

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4897460号
(P4897460)

(45) 発行日 平成24年3月14日(2012.3.14)

(24) 登録日 平成24年1月6日(2012.1.6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 21 (全 16 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)
(65) 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)
審査請求日 平成21年9月14日(2009.9.14)

(73) 特許権者 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宮台798番地
富士フイルム株式会社内

審査官 富永 昌彦

最終頁に続く

(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) 【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内で前記関心領域設定手段を用

10

20

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み、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ックル解析結果の種類を設定するために用いられるスペックル解析操作部をさらに具備する超音波診断装置。

【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ック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】

前記演算手段が、第 1 及び第 2 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って組織が正常であるか否かを判定する、請求項 3 又は 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

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ために用いられるスペック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ック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

10

20

30

40

50

結果を前記表示部に表示するステップ (g) と、

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 (h) 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) が、第 1 及び第 2 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って組織が正常であるか否かを判定することを含む、請求項 10 又は 11 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

10

20

30

40

50

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、

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（h）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】

手順（f）が、第1及び第2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って組織が正常であるか否かを判定することを含む、請求項17又は18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内で手順（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】

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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 4 】

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。

10

【 0 0 0 5 】

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。

【 0 0 0 6 】

また、非特許文献 2 には、均一な散乱媒質から得られる R F (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 R O I (Region of Interest : 関心領域) の分割化による R F 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。

20

【 0 0 0 7 】

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。

30

【 0 0 0 8 】

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。

40

【 0 0 0 9 】

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 2 0 0 3 - 6 1 9 6 4 号公報 (第 1 頁、図 1)

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 4 1 6 1 7 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、2 0 0 3

50

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み、演算手段によって用いられる演算式、及び/又は、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ために用いられるスペックル解析操作部をさらに具備する。

【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、ステップ (f) において用いられる演算式、及び/又は、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 (h) とを具備する。

【0013】

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、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、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（h）とをCPUに実行させる。

10

【発明の効果】

20

【0014】

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】

【0015】

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。

30

【0016】

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１０aを備えている。これらの超音波トランスデューサ１０a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、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。

40

【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、PVDf（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

50

信号として出力される。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

送受信部 2 0 は、送信回路 2 1 と、受信回路 2 2 と、A / D 変換器 2 3 とを含んでいる。また、画像生成部 3 0 は、信号処理部 3 1 と、シネメモリ 3 2 と、B モード画像データ生成部 3 3 と、スペクル解析部 3 4 と、D S C (Digital Scan Converter : デジタル・スキャン・コンバータ) 3 5 と、D / A 変換器 3 6 とを含んでいる。

10

【 0 0 2 0 】

送信回路 2 1 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a 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 8 0 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 2 1 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a 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 1 0 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 1 0 a 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 1 0 に供給するようにしても良い。

20

【 0 0 2 1 】

受信回路 2 2 は、複数の超音波トランスデューサ 1 0 a 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 2 3 は、受信回路 2 2 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、「R F データ」ともいう) に変換する。A / D 変換器 2 3 から出力される R F データは、信号処理部 3 1 に入力される。信号処理部 3 1 は、走査制御部 8 0 によって選択された受信遅延パターンに基づいて、R F 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。

30

【 0 0 2 2 】

走査制御部 8 0 は、制御部 6 0 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。

【 0 0 2 3 】

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 1 0 a 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 1 0 a 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。

40

【 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 : センシティブィティ・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

50

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33は、包絡線データに対して、Log(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DSC35に出力する。

【0026】

スペックル解析部34は、包絡線メモリ341と、演算部342とを含んでいる。包絡線メモリ341は、オペレータがスペックル解析操作部52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31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32から供給される包絡線データを格納する。演算部342は、包絡線メモリ341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DSC35に出力する。

10

【0027】

本実施形態においては、演算部342が、中央演算装置(CPU)と、CPU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342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31、Bモード画像データ生成部33、DSC35、制御部60、及び、走査制御部80も、CPU及びソフトウェアによって構成されるが、信号処理部31、Bモード画像データ生成部33、及び、DSC35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70に格納されている。また、格納部70に、走査制御部80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。

20

【0028】

DSC35は、Bモード画像データ生成部33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、DSC35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、DSC35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。

30

【0029】

D/A変換器36は、DSC35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40に出力する。これにより、表示部40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。

【0030】

入力部50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51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52とを含んでいる。

【0031】

40

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52に、各種の命令やデータを入力するための文字入力キー521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522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523と、ROIを特定するためのトラックボール524と、ROIの設定を保存するための保存ボタン525と、ROIの設定を削除するためのキャンセルボタン526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527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60に通知され、制御部60が各部を制御する。

【0032】

50

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。

【００３３】

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３１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３２は、信号処理部３１から出力される包絡線データを順次格納する。

10

【００３４】

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５２２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３２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３２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。

【００３５】

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５２２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。

20

【００３６】

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９０は、検査日付９１と、患者情報９２と、超音波画像９３と、スペックル解析結果９４とを含んでいる。超音波画像９３には、ＲＯＩが表示されている。なお、スペックル解析結果９４は、スペックル解析が行われた場合にのみ表示される。

【００３７】

オペレータは、図２に示す設定ボタン５２３を押下した後、トラックボール５２４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５２５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５２７を押下すると、スペックル解析部３４においてスペックル解析が行われる。

30

【００３８】

フリーズモードにおいてスペックル解析ボタン５２７が押下されると、表示部４０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３２から読み出されて包絡線メモリ３４１に格納される。さらに、演算部３４２が、包絡線メモリ３４１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３４１から読み出す。

【００３９】

演算部３４２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。

40

【数１】

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

ここで、式（１）におけるパラメータ（レイリー係数） ϕ 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 $P(A)/R(A)$

50

A) を算出する。

【 0 0 4 0 】

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 ~ 2 5 5 のいずれかとなる。図 4 に、輝度値 A = 0 ~ 2 5 5 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 3 4 2 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 】

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

10

【 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。

20

【 0 0 4 1 】

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ckル解析結果データとして、D S C 3 5 に出力される。D S C 3 5 は、超音波画像データとスペck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 3 6 に出力する。D / A 変換器 3 6 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 4 0 に出力する。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、図 3 に示す超音波診断画面に含まれているスペck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ck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。

30

【 0 0 4 3 】

次に、スペck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 6 A ~ 図 6 C を参照しながら説明する。図 6 A ~ 図 6 C は、スペckル解析結果の 3 つの例を示す図である。

【 0 0 4 4 】

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 R O I 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。

40

【 0 0 4 5 】

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、R O I 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、R O I を拡大して十分なサンプル数を確保した後、再度スペckル解析をやり直すことができる。

【 0 0 4 6 】

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

50

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。

10

【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ck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ck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ck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ck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ckル解析を行うことができる。あるいは、オペレータが、スペck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。

20

【0050】

さらに、ライブモードにおいてスペck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ck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ck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ck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ckル解析結果を容易に読み取ることができる。

【産業上の利用可能性】

30

【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ck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。

【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ckル解析結果の一例を示す図である。

40

【図6A】スペckル解析結果の第1の例を示す図である。

【図6B】スペckル解析結果の第2の例を示す図である。

【図6C】スペckル解析結果の第3の例を示す図である。

【符号の説明】

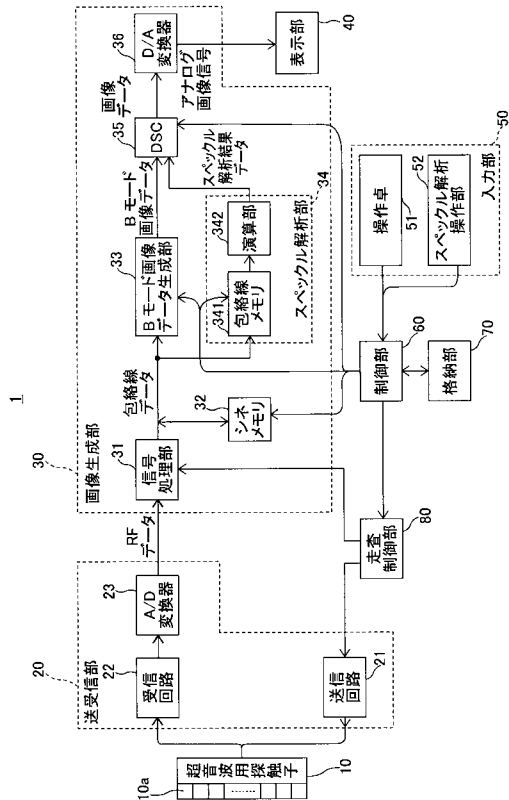
【0053】

- 1 超音波診断装置
- 10 超音波用探触子
- 20 送受信部
- 21 送信回路

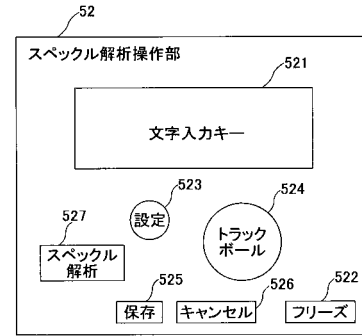
50

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	
3 4 2	演算部	
3 5	D S C	10
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	
5 2 4	トラックボール	
5 2 5	保存ボタン	20
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	
9 3	超音波画像	
9 4	スペックル解析結果	30

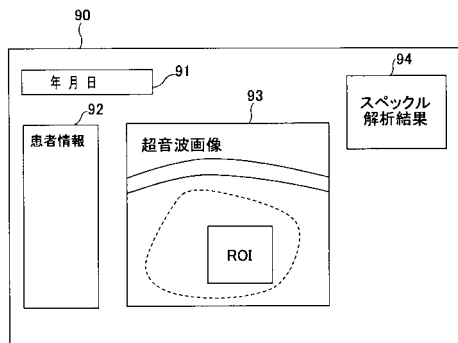
【図 1】



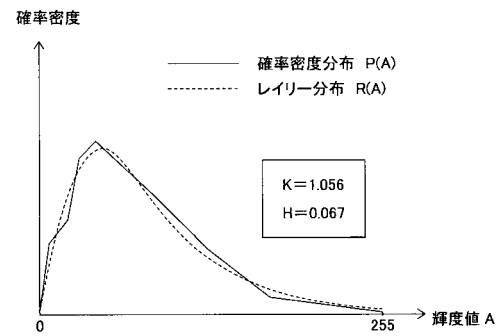
【図 2】



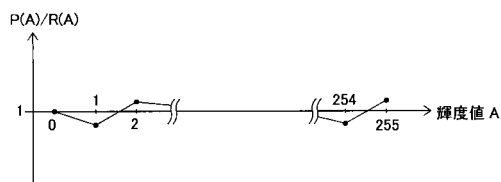
【図 3】



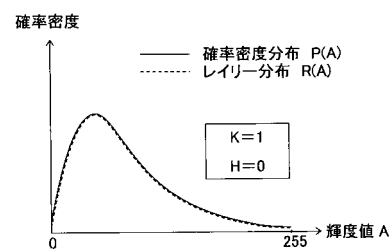
【図 5】



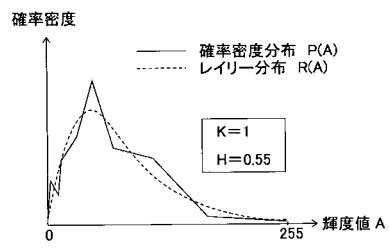
【図 4】



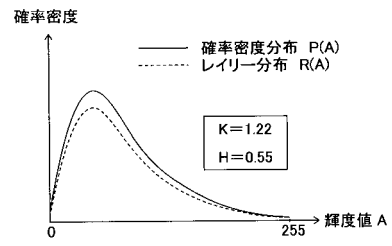
【図 6 A】



【図 6 B】



【図 6 C】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 3 2 1 5 8 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 3 8 8 8 4 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 6 1 9 6 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

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	JP4897460B2	公开(公告)日	2012-03-14
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		
当前申请(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	JP2008142448A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个超声波诊断系统，只需分析斑点并快速显示结果。解决方案：该超声波诊断系统包括将超声波检测信号转换为数字信号的收发器，通过提供数字信号接收聚焦和包络线检测处理来生成包络线数据的信号处理装置，图像数据生成装置以生成图像来自包络曲线数据的数据，散斑分析装置用于从包络曲线数据产生散斑分析结果，显示装置在显示器上显示超声图像和与它们对应的散斑分析结果，以及用于设置a的装置涉及超声图像的区域。散斑分析装置包括存储包络曲线数据的存储器和操作装置，以根据与所设置的有关区域相对应的包络曲线数据产生散斑分析结果。 Ž

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