

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-161674

(P2008-161674A)

(43) 公開日 平成20年7月17日(2008.7.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-307338 (P2007-307338)
(22) 出願日 平成19年11月28日 (2007.11.28)
(31) 優先権主張番号 特願2006-327049 (P2006-327049)
(32) 優先日 平成18年12月4日 (2006.12.4)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000005821
松下電器産業株式会社
大阪府門真市大字門真1006番地
(74) 代理人 100101683
弁理士 奥田 誠司
(72) 発明者 加藤 真
愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内
(72) 発明者 砂川 和宏
宮城県仙台市泉区明通二丁目5番地 株式会社パナソニックモバイル開発研究所内
(72) 発明者 萩原 尚
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

最終頁に続く

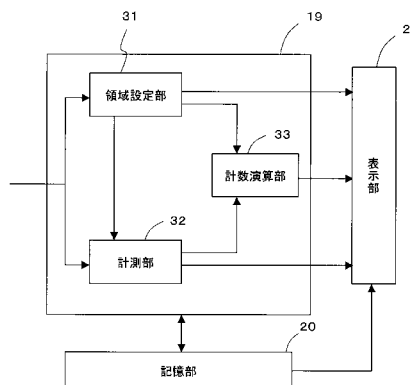
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 より簡便に生体組織の硬さなどの物理的特性値の分布の概要を把握することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 本発明の超音波診断装置は、被検体の内部に計測対象領域を設定する領域設定部31と、前記被検体の少なくとも前記計測対象領域へ超音波送信波を送信するために、超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記計測対象領域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、前記計測対象領域内に設定された複数の計測位置における前記被検体の物理的特性値を求める計測部32と、前記複数の計測位置における物理的特性値のうち、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出する計数演算部33と、前記抽出結果に基づく画像を表示する表示部21とを備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の内部に計測対象領域を設定する領域設定部と、
前記被検体の少なくとも前記計測対象領域へ超音波送信波を送信するために、超音波プローブを駆動する送信部と、
前記超音波送信波が前記計測対象領域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、前記計測対象領域内に設定された複数の計測位置における前記被検体の物理的特性値を求める計測部と、
前記複数の計測位置における物理的特性値のうち、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出する計数演算部と、
前記抽出結果に基づく画像を表示する表示部と、
を備えた超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の個数を数え、
前記表示部は、前記個数を表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記受信信号に基づき、前記計測対象領域の断層画像を生成する断層画像生成部を更に備え、
前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置の情報を生成し、
前記表示部は、前記断層画像に前記抽出された物理的特性値の計測位置を重畳して表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記計測部は、前記計測位置に基づいて、前記物理的特性値の前記計測対象領域内における分布画像の情報を作成し、
前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置の情報を生成し、
前記表示部は、前記物理的特性値の分布画像に前記抽出された物理的特性値の計測位置を重畳して表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記計数演算部は、前記計測対象領域内の全計測位置の個数を求め、全計測位置の個数に対する前記抽出された物理的特性値の個数の比率を演算し、
前記表示部は、前記比率を表示する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置のうち、少なくとも 2 つ以上隣接して存在している連続箇所を決定し、
前記表示部は、前記連続箇所を前記断層画像上に重畳して表示する請求項 3 または 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記計数演算部は、前記物理的特性値のヒストグラムの情報であって、前記ヒストグラム上において前記条件を満たす領域を他の領域とは異なる視覚的情報により表示する情報を生成する請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記計数演算部は、前記抽出結果に基づく異なる画像の情報を複数種類生成し、
前記表示部は、操作者からの指令に基づいて、前記複数種類の画像を切り替えて表示する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記物理的特性値は、前記被検体を構成する組織の最大厚さ変化量、歪み量、弾性率、粘性率、I B S 信号および B モード輝度情報のうちの少なくともいずれか 1 つである請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

50

【請求項 10】

前記計測部は、前記受信信号に基づいて、前記計測対象領域内に設定された複数の計測位置の運動情報を求め、前記運動情報に基づき位置情報を求め、前記位置情報に基づき前記組織の最大厚さ変化量、歪み量、弾性率および粘性率のうちの少なくとも1つを求める請求項9に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記計測部は、前記計測対象領域内の各計測位置およびその周辺の計測位置における物理的特性値の統計量を求め、前記統計量に基づいて、前記各計測位置における物理的特性値の確からしさを決定し、

前記計数演算部は、前記確からしさの高い物理的特性値から、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出する請求項1に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記統計量は、平均値、標準偏差、分散のうち少なくとも1つである請求項11に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体組織、特に血管壁組織の硬さについて測定を行う超音波診断装置に関する。

20

【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。

30

【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、動脈硬化病変が存在していることが確かである被験者に対して、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、被験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、動脈硬化の度合いを直接示すものではない。

40

【0006】

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。

【0007】

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

50

する診断方法あるいは診断装置が求められている。

【0008】

被験者への負担が少ない非侵襲の医療診断装置としては、超音波診断装置やX線診断装置が従来広く用いられている。こうした診断装置は、超音波やX線を体外から照射することによって、被験者に苦痛を与えることなく、体内の形状情報、あるいは形状の時間変化情報を得ることができる。体内の測定対象物の形状の時間変化情報（運動情報）が得られると、測定対象物の性状情報を求めることができる。つまり、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直接知ることが可能となる。特に超音波診断は、X線診断と比較した場合、被験者に超音波プローブをあてるだけで測定できるので、被験者への造影剤投与が不要である点やX線被曝の虞がない点で優れている。

10

【0009】

また、近年の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断装置の開発が進んでいる。例えば、特許文献1に記載された技術を用いると、血管運動の振幅数ミクロンで数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できるため、血管壁の厚さ変化や歪みを数ミクロンのオーダーで高精度な計測をすることが可能になると報告されている。

【0010】

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。例えば非特許文献1は、頸動脈血管壁の弾性率の二次元分布の様子をBモード断層像に重ねて表示した一例を示している。動脈壁の硬さ度合いは一様ではなく、ある分布を持って存在しており、動脈硬化症の診断においては、動脈の硬化度合いを示す特徴量である弾性率の局所的な分布を的確に把握することが重要なためである。

20

【0011】

また局所的な弾性率分布をヒストグラムとして表示することによって、さらに詳細な動脈硬化症の診断を行うことが可能となる。例えば非特許文献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、同定し、染色によって同定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。構成組織によって硬さが異なるので、ヒストグラムを表示することで局所部位中の硬い組織の頻度や軟らかい組織の頻度を把握することが容易となり、動脈硬化症の診断に効果をもたらす。

30

【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, p3018-3021, 2003.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

弾性率は硬さあるいは軟らかさの度合いを示す特性値であって、組織の差異を直接示す指標ではない。このため、弾性率の二次元分布画像を見ても、どの部分が何の組織に対応しているのかは不明であり、組織を同定することは非常に困難である。非特許文献1では、病理解剖結果から脂質部分、平滑筋・線維部分であることがそれぞれわかっている箇所を対象として弾性率のヒストグラムを表示しており、弾性率から組織の同定を行っているわけではない。

【0013】

しかし、組織の同定ができなくても、たとえば、弾性率が周囲の組織に比べて特異的な部分が存在するか否かがわかることによって動脈硬化症の予備的な診断には大いに役立つと考えられる。このため、超音波診断装置の操作者や超音波診断装置によって得られた結

50

果を分析する医師にとって、計測対象領域の硬さ・軟らかさの分布が容易に把握できることができれば、診断に役立つと考えられる。

【0014】

本発明は、このような課題を解決し、より簡便に生体組織の硬さなどの物理的特性値の分布の概要を把握することが可能な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】

【0015】

本発明の超音波診断装置は、被検体の内部に計測対象領域を設定する領域設定部と、前記被検体の少なくとも前記計測対象領域へ超音波送信波を送信するために、超音波プローブを駆動する送信部と、前記超音波送信波が前記計測対象領域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、前記計測対象領域内に設定された複数の計測位置における前記被検体の物理的特性値を求める計測部と、前記複数の計測位置における物理的特性値のうち、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出する計数演算部と、前記抽出結果に基づく画像を表示する表示部とを備える。

10

【0016】

ある好ましい実施形態において、前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の個数を数え、前記表示部は、前記個数を表示する。

【0017】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記受信信号に基づき、前記計測対象領域の断層画像を生成する断層画像生成部を更に備え、前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置の情報を生成し、前記表示部は、前記断層画像に前記抽出された物理的特性値の計測位置を重畳して表示する。

20

【0018】

ある好ましい実施形態において、前記計測部は、前記計測位置に基づいて、前記物理的特性値の前記計測対象領域内における分布画像の情報を作成し、前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置の情報を生成し、前記表示部は、前記物理的特性値の分布画像に前記抽出された物理的特性値の計測位置を重畳して表示する。

【0019】

ある好ましい実施形態において、前記計数演算部は、前記計測対象領域内の全計測位置の個数を求め、全計測位置の個数に対する前記抽出された物理的特性値の個数の比率を演算し、前記表示部は、前記比率を表示する。

30

【0020】

ある好ましい実施形態において、前記計数演算部は、前記抽出された物理的特性値の計測位置のうち、少なくとも2つ以上隣接して存在している連続箇所を決定し、前記表示部は、前記連続箇所を前記断層画像上に重畳して表示する。

【0021】

ある好ましい実施形態において、前記計数演算部は、前記物理的特性値のヒストグラムの情報であって、前記ヒストグラム上において前記条件を満たす領域を他の領域とは異なる視覚的情報により表示する情報を生成する。

40

【0022】

ある好ましい実施形態において、超音波診断装置は、前記計数演算部は、前記抽出結果に基づく異なる画像の情報を複数種類生成し、前記表示部は、操作者からの指令に基づいて、前記複数種類の画像を切り替えて表示する。

【0023】

ある好ましい実施形態において、前記物理的特性値は、前記被検体を構成する組織の最大厚さ変化量、歪み量、弾性率、粘性率、IBS信号およびBモード輝度情報のうちの少なくともいずれか1つである。

【0024】

ある好ましい実施形態において、前記計測部は、前記受信信号に基づいて、前記計測対

50

象領域内に設定された複数の計測位置の運動情報を求め、前記運動情報に基づき位置情報を求め、前記位置情報に基づき前記組織の最大厚さ変化量、歪み量、弾性率および粘性率のうちの少なくとも1つを求める。

【0025】

ある好ましい実施形態において、前記計測部は、前記計測対象領域内の各計測位置およびその周辺の計測位置における物理的特性値の統計量を求め、前記統計量に基づいて、前記各計測位置における物理的特性値の確からしさを決定し、前記計数演算部は、前記確からしさの高い物理的特性値から、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出する。

【0026】

ある好ましい実施形態において、前記統計量は、平均値、標準偏差、分散のうち少なくとも1つである。

【発明の効果】

【0027】

本発明の超音波診断装置によれば、複数の計測位置における物理的特性値のうち、少なくとも一つの閾値を用いて決定された条件を満足する物理的特性値を抽出し、抽出結果に基づく画像を表示する。このため、操作者は超音波診断装置の表示をみることによって、被験者の測定結果における所望の情報をすばやく把握することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

以下、本発明による超音波診断装置の実施形態を説明する。

【0029】

図1は、本実施形態の超音波診断装置11を用いて血管壁組織の性状診断を行うための構成を示すブロック図である。超音波診断装置11に接続された超音波プローブ13は被験者の体表2に密着するように保持され、血管外組織1の内部へ超音波が送信される。送信された超音波は血管3や血液5にて反射、散乱し、その一部が超音波プローブ13へ戻り、エコー（超音波反射波）として受信される。超音波診断装置11は、受信信号の解析、演算を行い、血管前壁4の形状情報や運動情報を求める。また、超音波診断装置11には血圧計12が接続されており、血圧計12が測定した被験者の血圧データは超音波診断装置11へと入力される。超音波診断装置11は、例えば特許文献1に開示されている方法にしたがって、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する。高精度な（位置変化量の測定精度は±0.2ミクロン）位相トラッキングを行うことにより、血管前壁4における微小部位の厚さや厚さ変化量の時間変化の様子を十分な精度で測定することができる。さらに、血圧計12から得た血圧データを用いることで、血管前壁4における局所微小部位の弾性率を求めることができる。また、超音波診断装置11には心電計22が接続されており、心電計22が測定した心電波形は超音波診断装置11へと入力され、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信号として使用される。心電計22は他の生体信号検出手段である心音計や脈波計と置き換えることも可能であり、心電波形の代わりに心音波形や脈波波形をトリガ信号として用いることも可能である。

【0030】

以下、超音波診断装置11の構成および動作を詳細に説明する。図2は、超音波診断装置11の構成を示すブロック図である。超音波診断装置11は、送信部14、受信部15、遅延時間制御部16、断層画像生成部25、位相検波部17、フィルタ部18、演算部19、記憶部20および表示部21を備えている。また、各部の制御を行う制御部24と、制御部24に操作者が指令を与えるためのキーボードやトラックボール、スイッチ、ボタンなどによって構成されるユーザインターフェース23とを備えている。

【0031】

送信部14は、所定の駆動パルス信号を生成し、超音波プローブ13に出力する。駆動パルス信号により超音波プローブ13から送信される超音波送信波は、血管3等の生体組

10

20

30

40

50

織において反射、散乱し、生じた超音波反射波が超音波プローブ１３で受信される。超音波を発生させる駆動パルスの周波数は、時間軸上で隣接している前後の超音波パルスが重ならないように、測定対象の深さと超音波の音速とを考慮して決定される。

【００３２】

受信部１５は超音波プローブ１３を用いて超音波反射波を受信する。受信部１５はＡ／Ｄ変換部を含み、超音波反射波を増幅して受信信号を生成し、さらにデジタル信号に変換する。送信部１４および受信部１５は電子部品などを用いて構成される。

【００３３】

遅延時間制御部１６は送信部１４および受信部１５に接続されており、送信部１４から超音波プローブ１３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１３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
10
向や焦点深度を変化させる。また、超音波プローブ１３によって受信され、受信部１５によって増幅された受信信号の遅延時間を制御することにより、開口径を変化させたり、焦点位置を変化させたりすることができる。遅延時間制御部１６の出力は位相検波部１７および断層画像生成部２５に入力される。

【００３４】

断層画像生成部２５は、フィルタ、検波器、対数増幅器などからなり、受信信号の主に振幅を解析して、被検体の内部構造を画像化した断層画像のデータを生成する。得られた断層画像のデータは、表示部２１に出力される。また、計測後にオフラインで計測結果を
20
分析するために断層画像のデータは記憶部２０に記憶される。

【００３５】

位相検波部１７は、遅延時間制御部１６で遅延制御され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部１８に入力される。フィルタ部１８は、高周波成分、測定対象以外からの反射成分およびノイズ成分等を除去する。位相検波部１７およびフィルタ部１８はソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。

【００３６】

位相検波された受信信号の実部信号および虚部信号は、演算部１９へ入力される。図３は演算部１９の構成を詳細に示すブロック図である。演算部１９は、領域設定部３１、計測部３２および計数演算部３３を含む。演算部１９は、ソフトウェアによってもハードウェアによっても構成することができる。また、ソフトウェアによって演算部１９を実現する
30
場合には、制御部２４を構成するマイコンが、ソフトウェアを実行してもよい。

【００３７】

領域設定部３１は、被検体の内部に計測対象領域を設定する。計測対象領域の設定は、断層画像や後述の計測部３２が作成した弾性率分布画像等、あるいはフィルタ部１８が出力する受信信号情報を参考にして、超音波診断装置１１のインターフェイス部（図示しない）を介して操作者が手動で決定してもよいし、画像情報や受信信号情報に基づき対象を自動的に決定してもよい。設定された計測対象領域の位置情報は、計測部３２および計数演算部３３へと出力される。領域設定部３１は、設定した領域を示す設定領域画像を作成し、表示部２１へと出力する。
40

【００３８】

計測部３２は、少なくとも計測対象領域において設定された複数の計測位置における生体組織の歪みや弾性率等の物理的特性値を演算する。フィルタ部１８が出力する受信信号の実部信号および虚部信号に基づいて、複数の計測位置における生体組織の運動速度を求め、運動速度を積分することによって、位置変位量（位置の時間変位量）を求める。求めた位置変位量から各計測位置間における生体組織の厚さ変化量（伸縮量）を求める。

【００３９】

また、心電計２２から一心周期に関する情報を受け取り、一心周期における厚さ変化量の最大値と最小値との差分である最大厚さ変化量や厚さの最大値、および血管内径等を求める。そして、最大厚さ変化量、厚さの最大値、血管内径等のデータから、生体組織の歪
50

みを求める。さらに血圧計 1 2 から得られる血圧データを用いて、各計測位置間の生体組織の弾性率を求める。計測部 3 2 が求めた物理的特性値は、計数演算部 3 3 へと出力される。計測部 3 2 は、領域設定部 3 1 が定めた計測対象領域外においても物理的特性値を求めてもよい。計測部 3 2 は、好ましくは、求めた最大厚さ変化量、歪み、弾性率等の物理的特性値の空間分布画像のデータを作成し、表示部 2 1 へと出力する。

【0040】

なお、以下において詳細に説明するように、生体組織の歪みや弾性率は 2 つの計測位置に挟まれる生体組織の微小領域について求められるが、演算した歪みや弾性率の位置は、2 つの計測位置のいずれか一方によって特定する。

【0041】

計数演算部 3 3 は、計測部 3 2 が求めた物理的特性値のうち、少なくとも 1 つとの閾値を用いて決定された条件を満足するものを抽出する。具体的には、計数演算部 3 3 は、計測部 3 2 が求めた物理的特性値のうち、少なくとも 1 つとの閾値を用いて決定された条件を満足するものの個数を数える。また、好ましくは、条件を満足する物理的特性値が得られた計測位置を抽出し、表示部 2 1 へ出力する。

【0042】

計数演算部 3 3 が用いる条件に使用される閾値は、操作者によって決定してもよいし、超音波診断装置にあらかじめ設定された複数の閾値から操作者が選択してもよい。また、閾値は 2 つ以上設定してもよい。たとえば、弾性率が閾値 A よりも大きいという条件を用いて、閾値 A よりも大きい弾性率の個数を数え、また、この条件を満足する値が得られた計測位置を抽出する。あるいは、弾性率が閾値 B よりも大きいという条件、および、弾性率が閾値 C よりも小さいという条件を設定してもよい。この場合には、閾値 B よりも大きい弾性率の個数を数え、この条件を満足する値が得られた計測位置を抽出し、閾値 C よりも小さい弾性率の個数を数え、この条件を満足する値が得られた計測位置を抽出する。

【0043】

また、計数演算部 3 3 は、好ましくは、計測対象領域内の全計測位置の個数を数え、前記計測位置の個数に対する、条件を満足する物理的特性値の個数の比率を演算する。さらに、計数演算部 3 3 は、条件を満足する物理的特性値の個数や、比率、条件を満足する物理的特性値が得られた計測位置の情報を表示部へ出力する。これにより、条件を満足する物理的特性値の個数、比率、位置を表示することができる。

【0044】

好ましくは、計数演算部 3 3 は、条件を満足する物理的特性値に対応する計測位置のうち、少なくとも N 個（N は 2 以上の整数）以上隣接して存在している連続箇所を決定し、決定した連続箇所の位置情報を表示部 2 1 へ出力する。連続箇所の数 N はユーザインターフェース 2 3 を用いて操作者が設定することができる。これにより、偶発的に発生したノイズを検出することなく、ノイズの影響を排除し、条件を満足する物理的特性値の位置を決定することが可能となる。

【0045】

さらに、計数演算部 3 3 は物理的特性値の度数分布を求め、度数分布に基づくヒストグラムの画像データを作成し、表示部 2 1 へ出力してもよい。この場合、ヒストグラム上において、設定した条件を満たす領域を他の領域とは異なる視覚的情報により表示してもよい。たとえば、閾値 A よりも大きい階級を他の階級とは異なる色調、異なるテクスチャ、あるいは異なる輝度などで強調して表示してもよい。これにより、操作者や測定結果を分析する者が、容易に条件に合致した物理的特性値の頻度や分散度合いを認識することができる。なお、物理的特性値の度数分布の演算やヒストグラムの画像作成は、計測部 3 2 において行ってもよい。

【0046】

表示部 2 1 は、計数演算部 3 3 が所定の条件で抽出した抽出結果に基づく画像を表示する。より具体的には、計測部 3 2 が作成した種々の物理的特性値の分布画像のデータ、および計数演算部 3 3 が作成した計測位置の画像データ、ヒストグラムの画像データおよび

10

20

30

40

50

条件を満たす物理的特性値の個数ならびに比率等を受け取り、これらを表示する。また、断層画像生成部 25 から出力された断層画像のデータ、領域設定部 31 が作成した設定領域を示す画像を表示する。

【0047】

以下、図 4 および図 5 を参照して計測部 32 における演算をさらに詳しく説明する。図 4 は、被検体 60 を伝播する超音波ビーム 67 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 13 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 67 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 13 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 13 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 67 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。

【0048】

超音波ビームの中心軸である音響線 66 上に位置する血管壁 62 中の複数の計測位置 P_n (P_1 、 P_2 、 $\dots$ P_k $\dots$ P_n 、 n は 3 以上の自然数) は、ある一定間隔 L で超音波プローブ 13 に近い順に P_1 、 P_2 、 $\dots$ P_k $\dots$ 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 、 $\dots$ Z_k $\dots$ Z_n とすると、計測位置 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 17 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 18 を通過させる。演算部 19 の計測部 32 では、反射波信号 $r(t)$ と微小時間 Δt 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、計測位置 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。

【0049】

図 5 は、計測位置 P_n と弾性率演算の対象組織 T_n との関係を示している。対象組織 T_k は、隣接する計測位置 P_k と P_{k+1} とに挟まれた範囲に厚さ L を有して位置している。 n 個の計測位置 $P_1 \dots P_n$ からは $(n-1)$ 個の対象組織 $T_1 \dots T_{n-1}$ を設けることができる。

【0050】

対象組織 T_k の伸縮量である厚さ変化量 $H_k(t)$ は、計測位置 P_k と P_{k+1} の位置変位量 $h_k(t)$ と $h_{k+1}(t)$ とから、 $H_k(t) = h_{k+1}(t) - h_k(t)$ として求められる。

【0051】

血管壁 64 の組織 T_k の厚さの変化は、心拍による血圧の変化に応じて生じ、心周期におよそ同期して繰り返される。したがって、弾性率も心周期に同期して一心拍毎の数値を求めることが好適である。一心周期内の厚さ変化量 $H_k(t)$ から最大値と最小値とを抽出し、最大値と最小値との差分を最大厚さ変化量 Δh_k とする。また、血圧の最大値と最小値との差分を脈圧 Δp とする。対象組織の厚さの最大値を H_m としたとき、歪み S_k および弾性率 x_k はそれぞれ次式で求めることができる。

【0052】

$$S_k = \Delta h_k / H_m$$

$$x_k = \Delta p / S_k = \Delta p \cdot H_m / \Delta h_k$$

【0053】

計測位置 P_n の数やその間隔は、測定の目的や測定対象物である生体組織の特性に応じて任意に設定できる。また、上述の説明では、隣接する計測位置間の厚さ変化量や弾性率を求める例を示しているが、厚さ変化量や弾性率は、1 つ以上の計測位置を挟む 2 点間の

値を求めてもよい。この場合、その２点間の位置変位量は、その２点およびその間の計測位置の位置変位量の平均値を用いることが好ましい。

【００５４】

厚さ変化量や弾性率を求める範囲は、任意の２点で挟まれた１箇所でもかまわないが、本実施の形態で用いている超音波プローブ１３は、アレー状に配列された複数の超音波振動子を有しており、断層面内の任意の領域内すべての箇所の弾性率を求めることが可能である。

【００５５】

以上のような手法により、計測部３２は生体組織の最大厚さ変化量、歪み、あるいは弾性率などの物理的特性値を演算して画像情報を作成し、その画像は表示部２１にて表示される。また、計測部３２で演算された最大厚さ変化量、歪み、弾性率等のデータや画像は、記憶容量の許す範囲内で記憶部２０に記憶され、随時読み取ることが可能である。記憶部２０に例えばリングメモリ等の素子を用いれば、常に最新のデータを更新蓄積することができる。したがって、記憶部２０に記憶された各種データは、表示部２１に随時表示することもできる。また、記憶部２０に記憶されている複数フレームを時間方向に平均化して、一枚の分布画像としてもよい。

【００５６】

次に、超音波診断装置の計数演算部３３の動作をより詳細に説明する。図６は、物理的特性値の測定から画像の表示に至るまでの動作を説明するフローチャートである。始めに領域設定部３１において、計測対象領域を決定する（ステップＳ１１）。計測部３２は、計測対象領域内の物理的特性値を測定、演算し（ステップＳ１２）、物理的特性値の空間分布画像のデータを作成する（ステップＳ４１）。この空間分布画像は、表示部２１にて表示される（ステップＳ４２）。

【００５７】

計測部３２で求められた物理的特性値は、計数演算部３３へ出力される。ここで、まず計測対象領域内の全計測点の数をカウントする（ステップＳ３１）。そして物理的特性値に対して予め定められた閾値を用いた条件処理を行う（ステップＳ１３）。そして、条件を満足する物理的特性値の数をカウントして（ステップＳ１４）、その結果を示す画像情報を生成し、その画像を表示部２１において表示する（ステップＳ１６）。さらに、ステップＳ３１で求めた全計測点数により、ステップＳ１４で求めた値条件を満たすものの数を除してその比率を求め（ステップＳ３２）、結果を示す画像情報を生成し、その画像を表示部２１において表示する（ステップＳ３３）。

【００５８】

また、計数演算部３３は、ステップＳ１３で得られた条件を満足する物理的特性値の位置を抽出して（ステップＳ１５）、その位置の画像情報を作成し（ステップＳ１７）、表示部２１において表示する（ステップＳ１８）。ここで、計数演算部３３は、ステップＳ１５で抽出した条件を満たす物理的特性値の計測位置のうち、Ｎ個以上連続して隣接している部分をさらに決定し、（ステップＳ１９）、その位置の画像情報を作成し（ステップＳ２０）、表示部２１において表示する（ステップＳ２１）こともできる。

【００５９】

計数演算部３３は、さらに物理的特性値の度数分布を演算し、ヒストグラムのデータを作成する（ステップＳ５１）。ヒストグラムにおいて条件を満足する階級を、他の階級と異なる色調、テクスチャ、輝度などで強調表示したヒストグラム画像の情報を作成し（ステップＳ５２）、表示部２１において表示してもよい（ステップＳ５３）。

【００６０】

このようにして、作成された画像情報の表示例を図７から図９を参照して説明する。

【００６１】

図７は超音波診断装置１１を用いて動脈血管壁長軸断面の任意箇所における弾性率分布を計測した結果を表示部２１に表示する一例を模式的に示している。表示部２１を構成するモニタ１０１には、断層画像表示領域１０２、弾性率カラーバー１１１、ヒストグラム

10

20

30

40

50

1 1 2 が表示される。断層画像表示領域 1 0 2 には断層画像が表示されている。図 7 は、領域設定部 3 1 が作成した設定領域画像 1 0 3 と、計測部 3 2 が作成した弾性率分布画像 1 0 4 とが断層画像上に重畳された例を示している。断層画像は、血管内腔領域 1 0 5 と血管壁の内中膜領域 1 0 6 および血管壁の外膜領域 1 0 7 とを含んでいる。設定領域画像 1 0 3 は、内中膜領域 1 0 6 の一部が計測対象領域として設定されていることを示している。

【0 0 6 2】

設定領域画像 1 0 3 が規定する設定領域内には、計数演算部 3 3 が作成した弾性率分布画像 1 0 4 が示される。図 7 では、径方向に 6 箇所、軸方向に 1 3 箇所の計測微小領域が配列された合計 7 8 箇所の弾性率の空間分布が示されている。各微小領域はカラーバー 1 1 1 が示す弾性率と配色との関係に従って着色されている。カラーバー 1 1 1 は、上方ほど弾性率が高い、すなわち、硬いことを示す配色となっている。また、全計測点数がモニタ 1 0 1 内の右下に表示されている。

10

【0 0 6 3】

モニタ 1 0 1 内の右上には、計数演算部 3 3 が作成したヒストグラム 1 1 2 が示されている。ヒストグラム 1 1 2 は、本実施形態では 5 つの階級に分けられており、カラーバー 1 1 1 の階級の数と一致している。カラーバー 1 1 1、つまり、弾性率分布画像 1 0 4 の度数分布の階級とヒストグラムの階級とを一致させることにより弾性率分布画像 1 0 4 に示される微小領域の分布がヒストグラム 1 1 1 と一致するため、弾性率分布画像 1 0 4 における硬さの分布をヒストグラム 1 1 1 によって認識しやすくなることができる。しかし、ヒストグラム 1 1 2 の階級とカラーバー 1 1 1 の階級とは異なってもよい。

20

【0 0 6 4】

図 8 は、図 7 で示した測定結果に対し、計数演算部 3 3 が「任意の閾値 s 以上の値を有する弾性率を抽出する」という閾値条件処理を行い、その演算結果から得られた各種画像および数値を表示部 2 1 に表示する一例を模式的に示している。

【0 0 6 5】

設定領域画像 1 0 3 が規定する設定領域内には、計数演算部 3 3 が作成した条件を満足する弾性率値に対応する計測位置の画像 1 2 1 が弾性率分布画像 1 0 4 に重畳され、条件を満たす微小領域がそれぞれ縁取りにより強調されて示されている。また、カラーバー 1 1 1 の右部には、閾値 s の値を示すマーカ 1 2 2 が表示されている。ヒストグラム 1 1 2 には、条件を満たす領域が他の領域とは異なる色で強調して表示されている。さらにモニタ 1 0 1 内の右下には、閾値 s 以上の弾性率値を有する計測点数（1 0 箇所）と、その比率（ $10 / 78 = 0.13$ ）とが表示されている。

30

【0 0 6 6】

このように、閾値条件を満足する弾性率の個数、比率、位置、分散等、閾値条件を満たす物理的特性値の抽出結果に基づく画像を表示することにより、操作者は被験者の測定結果における所望の情報を瞬時に把握することが可能となる。

【0 0 6 7】

また図 9 は、図 7 で示した測定結果に対し、計数演算部 3 3 が「任意の閾値 s 以上の値を有する弾性率を抽出する」という閾値条件処理を行い、さらに 2 個以上連続して隣接する部分を抽出し、その演算結果から得られた各種画像および数値を表示部 2 1 に表示する一例を模式的に示している。

40

【0 0 6 8】

設定領域画像 1 0 3 が規定する設定領域内には、計数演算部 3 3 が作成した連続隣接部分の位置画像 1 2 3 が弾性率分布画像 1 0 4 に重畳され、閾値条件を満足する微小領域のうち、2 個以上連続して隣接する部分の輪郭が強調して表示されている。また、モニタ 1 0 1 内の右下に表示される閾値 s 以上の弾性率値を有する計測点数と比率とは、それぞれ連続隣接部分の数値に更新表示されている。

【0 0 6 9】

連続個数が 2 個に満たない孤立した微小領域は、ノイズにより偶発的に高い弾性率値を

50

有していると考えられ、これを除去することにより、操作者にとって見やすい画像を提供することが可能となる。

【0070】

なお、図7から図9に示した抽出結果に基づく物理的特性値に関する画像は、操作者が超音波診断装置11のユーザインターフェース23によって切り替えることができる。たとえば、図8の計測位置の画像121と、図9の連続隣接部分の位置の画像とを切り替えることによって、ノイズの影響がどの程度見られるかを操作者が把握することも可能となる。

【0071】

このように、本実施形態によれば、閾値条件を満足する弾性率の個数、比率、位置、頻度、分散等を表示部21に表示することにより、操作者は被験者の測定結果のうち、所望の情報を的確かつ瞬時に把握することが可能となり、より正確な診断を行うことができる。

【0072】

なお、本実施形態では、図9に示すように、閾値条件に合致する微小領域が連続している部分の位置画像123を表示することによって、ノイズにより偶発的に高い弾性率値を示す微小領域には着目しない表示を行っている。しかし、各微小領域の弾性率値の確からしさを統計量に基づいて決定し、その結果を用いて画像を表示することにより、ノイズによる影響を低減することもできる。以下、この方法による演算部19の動作を説明する。

【0073】

図9は、物理的特性値の測定後、各微小領域の弾性率値の確からしさを決定し、その後、画像の表示を行う場合の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。図6を参照して説明したように、まず、領域設定部31において、計測対象領域を決定する（ステップS11）。計測部32は、計測対象領域内の物理的特性値、例えば、弾性率値を測定、演算（ステップS12）する。

【0074】

次に、計測部32は、得られた各微小領域における物理的特性値の確からしさを統計量に基づいて決定し、ノイズが含まれていると考えられる弾性率値が得られた計測位置の微小領域を画像表示から除外する（ステップS61）。具体的には、図11に示すように、各微小領域がm行n列で配列されている場合、破線で示すように、i行j列目の微小領域を中心とし、中心の微小領域およびその周辺の微小領域を含むサブエリアを決定する。サブエリアは、計測対象領域よりも小さい。

【0075】

サブエリアの大きさは、操作者が設定してもよいし、あらかじめ3行3列の領域（9個の微小領域で構成）や5行5列の領域（25個の微小領域で構成）を定めておき、操作者が選択してもよい。あるいは、操作者が使用する頻度の高いものを学習機能により制御部24が自動的に決定し、決定した値を設定してもよい。

【0076】

計測部32は、サブエリア内の微小領域の弾性率値の標準偏差、分散あるいは変動計数を算出し、これらの値が、あらかじめ定めておいた標準偏差、分散あるいは変動計数よりも大きければ、そのサブエリア内の微小領域の弾性率値はノイズを含んでいる可能性が高いと判定する。この演算及び判定をサブエリアの中心となる微小領域を順にシフトさせ、計測対象領域のすべての微小領域を中心として繰り返し行う。

【0077】

すべての微小領域が中心となるようにサブエリアを設定し、上述の演算及び判定を行えば、計測対象領域の端の部分以外の微小領域について、サブエリアを構成する微小領域の個数分の判定結果が得られる。例えば、3行3列でサブエリアを構成する場合には、上述の演算及び判定が9回行われる。したがって、閾値uを設定し、ノイズを含んでいる可能性が高いと判定された回数がu以上である微小領域は、物理的特性値にノイズが含まれているとして、画像表示から除外する。なお、計測対象領域の端の部分では、サブエリアが

計測対象領域の外側に達し、微小領域が中心となるようにサブエリアを設定できない。この場合には、計測対象領域内にある微小領域のみを用いて上述の演算を行う。

【0078】

あるいは、サブエリアの中心の微小領域における弾性率値 $X_{i,j}$ がサブエリア内の弾性率値の平均値±標準偏差の範囲内になればそのサブエリアの中心の弾性率値はノイズにより偶発的に極端な値を示しており、確からしさが低いとして除去してもよい。この演算及び判定を各微小領域が中心となるように計測対象領域内のすべての微小領域について行う。

【0079】

このような処理によって、ノイズが含まれていると判定された微小領域を除外した計測対象領域の各微小領域における物理的特性値、つまり、確からしさの高い物理的特性値が得られる。

【0080】

図10に示すように、以下、確からしさの高い物理的特性値を用いて図6を参照して説明したのと同様の処理を行い、測定結果を表示する画面を作成する。ただし、計測対象領域内において、ノイズが含まれていると考えられる物理的特性値が得られた微小領域は除かれているため、上述の実施形態のノイズの影響を除外するために、閾値条件に合致する計測位置が連続している部分を抽出する処理（図6のステップS19～S21）を行う必要はない。

【0081】

このような処理によって、ノイズの影響を除外し、操作者に見易い画像を得ることができる。

【0082】

なお、図8および図9では、断層画像上に弾性率分布画像104を重畳し、さらに閾値条件を満たす計測位置の画像121や連続隣接部分の位置画像123を重畳しているが、Bモード画像のみに計測位置の画像121や連続隣接部分の位置画像123を重畳したり、あるいは、弾性率分布画像104のみに計測位置の画像121や連続隣接部分の位置画像123を重畳したりしてもよい。また、図7から図9では、閾値条件を満足する物理的特性値の個数を表示しているが、個数は表示しなくてもよく、たとえば、閾値条件を満たす計測位置の画像121を弾性率分布画像104を重畳して表示するだけでもよい。

【0083】

また、本実施形態では血管壁の弾性率の二次元分布を求める場合を例示しているが、体表から応力を加えた場合の最大厚さ変化量や歪みの測定であれば、本発明の超音波診断装置は、肝臓や乳房等の体組織も好適に測定できる。また別途応力を測定すれば、弾性率を求めることも可能である。

【0084】

また、本実施形態では、弾性率の二次元分布を測定して表示する超音波診断装置を説明したが、3Dメカニカルプローブなどを用いて弾性率の三次元分布を測定し、三次元の診断を行うことも可能である。

【0085】

さらに、本実施形態では、弾性率を求めて診断を行ったが、組成体から計測可能な他の物理的特性値を計測してもよい、たとえば、粘性率、Bモード画像における輝度情報、IBS (integrated backscatter) 信号などを物理的特性値として求めてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0086】

本発明の超音波診断装置は、生体組織の特性値の計測に好適に用いられ、血管壁、肝臓、乳房等の組織の硬さなどの性状特性値の測定に好適に用いられる。

【図面の簡単な説明】

【0087】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明による超音波診断装置を用いて血管壁組織性状の診断を行うための構成を示すブロック図である。

【図 2】本発明による超音波診断装置の実施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の演算部の構成を詳細に示すブロック図である。

【図 4】血管壁を伝播する超音波ビームと計測位置とを模式的に示す図である。

【図 5】計測位置と弾性特性を求める対象組織との関係を示す図である。

【図 6】本実施形態において、物理的特性値の測定から画像や数値の表示に至るまでの動作を説明するフローチャートである。

【図 7】本実施形態の超音波診断装置を用いて血管壁断面の弾性率分布を測定した結果を示す表示部の画面の一例を模式的に示している。

10

【図 8】図 7 で示した測定結果に対して閾値条件を設定し、条件を満たす物理的特性値を抽出し、抽出結果に基づいて作成された画面の一例を示している。

【図 9】図 7 で示した測定結果に対して閾値条件を設定し、条件を満たす物理的特性値を抽出し、抽出結果に基づいて作成された画面の他の例を示している。

【図 10】物理的特性値の測定後、各微小領域の弾性率値の確からしさを決定し、その後、画像の表示を行う場合の超音波診断装置の動作を説明するフローチャートである。

【図 11】計測領域中に設定するサブエリアを説明する模式図である。

【符号の説明】

【0088】

1 血管外組織

20

2 体表

3 血管

4 血管前壁

5 血液

11 超音波診断装置

12 血圧計

13 超音波プローブ

14 送信部

15 受信部

16 遅延時間制御部

30

17 位相検波部

18 フィルタ部

19 演算部

20 記憶部

21 表示部

22 心電計

23 ユーザインターフェース

24 制御部

25 断層画像生成部

31 領域設定部

40

32 計測部

33 計数演算部

60 生体

62 血管以外の生体組織

64 血管壁

66 音響線

67 超音波ビーム

101 モニタ

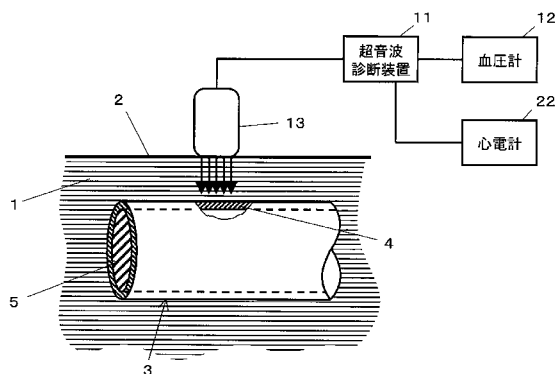
102 断層画像表示領域

103 設定領域画像

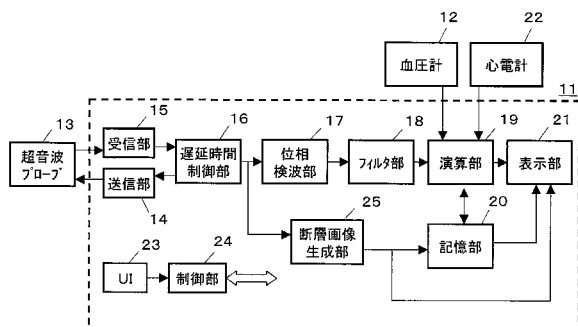
50

- 104 弾性率分布画像
- 105 血管内腔領域
- 106 内中膜領域
- 107 外膜領域
- 111 カラーバー
- 112 ヒストグラム
- 121 計測位置の画像
- 122 マーカ
- 123 連続隣接部分の位置の画像

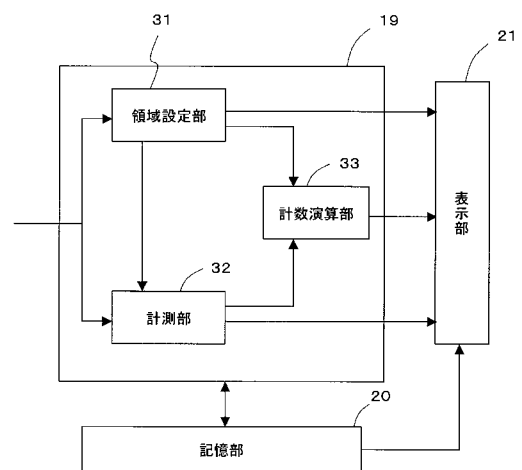
【図 1】



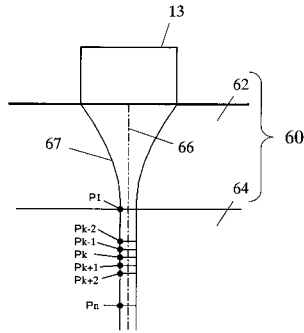
【図 2】



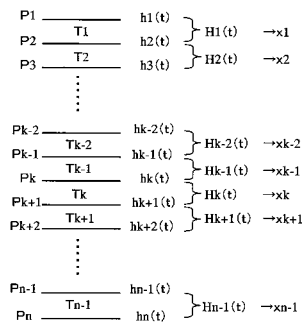
【図 3】



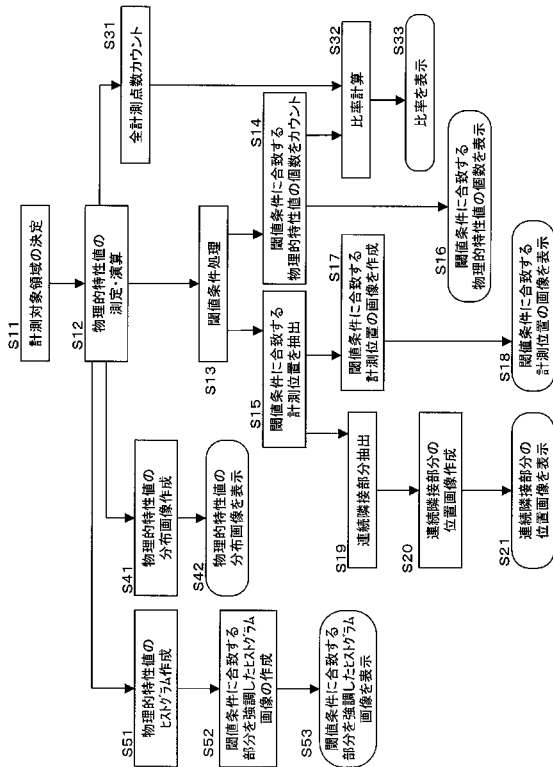
【図 4】



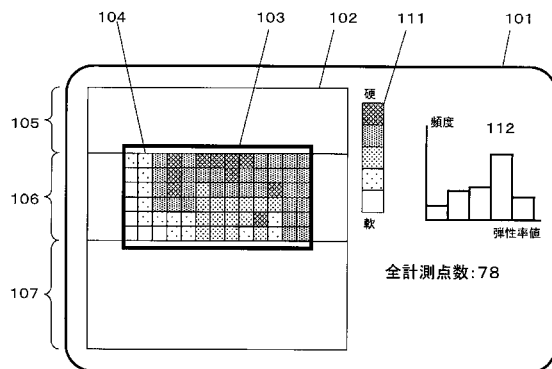
【図 5】



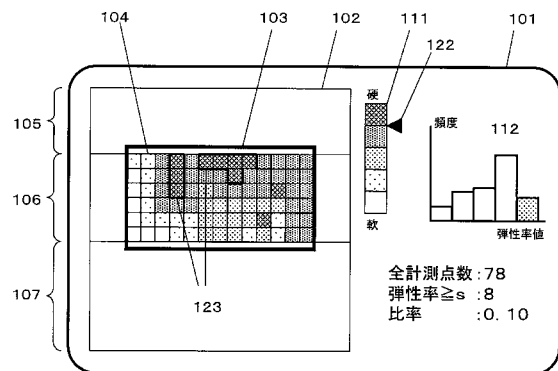
【図 6】



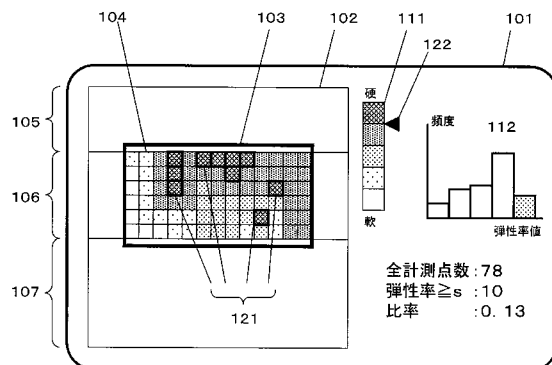
【図 7】



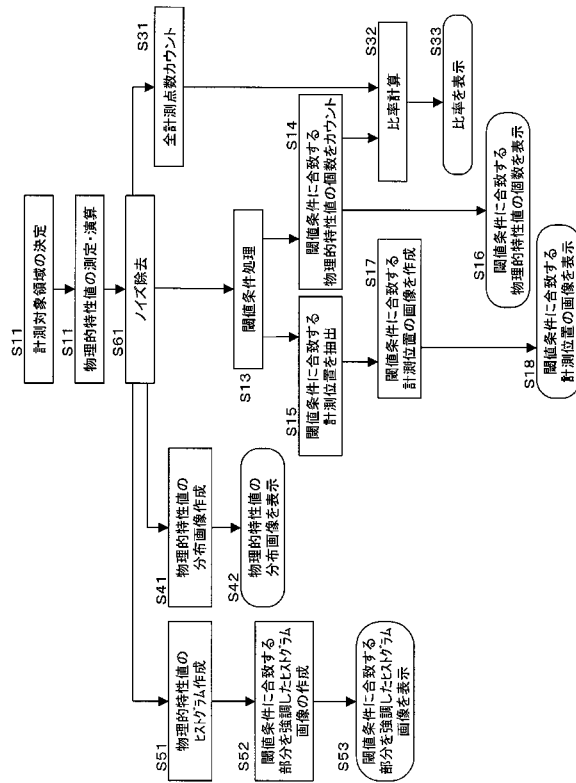
【図 9】



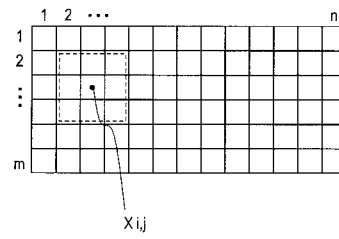
【図 8】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 反中 由直

愛媛県東温市南方 2 1 3 1 番地 1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

(72)発明者 鈴木 隆夫

愛媛県東温市南方 2 1 3 1 番地 1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

F ターム(参考) 4C601 DD14 DD18 DD19 JB34 JB48 JC11 JC37 KK24

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008161674A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2007307338	申请日	2007-11-28
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
[标]发明人	加藤真 砂川和宏 萩原尚 反中由直 鈴木隆夫		
发明人	加藤 真 砂川 和宏 萩原 尚 反中 由直 鈴木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/DD18 4C601/DD19 4C601/JB34 4C601/JB48 4C601/JC11 4C601/JC37 4C601/KK24		
代理人(译)	奥田诚治		
优先权	2006327049 2006-12-04 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，该设备能够理解物理特征值的分布的简要概述，例如活组织的硬度。ŽSOLUTION：超声波诊断装置包括：区域设定部31，用于设定被检体内的被测定区域;发送部，其用于驱动超声波探头，至少向被检体的被测定区域发送超声波发送波，接收用于通过放大超声波反射波来产生接收信号的部分，该超声波反射波是在超声波传输波在待测区域处被反射并且被超声波探头接收时获得的，测量部分32获得对象的物理特征值。从接收信号中设定在待测区域中的多个测量位置，计数操作部分33，用于从多个物理特征值中提取满足条件的物理特征值，该物理特征值是通过使用至少一个阈值确定的。测量位置和用于显示图像fr的显示部分21提取结果。Ž

