，由多个测量位置指定的测试特性值计算单元，用于获得多个身体的靶组织的性状特性值，分别为所述多个所获取的属性的属性值的属性位于所述对象组织的属性，所述对象区域由区域设置单元设置以及分配创建单元，从该值获得属性属性值的频率分布。

【图2】

