

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5285616号
(P5285616)

(45) 発行日 平成25年9月11日(2013.9.11)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.Cl. F1
A61B 8/08 (2006.01) A61B 8/08

請求項の数 11 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-540022 (P2009-540022)
(86) (22) 出願日 平成20年10月28日(2008.10.28)
(86) 国際出願番号 PCT/JP2008/069507
(87) 国際公開番号 W02009/060751
(87) 国際公開日 平成21年5月14日(2009.5.14)
審査請求日 平成23年10月14日(2011.10.14)
(31) 優先権主張番号 特願2007-292622 (P2007-292622)
(32) 優先日 平成19年11月9日(2007.11.9)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(72) 発明者 長野 智章
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ内
審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置とその作動方法及び超音波画像診断プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体との間で超音波を送受信する超音波プローブと、
該超音波プローブにより計測された反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の確率分布から、前記被検体の生体組織の均質性に係る確率密度関数のパラメータを算出する均質性演算部と、

前記算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成する画像生成部と、

前記生成された組織均質性画像を表示する表示部と、

前記均質性演算部によって算出されたパラメータにより定義される確率密度関数と前記複数計測点の振幅値の相対度数分布との適合度を検定して有意確率を演算する有意確率演算手段を備え、

前記画像生成部は、前記算出されたパラメータのうち、前記有意確率によって特定されるパラメータに基づいて組織均質性画像を生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記均質性演算部は、前記複数計測点の振幅値の相対度数分布から得られるモーメント統計量を前記確率密度関数に与えて前記パラメータを算出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

生体組織の種類に応じた異なる複数の確率密度関数を選択設定する確率密度関数設定部

10

20

を備えたことを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記均質性演算部は、前記超音波信号に対して設定される複数の関心領域の領域ごとに前記パラメータを算出し、

前記画像生成部は、領域ごとに算出されたパラメータに基づいて前記組織均質性画像を生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記超音波信号は、前記反射エコー信号に基づいてRF信号生成手段により生成された超音波RF信号、及び該超音波RF信号に基づき超音波画像生成手段により生成された超音波画像を対数圧縮した信号の少なくとも一方であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項6】

前記被検体の生体組織は、当該組織からの超音波散乱波の振幅確率が確率密度関数でモデル化される組織であることを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記画像生成部は、前記算出されたパラメータを完全均質から不均質までスケールリングするとともにグレイスケール又は擬似カラーに変換したものを前記組織均質性画像として前記表示手段に表示することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記反射エコー信号に基づき生成される超音波画像が、Bモード画像、Mモード画像、及び3Dモード画像の少なくとも1つであり、前記画像生成部は、前記組織均質性画像を前記超音波画像上に重畳表示することを特徴とする請求項7記載の超音波診断装置。

20

【請求項9】

前記画像生成部は、前記組織均質性画像を半透明化処理して前記超音波画像上に重畳表示することを特徴とする請求項8記載の超音波診断装置。

【請求項10】

被検体との間で超音波を送受信して得られた反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の相対度数分布を生成するステップと、

生成された相対度数分布から得られるモーメント統計量に基づいて、前記被検体の生体組織の均質性に係るパラメータを有している確率密度関数の当該パラメータを算出するステップと、

30

前記関心領域を移動させながら前記各ステップを実行するステップと、

前記各関心領域において算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成するステップと、

前記算出されたパラメータに基づいて確率密度関数を生成するステップと、

生成された確率密度関数と前記相対度数分布との適合度を検定して有意確率を演算するステップと

前記生成された組織均質性画像を表示手段に表示するステップと、を備え、

前記階調化された組織均質性画像を生成するステップは、前記演算された有意確率が設定された閾値以上の前記パラメータに基づいて組織均質性画像を生成することを特徴とする超音波画像診断装置の作動方法。

40

【請求項11】

被検体との間で超音波を送受信して得られた反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の相対度数分布を生成する処理と、

生成された相対度数分布から得られるモーメント統計量に基づいて、前記被検体の生体組織の均質性に係るパラメータを有している確率密度関数の当該パラメータを算出する処理と、

前記関心領域を移動させながら前記各ステップを実行する処理と、

前記各関心領域において算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成する処理と、

50

前記算出されたパラメータに基づいて確率密度関数を生成する処理と、
生成された確率密度関数と前記相対度数分布との適合度を検定して有意確率を演算する
処理と、

前記生成された組織均質性画像を表示手段に表示する処理と、
をコンピュータに実行させ、
前記階調化された組織均質性画像を生成する処理は、前記演算された有意確率が設定さ
れた閾値以上の前記パラメータに基づいて組織均質性画像を生成することを特徴とする超
音波画像診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、超音波診断装置とその作動方法及び超音波画像診断プログラムに係り、特に、被検体の組織の均質性を定量化して画像表示する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医師や臨床検査技師などの検者は、超音波診断装置を用いた診断において、対象組織の動き、形状、性状などを観察する。組織の動きや形状は、速度や長さなどの物理量で算出することが可能である。しかしながら、性状については、対象の組織構造を反映したものであり、医用超音波診断装置で使用される超音波パルスの分解能の限界から、直接的に組織構造を定量化解析することは困難である。したがって、一般に超音波の散乱波の性質を基

20

【0003】

例えば、後方散乱波の干渉模様はスペックルと呼ばれ、その性質は組織構造を反映したものである。検者は、組織毎に異なるスペックルの模様を経験的に見分けて診断に応用している。この定性的な診断を定量化する種々の技術が開発されてきており、その中で、スペックルの振幅値の統計的性質に注目し、その振幅確率が、組織構造に応じた確率密度関数に従うことを利用した方法が提案されている。

【0004】

例えば、特許文献1には、正常な肝臓のように均質な組織からの散乱波の振幅確率がRayleigh分布に従うことを利用して、正常な組織と異常な組織の差異を、Rayleigh分布から

30

【0005】

【特許文献1】特開2003 - 61964号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、上記特許文献1に記載の技術では、正常な組織が徐々に病変に遷移して均質性が損なわれていく過程での組織性状の異常の程度を適切に表現できない場合がある。

【0007】

40

すなわち、Rayleigh分布は、均質な組織に対するモデルであるため、散乱波の振幅確率がRayleigh分布から逸脱したときの誤差が直接的に組織の異常の程度を示さないおそれがある。したがって、Rayleigh分布からの逸脱により、組織が異常であることは表現できても、どの程度均質性が損なわれて、どの程度異常なのかを適切に表現できないおそれがある。

【0008】

本発明の目的は、被検体の生体組織の均質性を、超音波信号の振幅値の確率分布に基づいて適切に定量化して画像化することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

50

本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する超音波プローブと、この超音波プローブにより計測された反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の確率分布から、被検体の生体組織の均質性に係る確率密度関数のパラメータを算出する均質性演算部と、算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成する画像生成部と、生成された組織均質性画像を表示する表示部とを備えたことを特徴とする。

【0010】

本発明の超音波診断装置の作動方法は、被検体との間で超音波を送受信して得られた反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の相対度数分布を生成するステップと、生成された相対度数分布から得られるモーメント統計量に基づいて、前記被検体の生体組織の均質性に係るパラメータを有している確率密度関数の当該パラメータを算出するステップと、前記関心領域を移動させながら前記各ステップを実行するステップと、前記各関心領域において算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成するステップと、生成された組織均質性画像を表示手段に表示するステップと、を備えることを特徴とする。

10

【0011】

本発明の超音波画像診断プログラムは、被検体との間で超音波を送受信して得られた反射エコー信号に基づく超音波信号の関心領域における複数計測点の振幅値の相対度数分布を生成する処理と、生成された相対度数分布から得られるモーメント統計量に基づいて、前記被検体の生体組織の均質性に係るパラメータを有している確率密度関数の当該パラメータを算出する処理と、前記関心領域を移動させながら前記各ステップを実行する処理と、前記各関心領域において算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成する処理と、生成された組織均質性画像を表示手段に表示する処理と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、被検体の生体組織の均質性を、超音波信号の振幅値の確率分布に基づいて適切に定量化して画像化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】第1実施例の処理フローを示す図。

【図3】第1実施例の組織均質性画像の作成を示す図。

【図4】実測の相対度数分布と適合度が高い推定確率密度関数を示す図。

【図5】実測の相対度数分布と適合度が低い推定確率密度関数を示す図。

【図6】均質性パラメータを計算するROIの設定方法を示す図。

【図7】第2実施例の処理フローを示す図。

【図8】第2実施例の組織均質性画像の作成を示す図。

【図9】第3実施例の処理フローを示す図。

【図10】第3実施例の組織均質性画像の作成を示す図。

30

40

【図11】任意箇所均質性パラメータ値の画面表示を示す図。

【図12】心臓四腔像表示における梗塞部位への応用例を示す図。

【図13】心臓短軸像表示における梗塞部位への応用例を示す図。

【図14】肝臓腫瘍への応用例を示す図。

【図15】乳腺腫瘍への応用例を示す図。

【符号の説明】

【0014】

10 超音波診断装置、12 超音波プローブ、14 RF信号生成部、16 超音波画像生成部、18 演算部、18a 均質性演算部、18b 有意確率演算部、20 均質性画像生成部、22 表示用画像生成部、24 制御部、26 操作部、28 記憶装置、30 表示部

50

【発明を実施するための最良の形態】**【0015】**

以下、本発明を適用してなる超音波診断装置の実施形態を説明する。なお、以下の説明では、同一機能部品については同一符号を付して重複説明を省略する。

【0016】

図1は、本実施の形態における超音波診断装置の概略を示すブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置10は、超音波の送受信を行う超音波プローブ12と、受信波からRF信号を生成するRF信号生成部14と、RF信号からM、B、3Dモード画像を生成する超音波画像生成部16とを備えている。

【0017】

また、RF信号生成部14、或いは超音波画像生成部16から出力される超音波信号を入力して確率密度関数のパラメータを算出し、適合度検定を行う演算部18と、算出されたパラメータに基づいて階調化された組織均質性画像を生成する均質性画像生成部20とを備えている。なお、RF信号生成部14から出力される超音波信号はRF信号であり、超音波画像生成部16から出力される超音波信号はRF信号を対数圧縮処理した信号である。

【0018】

また、超音波画像生成部16で生成された超音波画像と、均質性画像生成部20で生成された組織均質性画像とを対応づけて表示用の画像を生成する表示用画像生成部22と、全体の演算の指示とタイミングを制御する制御部24と、検者が入力機器を用いて装置の操作を行う操作部26と、信号データ、制御プログラム、演算プログラム等が記憶されている記憶装置28と、画像を表示する表示部30とを備えている。

【0019】

超音波プローブ12は、被検体に対して超音波を送受信するものであり、セクタ型、リニア型、コンベックス型等の形状をもつものである。その他、公知の種々の超音波プローブを適用することができる。RF信号生成部14は、超音波プローブ12の複数の振動子により受信されて電気信号に変換された反射エコー信号(受信音波)が入力され、整相加算器を通してRF信号に変換する。

【0020】

超音波画像生成部16は、RF信号生成部14において変換されたRF信号が入力され、対数増幅器、包絡線検波器、A/D変換器、スキャンコンバータを通してMモード画像、Bモード画像、及び3Dモード画像(以下、適宜超音波画像という。)に変換する。

【0021】

演算部18は、RF信号生成部14からRF信号を入力するか、又は、超音波画像生成部16から画像信号を入力して、設定された関心領域(以下、適宜ROIという。)における複数の計測点の振幅値の確率分布の統計的性質から確率密度関数のパラメータを算出する均質性演算部18aと、算出したパラメータで定義される確率密度関数と観測分布の間の適合度検定を実行し、有意確率を算出する有意確率演算部18bとを有して構成されている。

【0022】

均質性画像生成部20は、均質性演算部18aで算出されたパラメータをスケーリングするとともに、グレイスケール又は擬似カラー化して階調化された組織均質性画像を生成する。また、この画像化処理は、あらかじめ設定された閾値である有意水準以上の有意確率を持つデータについてのみ実行される。

【0023】

表示用画像生成部22は、均質性画像生成部20で生成された組織均質性画像を、超音波画像上にそのまま重畳するか、或いは組織均質性画像を半透明化処理した上で超音波画像上に重畳して表示用の画像を生成する。

【0024】

制御部24は、各信号処理部に指示を出し、それらのタイミングを制御する。操作部26は、診断装置上に配置されているキーボード、マウス、トラックボール等の入力機器であり、検者が、画質の調整や、計測の指示、情報の入力等に用いるものである。

10

20

30

40

50

【0025】

記憶装置28は、信号データ、制御プログラム、演算プログラム等が格納される。また、あらかじめ設定される確率密度関数や有意水準、ROIの大きさなどの演算パラメータが格納されている。表示部30は、ディスプレイ等の表示機器で、表示用画像生成部22で生成された画像などを表示する。

【0026】

以下、本発明の特徴部である均質性演算部18aと、有意確率演算部18bと、均質性画像生成部20について、各実施例を用いて超音波診断装置の動作とともに説明する。

【実施例1】

【0027】

実施例1は、組織均質性画像を生成して、Bモード画像と重畳表示する場合の実施例である。最初に、検者は、操作部26を操作して被検体の組織性状、つまり組織の均質性画像を表示モードに変えて計測を始める。

【0028】

図2は、第1実施例の処理フローを示す図である。まず、被検体に対して超音波を送受信して得られたRF信号に対して、図3左上図に示すように、統計的性質を計算するためのROIが設定される。そして、ROIに囲まれた走査線上の位置の複数の計測点の振幅値をそれぞれ取得し、取得した超音波信号の振幅値を用いて相対度数分布を作成する(S10)。

【0029】

なお、分解能と組織の均質性の推定精度に影響を及ぼすROIの大きさは適宜調整できる。ROIは、操作部26から検者が設定してもよいし、あらかじめ自動で推奨値に設定してもよい。ROIの形状は、四角形として説明するが、円形や扇形などに変形可能である。また、白色雑音低減のためにROI内の信号の時間平均をとる処理を加えてもよい。

【0030】

ここで作成される相対度数分布は例えば図4に示すようになる。続いて、この相対度数分布の統計的性質から確率密度関数のパラメータを算出する(S11)。

【0031】

ここで、超音波散乱波の振幅値の確率密度関数のモデルは多く提案されているが、その中でも不均質性をパラメータとして持つものでは、例えば、K分布、一般化K分布、Homodyned K分布、Nakagami分布、一般化Nakagami分布、Gamma分布、一般化Gamma分布、Rice分布、一般化Rice分布、Weibull分布、lognormal分布などが挙げられる。これらの分布関数をあらかじめ記憶装置28に準備しておき、生体組織に応じた分布を選択可能な確率密度設定手段を設けておく。検者が選択してもよいし、装置で推奨する関数に設定してもよい。

【0032】

均質性演算部18aにおけるパラメータ算出の方法について、K分布を使用した例を用いて説明する。K分布は式(1)で表される。

【0033】

【数1】

$$p(A) = \frac{2c}{\Gamma(\alpha)} \left(\frac{cA}{2}\right)^\alpha K_{\alpha-1}(cA); \quad c = \frac{\sqrt{2\alpha}}{\phi} \quad (A \geq 0) \quad (1)$$

ここで、 p は振幅 A が現れる確率を表す関数、 Γ はガンマ関数、 K は第2種変形ベッセル関数である。 α はスケールパラメータ、 ϕ は形状パラメータである。 α は、信号強度に依存するパラメータである。一方、 ϕ は有効散乱体個数(超音波パルスの分解能において振幅に寄与する散乱体の個数)といわれ、散乱体の均質性を示すパラメータであり、 α が10以上で均質(Rayleigh分布に近似)になり、 ϕ が低くなるにつれて不均質になる。すなわち、この ϕ を算出することは、組織の均質性を推定することを意味する。

【0034】

の算出方法は、統計量の組み合わせや最尤推定法を用いる方法が提案されている。例

10

20

30

40

50

えば、統計量を用いる方法では、以下のように μ_n と σ_n^2 が求められる(非特許文献: Dutt V, Greenleaf JF. K distribution model of ultrasound speckle: fractional order SNRs and log compression variance. IEEE Proc. Ultrasonics Symposium 1995;2:1375-1378.)

【0035】

【数2】

$$\mu_n = (2\phi^2)^{\frac{n}{2}} \frac{\Gamma(1+n/2)\Gamma(\alpha+n/2)}{\alpha^{n/2}\Gamma(\alpha)} \quad (2)$$

【0036】

【数3】

$$\frac{\mu_n}{\sqrt{\mu_{2n} - \mu_n^2}} = \left[\frac{\Gamma(1+n)\Gamma(\alpha+n)}{\Gamma(1+n/2)\Gamma(\alpha+n/2)} - 1 \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (3)$$

ここで μ_n は、相対度数分布から求められる n 次モーメント統計量である。この μ_n を式(2)(3)に与えることで μ_n と σ_n^2 が算出される。 α は、信号強度に依存しないパラメータであり、均質性を評価する絶対的なパラメータとなりうる。

【0037】

μ_n と σ_n^2 が算出されたら、これを用いて確率密度関数である K 分布を式(1)から作成する(S12)。 μ_n と σ_n^2 を式(1)に与えることにより K 分布は一意に決定される。

【0038】

例えば、決定された K 分布関数が図4の実線の曲線になったとする。この場合、観測された相対度数分布と算出された確率密度関数はよく一致している。逆に、図5の相対度数分布についてパラメータを算出し、実線の確率密度関数が作成された場合、観測された相対度数分布と算出された確率密度関数はあまり一致しないことがわかる。すなわちこの場合は算出されたパラメータの信頼性が低いことを示している。

【0039】

そこで、有意確率演算部18bにより、この実測相対度数分布と算出された確率密度関数の適合度を検定する(S13)。これは、この二つの分布そのものの形状を比較することになる。適合度検定では、ある算出された理論確率密度関数があるとき、実際の観測度数分布がその理論確率密度関数とほぼ一致しているかどうかを調べることができる。

【0040】

つまり、帰無仮説は「観測分布は設定された確率分布である」となり、この採否を決定すればよい。実測相対度数分布と推定された確率密度関数からカイ2乗検定統計量を求め、有意確率を計算する。あらかじめ設定しておいた有意水準より有意確率が上回れば、帰無仮説を採択し「観測分布は設定された確率分布でないとはいえない」となり、逆に有意確率が有意水準を下回れば帰無仮説は棄却され「観測分布は設定された確率分布でない」といえる。後者の場合は、算出されたパラメータで定義される確率密度関数は実測相対度数分布と適合しないので、パラメータの信頼性が低いことを意味している。

【0041】

カイ2乗検定統計量は、式(4)のように求められる。

【0042】

【数4】

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^m \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \quad (4)$$

m はカテゴリー数、 O は実測相対度数、 E は推定された振幅確率である。式(4)の χ^2 乗値が小さければ、実測相対度数分布と推定された確率密度関数の誤差は小さい。逆に χ^2 乗値が大きければ、誤差が大きく、実測相対度数分布は推定された確率密度関数に適合しない可

10

20

30

40

50

能性が高い。ここで、x2乗値がx2乗分布に従うことから、式(4)で求められたx2乗値を用いてx2乗分布の上側確率を求める。これが有意確率となる。この場合、有意確率は、実測相対度数分布と確率密度関数が適合する場合に、このような誤差が見出される確率を表している。したがって、この確率で現れる誤差を許容するか否かを有意水準で閾値化して判定する。

【0043】

S10～S13の処理は、画像全体のROIについて行われる(S14, S15)。つまり、図3左上図の矢印のように走査線に沿って次のROIに移動(S15)しながらS10～S13の処理を繰り返す。画像の局所のみを観察する場合には、図6のように任意の局所にROIを設定することができ、この局所ROIの中に上記振幅値取得用のROIを設定して演算することが可能である。

10

【0044】

信号全体の処理が終了すると、図3左下図のようにBモード像を構成する全走査線上の均質性パラメータと有意確率のデータが得られる。ここで、有意確率が有意水準より低い場合には、組織境界や血管等の構造物や無エコー領域であることが推測される。

【0045】

したがって、このような領域を画像化領域から除去すべく、算出されたパラメータの中で、設定された有意水準以上のデータについてのみ画像化される(S16)。これにより、信頼性の高いパラメータのみ画像化することが可能になる。

【0046】

均質性画像生成部20により生成される組織均質性画像は、算出されたパラメータを完全均質から不均質までスケールするとともにグレイスケール又は擬似カラーに変換され階調化された画像である。例えば、上記のK分布であれば、均質である > 10 で赤色に、 < 10 が0に向かうに従って徐々に青色に変化させるような擬似カラー又はグレイスケール表示を行う。

20

【0047】

一方、超音波画像生成部16において従来のBモード表示用の処理も行われており、表示用画像生成部22では、S16で生成された組織均質性画像と、Bモード画像の対応付けが行われる。具体的には、組織均質性画像を超音波画像上に重畳表示するか、又は組織均質性画像を半透明化処理して超音波画像上に重畳表示する(S17)。半透明化処理を行った組織均質性画像をBモード画像に重畳表示したイメージは、図3右下図のようになる。このように、従来のBモード像上に重畳表示することにより、組織の位置関係を把握しながら組織性状を観察でき、直感的に見やすい表示が可能になる。

30

【0048】

S10～S17の処理を連続的に次のフレームに適用する(S18)と、動画像上での組織性状の観察が可能になる。また、部位によってモデル化可能な確率密度関数が異なるので、組織性状が見やすい画像が得られるように、記憶装置28に用意された確率密度関数を随時変更させながら観察することも可能である。

【0049】

また、有意水準についても、血管のような構造物や無エコー領域を除去した見やすい画像が得られるように変化させながら調整することが可能である。有意水準は低いほど、信頼性の低いパラメータを容認するが、構造物の境界や無エコー領域のパラメータが画像化されてしまうなど、見にくい画像になる。逆に有意水準が高すぎると、厳密に適合した分布のパラメータしか表示できなくなるので、適切に調整される必要がある。

40

【0050】

ROIの大きさについては、大きいほど推定の信頼性が向上するものの分解能が低下する。逆に小さい場合には標本数が少ないために推定の信頼性が低下するため、見やすい画像が得られるように調整する。以上の設定については、随時、操作部26の入力機器によって調整可能である。

【0051】

なお、本実施例では、演算部18にRF信号生成部14で生成されたRF信号を入力する例を示

50

したが、超音波画像生成部16で生成される超音波画像を入力することもできる。この場合には、超音波画像生成部16によって対数圧縮処理が施されているため、RF信号とは異なる統計的性質もっている。このため、対数圧縮された確率密度関数を記憶装置28に用意しておき、対数圧縮後の画像が入力された場合には対数圧縮対応の関数に切り替えるようにする。

【0052】

ところで、組織が病変に遷移していく過程を定量化するためには、徐々に変化する性状を信号の質に依存せずに評価する必要があり、絶対的な数値で表現可能であることが望ましい。

【0053】

この点、本実施例によれば、生体組織の均質性をパラメータとして持つ確率密度関数(K分布)を用い、信号の質に依存せずに超音波信号の振幅値の分布から組織性状を示すパラメータを求めることができ、生体組織が病変に遷移していく過程で徐々に変化していく均質性を適切に定量化することができる。

【0054】

また、組織境界や血管等のように散乱波の振幅確率が確率密度関数に従わない領域は、定量化した値の信頼性が低いとして判定する必要がある。本実施例によれば、観測された相対度数分布が、算出されたパラメータにより定義される確率密度関数にどの程度あてはまるかを検定することによって、算出されたパラメータの信頼性を評価することができる。そして、信頼性の高いパラメータを有する位置についてのみ、これを画像化することができるので、検者は、生体組織が病変に遷移していく過程での異常の程度を簡便に鑑別し易くなる。

【実施例2】

【0055】

実施例2は、組織均質性画像を生成して、Mモード画像と重畳表示する場合の実施例である。図7は、第2実施例の処理フローを示す図である。第1実施例と同様の前提処理を行った後、図8左上図のように走査線上の線状のROIの振幅値を抽出して相対度数分布を作成する(S20)。S21からS23の処理は実施例1のS11からS13の処理と同様である。

【0056】

演算部18は、ROIを走査線上で移動させながら(S24, S25)S20～S23の処理を行うと、図8左下図のように、Aモード一本分の均質性パラメータと有意確率が求められる。均質性パラメータと有意確率は、有意確率で閾値化されて、信頼性のある均質性パラメータのみ画像化され(S26)、図8右下図のようにMモード像に重畳表示される(S27)。次のビームがあれば同様に処理を行う(S28)。

【0057】

このような処理を行うことによって、組織のある特定の位置についての、その動きの変化に応じた組織性状の変化の経過を、第1実施例と同様に簡便に観察することが可能となる。

【実施例3】

【0058】

実施例3は、組織均質性画像を生成して、3Dモード画像と重畳表示する場合の実施例である。図9は、第3実施例の処理フローを示す図である。第1実施例と同様の前提処理を行った後、図10左上図のようにxy平面に四角形でz方向に3次元的に拡張した直方体のROIが設定される。そして、この直方体のROIに含まれる振幅値をそれぞれ取得し、取得した超音波信号の振幅値を用いて相対度数分布を作成する(S30)。S31からS33の処理は実施例1のS11からS13の処理と同様である。なお、ROIの形状は球体や扇体などに変形可能である。

【0059】

演算部18は、ROIを走査線上で3次元的に移動させながら(S34, S35)S30～S33の処理を繰り返すと、図10左下図のように、3D像を構成する全てのビーム上の均質性パラメータと有意確率が求められる。均質性パラメータと有意確率は、有意水準で閾値化されて、信頼性

10

20

30

40

50

のある均質性パラメータのみ画像化され(S36)、図10右下図のように3Dモード像に重畳表示される(S37)。次のボリュームがあれば(S38)、同様に処理を行う。

【0060】

このような処理を行うことによって、組織全体の性状を3次元的に、かつ第1実施例と同様に組織が病変に遷移していく過程での異常の程度を簡便に観察することが可能になる。

【0061】

なお、実施例1~3の表示部30のGUIについて、図11のように、表示された均質性パラメータを数値として見るができる。Bモード像を例として説明するが、M、3Dモード像にも同様に適用可能である。例えば、図11(1)(2)のように、キャリパーを設定した位置のパラメータ値を画像上に表示することによって、組織間の性状の差を計測することができるので、異常組織の定量的な判別への応用が可能になる。

10

【0062】

また、図11(3)のようにROIの中のパラメータの統計量、例えば、平均や標準偏差を計算して表示することによって、性状を理解しやすく表示することが可能になる。

【0063】

ところで、一般的に心筋、肝臓、乳腺などの生体軟組織においては、その散乱波の振幅確率がある確率密度関数に従うことが知られている。以下、本発明の臨床適用例を、図12以降を用いて説明する。図12と図13は、心臓の四腔断面像及び短軸像を示している。点線は従来のBモード像表示される四腔像及び短軸像の画像を示している。実線部分は、心筋部分相当し、この部分は散乱波が支配的であり、均質性パラメータが画像化される領域となる。心腔内は、血液があるものの、ほぼ無エコーとなるので、パラメータの信頼性は低下し、画像化されない。また、斜線部分のように梗塞部位が存在すると、他の心筋とは異なる色で表示されることになる。

20

【0064】

梗塞部位では、心筋に血液が送られないために壊死する。正常な心筋に比べて均質性が異なるために、画像化するとその梗塞部位や病変の程度が直感的に見やすく表示される。また、動画上で観察すると、心筋の収縮に伴って、心筋組織の均質性に変化がある場合には、その変化が時間的な色の変化として観察可能になる。また、実際には、プローブから遠い位置においては、超音波の減衰やアーチファクトによって散乱波が受信できない位置が出てくるが、この場合は、検定によってパラメータの信頼性が低いと判断されるので画像化されない領域となる。

30

【0065】

図14は、肝臓腫瘍が表示されている画像である。実線で挟まれる領域は肝実質であり、正常ならば均質性が高いことを示す色で表示される。肝硬変や脂肪肝といったびまん性病変では、その均質性に変化が出るために、肝実質全体が不均質性を示す色で表示される。

【0066】

また、斜線の領域で示される肝臓腫瘍のような限局性病変が存在する場合には、その種類に応じた色が表示される。例えば、肝のう胞では、無エコーである場合があるし、肝細胞癌では、その経過や原発性が転移性かなどによって均質性が異なるため、これに応じた色が表示されることになる。

40

【0067】

図15は、乳腺腫瘍が表示されている画像である。正常な乳腺では均質性が高いことを示す色で表示される。斜線の領域で示される乳腺腫瘍が存在すると、その種類に応じた色が表示される。例えば、のう胞では無エコーの場合が多いし、乳がんの場合には浸潤性が非浸潤性かによって均質性を示す領域の範囲が異なる。また、石灰化した部位では散乱波とならないので、パラメータの信頼性は低下し画像化されないなどの表示がなされる。

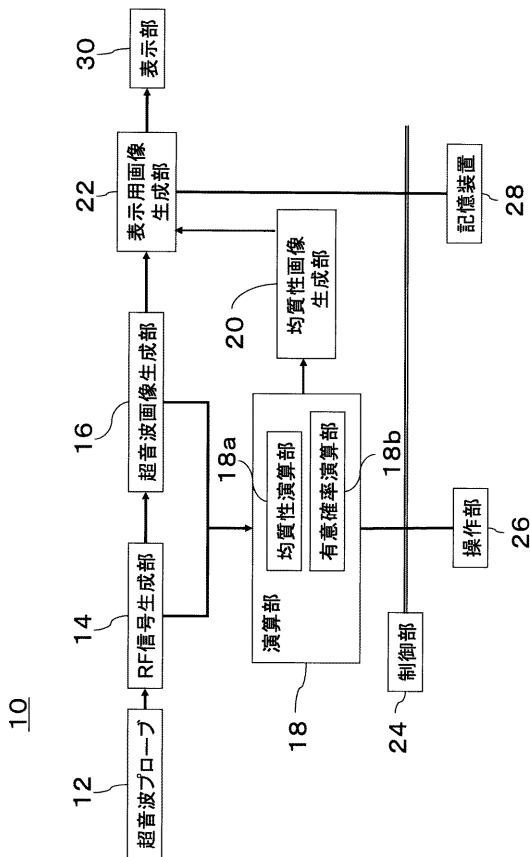
【0068】

以上、本発明に係る医用画像表示装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に

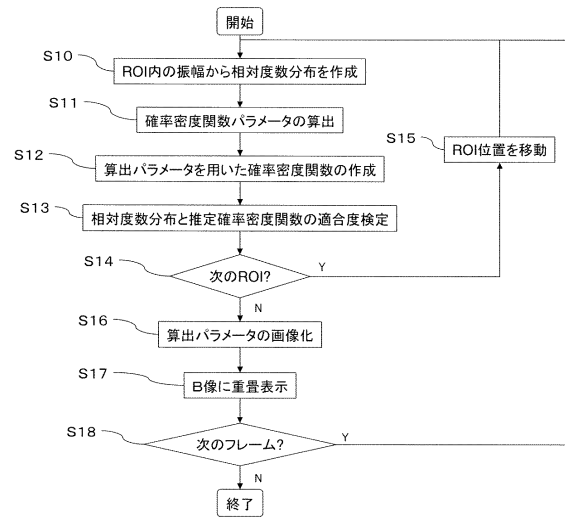
50

本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

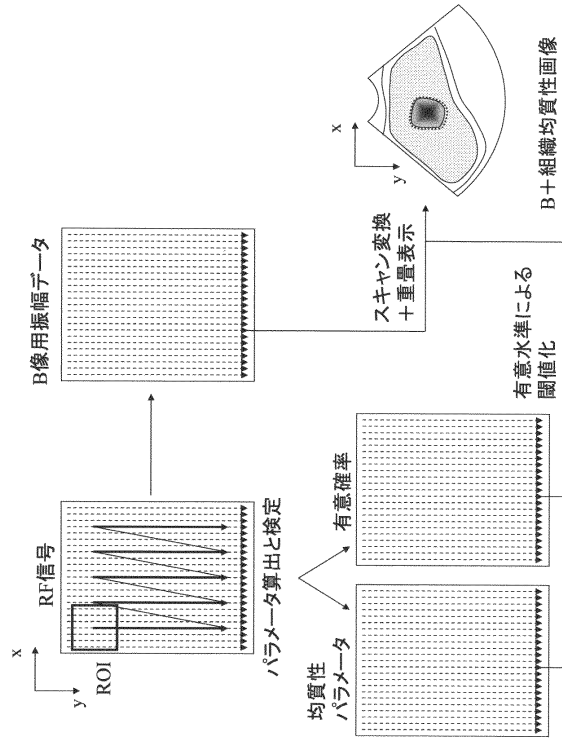
【図1】



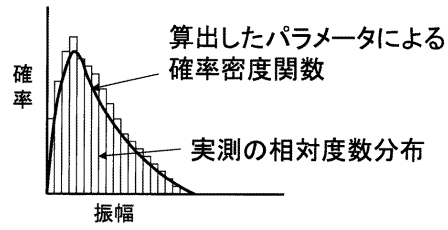
【図2】



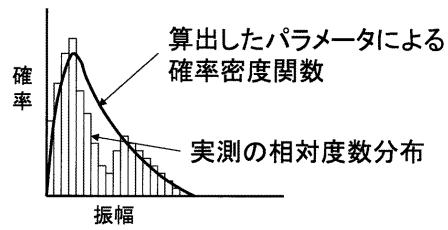
【図3】



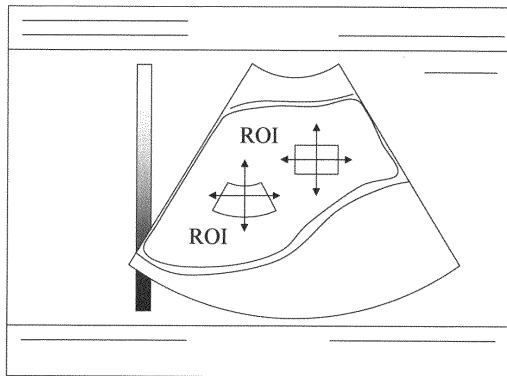
【図4】



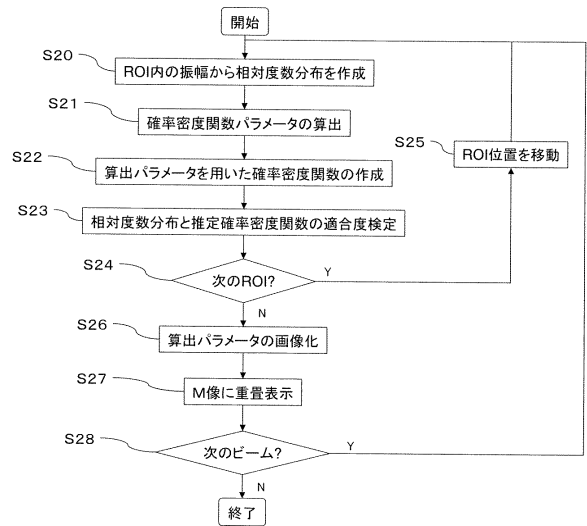
【図5】



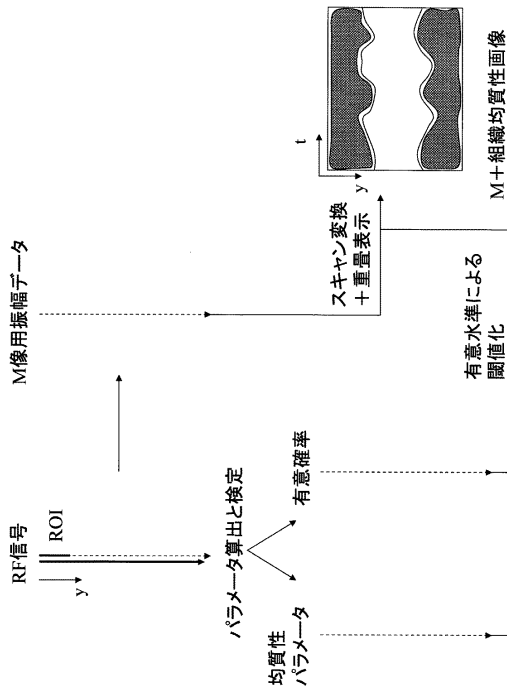
【図6】



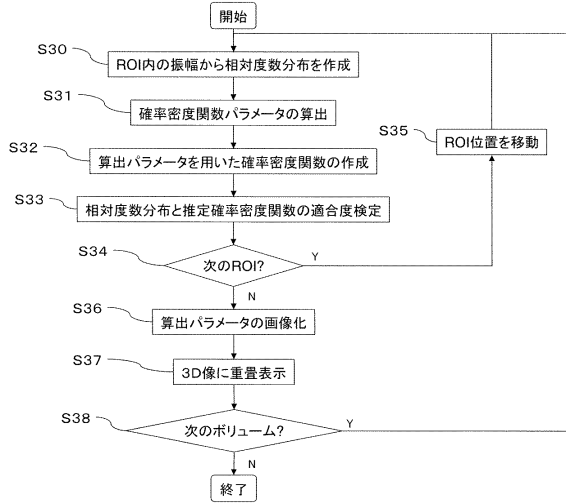
【図7】



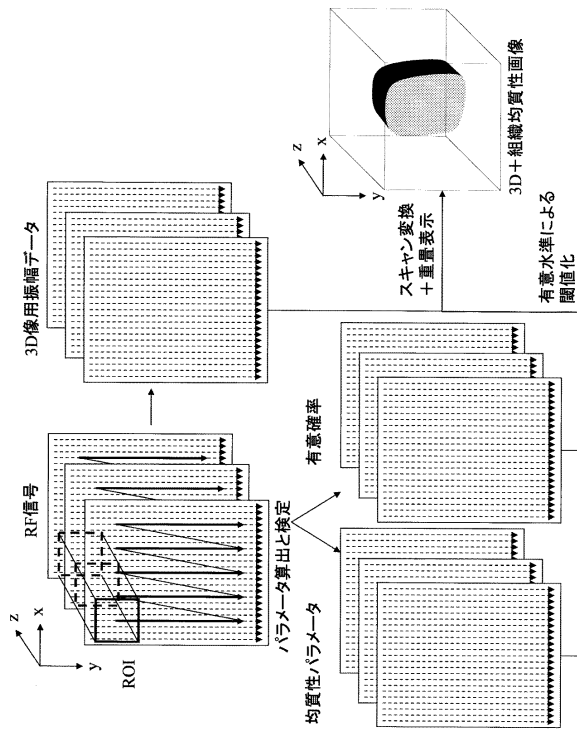
【 図 8 】



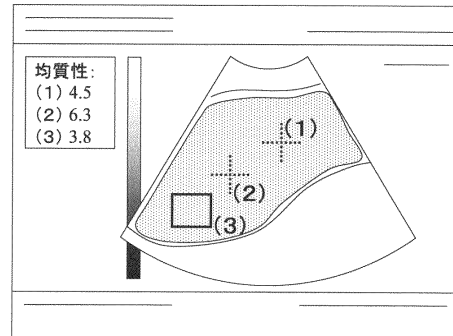
【 図 9 】



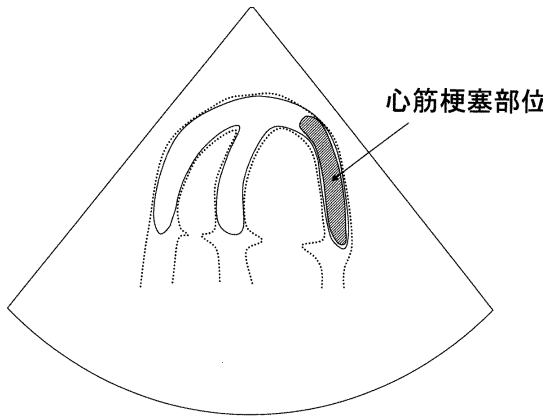
【 図 10 】



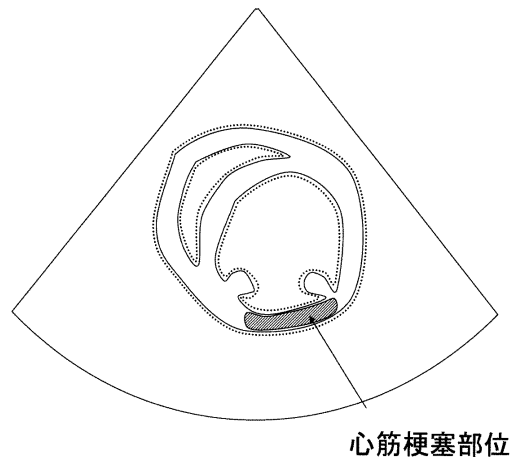
【 図 11 】



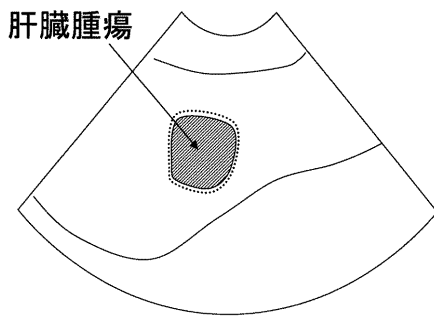
【圖 1 2】



【圖 1 3】

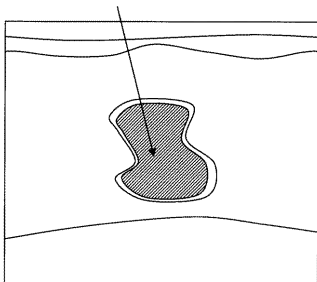


【圖 1 4】



【圖 1 5】

乳腺腫瘍



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-233527(JP, A)
国際公開第97/034530(WO, A1)
長野智章 他, 医用超音波画像における乳腺腫瘍の組織性状と形態的特徴の抽出, 電子情報通信
学会論文誌A, 2003年11月, vol.J86-A, no.11, pp.1108-1115

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备及其操作方法和超声图像诊断程序		
公开(公告)号	JP5285616B2	公开(公告)日	2013-09-11
申请号	JP2009540022	申请日	2008-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	長野智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/4519 A61B5/7232 A61B8/08 A61B8/0825 A61B8/0883 A61B8/469 G01S7/52036 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8977 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2007292622 2007-11-09 JP		
其他公开文献	JPWO2009060751A5 JPWO2009060751A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括用于向被检者发送/接收超声波的超声波探头，均匀性计算器，用于根据获得的振幅值的概率分布计算与被检者的生物组织的均匀性相关的概率密度函数的参数基于由超声波探头测量的反射回波信号，在超声波信号的感兴趣区域中的多个测量点处，用于产生基于计算出的参数分级的组织均匀性图像的图像生成器，以及用于显示该超声波信号的显示单元。生成组织均匀性图像。

$$P(A) = \frac{2c}{\pi a} \left(\frac{CA}{2} \right)^2 K_0(CA) \quad c = \frac{\sqrt{a}}{2} \quad (A \geq 0)$$