

(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2008-142448  
(P2008-142448A)

(43) 公開日 平成20年6月26日(2008.6.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 21 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2006-335593 (P2006-335593)  
(22) 出願日 平成18年12月13日(2006.12.13)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100110777  
弁理士 宇都宮 正明  
(74) 代理人 100100413  
弁理士 渡部 温  
(72) 発明者 佐藤 良彰  
神奈川県足柄上郡開成町牛島577番地  
富士フイルム株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD30 EE30 FF20 JC37 JC40

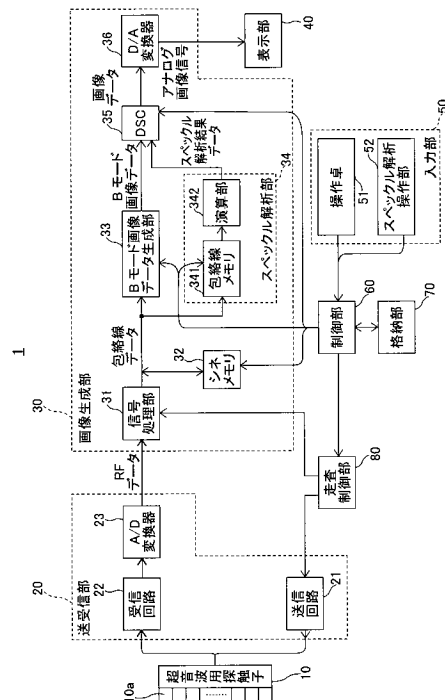
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、データ解析方法及びデータ解析プログラム

(57) 【要約】

【課題】簡易にスペックル解析を行うことができ、迅速に解析結果を表示することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】この超音波診断装置は、超音波の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを生成する信号処理手段と、包絡線データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、包絡線データに基づいてスペックル解析結果データを生成するスペックル解析手段と、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を表示部に表示する表示手段と、超音波画像に関心領域を設定するために用いられる関心領域設定手段とを具備し、スペックル解析手段が、包絡線データを格納するメモリと、設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペックル解析結果を生成する演算手段とを含む。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、

該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された少なくとも 1 フレーム分の包絡線データを格納する格納部と、

前記信号処理手段又は前記格納部から供給される包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記信号処理部又は前記格納部から供給される包絡線データに基づいて、スペckル解析結果を表すスペckル解析結果データを生成するスペckル解析手段と、

前記画像データ生成手段によって生成された画像データと、前記スペckル解析手段部によって生成されたスペckル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペckル解析結果を表示部に表示する表示手段と、

前記表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定するために用いられる関心領域設定手段と、

を具備し、前記スペckル解析手段が、少なくとも 1 フレーム分の包絡線データを格納するメモリと、前記メモリに格納されている包絡線データの中で前記関心領域設定手段を用いて設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペckル解析結果を生成する演算手段とを含む、超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記演算手段が、包絡線データの値に関するヒストグラム、確率密度分布及びレイリー分布を算出し、算出された確率密度分布及びレイリー分布に基づいてスペckル解析結果データを生成する、請求項 1 記載の超音波診断装置。

**【請求項 3】**

前記演算手段が、確率密度分布とレイリー分布との類似度を表す第 1 のパラメータと、レイリー分布に対する確率密度分布のばらつき具合を表す第 2 のパラメータとを算出する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記演算手段が、包絡線データの取り得る値を  $A$ 、確率密度分布を  $P(A)$ 、レイリー分布を  $R(A)$  としたときに、 $P(A)/R(A)$  の平均値を第 1 のパラメータとして算出し、 $(1 - P(A)/R(A))$  の絶対値の平均値を第 2 のパラメータとして算出する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記演算手段によって用いられる演算式、及び/又は、前記表示部に表示すべきスペckル解析結果の種類を設定するために用いられるスペckル解析操作部をさらに具備する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

スペckル解析結果を前記表示部に表示する際の更新レートを設定するために用いられるスペckル解析操作部をさらに具備する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

**【請求項 7】**

前記メモリが、少なくとも前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データを格納し、前記演算手段が、前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データの中で前記関心領域設定手段を用いて設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペckル解析結果データを生成する、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する超音波診断装置において用いられるデータ解析方法であって、

該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成するステップ(a)と、

ステップ(a)において生成された少なくとも1フレーム分の包絡線データを格納部に格納するステップ(b)と、

ステップ(a)において生成され、又は、ステップ(b)において格納部に格納された包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成するステップ(c)と、

ステップ(c)において生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示部に表示するステップ(d)と、

前記表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定するステップ(e)と、

少なくとも1フレーム分の包絡線データをメモリに格納しておき、前記メモリに格納されている包絡線データの中でステップ(e)において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいて、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成するステップ(f)と、

ステップ(c)において生成された画像データと、ステップ(f)において生成されたスペックル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を前記表示部に表示するステップ(g)と、

を具備するデータ解析方法。

【請求項9】

ステップ(f)が、包絡線データの値に関するヒストグラム、確率密度分布及びレイリー分布を算出し、算出された確率密度分布及びレイリー分布に基づいてスペックル解析結果データを生成することを含む、請求項8記載のデータ解析方法。

【請求項10】

ステップ(f)が、確率密度分布とレイリー分布との類似度を表す第1のパラメータと、レイリー分布に対する確率密度分布のばらつき具合を表す第2のパラメータとを算出することを含む、請求項9記載のデータ解析方法。

【請求項11】

ステップ(f)が、包絡線データの取り得る値をA、確率密度分布を $P(A)$ 、レイリー分布を $R(A)$ としたときに、 $P(A)/R(A)$ の平均値を第1のパラメータとして算出し、 $(1 - P(A)/R(A))$ の絶対値の平均値を第2のパラメータとして算出することを含む、請求項10記載のデータ解析方法。

【請求項12】

ステップ(f)において用いられる演算式、及び/又は、前記表示部に表示すべきスペックル解析結果の種類を設定するステップをさらに具備する請求項8～11のいずれか1項記載のデータ解析方法。

【請求項13】

スペックル解析結果を前記表示部に表示する際の更新レートを設定するステップをさらに具備する請求項8～12のいずれか1項記載のデータ解析方法。

【請求項14】

ステップ(f)が、前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データを前記メモリに格納しておき、前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データの中でステップ(e)において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペックル解析結果データを生成することを含む、請求項8～13のいずれか1項記載のデータ解析方法。

【請求項15】

複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した前記複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力さ

10

20

30

40

50

れる複数の検出信号をデジタル信号に変換する超音波診断装置において用いられるデータ解析プログラムであって、

該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成する手順(a)と、

手順(a)において生成された少なくとも1フレーム分の包絡線データを格納部に格納する手順(b)と、

手順(a)において生成され、又は、手順(b)において格納部に格納された包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する手順(c)と、

手順(c)において生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示部に表示する手順(d)と、

オペレータの操作に従って、前記表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定する手順(e)と、

少なくとも1フレーム分の包絡線データをメモリに格納しておき、前記メモリに格納されている包絡線データの中で手順(e)において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいて、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成する手順(f)と、

手順(c)において生成された画像データと、手順(f)において生成されたスペックル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を前記表示部に表示する手順(g)と、

をCPUに実行させるデータ解析プログラム。

【請求項16】

手順(f)が、包絡線データの値に関するヒストグラム、確率密度分布及びレイリー分布を算出し、算出された確率密度分布及びレイリー分布に基づいてスペックル解析結果データを生成することを含む、請求項15記載のデータ解析プログラム。

【請求項17】

手順(f)が、確率密度分布とレイリー分布との類似度を表す第1のパラメータと、レイリー分布に対する確率密度分布のばらつき具合を表す第2のパラメータとを算出することを含む、請求項16記載のデータ解析プログラム。

【請求項18】

手順(f)が、包絡線データの取り得る値をA、確率密度分布を $P(A)$ 、レイリー分布を $R(A)$ としたときに、 $P(A)/R(A)$ の平均値を第1のパラメータとして算出し、 $(1 - P(A)/R(A))$ の絶対値の平均値を第2のパラメータとして算出することを含む、請求項17記載のデータ解析プログラム。

【請求項19】

オペレータの操作に従って、手順(f)において用いられる演算式、及び/又は、前記表示部に表示すべきスペックル解析結果の種類を設定する手順をさらにCPUに実行させる請求項15～18のいずれか1項記載のデータ解析プログラム。

【請求項20】

オペレータの操作に従って、スペックル解析結果を前記表示部に表示する際の更新レートを設定する手順をさらにCPUに実行させる請求項15～19のいずれか1項記載のデータ解析プログラム。

【請求項21】

手順(f)が、前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データを前記メモリに格納しておき、前記表示部に表示されている超音波画像と同一フレームの包絡線データの中で手順(e)において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペックル解析結果データを生成することを含む、請求項15～20のいずれか1項記載のデータ解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。さらに、本発明は、そのような超音波診断装置においてデータの解析を行うデータ解析方法及びデータ解析プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療用に用いられる超音波診断装置においては、通常、超音波用探触子（プローブ）を用いて、複数の超音波を合波することにより形成される超音波ビームによって被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波エコーの強度に基づいて被検体の組織に関する画像情報が得られる。超音波診断装置によれば、超音波を利用して音響的に生体を計測するので、生体内の臓器の組織性状を非侵襲的に診断することができる。

10

【0003】

例えば、超音波診断装置を用いて肝臓の組織性状診断を行うことにより、肝硬変の早期発見が可能となる。肝硬変とは、肝細胞の破壊と再生とが繰り返されることにより肝臓内に繊維化組織が増えて肝臓が硬化及び縮小する症状をいうが、撮像された肝臓の超音波画像において超音波エコーの強度パターンに特徴が生じるので、肝硬変の症状の進行度を目視確認することができる。

【0004】

超音波診断装置を用いた組織性状診断は、多数の微小散乱体から反射されるエコー信号の相互干渉によって現れるスペックルのパターンに基づいて行われる場合がある。例えば、肝臓が正常状態であると、超音波画像におけるスペックルパターンは均一となる。一方、肝硬変の症状が進んだ状態においては、超音波画像におけるスペックルパターンは不均一となる。しかしながら、そのような目視による評価は、診断者の経験によるところが大きいので、近年においては、スペックルパターンの統計的性質を利用して、スペックルパターンの均一性を定量的に評価することが望まれている。

20

【0005】

例えば、非特許文献1には、超音波診断装置によって得られるスペックルパターンを利用した組織性状診断の研究が記載されている。非特許文献1によれば、一般に、無数のランダムな散乱体からのエコー信号の状態を確率密度分布関数として表し、その確率密度分布関数がレイリー（Rayleigh）分布に従うか否かによって、肝臓の状態を診断することができる。さらに、非特許文献1には、そのような統計的手法を画像フィルタとして実現することが記載されている。

30

【0006】

また、非特許文献2には、均一な散乱媒質から得られるRF（Radio Frequency：無線周波数）信号の包絡振幅のヒストグラムがレイリー分布となることを利用して、レイリー分布関数の特徴に着目したROI（Region of Interest：関心領域）の分割化によるRF信号の包絡振幅のヒストグラム解析を行うことが記載されている。

【0007】

さらに、超音波診断装置を用いた組織性状診断に関連する技術として、特許文献1には、被検体部位から発生するエコー信号の強度又は振幅情報の統計的性質を用いて特定の信号を抽出する解析演算手段と、該解析演算手段により抽出した結果を表示する表示手段とを備える超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、スペックルパターンの統計的性質を利用して画像の平滑化を行い、微小構造物を抽出することにより、肝硬変の進行度をはじめ、均質な組織構造の中にある微小な異常病変を観察することが可能になると記載されている。

40

【0008】

また、特許文献2には、超音波の送受波により得られたエコーデータに基づいて超音波画像を形成する画像形成手段と、閾値レベルを変化させながら超音波画像を2値化処理することにより、複数の2値化画像を生成する2値化処理手段と、2値化画像毎にラベリン

50

グ処理を施して高輝度又は低輝度をもった独立領域の個数を求める領域計数手段と、閾値レベル毎の独立領域の個数を表すスペックル評価グラフを作成するグラフ作成手段とを含む超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、組織の性状に応じてスペックルの現れ方（又はスペックルパターン）が異なる現象を利用して、組織の診断を行うことができると記載されている。

【0009】

肝臓等の組織性状診断は、例えば、健康診断において行われることもあり、短時間で評価結果が取得できることが望ましい。また、診断者又は受診者が容易に理解できる評価結果が取得できることが望ましい。しかしながら、上記の文献に開示されている技術における信号処理は極めて複雑であり、短時間で評価結果を取得することは困難である。また、評価結果が容易に理解できるとは言い難い。

【特許文献1】特開2003-61964号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開2004-41617号公報（第5頁、図4）

【非特許文献1】神山直久、外2名、「超音波信号の統計情報を利用したTissue Characterization - 肝臓の組織性状診断にむけて -」、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY、2003年3月、第21巻、第2号、p. 112 - 116

【非特許文献2】藤井康友、外8名、「肝の超音波組織性状診断に関する研究 - ラット繊維化肝におけるROIの分割化によるRF信号の包絡振幅のヒストグラム解析 -」、J Med Ultrasonics、2001年、第28巻、第4号、p. J681 - J691

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、エコー信号に基づいて得られた情報を用いて簡易にスペックル解析を行うことができ、かつ、迅速に解析結果を表示することが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】

【0011】

上記課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波診断装置は、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する送受信部と、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成する信号処理手段と、信号処理手段によって生成された少なくとも1フレーム分の包絡線データを格納する格納部と、信号処理手段又は格納部から供給される包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する画像データ生成手段と、信号処理部又は格納部から供給される包絡線データに基づいて、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成するスペックル解析手段と、画像データ生成手段によって生成された画像データと、スペックル解析手段によって生成されたスペックル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を表示部に表示する表示手段と、表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定するために用いられる関心領域設定手段とを具備し、スペックル解析手段が、少なくとも1フレーム分の包絡線データを格納するメモリと、メモリに格納されている包絡線データの中で関心領域設定手段を用いて設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペックル解析結果を生成する演算手段とを含む。

【0012】

また、本発明の1つの観点に係るデータ解析方法は、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する超音波診断装置において用いられるデータ解析方法であって、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成するステップ(a)と、ステップ(a)において生成された少なくとも1フレーム分の

10

20

30

40

50

包絡線データを格納部に格納するステップ ( b ) と、ステップ ( a ) において生成され、又は、ステップ ( b ) において格納部に格納された包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成するステップ ( c ) と、ステップ ( c ) において生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示部に表示するステップ ( d ) と、表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定するステップ ( e ) と、少なくとも 1 フレーム分の包絡線データをメモリに格納しておき、メモリに格納されている包絡線データの中でステップ ( e ) において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいて、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成するステップ ( f ) と、ステップ ( c ) において生成された画像データと、ステップ ( f ) において生成されたスペックル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を表示部に表示するステップ ( g ) とを具備する。

10

#### 【 0 0 1 3 】

さらに、本発明の 1 つの観点に係るデータ解析プログラムは、複数の駆動信号を複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給して超音波を送信すると共に、超音波エコーを受信した複数の超音波トランスデューサからそれぞれ出力される複数の検出信号をデジタル信号に変換する超音波診断装置において用いられるデータ解析プログラムであって、該デジタル信号に対して受信フォーカス処理及び包絡線検波処理を施すことにより包絡線データを順次生成する手順 ( a ) と、手順 ( a ) において生成された少なくとも 1 フレーム分の包絡線データを格納部に格納する手順 ( b ) と、手順 ( a ) において生成され、又は、手順 ( b ) において格納部に格納された包絡線データに基づいて、超音波画像を表す画像データを生成する手順 ( c ) と、手順 ( c ) において生成された画像データに基づいて、超音波画像を表示部に表示する手順 ( d ) と、オペレータの操作に従って、表示部に表示されている超音波画像に関心領域を設定する手順 ( e ) と、少なくとも 1 フレーム分の包絡線データをメモリに格納しておき、メモリに格納されている包絡線データの中で手順 ( e ) において設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいて、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成する手順 ( f ) と、手順 ( c ) において生成された画像データと、手順 ( f ) において生成されたスペックル解析結果データとに基づいて、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果を表示部に表示する手順 ( g ) とを CPU に実行させる。

20

#### 【 発明の効果 】

30

#### 【 0 0 1 4 】

本発明によれば、スペックル解析手段が、メモリに格納されている包絡線データの中で関心領域設定手段を用いて設定された関心領域に対応する包絡線データに基づいてスペックル解析結果を生成することにより、エコー信号に基づいて得られた情報を用いて簡易にスペックル解析を行うことができ、かつ、迅速に解析結果を表示することができる。

#### 【 発明を実施するための最良の形態 】

#### 【 0 0 1 5 】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には、同一の参照番号を付して説明を省略する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。超音波診断装置 1 は、超音波用探触子 10 と、送受信部 20 と、画像生成部 30 と、表示部 40 と、入力部 50 と、制御部 60 と、格納部 70 と、走査制御部 80 とを含んでいる。

40

#### 【 0 0 1 6 】

超音波用探触子 10 は、コンベックスタイプ、リニアスキャンタイプ又はセクタスキャンタイプ等の被検体に当接させて用いられるプローブであっても良いし、経食道タイプのプローブであっても良いし、メカラジアル又は電子ラジアルタイプの超音波内視鏡であっても良い。この超音波用探触子 10 は、1 次元又は 2 次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ 10 a を備えている。これらの超音波トランスデューサ 10 a は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを被検体に送信すると共に、

50

被検体から反射される超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

【0017】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P(VDF)（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成される。そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮によって、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

10

【0018】

あるいは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【0019】

送受信部20は、送信回路21と、受信回路22と、A/D変換器23とを含んでいる。また、画像生成部30は、信号処理部31と、シネメモリ32と、Bモード画像データ生成部33と、スペックル解析部34と、DSC（Digital Scan Converter：デジタル・スキャン・コンバータ）35と、D/A変換器36とを含んでいる。

20

【0020】

送信回路21は、複数の超音波トランスデューサ10aにそれぞれ印加される複数の駆動信号を生成するが、その際に、走査制御部80によって選択された送信遅延パターンに基づいて複数の駆動信号にそれぞれの遅延時間を与えることができる。ここで、送信回路21は、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波が超音波ビームを形成するように、複数の駆動信号の遅延量を調節して超音波用探触子10に供給するようにしても良いし、複数の超音波トランスデューサ10aから一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように、複数の駆動信号を超音波用探触子10に供給するようにしても良い。

30

【0021】

受信回路22は、複数の超音波トランスデューサ10aからそれぞれ出力される複数の検出信号を増幅し、A/D変換器23は、受信回路22によって増幅されたアナログの検出信号をデジタルの検出信号（本願においては、「RFデータ」ともいう）に変換する。A/D変換器23から出力されるRFデータは、信号処理部31に入力される。信号処理部31は、走査制御部80によって選択された受信遅延パターンに基づいて、RFデータによって表される複数の検出信号にそれぞれの遅延時間を与え、それらの検出信号を加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理によって、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。

40

【0022】

走査制御部80は、制御部60の制御の下で、超音波ビームの送信方向又は超音波エコーの受信方向を順次設定し、設定された送信方向に応じて送信遅延パターンを選択する送信制御機能と、設定された受信方向に応じて受信遅延パターンを選択する受信制御機能とを有している。

【0023】

ここで、送信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ10aから送信される超音波によって所望の方向に超音波ビームを形成するために駆動信号に与えられる遅延時間のパターンであり、受信遅延パターンとは、複数の超音波トランスデューサ10aによって受信される超音波によって所望の方向からの超音波エコーを抽出するために検出信号

50

に与えられる遅延時間のパターンである。複数の送信遅延パターン及び複数の受信遅延パターンが、メモリ等に格納されている。

【 0 0 2 4 】

さらに、信号処理部 3 1 は、音線データに対して、S T C (Sensitivity Time gain Control: センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール) によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線データを生成する。

【 0 0 2 5 】

信号処理部 3 1 によって生成された包絡線データは、シネメモリ 3 2 に順次格納されると共に、B モード画像データ生成部 3 3 に供給される。シネメモリ 3 2 は、少なくとも 1 フレーム分、より好ましくは複数フレーム分の包絡線データを蓄積するためのメモリ容量を有している。B モード画像データ生成部 3 3 は、包絡線データに対して、L o g (対数) 圧縮やゲイン調整等のプリプロセス処理を施して B モード画像データを生成し、生成された B モード画像データを D S C 3 5 に出力する。

【 0 0 2 6 】

スペックル解析部 3 4 は、包絡線メモリ 3 4 1 と、演算部 3 4 2 とを含んでいる。包絡線メモリ 3 4 1 は、オペレータがスペックル解析操作部 5 2 を操作してスペックル解析を指示すると、ライブモードにおいては信号処理部 3 1 から供給される包絡線データを格納し、フリーズモードにおいてはシネメモリ 3 2 から供給される包絡線データを格納する。演算部 3 4 2 は、包絡線メモリ 3 4 1 から包絡線データを読み出して、読み出された包絡線データに対して所定の演算処理を行うことにより、スペックル解析結果を表すスペックル解析結果データを生成し、生成されたスペックル解析結果データを D S C 3 5 に出力する。

【 0 0 2 7 】

本実施形態においては、演算部 3 4 2 が、中央演算装置 (C P U) と、C P U に各種の処理を行わせるためのソフトウェア (データ解析プログラム) とによって構成されるが、演算部 3 4 2 をデジタル回路又はアナログ回路で構成しても良い。また、信号処理部 3 1、B モード画像データ生成部 3 3、D S C 3 5、制御部 6 0、及び、走査制御部 8 0 も、C P U 及びソフトウェアによって構成されるが、信号処理部 3 1、B モード画像データ生成部 3 3、及び、D S C 3 5 は、デジタル回路又はアナログ回路で構成することもできる。上記のソフトウェアは、ハードディスク又はメモリ等によって構成された格納部 7 0 に格納されている。また、格納部 7 0 に、走査制御部 8 0 によって選択される送信遅延パターン及び受信遅延パターンを格納するようにしても良い。

【 0 0 2 8 】

D S C 3 5 は、B モード画像データ生成部 3 3 によって生成された B モード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う超音波画像データに変換 (ラスタ変換) し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、超音波画像データを生成する。さらに、D S C 3 5 は、超音波画像データに基づいて表示用の画像データを生成する。また、D S C 3 5 は、オペレータがスペックル解析を指示した際に、1 つの画面内に超音波画像とスペックル解析結果とを表示するために、超音波画像データとスペックル解析結果データとを合成して表示用の画像データを生成する。

【 0 0 2 9 】

D / A 変換器 3 6 は、D S C 3 5 から出力される表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して表示部 4 0 に出力する。これにより、表示部 4 0 において、超音波画像及び必要に応じてスペックル解析結果を含む超音波診断画面が表示される。

【 0 0 3 0 】

入力部 5 0 は、オペレータが超音波診断装置 1 を操作するために用いられる操作卓 5 1 と、スペックル解析を行う際に、オペレータが指示を入力するために用いられるオペレータインタフェース手段としてのスペックル解析操作部 5 2 とを含んでいる。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

図 2 は、図 1 に示すスペックル解析操作部におけるボタン配置の一例を示す図である。本実施形態においては、スペックル解析操作部 5 2 に、各種の命令やデータを入力するための文字入力キー 5 2 1 と、ライブモードとフリーズモードとの切換えを指示するためのフリーズボタン 5 2 2 と、超音波画像内に ROI (Region of Interest : 関心領域) を設定するための設定ボタン 5 2 3 と、ROI を特定するためのトラックボール 5 2 4 と、ROI の設定を保存するための保存ボタン 5 2 5 と、ROI の設定を削除するためのキャンセルボタン 5 2 6 と、スペックル解析を指示するためのスペックル解析ボタン 5 2 7 とが設けられている。これらのボタンを押下することによって、その指示が制御部 6 0 に通知され、制御部 6 0 が各部を制御する。

#### 【 0 0 3 2 】

本実施形態に係る超音波診断装置においては、ライブモードとフリーズモードとが存在し、それらのいずれのモードにおいてもスペックル解析を行うことが可能である。ここで、それぞれのモードにおける超音波診断装置の動作について、図 1 ~ 図 3 を参照しながら説明する。

#### 【 0 0 3 3 】

ライブモードとは、超音波用探触子が超音波の送受信を行うことによって順次得られる検出信号に基づいて動画像の表示を行うモードをいう。ライブモードにおいては、順次得られる検出信号に基づいて信号処理部 3 1 から出力される包絡線データに基づいて、超音波画像データが生成される。同時に、シネメモリ 3 2 は、信号処理部 3 1 から出力される包絡線データを順次格納する。

#### 【 0 0 3 4 】

オペレータは、ライブモードにおいて動画像を観察している際に、図 2 に示すフリーズボタン 5 2 2 を押下することによって、フリーズモードに移行して所望の静止画像を取得することができる。シネメモリ 3 2 には、少なくとも 1 フレーム分の包絡線データが蓄積されているので、フリーズモードにおいては、被検体の撮像を必要とせずに、シネメモリ 3 2 から読み出された包絡線データに基づいて超音波画像データが生成される。

#### 【 0 0 3 5 】

以下においては、フリーズモードにおいてスペックル解析を行う手順の一例を説明する。まず、ライブモードにおいて、オペレータが、図 2 に示すフリーズボタン 5 2 2 を押下することによって、超音波画像として所望の静止画像を取得する。

#### 【 0 0 3 6 】

図 3 は、表示部に表示される超音波診断画面の一例を示す図である。超音波診断画面 9 0 は、検査日付 9 1 と、患者情報 9 2 と、超音波画像 9 3 と、スペックル解析結果 9 4 とを含んでいる。超音波画像 9 3 には、ROI が表示されている。なお、スペックル解析結果 9 4 は、スペックル解析が行われた場合にのみ表示される。

#### 【 0 0 3 7 】

オペレータは、図 2 に示す設定ボタン 5 2 3 を押下した後、トラックボール 5 2 4 を操作することによって、超音波画像中において ROI を特定すべき箇所を探索し、保存ボタン 5 2 5 を押下することによって ROI を設定する。次に、オペレータがスペックル解析ボタン 5 2 7 を押下すると、スペックル解析部 3 4 においてスペックル解析が行われる。

#### 【 0 0 3 8 】

フリーズモードにおいてスペックル解析ボタン 5 2 7 が押下されると、表示部 4 0 に表示されている超音波画像のフレームと同一のフレームの包絡線データが、シネメモリ 3 2 から読み出されて包絡線メモリ 3 4 1 に格納される。さらに、演算部 3 4 2 が、包絡線メモリ 3 4 1 に格納されている一群の包絡線データの中で、超音波画像において設定された ROI と同一の領域に対応する包絡線データを、包絡線メモリ 3 4 1 から読み出す。

#### 【 0 0 3 9 】

演算部 3 4 2 は、読み出された包絡線データの値、即ち、包絡線の振幅 (以下、「輝度値」ともいう)  $A$  に基づいてヒストグラム  $H_i(A)$  を算出し、ヒストグラム  $H_i(A)$  に基づいて確率密度分布  $P(A)$  を算出し、確率密度分布  $P(A)$  に基づいてレイリー分

10

20

30

40

50

布  $R(A)$  を算出する。減衰がない場合において、レイリー分布  $R(A)$  は、次式 (1) で表すことができる。

【数 1】

$$R(A) = \frac{A}{\sigma} \exp\left(-\frac{A^2}{2\sigma}\right) \quad \dots (1)$$

ここで、式 (1) におけるパラメータ (レイリー係数)  $\sigma$  は、受信強度の期待値  $\langle A^2 \rangle$  の  $1/2$  であり、受信強度に比例する。

さらに、演算部 342 は、レイリー分布に対する確率密度分布の比の値  $P(A)/R(A)$  を算出する。

【0040】

例えば、包絡線データが 8 ビットの精度で量子化されているとすれば、輝度値  $A$  の取り得る値は、 $0 \sim 255$  のいずれかとなる。図 4 に、輝度値  $A = 0 \sim 255$  について、レイリー分布に対する確率密度分布の比の値  $P(A)/R(A)$  の一例を示す。演算部 342 は、 $P(A)/R(A)$  の平均値をパラメータ  $K$  として算出し、 $(1 - P(A)/R(A))$  の絶対値の平均値をパラメータ  $H$  として算出する。パラメータ  $K$  は、式 (2) によって表され、パラメータ  $H$  は、式 (3) によって表される。

【数 2】

$$K = \text{Ave}\left(\frac{P(A)}{R(A)}\right) \quad \dots (2)$$

【数 3】

$$H = \text{Ave}\left|1 - \frac{P(A)}{R(A)}\right| \quad \dots (3)$$

ここで、パラメータ  $K$  は、確率密度分布  $P(A)$  とレイリー分布  $R(A)$  との類似度を表しており、パラメータ  $H$  は、レイリー分布  $R(A)$  に対する確率密度分布  $P(A)$  のばらつき具合を表している。

【0041】

確率密度分布  $P(A)$ 、レイリー分布  $R(A)$ 、パラメータ  $K$  及び  $H$  は、スペックル解析結果データとして、DSC35 に出力される。DSC35 は、超音波画像データとスペックル解析データとを合成して表示用の画像データを生成し、表示用の画像データを D/A 変換器 36 に出力する。D/A 変換器 36 は、入力された表示用の画像データをアナログの画像信号に変換して表示部 40 に出力する。

【0042】

図 5 は、図 3 に示す超音波診断画面に含まれているスペックル解析結果の一例を示す図である。図 5 に示すように、スペックル解析結果には、輝度値  $A$  のヒストグラムから求められた確率密度分布  $P(A)$  が、対応するレイリー分布  $R(A)$  と共に表示され、さらに、パラメータ  $K$  及び  $H$  の値も表示される。図 5 において、実線が確率密度分布  $P(A)$  を示しており、破線がレイリー分布  $R(A)$  を示している。

【0043】

次に、スペックル解析結果に基づいて得られる組織性状に関する情報について、図 6A ~ 図 6C を参照しながら説明する。図 6A ~ 図 6C は、スペックル解析結果の 3 つの例を示す図である。

【0044】

10

20

30

40

50

図 6 A においては、ヒストグラムから求められた確率密度分布  $P(A)$  が、レイリー分布  $R(A)$  とほぼ一致している。そのような場合には、パラメータ  $K$  がほぼ 1 となり、パラメータ  $H$  がほぼ 0 となって、超音波画像中の ROI に写し出されている肝臓等の組織が正常であると判定される。

【0045】

図 6 B においては、ヒストグラムから求められた確率密度分布  $P(A)$  が、折れ線グラフのようになっており、レイリー分布  $R(A)$  から乖離している。そのような場合には、パラメータ  $K$  がほぼ 1 となり、パラメータ  $H$  が 0 と 1 との中間の値となって、ROI が狭いためにサンプル数が不足していると判定される。従って、オペレータは、ROI を拡大して十分なサンプル数を確保した後、再度スペックル解析をやり直すことができる。

10

【0046】

図 6 C においては、ヒストグラムから求められた確率密度分布  $P(A)$  が、滑らかな曲線ではあるが、レイリー分布  $R(A)$  から乖離している。そのような場合には、パラメータ  $K$  が 1 より大きくなり、パラメータ  $H$  が 0 と 1 との中間の値となって、超音波画像中の ROI に写し出されている肝臓等の組織に硬化部があると判定される。従って、例えば、肝硬変等の疑いがあるとの診断をすることができる。

【0047】

以上において、パラメータ  $K$  のしきい値  $T_K$  と、パラメータ  $H$  のしきい値  $T_H$  とを予め設定しておき、これらのパラメータをそれぞれのしきい値と比較することにより、自動的に判定を行うようにしても良い。例えば、 $T_K = 1.15$ 、 $T_H = 0.3$  と設定しておき、 $K < T_K$  かつ  $H < T_H$  であれば組織が正常であると判定し、 $H > T_H$  である場合には、 $K > T_K$  であれば組織に異常があると判定し、 $K < T_K$  であればサンプル数が不足していると判定するようにしても良い。

20

【0048】

本実施形態によれば、オペレータが、ライブモード又はフリーズモードにおける超音波画像に基づいて ROI を設定することにより、被検体における所望の部位のスペックル解析を容易に行うことができ、超音波画像及びそれに対応するスペックル解析結果をリアルタイムで表示することができる。

【0049】

また、オペレータが、スペックル解析操作部の文字入力キー等を操作することによって、スペックル解析においてレイリー分布やパラメータ等を算出する際に用いられる演算式を任意に設定できるようにしても良い。例えば、レイリー分布を算出する際に、周波数減衰を反映させた演算式を設定することにより、より精度の高いスペックル解析を行うことができる。あるいは、オペレータが、スペックル解析結果として表示されるグラフやパラメータの種類を設定できるようにしても良い。

30

【0050】

さらに、ライブモードにおいてスペックル解析結果を表示する際に、フレームレートが高い場合には、スペックル解析結果を読み取ることが困難になる。そこで、オペレータが、スペックル解析操作部の文字入力キー等を操作することによって、スペックル解析結果を表示部に表示する際の更新レートを設定できるようにしても良い。その結果、超音波画像のフレームレートが高くても、スペックル解析結果を容易に読み取ることができる。

40

【産業上の利用可能性】

【0051】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置において利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0052】

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

【図 2】図 1 に示すスペックル解析操作部におけるボタン配置の一例を示す図である。

【図 3】表示部に表示される超音波診断画面の一例を示す図である。

50

【図 4】レイリー分布に対する確率密度分布の比の値を示す図である。

【図 5】図 3 に示す超音波診断画面に含まれているスペックル解析結果の一例を示す図である。

【図 6 A】スペックル解析結果の第 1 の例を示す図である。

【図 6 B】スペックル解析結果の第 2 の例を示す図である。

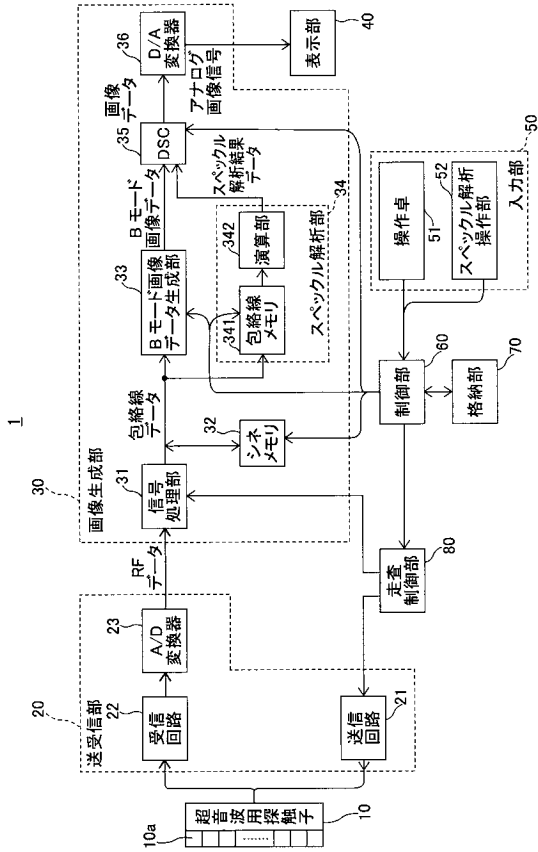
【図 6 C】スペックル解析結果の第 3 の例を示す図である。

【符号の説明】

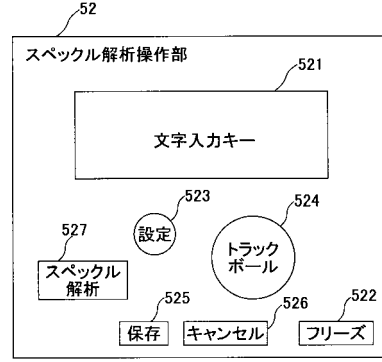
【 0 0 5 3 】

1	超音波診断装置	
1 0	超音波用探触子	10
2 0	送受信部	
2 1	送信回路	
2 2	受信回路	
2 3	A / D 変換器	
3 0	画像生成部	
3 1	信号処理部	
3 2	シネメモリ	
3 3	B モード画像データ生成部	
3 4	スペックル解析部	
3 4 1	包絡線メモリ	20
3 4 2	演算部	
3 5	D S C	
3 6	D / A 変換器	
4 0	表示部	
5 0	入力部	
5 1	操作卓	
5 2	スペックル解析操作部	
5 2 1	文字入力キー	
5 2 2	フリーズボタン	
5 2 3	設定ボタン	30
5 2 4	トラックボール	
5 2 5	保存ボタン	
5 2 6	キャンセルボタン	
5 2 7	スペックル解析ボタン	
6 0	制御部	
7 0	格納部	
8 0	走査制御部	
9 0	超音波診断画面	
9 1	検査日付	
9 2	患者情報	40
9 3	超音波画像	
9 4	スペックル解析結果	

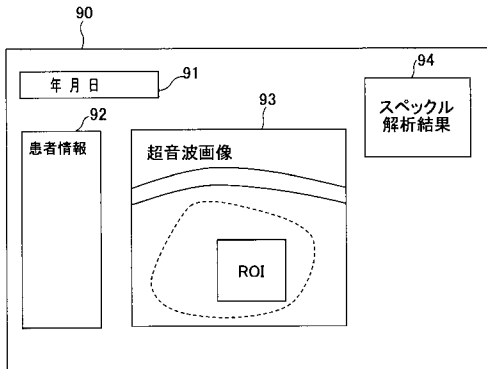
【 図 1 】



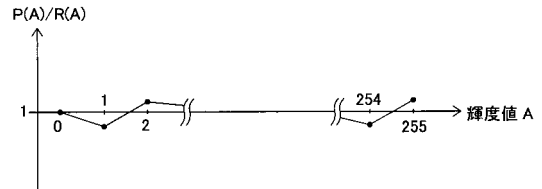
【 図 2 】



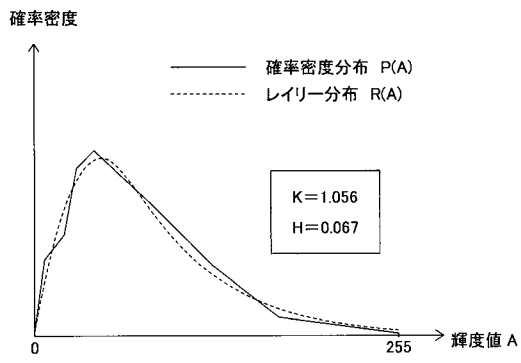
【 図 3 】



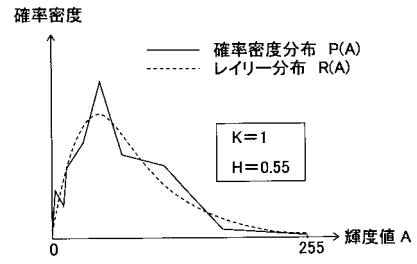
【 図 4 】



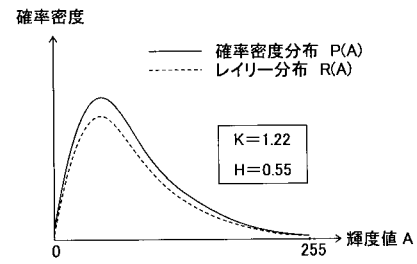
【 図 5 】



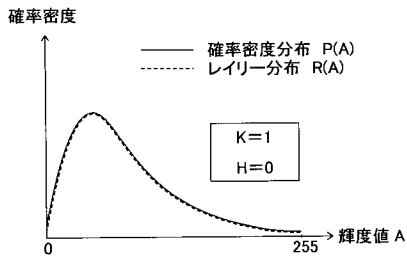
【 図 6 B 】



【 図 6 C 】



【 図 6 A 】



专利名称(译)	超声诊断设备，数据分析方法和数据分析程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2008142448A</a>	公开(公告)日	2008-06-26
申请号	JP2006335593	申请日	2006-12-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/08 G01S7/52063 G01S7/52084		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/EE30 4C601/FF20 4C601/JC37 4C601/JC40		
代理人(译)	宇都宫正明		
其他公开文献	JP4897460B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够进行简单散斑分析并能够快速显示分析结果的超声诊断设备。 解决方案：该超声波诊断装置生成将超声波的检测信号转换为数字信号的发送器/接收器，并通过对数字信号进行接收聚焦处理和包络检测处理来生成包络数据。用于基于包络数据生成图像数据的图像数据生成装置，用于基于包络数据生成散斑分析结果数据的散斑分析装置，超声图像和相应的规格用于在显示单元上显示分析结果的显示装置，以及用于在超声图像中设置感兴趣区域的感兴趣区域设置装置，其中散斑分析装置包括用于存储包络数据的存储器，并且算术装置用于基于与所设置的感兴趣区域相对应的包络数据来产生散斑分析结果。 点域1

