

(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2018-15166
(P2018-15166A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)

F1
A61B 8/14

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-146824 (P2016-146824)
(22) 出願日 平成28年7月26日 (2016.7.26)

(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74) 代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
(74) 代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74) 代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

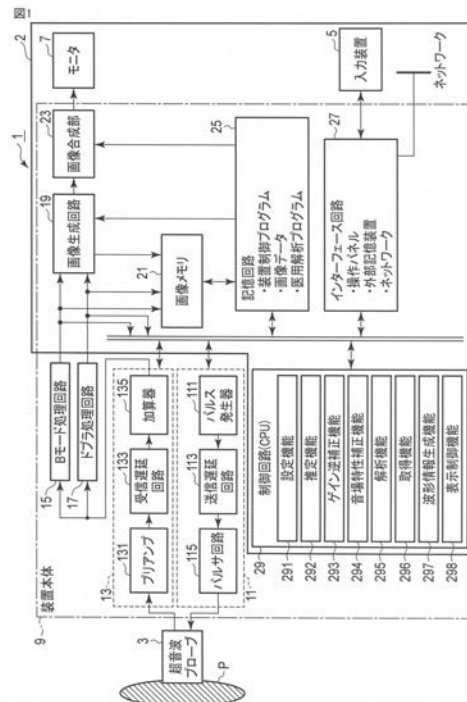
(54) 【発明の名称】 解析装置、超音波診断装置および解析プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 画像に対するユーザの視覚的な判断を補助することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、取得部3と、波形生成部と、制御部29とを含む。取得部は、被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する。波形生成部は、前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される第1領域を除く第2領域におけるエコー信号から波形情報を生成する。制御部29は、前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する取得部と、
前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される第 1 領域を除く第 2 領域におけるエコー信号から波形情報を生成する波形生成部と、
前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させる制御部と、
を備える解析装置。

【請求項 2】

前記波形生成部は、前記第 2 領域におけるエコー信号の強度の統計値を、前記被検体の深さ毎に算出することにより前記波形情報を生成する、請求項 1 に記載の解析装置。

10

【請求項 3】

前記波形生成部は、前記第 2 領域における前記エコー信号の強度の深さ方向における変化量の統計値を、前記被検体の深さ毎に算出することにより前記波形情報を生成する、請求項 1 に記載の解析装置。

【請求項 4】

前記波形の表示態様は、前記波形のうちの前記第 1 領域に対応する部分と、前記第 2 領域に対応する部分とで異なる、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記関心領域に占める前記第 1 領域の割合を深さ毎に計算し、
前記波形の表示態様は、前記割合が所定値以上の深さに対応する部分と、その他の部分とで異なる、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

20

【請求項 6】

前記表示態様は、色、線種および線の太さのうちの少なくとも 1 つを含む、請求項 4 または請求項 5 に記載の解析装置。

【請求項 7】

前記制御部は、前記波形のうちの前記第 1 領域に対応する部分を非表示とするように制御する、請求項 1 乃至請求項 6 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

【請求項 8】

前記被検体の B モード画像を解析することにより前記第 1 領域又は前記第 2 領域を決定する決定部を備え、

30

前記制御部は、前記波形と共に、前記 B モード画像を表示させる、請求項 1 乃至 7 のうちいずれか 1 つに記載の解析装置。

【請求項 9】

前記エコー信号に基づいて、前記被検体に送信された超音波の減衰の程度を表す減衰画像を生成する画像生成部をさらに備え、

前記制御部は、前記波形と共に、前記減衰画像を前記表示部に表示させる、請求項 1 から請求項 8 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

【請求項 10】

前記エコー信号は、前記被検体の深さ方向に応じたゲイン調整の後に、前記ゲイン調整による調整分を相殺することで取得される、請求項 1 乃至請求項 9 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

40

【請求項 11】

前記表示部に表示された前記第 1 領域を表す画像に対して、関心領域または方位方向の位置を指定する入力部を備え、

前記波形生成部は、前記入力部により指定された関心領域または方位方向の位置におけるエコー信号から前記波形情報を生成する、請求項 1 乃至請求項 10 のいずれか 1 項に記載の解析装置。

【請求項 12】

被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する取得部と、
前記被検体内の関心領域における前記エコー信号から波形情報を生成する波形情報生成

50

部と、

前記関心領域に占める構造物と推定される領域の割合を深さ毎に計算し、前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させる制御部と、

を備え、

前記波形の表示態様は、前記割合が所定値以上の深さに対応する部分と、その他の部分とで異なる、解析装置。

【請求項 13】

被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する取得部と、

前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される領域におけるエコー信号から波形情報を生成する波形生成部と、

前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させる制御部と、

を備える解析装置。

【請求項 14】

被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する取得部と、

前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される領域におけるエコー信号から、前記被検体に送信された超音波の減衰の程度を表す減衰画像を生成する画像生成部と、

前記減衰画像を表示部に表示させる制御部と、

を備える解析装置。

【請求項 15】

請求項 1 から請求項 14 のいずれか 1 項に記載の解析装置を含む、超音波診断装置。

【請求項 16】

コンピュータに、

被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得し、

前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される第 1 領域を除く第 2 領域におけるエコー信号から、波形情報を生成し、

前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させることを実現させるための解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、解析装置、超音波診断装置および解析プログラムに関わるものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内情報の画像を表示する診断装置である。超音波診断装置は、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影(Computed Tomography: CT)装置などの他の画像診断装置に比べて、安価、無被曝かつ非侵襲性であって、特に実時間で観察する際に有用な医用診断装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広い。超音波診断装置は、例えば、心臓などの循環器、肝臓および腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌等の診断などに適用されている。

【0003】

超音波診断装置は、一般的には超音波受信信号(エコー信号)の振幅の大きさを輝度で表現することで、生体組織の形態を映像化している。しかしながら、超音波の受信信号には、他の様々な物理的情報が含まれることが、種々の研究レポートで報告されている。超音波の受信信号に含まれる物理的情報のいくつかは、臨床応用に向けて種々の試みがなされている。

【0004】

例えば、エコー信号の振幅の統計量を計算し、例えば平均値と分散値との関係を分析することで、視覚的には判断しにくい微小構造物の含有量などを定量化することができる。

また、近年、被検体内の臓器の局所的な動き量を分析することで、該臓器の硬さあるいは

10

20

30

40

50

弾性率といった物理情報を提示するいわゆる超音波エラストグラフィー法も用いられるようになってきている。上記超音波エラストグラフィー法も、画像化される前に超音波信号に含まれる位相情報などを利用する方法である。

【0005】

また、生体組織は固有の減衰特性を持っている。被検体に照射された超音波は、減衰しながら生体内を伝搬する。このとき、生体内を伝搬した超音波の減衰量が大きい場合、スキンの途中で十分なエコー信号を受信できなくなる現象が発生する。一方で、エコー信号の減弱の様子を観察することで、生体組織の特徴を観察することもしばしば行われている。例えば、送受信方向のエコー輝度の変化を解析して、対象物体の超音波減衰量を可視化する手法が知られており、肝臓を例にとれば、特に脂肪肝の定量診断において有用性が期待されている。具体的には、エコー信号が極端に減少する被検体は、肝臓内に脂肪滴を多く含む脂肪肝であることが推測される。肝硬変の場合においても同様な結果となることがある。

10

【0006】

そこで、超音波の減衰量を定量的に診断するための手法が複数提案されている。例えば、中心周波数が異なる複数の超音波パルスを送受信し、取得された複数の信号の強度が深さ方向にどの程度変化するかを比較する。この比較により、被検体に固有の減衰量を推定するという方法がある。生体内における超音波の減衰量は、周波数によって異なることが知られている。このため、複数の周波数信号の強度の変化を比較することによって、対象としている組織に固有の値が求められる。また、広帯域パルスを用いれば、超音波の送受信方向1方向につき1回超音波の送受信することで、上記と同様な効果を得ることができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平1-126953号公報

【特許文献2】特表平5-506371号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、上述した手法は、いずれも受信信号の信号強度や周波数特性の深さ方向の変化を計算することによって減衰量を推定し、イメージングを行っている。しかし、イメージングからは、データの信頼性の判別や輝度情報がどういった分布であるかがわかりにくい。

30

【0009】

本実施形態の目的は、画像に対するユーザの視覚的な判断を補助することができる解析装置、超音波診断装置および解析プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本実施形態に係る解析装置は、取得部と、波形生成部と、制御部とを含む。取得部は、被検体に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する。波形生成部は、前記被検体の関心領域のうちの構造物と推定される第1領域を除く第2領域におけるエコー信号から波形情報を生成する。制御部は、前記波形情報に基づく波形を表示部に表示させる。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】解析装置を含む超音波診断装置の構成を示す構成図。

【図2】解析装置の動作を示すフローチャート。

【図3】表示部に表示される画像の表示例を示す図。

【図4】均一領域に基づく波形の表示態様の第1例を示す図。

【図5】均一領域に基づく波形の表示態様の第2例を示す図。

50

【図6】均一領域に基づく波形の表示態様の第3例を示す図。

【図7】構造物領域に基づく波形の表示態様の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる解析装置、超音波診断装置および解析プログラムについて説明する。以下の実施形態では、同一の参照符号を付した部分は同様の動作をおこなうものとして、重複する説明を適宜省略する。

【0013】

なお、以下の説明においては、超音波診断装置に実装された解析装置を例に説明する。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば医用ワークステーション等のコンピュータによって実現することも可能である。この場合、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVDなど）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

10

【0014】

図1は、本実施形態に係る医用診断装置としての超音波診断装置1の構成を示す構成図である。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ3、入力装置5、モニター7、装置本体9を有する。装置本体9は、超音波送信回路11と、超音波受信回路13と、Bモード処理回路15と、ドプラ処理回路17と、画像生成回路19と、画像メモリ21と、画像合成回路23と、記憶回路25と、インターフェース回路27と、制御回路（中央演算処理装置：Central Processing Unit）29とを有する。加えて、超音波診断装置1には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測器、不図示の外部記憶装置およびネットワークが、インターフェース回路27を介して接続されてもよい。

20

【0015】

なお、解析装置2は、入力装置5、モニター7、画像生成回路19、画像メモリ21、画像合成回路23、記憶回路25、インターフェース回路27、制御回路29によって構成される。

30

【0016】

超音波プローブ3は、複数の圧電振動子と、整合層と、複数の圧電振動子の背面側に設けられるバック材とを有する。複数の圧電振動子は、圧電セラミックス等の音響/電気可逆的変換素子である。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ3の先端に装備される。圧電振動子は、後述する超音波送信回路11から供給される駆動信号にตอบสนองして超音波を発生する。超音波プローブ3を介して被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波（以下、送信超音波と呼ぶ）は、被検体内の生体組織における音響インピーダンスの不連続面で反射される。

【0017】

圧電振動子は、反射された超音波を受信し、エコー信号を発生する。エコー信号の振幅は、超音波の反射に関する不連続面を境界とする音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が移動している血流、および心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号の周波数は、ドプラ効果により、移動体（血流および心臓壁の表面）の超音波送信方向の速度成分に依存して偏移する。

40

【0018】

整合層は、被検体Pに対する超音波の送受信を効率よくするために、複数の圧電振動子の超音波放射面側に設けられる。バック材は、圧電振動子の後方への超音波の伝搬を防止する。

【0019】

以下、超音波プローブ3は、1次元的に配列された圧電振動子により構成される1次元

50

アレイにより、被走査領域を2次元的に走査するプローブとして説明する。なお、超音波プローブ3は、1次元アレイを複数の圧電振動子の配列方向と直交する方向に揺動させて3次元走査を実行するメカニカル4次元プローブでもよいし、圧電振動子が2次元的に配列された2次元アレイプローブでもよい。

【0020】

入力装置5は、インターフェース回路27を介して装置本体9に接続される。入力装置は、操作者からの各種指示、各種条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件、および設定指示等を装置本体9にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有する。なお、入力装置5は、操作面へ触れることで入力操作を行うタッチパッド、および表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチパネルディスプレイ、マイク等を有していてもよい。

10

【0021】

入力装置5は、後述する設定機能291と推定機能292とを包括的に実行させる機能(以下、構造物推定機能とも呼ぶ)、後述するゲイン逆補正機能293と音場特性補正機能294と解析機能295とを包括的に実行させる機能(以下、組織性状解析機能とも呼ぶ)を実行するための開始指示(以下、減衰定量開始指示と呼ぶ)を入力する。このとき、減衰定量開始指示の入力に関する信号は、後述する制御回路29に出力される。また、入力装置5は、後述する取得機能296と波形情報生成機能297と表示制御機能298とを包括的に実行させる機能(以下、波形表示機能とも呼ぶ)を実行するための開始指示も入力する。

20

【0022】

なお、入力装置5は、マウス、キーボードなどの物理的な操作部品を備えるものだけに限らない。例えば、超音波診断装置1とは別体に設けられた外部の入力機器から入力操作に対応する電気信号を受け取り、受け取った電気信号を種々の回路へ出力するような電気信号の処理回路も入力装置5の例に含まれる。

【0023】

モニター7は、後述する画像生成回路19、画像合成回路等23から出力されたビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報などを画像として表示する。また、モニター7は、波形情報生成機能297による解析結果を表示する。モニターとしては、例えば、CRTディスプレイや液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、LEDディスプレイ、プラズマディスプレイ、又は当技術分野で知られている他の任意のディスプレイが適宜利用可能である。モニター7は、表示部や表示回路に相当する。

30

【0024】

超音波送信回路11は、パルス発生器111と、送信遅延回路113と、パルサ回路115とを有する。超音波送信回路11は、超音波送信部の一例であって、プロセッサを有していてもよい。パルス発生器111は、所定のレート周波数 f_r Hz(周期: $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。発生されたレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路113に送られる。

【0025】

送信遅延回路113は、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間(以下、送信遅延時間と呼ぶ)を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信方向に関する送信遅延時間(以下、送信遅延パターンと呼ぶ)は、記憶回路25に記憶される。記憶回路25に記憶された送信遅延パターンは、制御回路29により超音波の送信時に参照される。

40

【0026】

パルサ回路115は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ3の振動子ごとに電圧パルス(駆動信号)を印加する。これにより、超音波ビームが被検体Pに送信される。

【0027】

超音波送信回路11は、1フレームに対応する後述のBモードデータの生成を契機とし

50

て、減衰定量条件に基づいて、被検体 P に超音波（以下、減衰定量用超音波と呼ぶ）を送信する。減衰定量条件とは、減衰定量用超音波を発生させるための送信条件、減衰定量用超音波を受信するための受信条件である。送信条件は、例えば、減衰定量用超音波の送信中心周波数と減衰定量用超音波の送信帯域幅である。受信条件は、例えば、減衰定量用超音波の受信中心周波数と受信帯域幅である。減衰定量条件は、記憶回路 25 に記憶される。

【0028】

なお、送信条件は、上記 2 種類に限定されず、例えば、周波数が異なる複数の減衰定量用超音波を、一つの走査線に対して送信する条件であってもよい。また、送信条件は、例えば、位相を反転させた 2 つの減衰定量用超音波を、一つの走査線に対して送信する条件であってもよい。送信条件における送信中心周波数は、例えば、B モード用超音波の送信中心周波数より高い送信中心周波数である。また、送信条件における帯域幅は、B モード用超音波の帯域幅より狭い帯域幅（以下、狭帯域と呼ぶ）である。なお、送受信条件は必ずしも 2 種類に限定せず、1 種類でも良い。また、送受信条件で異なる種類を用いても良い。例えば、送信条件では、狭帯域な超音波 1 種類で送信し、受信条件では、B モード用では広帯域、減衰定量用には、極狭帯域な帯域幅を設定しても良い。

10

【0029】

入力装置 5 を介した操作者の減衰定量開始指示により、減衰定量条件は、記憶回路 25 から制御回路 29 に読み出される。超音波送信回路 11 は、減衰定量条件における送信条件に従って、制御回路 29 により制御される。例えば、超音波送信回路 11 は、超音波スキャンにおいて、送信条件に従って、周波数が異なる複数の超音波を、超音波プローブ 3 を介して被検体 P に送信する。なお、超音波送信回路 11 は、超音波スキャンにおいて、送信条件に従って、B モードに関する超音波送信における周波数帯域より狭帯域の超音波を、超音波プローブ 3 を介して被検体 P に送信する。

20

【0030】

超音波受信回路 13 は、プリアンプ 131、図示していないアナログデジタル（analog to digital（以下、A/D と呼ぶ））変換器、受信遅延回路 133、加算器 135 を有する。超音波受信回路は、超音波受信部の一例であって、プロセッサを有していてもよい。プリアンプ 131 は、超音波プローブ 3 を介して取り込まれた被検体 P からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器は、増幅された受信エコー信号をデジタル信号に変換する。A/D 変換される前のアナログ信号に対して、アナログゲインが、STC（sensitive time control）または TGC（time gain control）として与えられる。

30

【0031】

受信遅延回路 133 は、デジタル信号に変換された受信エコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間（以下、受信遅延時間と呼ぶ）を与える。受信遅延回路 133 は、例えば、デジタルビームフォーマである。受信遅延回路 133 から出力されたデジタル信号に対して、デジタルゲインが、STC または TGC として与えられる。エコー信号の受信方向または受信方向に関する受信遅延時間（以下、受信遅延パターンと呼ぶ）は、後述する記憶回路 25 に記憶される。記憶回路 25 に記憶された受信遅延パターンは、送信時と同様に、制御回路 29 により参照される。

40

【0032】

反射波による信号は、被検体内における超音波の減衰によって、被検体内の深部ほど微弱になる。このため、アナログゲインおよびデジタルゲインは、この減衰を補うために、被検体内の深部において反射された超音波に起因する信号の振幅を増幅するゲインである。

【0033】

加算器 135 は、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、超音波受信回路 13 は、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号を生成する。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定さ

50

れる。この総合的な指向性により、超音波ビーム（いわゆる「超音波走査線」）が決まる。

【0034】

超音波受信回路13は、減衰定量条件における受信条件に従って、減衰定量用超音波を受信する。受信条件における受信中心周波数は、減衰定量用超音波の送信中心周波数と略同一の周波数であって、被走査領域の深さ方向に対して変化させずに一定である。また、受信条件における受信帯域幅は、狭帯域と略同一な帯域幅である。超音波受信回路13は、減衰定量条件における受信条件に従って、制御回路29により制御される。

【0035】

具体的には、超音波受信回路13は、1フレームに対応する後述のBモードデータの生成を契機として、被検体Pに送信された減衰定量用超音波の反射波を、受信条件に従って受信する。超音波受信回路13は、減衰定量用超音波の反射波の受信により、減衰定量用受信データを生成する。超音波受信回路13は、減衰定量用受信データを、Bモード処理回路15に出力する。なお、超音波受信回路13は、減衰定量用受信データを、制御回路29および記憶回路25に出力してもよい。

10

【0036】

Bモード処理回路15は、図示していない包絡線検波器、対数変換器などを有する。Bモード処理回路15は、Bモード処理部の一例であって、プロセッサを有する。包絡線検波器は、超音波受信回路13から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。Bモード処理回路15は、対数変換器により強調された信号に基づいて、各走査線および各超音波送受信における深さごとの信号値（Bモードデータ）を生成する。

20

【0037】

Bモードデータは、対数変換器から出力された信号の強度を輝度の明るさとして表現されたデータに相当する。Bモード処理回路15からの出力は、画像生成回路19に出力される。Bモード処理回路15からの出力は、反射波の強度を輝度で表したBモード画像として、モニタ7に表示される。Bモード処理回路15は、減衰定量用受信データに基づいて、上記処理手順により、減衰定量用Bモードデータを生成する。Bモード処理回路15は、減衰定量用Bモードデータを、制御回路29および記憶回路25に出力する。

30

【0038】

超音波プローブ3がメカニカル4次元プローブである場合や2次元アレイプローブである場合、Bモード処理回路15は、被走査領域におけるアジマス（Azimuth：方位）方向、エレベーション（Elevation）方向、深さ方向（レンジ（Range）方向）にそれぞれ対応付けて配列された複数の信号値からなる3次元Bモードデータを生成してもよい。レンジ方向とは、走査線上の深さ方向である。アジマス方向とは、例えば、1次元アレイにおける圧電振動子の配列方向に沿った電子走査方向である。エレベーション方向とは、例えば、1次元アレイの機械的揺動方向である。

【0039】

なお、3次元Bモードデータは、複数の画素値または複数の輝度値などを、走査線に沿って、アジマス方向、エレベーション方向およびレンジ方向にそれぞれ対応付けて配列させたデータであってもよい。また、3次元Bモードデータは、被走査領域において予め設定されたROIに関するデータであってもよい。また、Bモード処理回路15は、3次元Bモードデータの代わりにボリュームデータを生成してもよい。以下、Bモード処理回路15で生成されるデータをまとめて、Bモードデータと呼ぶ。

40

【0040】

ドプラ処理回路17は、超音波受信回路13からエコー信号を受け取り、受け取ったエコー信号に対して速度情報を周波数解析する。ドプラ処理回路17は、ドプラ処理部の一例であって、プロセッサを有する。ドプラ処理回路17は、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を、超音波受信回路13から受け取ったエコー信号から抽出する。ド

50

ブラ処理回路17は、平均速度、分散、パワー等の血流情報を、走査線上の多点について求める。ドブラ処理回路17は、得られた血流情報を画像生成回路19に出力する。ドブラ処理回路17からの出力は、ドブラ波形画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、およびこれらの組み合わせ画像として、モニタ7にカラー表示される。

【0041】

例えば、ドブラ処理回路17は、図示していないミキサー、低域通過フィルタ(Low Pass Filter:以下、LPFと呼ぶ)、速度/分散/Power演算回路等を有する。ミキサーは、超音波受信回路13から出力された受信信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。LPFは、ミキサーからの2種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラ処理回路17は、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を生成する。

10

【0042】

なお、ドブラ処理回路17は、ドブラ信号を生成するために、直交検波方式を用いてもよい。このとき、受信信号(RF信号)は、直交検波されIQ信号に変換される。ドブラ処理ユニット142は、IQ信号を複素フーリエ変換することにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を生成する。ドブラ信号は、例えば、血流、組織、造影剤によるドブラ成分である。

【0043】

速度/分散/Power演算回路は、図示していないMTI(Moving Target Indicator)フィルタ、LPFフィルタ、自己相関演算器等を有する。なお、自己相関演算器の代わりに相互相関演算器を有していてもよい。MTIフィルタは、生成されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。MTIフィルタは、ドブラ信号から血流に関するドブラ成分(以下、血流ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。LPFは、ドブラ信号から組織の移動に関するドブラ成分(以下、組織ドブラ成分と呼ぶ)を抽出するために用いられる。

20

【0044】

自己相関演算器は、血流ドブラ成分及び組織ドブラ成分に対して自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度(パワー)等を算出する。速度/分散/Power演算回路は、複数のドブラ信号に基づく血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等に基づいて、所定領域の各位置におけるカラードブラデータを生成する。以下、ドブラ信号とカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。

30

【0045】

画像生成回路19は、図示していないデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter:以下、DSCと呼ぶ)等を有する。画像生成回路19は、画像生成部の一例であって、プロセッサを有する。画像生成回路19は、DSCに対して、座標変換処理(リサンプリング)を実行する。座標変換処理とは、例えば、Bモードデータ、およびドブラデータからなる超音波スキャンの走査線の信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する処理である。

40

【0046】

画像生成回路19は、座標変換処理により、表示画像としての超音波画像を生成する。具体的には、画像生成回路19は、Bモードデータに基づいてBモード画像を生成する。画像生成回路19は、減衰定量用Bモードデータに基づいて、減衰Bモード画像を生成する。Bモード画像および減衰Bモード画像は、音波の集束などの超音波プローブの特性や超音波ビーム(例えば、送受信ビーム)の音場特性などが反映された画素値(輝度値)を有する。例えば、Bモード画像において、被走査領域において超音波のフォーカス付近では、非フォーカス部分よりも相対的に高輝度となる。

50

【0047】

画像生成回路19は、ドプラデータに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像などのドプラ画像を生成する。また、画像生成回路19は、解析機能295により解析された解析結果に基づいて、被走査領域におけるROIの各位置における超音波の減衰の程度を表す減衰画像を生成する。

【0048】

画像メモリ21は、生成された超音波画像（Bモード画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、減衰画像）に対応するデータ（以下、画像データと呼ぶ）を記憶する。画像メモリ21に記憶された画像データは、入力装置5を介した操作者の指示により、読み出される。画像メモリ21は、例えば、フリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を所定のフレームレートで連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像が、モニター7に動画表示される。

10

【0049】

画像メモリ21は、例えば、集積回路記憶装置（RAM（Random Access Memory）、ROM（Read-Only Memory）等）により実現される。なお、画像メモリ21の実現は、上記集積回路記憶装置に限定されず、任意の記憶装置であってもよい。

【0050】

画像合成回路23は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像合成回路23は、画像合成部の一例であって、プロセッサを有する。画像合成回路23は、合成された超音波画像を後述するモニター7に出力する。画像合成回路23は、Bモード画像に減衰画像を位置合わせして重畳した減衰重畳画像を生成する。画像合成回路23は、生成した減衰重畳画像を、モニター7に出力する。

20

【0051】

記憶回路25は、種々の情報を記憶するHDD（hard disk drive：ハードディスクドライブ）やSSD（solid state drive：ソリッドステートドライブ）、集積回路記憶装置（RAM、ROM等）などの記憶装置である。記憶回路25は、記憶部に相当する。また、記憶回路25は、CD-ROMドライブやDVDドライブ等との間で、種々の情報を読み書きする駆動装置で実現されてもよい。また、記憶回路25は、磁気ディスク（フロッピー（登録商標）ディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD、MOなど）、半導体メモリ等の可搬性記憶媒体との間で種々の情報を読み書きする駆動装置で実現されてもよい。

30

【0052】

記憶回路25は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、および複数の送信遅延パターンを記憶する。記憶回路25は、本超音波診断装置1の制御プログラム、診断プロトコル、および後述する医用解析プログラムを記憶する。記憶回路25は、超音波の送受信条件等の各種データ群、診断情報（患者ID、医師の所見等）を記憶する。記憶回路25は、超音波受信回路13により生成された受信信号、Bモード処理回路15により生成されたBモードデータ、ドプラ処理回路17により生成されたドプラデータ、組織性状解析機能による解析結果を示す解析データ、および波形情報生成機能297による波形情報を記憶する。

40

【0053】

また、記憶回路25は、減衰定量用Bモードデータの収集に関する被走査領域（減衰Bモード画像）に設定される複数の領域の大きさおよび設定位置、構造物推定機能の実行に関するプログラム（以下、構造物推定プログラムと呼ぶ）等を記憶する。記憶回路25は、構造物推定機能において参照される閾値（以下、構造物判定閾値と呼ぶ）を記憶する。記憶回路25は、ゲイン逆補正機能293で用いられる逆補正データ、音場特性補正機能294で用いられる音場特性補正データ、組織性状解析機能の実行に関するプログラム（以下、組織性状解析プログラムと呼ぶ）、波形情報生成機能297で生成される波形情報

50

、取得機能 296 と波形情報生成機能 297 と表示制御機能 298 との実行に関する波形提示プログラム等を記憶する。以下、構造物推定プログラムと組織性状解析プログラムと波形表示プログラムとをまとめて、医用解析プログラムと呼ぶ。

【0054】

なお、記憶回路 25 は、逆補正データの代わりに、対応表（以下、逆補正対応表と呼ぶ）を記憶してもよい。また、記憶回路 25 は、音場特性補正データの代わりに、対応表（以下、音場特性補正対応表と呼ぶ）を記憶してもよい。

【0055】

逆補正データは、超音波スキャンにより得られたデータ（受信信号、受信データ）に対して S T C または T G C により付与されたアナログゲインおよびデジタルゲインを相殺（キャンセル）するためのデータである。具体的には、逆補正データは、超音波スキャンにより得られたデータに付与されるゲイン（利得）の深さ方向の応答を示すデータである。すなわち、逆補正データを B モードデータに適用することにより、ゲイン補正された B モードデータは、ゲイン補正前の B モードデータに変換される。

10

【0056】

逆補正対応表とは、S T C または T G C によるゲイン補正を相殺するための対応表である。具体的には、逆補正対応表は、超音波スキャンにより得られたデータに付与されるゲイン（利得）の深さ方向の応答を示す対応表であって、ゲイン補正後の B モードデータを、ゲイン補正前の B モードデータに変換するための対応表である。

20

【0057】

音場特性補正データは、ゲイン補正前の B モードデータにおける音場特性の依存性を相殺するためのデータである。すなわち、音場特性補正データを B モードデータに適用することにより、音場特性に依存する B モードデータは、音場特性に依存しない B モードデータに変換される。音場特性補正対応表とは、B モードデータにおける音場特性の依存性を相殺するための対応表である。具体的には、音場特性補正対応表は、音場特性に依存する B モードデータを、音場特性に依存しない B モードデータに変換するための対応表である。

【0058】

音場特性補正データおよび音場特性補正対応表は、例えば、超音波が無減衰であってかつ一様な散乱体を有する物体に対して超音波スキャンを実行したときに得られる深さ方向の画素値（または輝度値）の分布に対応する。音場特性補正データおよび音場特性補正対応表は、超音波が無減衰であってかつ一様なファントムに対して超音波スキャンを実行することにより取得された実測データに基づいて予め生成される。

30

【0059】

なお、音場特性補正データおよび音場特性補正対応表は、超音波に対して一定の減衰を有するファントムに対する超音波スキャンにより実測された実測データからこのファントムによる超音波の減衰分を差分することにより生成されてもよい。また、音場特性補正データおよび音場特性補正対応表は、シミュレーションなどの他の手段により生成されてもよい。

【0060】

記憶回路 25 は、B モード画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、減衰画像、減衰重畳画像等の各種医用画像を記憶する。記憶回路 25 は、後述する複数の減衰係数にそれぞれ対応する複数の色相を記憶する。記憶回路 25 は、減衰画像に関する所定の不透明度または透明度を記憶する。なお、上述した画像メモリ 21 は、記憶回路 25 に設けられてもよい。また、構造物推定機能として後述する C F A R (C o n t r a s t F a l s e A l a r m R a t e) 処理を実行する場合、記憶回路 25 は、C F A R 処理に関するプログラムを記憶してもよい。

40

【0061】

インターフェース回路 27 は、入力装置 5、不図示の操作パネル、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測器に関するインターフェースである。装置本

50

体 9 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、インターフェース回路 27 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。なお、インターフェース回路 27 は、ネットワークを介して、図示していない他の医用画像診断装置で取得された被検体に関する医用画像を、ダウンロードすることも可能である。インターフェース回路 27 は、インターフェース部に対応し、プロセッサを有していてもよい。

【0062】

制御回路 29 は、情報処理装置（計算機）としての機能を有し、超音波診断装置 1 の動作を制御する制御手段（プロセッサ）である。制御回路 29 は、記憶回路 25 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する。

10

【0063】

制御回路 29 は、減衰定量開始指示に応答して、記憶回路 25 から減衰定量条件を読み出す。制御回路 29 は、読み出した減衰定量条件に従って、超音波送信回路 11 と超音波受信回路 13 とを制御する。具体的には、制御回路 29 は、読み出した送信条件に従って超音波送信回路 11 を制御する。これにより、超音波送信回路 11 は、1 フレームに対応する B モードデータの生成後に、減衰定量用超音波を、被検体 P に送信する。また、制御回路 29 は、読み出した受信条件に従って超音波受信回路 13 を制御する。これにより、超音波受信回路 13 は、受信条件に従って、被検体 P に送信された減衰定量用超音波の反射波を受信する。

20

【0064】

本実施形態では、設定機能 291、推定機能 292、ゲイン逆補正機能 293、音場特性補正機能 294、解析機能 295、取得機能 296、波形情報生成機能 297、表示制御機能 298 にて行われる各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で記憶回路 25 へ記憶されている。制御回路 29 は、これら機能に対応するプログラムを記憶回路 25 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。

30

【0065】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU、GPU (Graphical Processing Unit) 或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。

40

【0066】

プロセッサは、記憶回路 25 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路 25 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、超音波送信回路 11、超音波受信回路 13、B モード処理回路 15、ドブラ処理回路 17、画像生成回路 19、画像合成回路 23、インターフェース回路 27 等の他の回路も同様に、上記のプロセッサなどの電子回路により構成される。

50

【0067】

制御回路 29 は、減衰定量開始指示に応答して、医用解析プログラムを記憶回路 25 から読み出す。制御回路 29 は、読み出した医用解析プログラムを実行することにより、構造物推定機能および組織性状解析機能を実現する。具体的には、制御回路 29 は、構造物推定プログラムおよび組織性状解析プログラムを、記憶回路 25 から読み出す。制御回路 29 は、読み出した構造物推定プログラムを実行することにより、減衰定量用超音波を用

50

いた超音波スキャンにより得られた減衰定量用 B モードデータに基づいて、被検体内の構造物の位置を推定する。

【0068】

制御回路 29 は、例えば、構造物の位置の推定を契機として、読み出した組織性状解析プログラムを実行することにより、減衰定量用 B モードデータに対応する被走査領域において、組織性状を解析する。

制御回路 29 は、被検体 P に対する超音波走査に基づくエコー信号を取得する。制御回路 29 は、被検体 P の ROI のうちの構造物と推定される構造物領域（第 1 領域ともいう）を除く均一領域（第 2 領域ともいう）に対応するエコー信号から、波形情報を生成する。制御回路 29 は、波形情報に基づく波形をモニターなどの表示部に表示させる。制御回路 29 は、波形と、医用画像（B モード画像および減衰画像）の少なくともいずれか 1 つとを、併せて表示してもよい。

10

【0069】

（組織性状解析機能）

組織性状解析機能は、組織性状解析プログラムに従って制御回路 29 により実行される機能である。具体的には、組織性状解析機能は、減衰定量用 B モードデータに基づいて、減衰 B モード画像内で推定された構造物の位置以外の位置に対して組織性状を解析する。組織性状解析機能は、ゲイン逆補正機能 293 と音場特性補正機能 294 と、解析機能 295 と、表示制御機能 298 とを有する。以下、組織性状解析機能における各機能について詳述する。

20

【0070】

ゲイン逆補正機能 293 の実行に先立って、制御回路 29 は、減衰定量用 B モードデータにおいて、減衰 B モード画像に対応する被走査領域に推定された構造物の位置を除く複数の位置に対応するデータ（以下、減衰定量用部分データと呼ぶ）を推定する。

【0071】

ゲイン逆補正機能 293 を実現する制御回路 29 は、記憶回路 25 から逆補正データを読み出す。制御回路 29 は、被走査領域において推定された構造物の位置を除く複数の位置に対応する減衰定量用部分データから逆補正データを減算する。これにより、制御回路 29 は、ゲイン補正前の減衰定量用部分データを生成する。なお、制御回路 29 は、記憶回路 25 から逆補正対応表を読み出してもよい。このとき、制御回路 29 は、逆補正対応表に従って、減衰定量用部分データをゲイン補正前の減衰定量用部分データに変換する。すなわち、ゲイン逆補正機能 293 は、減衰定量用部分データに対するゲイン補正をキャンセルする。

30

【0072】

ゲイン逆補正機能 293 により、制御回路 29 は、超音波プローブ 3 が減衰定量用超音波の反射波を受信した時点における受信データ、すなわち深さ方向に沿った深さ方向の超音波信号の純粋な強度を復元する。なお、超音波受信回路 13 からゲイン未補正の減衰定量用部分データ（ローデータ）を出力することが可能であれば、上記ゲイン逆補正機能 293 は不要となる。

【0073】

音場特性補正機能 294 を実現する制御回路 29 は、記憶回路 25 から音場特性補正データを読み出す。制御回路 29 は、ゲイン補正前の減衰定量用部分データから音場特性補正データを減算する。これにより、制御回路 29 は、音場特性に依存せず、かつゲイン補正前の減衰定量用部分データ（以下、減衰データと呼ぶ）を生成する。なお、制御回路 29 は、記憶回路 25 から音場特性補正対応表を読み出してもよい。このとき、制御回路 29 は、音場特性補正対応表に従って、ゲイン補正前の減衰定量用部分データを、減衰データに変換する。すなわち、制御回路 29 は、超音波スキャンにおける音場特性に基づいて、ゲイン補正前の減衰定量用部分データにおける音場特性の依存性をキャンセルする。

40

【0074】

音場特性補正機能 294 により、制御回路 29 は、超音波ビームの形状、および超音波

50

プローブ3の形状に特有な画素値(または輝度値)の変化量を、ゲイン補正前の減衰定量用Bモードデータから排除する。この排除により、制御回路29は、被検体内の組織により超音波が純粋に減衰する程度を反映した画素値(または輝度値)を有する減衰データを生成する。減衰データは、ゲイン逆補正機能293および音場特性補正機能294により補正された補正データに対応する。

【0075】

波形情報生成機能297を実現する制御回路29は、被検体Pに対する超音波スキャンにより得られた上記減衰データに基づいて、推定された構造物の位置を除く被検体内の複数の位置(以下、非構造物領域または均一領域と呼ぶ)における組織性状を解析する。すなわち、波形情報生成機能297を実現する制御回路29は、被検体内を伝搬する減衰定量用超音波の減衰量を計算する。

10

【0076】

具体的には、制御回路29は、減衰データにおいて、非構造物領域における画素値(または輝度値)において、深さ方向に沿った微分値を計算する。上記微分値は、例えば、非構造物領域における複数の画素各々において、深さ方向に沿って隣接する2つの画素の画素値の差分値を、この2つの画素の間隔(距離)で除した値に相当する。

【0077】

次いで、制御回路29は、計算した微分値に対して、超音波の往復分を加味して、1/2を乗算する。これにより、制御回路29は、減衰定量用超音波の送信中心周波数に関する超音波の減衰量(dB/cm)を、非構造物領域に含まれる複数の画素(位置)について計算する。さらに、制御回路29は、計算した減衰量を減衰定量用超音波の送信中心周波数で除算する。この除算により、制御回路29は、非構造物領域に含まれる複数の画素(位置)における減衰係数(dB/cm/Hz)を計算する。

20

【0078】

減衰係数は、減衰定量用超音波の送信中心周波数に依存しない。減衰係数は、診断対象となる組織の性状を表す数値である。上記各種計算により、制御回路29は、非構造物領域に含まれる複数の位置において減衰係数を示す解析データ(以下、減衰係数データと呼ぶ)を生成する。制御回路29は、減衰係数データを、画像生成回路19および記憶回路25等に出力する。

【0079】

組織性状は、輝度値または画素値の解析による減衰係数に限定されず、他の解析により減衰量を反映した量であってもよい。例えば、肝臓内の血管などの構造物を推定する場合には、ドブラデータをを用いる事が望ましい。周波数が異なる複数の減衰定量用超音波が一つの走査線に対して送受信された場合、波形情報生成機能297を実現する制御回路29は、非構造物領域に含まれる複数の位置におけるドブラデータに基づいて周波数解析を実行することにより、非構造物領域に含まれる複数の位置における組織性状を示すパラメータを計算してもよい。具体的には、制御回路29は、複数の減衰定量用超音波各々に対応するドブラデータを用いて、周波数の違いに起因する減衰量の差を、組織性状として計算する。

30

【0080】

また、Bモードに関する超音波送信における周波数帯域より狭帯域の超音波が減衰定量用超音波として被検体Pに送信された場合、制御回路29は、狭帯域の減衰定量用超音波の受信により取得されたデータに対して周波数解析を実行する。次いで、制御回路29は、周波数解析における周波数特性に基づいて、組織性状として減衰量を計算する。

40

【0081】

表示制御機能298を実現する制御回路29は、解析結果の減衰画像を、モニタ7に表示させる。具体的には、制御回路29は、減衰係数データを画像生成回路19に出力する。画像生成回路19は、減衰係数データに基づいて減衰画像を生成する。このとき、制御回路29は、複数の画素それぞれに減衰係数に応じた色相を付与するために、画像生成回路19を制御する。この制御により、減衰画像は、減衰係数に応じた色相を有する。

50

【 0 0 8 2 】

なお、構造物の位置に対応する領域において、減衰画像は、欠落した状態となる。画像生成回路 19 は、減衰画像を画像合成回路 23 に出力する。

【 0 0 8 3 】

画像合成回路 23 は、制御回路 29 による制御のもとで、減衰定量用 B モードデータの収集に関する被走査領域と略同一の被走査領域に関する B モード画像と、減衰画像との位置合わせ (r e g i s t r a t i o n) を実行する。画像合成回路 23 は、制御回路 29 による制御のもとで、減衰画像を所定の不透明度または透明度に変換する。

【 0 0 8 4 】

画像合成回路 23 は、B モード画像に、所定の不透明度または透明度を有する減衰画像を重畳させた減衰重畳画像を生成する。画像合成回路 23 は、減衰重畳画像に、減衰係数の色相に応じた凡例等を合成する。画像合成回路 23 は、凡例等を合成した減衰重畳画像を、モニタ 7 に出力する。

10

【 0 0 8 5 】

モニタ 7 は、構造物の位置を除く被検体内の複数位置各々において、解析結果としての減衰量を表示する。具体的には、モニタ 7 は、凡例等を合成した減衰重畳画像を表示する。

【 0 0 8 6 】

以上、本実施形態においては、組織性状として、被検体内を伝搬する超音波の減衰量を解析する場合を例とした。しかしながら、組織性状は、減衰量に限定されず、例えば、弾性率 (ヤング率)、粘性率、歪みなどの診断対象組織の性状を示す量であってもよい。このとき、組織性状は、例えば、超音波エラストグラフィ法により取得される。解析機能 295 は、静的または動的なエラストグラフィ法に関する各種解析機能を有する。このとき、解析機能 295 を実現する制御回路 29 は、組織性状として、被検体内の組織の粘性と弾性とのうち少なくとも一つに関する指標値 (粘性パラメータ、弾性パラメータ) を計算する。また、超音波エラストグラフィ法により生成される画像 (弾性画像、粘性画像、歪み画像など) は、減衰画像に対応することになる。

20

【 0 0 8 7 】

(構造物推定機能)

構造物推定機能とは、例えば、被検体 P に対する超音波スキャンにより得られた減衰定量用 B モードデータに基づいて、被検体内の複数の位置について不均一さを評価することにより構造物の位置を推定する機能を含む。構造物推定機能として構造物を推定する方法には様々な方法があるが、以下、一例として減衰 B モード画像に設定された複数の領域各々に含まれる複数の画素にそれぞれ対応する複数の画素値 (または輝度値) の平均値、および分散値を利用した方法を説明する。

30

【 0 0 8 8 】

この方法は、一般に、例えば健常な肝臓の実質のような一様な散乱体を有する領域において、減衰定量用 B モードデータの度数分布 (ヒストグラム) がレイリー分布を示すことを利用している。一様な散乱体を有する領域において、減衰定量用 B モードデータの度数分布がレイリー分布に従う場合、この領域における複数の画素値による平均値 (μ) と分散値 (σ^2) とは、以下のような関係となる。

40

【 0 0 8 9 】

$$\mu^2 = \left(\frac{\sigma^2}{4 - \sigma^2} \right) \times \dots \cdot (1)$$

平均値と分散値との計算に関する領域に構造物が含まれている場合、散乱体は非一様であるため、減衰定量用 B モードデータの度数分布の分散値は、レイリー分布で計算される分散値より大きくなる。加えて、構造物の特性が周囲と顕著に異なるほど (例えば、構造物の領域が石灰化している領域に対応する場合など)、分散値は大きくなる。このため、被走査領域で設定された複数の領域各々において分散値を算出することにより、領域を代表する画素各々における構造物の有無を判定することができる。

【 0 0 9 0 】

50

しかしながら、画素値の大きさが大きいほど分散値が大きくなるため、分散値そのものを算出するだけでは、構造物の有無、すなわち一様な散乱体の場合に得られるレイリー分布からの逸脱の有無を判定することはできない。そこで、本実施形態では、設定された領域における画素値の平均値と同じ平均値を有するレイリー分布を、設定された領域に対して仮定する。この仮定のもとで、設定された領域における画素値の平均値と式(1)とを用いて計算された分散値 $\{ (4 / \dots - 1) \times \mu^2 \}$ に対する、設定された領域における画素値の分散値 σ^2 の比(以下、正規化局所分散 R と呼ぶ)が計算される。具体的には、正規化局所分散 R は、以下のような式となる。

【0091】

$$R = (\dots / (4 - \dots)) \times \sigma^2 / \mu^2 \dots (2)$$

式(2)の右辺における分子(σ^2)は、設定された領域に包含される複数の画素にそれぞれ対応する複数の画素値から計算された実測の分散値である。式(2)の右辺における分母 $\{ (\dots / (4 - \dots)) \times \mu^2 \}$ は、設定された領域に包含される複数の画素にそれぞれ対応する分散の画素値から計算された平均値 μ と式(1)とを用いて、設定された領域における複数の画素値がレイリー分布を形成すると仮定した場合の分散値である。

【0092】

正規化局所分散 R が1に近い場合、設定された領域における画素値の分布は、レイリー分布とみなすことができる。また、正規化局所分散 R が1より大きな値である場合、設定された領域に含まれる複数の画素値の分布は、レイリー分布から乖離しており、設定された領域には、一様な散乱体から逸脱した構造物が含まれていると推定される。すなわち、正規化局所分散 R は、設定された領域における構造物の有無の判断の指標に相当する。

【0093】

設定機能291を実現する制御回路29は、減衰定量用Bモードデータが収集された被走査領域(減衰Bモード画像)、すなわち減衰定量用超音波による超音波スキャンにおける走査領域において、複数の判定領域を設定する。設定された複数の判定領域は、減衰Bモード画像における複数の画素各々を中心(以下、中心画素と呼ぶ)または重心として、所定の大きさを有する。減衰Bモード画像に設定される判定領域の大きさは、入力装置5を介した操作者の指示により適宜変更されてもよい。なお、制御回路29は、所定の画素の幅ごとに一つの領域をスイープさせることで、減衰Bモード画像において複数の判定領域を設定してもよい。

【0094】

推定機能292を実現する制御回路29は、設定された複数の判定領域各々に含まれる複数の画素各々に対応する画素値(または輝度値)に基づいて、構造物の位置を推定する。このとき、画素値は、減衰定量用Bモードデータにおける画素値に対応する。なお、推定機能292により用いられる画素値は、通常のBモードデータにおける画素値が用いられてもよい。具体的には、制御回路29は、複数の判定領域各々において、画素値(または輝度値)の平均値と、分散値とを計算する。制御回路29は、平均値と分散値とに基づいて、正規化局所分散 R を計算する。計算された正規化局所分散 R は、記憶回路25に記憶されてもよい。また、正規化局所分散 R は、正規化局所分散 R の値に応じた色相で、正規化局所分散 R に関する被走査領域と同一被走査領域におけるBモード画像に重畳されて、モニタ7に表示されてもよい。

【0095】

制御回路29は、計算した正規化局所分散 R を、設定機能291により設定された判定領域を代表する位置、例えば中心画素の位置に対応付ける。制御回路29は、構造物判定閾値を、記憶回路25から読み出す。構造物判定閾値は、1以上の数値である。なお、構造物判定閾値は、入力装置5を介した操作者の指示により適宜変更されてもよい。制御回路29は、読み出した構造物判定閾値と正規化局所分散 R とを比較する。制御回路29は、構造物判定閾値より大きい正規化局所分散 R が対応付けられた位置を、構造物の位置として推定する。

10

20

30

40

50

【0096】

推定機能292を実現する制御回路29は、減衰Bモード画像に対応する被走査領域において推定された構造物の位置、すなわち構造物の領域を、記憶回路25に出力してもよい。推定された構造物の位置は、組織性状解析機能および波形表示機能において用いられる。

【0097】

なお、受信信号や減衰定量用Bモードデータを用いた構造物の推定の手法は、上述した方法に限定されない。例えば、構造物推定機能は、CFAR処理と称される推定的な信号（または画像）の抽出技術を用いてもよい。CFAR処理という用語は、レーダ分野に用いられるものである。本実施形態では、その関連性により説明を具体的にするために、便宜上「CFAR」という語句を用いている。しかしながら、レーダ分野で用いられる方法、あるいは統計量を厳密に使用したものに拘泥されない。

10

【0098】

CFAR処理は、例えば次の(1)～(3)の手順によって実行される。

(1)設定機能291を実現する制御回路29は、減衰Bモード画像において、注目画素 P_i 毎に、当該画素 P_i の近傍画素を有する判定領域を設定する。制御回路29により近傍画素として設定される判定領域は、減衰Bモード画像において十字型に設けられる。しかしながら、設定される判定領域における近傍画素の配列は、十字型に拘泥されず、例えば演算処理に要する時間が問題とならない場合には、注目画素に隣接する8画素を除く任意の大きさの判定領域であってもよい。

20

【0099】

推定機能292を実現する制御回路29は、設定された判定領域における輝度平均値（または画素平均値）を計算する。このとき、制御回路29は、注目画素の輝度値（または画素値）が平均値に影響しないようにするため、注目画素 P_i 自体を、輝度平均計算に含めないようにしてもよい。

【0100】

(2)次に、制御回路29は、注目画素 P_i の画素値から平均値を減算する。制御回路29は、この減算値を、当該注目画素 P_i の位置に対する演算結果 K_i として定義し、記憶回路25に記憶させる。制御回路29は、この演算処理を、全ての注目画素 P_i について実行する。

30

【0101】

(3)制御回路29は、予め設定された閾値 T を記憶回路25から読み出す。このとき、閾値 T は、構造物判定閾値に対応し、一般的には正規化局所分散 R に対応する構造物判定閾値とは異なる値である。制御回路29は、演算結果 K_i と閾値 T とを比較する。 $K_i \geq T$ の場合には、元の輝度を用いて当該注目画素 P_i を表示する（構造物の抽出）。一方、 $K_i < T$ である場合、当該注目画素 P_i の輝度値はゼロとすることで表示しない（構造物の除去）。これらの処理を全ての注目画素 P_i について実行することで、当該画像に関するCFAR処理を実行することができる。

【0102】

なお、上記(3)の判定においては、 $K_i \geq T$ の場合には輝度を K_i として当該注目画素 P_i を表示し、 $K_i < T$ である場合、当該注目画素 P_i の輝度値はゼロとすることで表示しない様にしてもよい。

40

【0103】

また、構造物推定機能は、より単純には、通常のBモード画像において設定された複数の領域における輝度値（または画素値）の平均値、および分散値、標準偏差値等と、これらの値各々に対応する構造物判定のための閾値とを比較することにより、構造物の位置を推定してもよい。

（波形情報表示機能）

次に、本実施形態に係る解析装置2が具備する波形情報表示機能について説明する。当該波形表示機能は、超音波画像を用いた組織性状解析が行われる場合において、当該解析

50

に用いられた受信超音波（エコー信号）の波形から得られる物理量（特徴量）を深さ毎に算出することにより得られる情報（波形情報）を、所定の形態で表示するものである。なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、組織性状として、被検体内を伝搬する超音波の減衰量を解析する場合を例とする。

【0104】

図2は、波形情報表示機能の実行を含む解析処理を説明するためのフローチャートである。同図に示す様に、ステップS201では、制御回路29が、ユーザからの指示にตอบสนองして、組織性状解析を実行する。当該組織性状解析の結果、解析に用いられたBモード画像、及び解析結果として得られた減衰画像（各位置における減衰量を色相によって示したカラーマップ、或いは当該カラーマップとBモード画像の重畳画像等）がモニター7に表示される。なお、組織性状解析の手法については、特に限定はない。典型的な組織性状解析の手法については、上で述べた通りである。

10

【0105】

ステップS202では、設定機能291を実現する制御回路29が、減衰画像上にROIを設定する。具体的には、入力装置5が、トラックボールやパネルボタンなどのインターフェースを介したユーザの操作に従って、モニター7に表示された減衰画像上にROIの位置、サイズの確定指示を入力する。表示制御機能298を実現する制御回路29は、入力装置5を介したユーザの計測開始指示にตอบสนองして、モニター7に表示された医用画像上に、ROIを表示させる。設定機能291を実現する制御回路29は、入力装置5を介したユーザの確定指示にตอบสนองして、減衰画像上の所定の位置に所定のサイズのROIを設定する。

20

【0106】

ステップS203では、推定機能292を実現する制御回路29が、ROI内の構造物領域および均一領域を推定する。なお、本ステップにおける構造物領域および均一領域の推定手法については、特に限定はない。典型的な推定手法については、「構造物推定機能」として上で述べた通りである。

【0107】

ステップS204において、波形情報生成機能297を実現する制御回路29は、当該組織性状解析に用いられたBモード画像のゲイン補正前のROI内の各位置におけるエコー信号のうち、構造物領域を除外した均一領域に対応するエコー信号を用いて、波形情報を生成する。より具体的には、波形情報生成機能297を実現する制御回路29は、波形情報生成機能297を実現する制御回路29が、深さ毎に、エコー信号の強度（例えば、輝度値）について超音波走査方向の統計値（平均値、中央値、最大値、最小値等）を算出することにより、波形情報を生成する。このとき、各深さにおいて、全ビームのエコー信号を用いても良いし、走査方向に一定間隔で選択されたビーム（離散的なビーム）を用いて、超音波走査方向の統計値を算出してもよい。

30

【0108】

なお、波形情報は、エコー信号の強度に拘泥されず、エコー信号の変化量（例えば、減衰率）を用いて算出するようにしてもよい。エコー信号の減衰率は、例えば、各ビームの減衰率をそれぞれ算出した後の平均値または中央値か、各ビームの輝度値の平均値または中央値を取る処理を行った後に、処理後の輝度分布に対して減衰率を求めることにより、減衰率を算出すればよい。また、エコー信号は、上述の減衰データのような、被検体Pの深さ方向に応じたゲイン調整の後に、ゲイン調整による調整分を相殺することで取得される信号であってもよい。このエコー信号は、例えば、上述のゲイン逆補正機能293によって深さ方向の超音波信号の純粋な強度が復元されることにより取得されればよい。また、方位方向の位置が指定される場合は、当該位置におけるエコー信号から波形情報を生成すればよい。

40

【0109】

ステップS205では、表示制御機能298を実現する制御回路29が、生成された波形情報が所定の形態で表示されるように、画像合成部23、モニター7を制御する。

50

【0110】

図3は、モニター7に表示される波形情報の一例を示した図である。同図において、左側の画像は、被検体Pの肝臓の断面を表すBモードの医用画像301である。右側の画像は、被検体のBモードの医用画像301に、減衰画像302を重畳した減衰重畳画像である。図3におけるハッチングの違いは、色相の違いに相当する。なお、図3においては、色相は、減衰重畳画像を図示しやすいように3種類としているが、実際には、略連続的な色相を凡例とともにモニター7に表示される。また、ユーザにより指定されるROI303が、減衰重畳画像に表示される。ROI303のサイズは、減衰画像302の領域全体でもよいし、減衰画像302とは関係なく設定されてもよい。

【0111】

さらに、減衰画像302と共に、ROI303における被検体の深さ方向に沿って、波形情報304が表示される。なお、図3では、波形情報304を、「ROI303内の深さ毎のエコー信号の波形から得られる物理量（強度或いは変化量）」と、「エコー信号の強度或いは変化量を示す軸、深さを示す軸」として例示した。従って、波形情報304の深さ方向の上下端は、ROI303の深さ方向の上下端に対応する。また、波形情報304は、エコー信号の強度或いは変化量が大きい場合右方向に高くなるように表示されるため、深さ方向に沿って画面右方向から左方向に傾くように表示されている。

【0112】

なお、図3に示した波形情報の表示形態は、あくまでも一例に過ぎず、種々の変形が可能である。例えば、波形304とROI303との深さ方向の対応関係が取れていれば、波形情報の高さ方向は、逆向きであってもよい。また、「エコー信号の強度或いは変化量を示す軸、深さを示す軸」については、必要に応じて非表示にしてもよいし、波形情報304を単独で表示させてもよい。さらに、エコー信号の強度或いは変化量は、所定間隔の深さについてのみ（すなわち、深さ方向について連続的でなく離散的に）表示してもよい。

【0113】

（変形例1）

次に、波形情報の表示態様の変形例1について図4を参照して説明する。

【0114】

図4は、ROI401の画像とROI401に対応する波形情報402（軸については非表示）とを表す図である。

【0115】

ここで、波形情報のうちの推定された構造物領域403および構造物領域404にそれぞれ対応する区間（以下、区間情報と呼ぶ）である区間情報405および区間情報406は、均一領域に対応する区間情報とは異なる表示態様とする。図4の例では、表示制御機能298が、区間情報405および区間情報406の線種を「破線」とし、その他の均一領域に対応する区間情報は「実線」となるように表示を制御することで、表示態様を区別する。なお、線種を変更することに限らず、色、線の太さを変更する、または線種、色、線の太さの変更を少なくとも1つ以上組み合わせるなど、構造物領域と均一領域とで異なる表示態様とすればよい。

【0116】

これによって、ユーザは、波形の異なる表示態様を見ることで、ROIにおいて、エコー信号をビーム方向に単に処理した領域なのか、構造物領域におけるエコー信号を除いたエコー信号により処理した領域なのかを容易に把握できる。

【0117】

（変形例2）

次に、波形情報の表示態様の変形例2について図5を参照して説明する。

【0118】

図5は、図4と同様に、ROI401における減衰画像とROI401に対応する波形情報402とを表す図である。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 9 】

被検体の深さ方向のある位置において構造物がある場合でも、走査方向（方位方向）で考えた場合には構造物領域が占める割合が少なく、波形情報の生成において構造物領域のエコー信号を除かなくともよい場合も考えられる。このような場合、ROIに占める構造物領域の割合を深さ毎に計算し、構造物領域の割合が所定値未満であれば、構造物領域に対応する区間情報は均一領域と同じ表示態様とし、構造物領域の割合が所定値以上であれば、構造物領域の割合が所定値以上の深さに対応する区間情報と、その他の区間情報とで異なる表示態様で表示させればよい。

なお、変形例2における波形情報402は、ROI内の各位置におけるエコー信号のうち、構造物領域を除外した均一領域に対応するエコー信号を用いて、生成された波形情報でもよいし、構造物領域を除外せずにROIにおけるエコー信号から生成された波形信号でもよい。

10

【 0 1 2 0 】

具体的には、例えば、推定機能292を実現する制御回路29は、ROIに含まれる画素数をROIの面積として決定する。制御回路29は、ROI内で算出された正規化局所分散値と構造物を判定する分散に関する閾値（構造物判定閾値）とを比較し、構造物判定閾値より大きい正規化局所分散値に対応する画素数を、計測ROIにおける構造物の面積として決定する。制御回路29は、被検体Pの深さ方向において深さと走査方向とで決まる領域の面積と構造物の面積との割合が閾値未満であるかどうかを計算することで、構造物領域が占める割合を計算すればよい。なお、推定機能292の代わりに表示制御機能298が上述の計算・判定を行ってもよい。

20

【 0 1 2 1 】

図5の例では、推定機能292が、構造物領域501は閾値以下の割合であり、構造物領域502は閾値よりも多い割合であると判定したと仮定する。この場合、表示制御機能298は、構造物領域501に対応する区間情報503は、均一領域と同様の実線で表示させ、構造物領域502に対応する区間情報504は、均一領域の線よりも太くなるように表示させる（太線505）。なお、ここでは、異なる表示態様として、線の太さを変更する場合を示すが、図4の場合と同様に構造物領域に対応する区間情報と均一領域に対応する区間情報とで異なる表示態様であればよい。

30

【 0 1 2 2 】

（変形例3）

次に、波形情報の表示態様の第3例について図6を参照して説明する。

【 0 1 2 3 】

図6は、図5と同様の場合を示すが、波形情報402のうち、構造物領域に対応する区間情報を非表示にする点が異なる。具体的には、表示制御機能298が、構造物領域502に対応する区間情報504が非表示となるように制御する。なお、波形情報402が構造物領域502の上下端で曲がっているのは、波形情報の値がゼロとなる点を結んでいるためであり、波形が単純に途切れるような表示としてもよい。このように、異なる表示態様として区間情報を非表示にする例を含めてもよい。

40

【 0 1 2 4 】

なお、本変形例3では、均一領域の波形情報を主体的に表示する例について上述したが、当該例に拘泥されず、構造物領域の波形情報を主体的に表示するようにしてもよい。表示制御機能298は、構造物領域におけるエコー信号に基づいて波形情報を生成し、波形情報に基づく波形をモニター7に表示するように制御してもよい。構造物領域におけるエコー信号としては、構造物として判定された位置に対応する受信信号を用いればよく、減衰定量用Bモードデータを用いてもよい。

【 0 1 2 5 】

さらに、画像生成回路19は、減衰画像として、均一領域を非表示とし、構造物領域のみを抽出して色相を付与した減衰画像を生成してもよい。表示制御機能298は、構造物領域についての減衰画像と構造物領域の波形情報とをモニター7に表示してもよい。

50

【 0 1 2 6 】

図 7 に構造物領域に基づく波形の表示態様の一例を示す。図 7 の例では、推定された構造物領域 7 0 1 および構造物領域 7 0 2 におけるエコー信号に基づいて、波形情報（区間情報 7 0 3 および区間情報 7 0 4 ）が生成される。このように、構造物領域に着目したい場合に、構造物領域を強調して表示させることもできる。

【 0 1 2 7 】

以上に示した本実施形態に係る解析装置によれば、例えば減衰重畳画像において、ユーザが構造物の位置に対応する領域における組織性状を示す減衰の程度を把握する際、波形情報に基づく波形を併せて表示する。これによって、補助的な情報をユーザに付加的に提示し、画像に対するユーザの視覚的な判断を補助することで、ユーザは、減衰値による客観性と見た目（輝度情報）による主観性との一貫性が可能となる。

10

【 0 1 2 8 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【 符号の説明 】

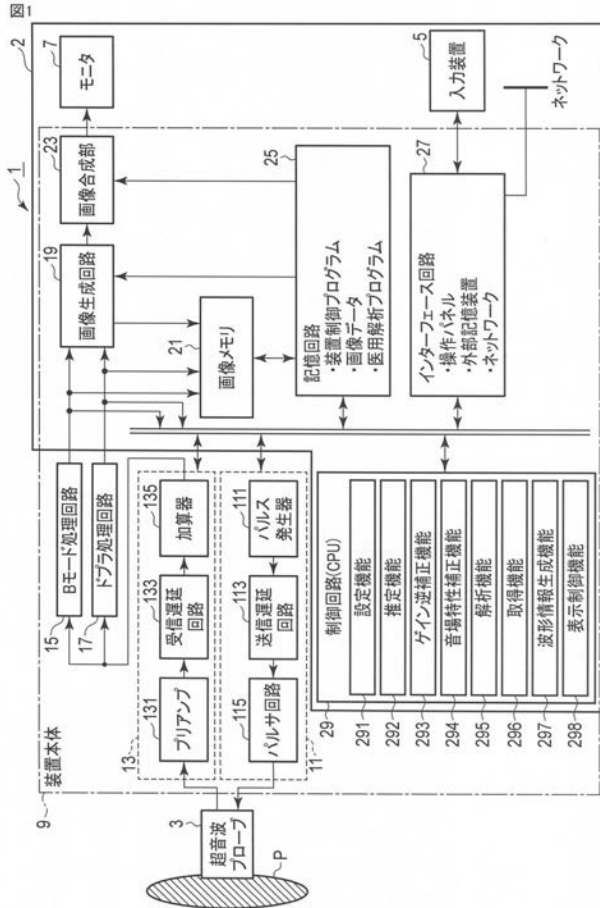
【 0 1 2 9 】

1 ... 超音波診断装置、 3 ... 超音波プローブ、 5 ... 入力装置、 7 ... モニタ、 9 ... 装置本体、 1 1 ... 超音波送信回路、 1 3 ... 超音波受信回路、 1 5 ... Bモード処理回路、 1 7 ... ドプラー処理回路、 1 9 ... 画像生成回路、 2 1 ... 画像メモリ、 2 3 ... 画像合成回路、 2 5 ... 記憶回路、 2 7 ... インターフェース回路、 2 9 ... 制御回路（CPU）、 1 1 1 ... パルス発生器、 1 1 3 送信遅延回路、 1 1 5 ... パルサ回路、 1 3 1 ... プリアンプ、 1 3 3 ... 受信遅延回路、 1 3 5 ... 加算器、 2 9 1 ... 設定機能、 2 9 2 ... 推定機能、 2 9 3 ... ゲイン逆補正機能、 2 9 4 ... 音場特性補正機能、 2 9 5 ... 解析機能、 2 9 6 ... 取得機能、 2 9 7 ... 波形情報生成機能、 2 9 8 ... 表示制御機能、 3 0 1 ... 医用画像、 3 0 2 ... 減衰画像、 3 0 3 , 4 0 1 ... ROI、 3 0 4 , 4 0 2 ... 波形、 4 0 5 , 4 0 6 , 5 0 3 , 5 0 4 ... 区間情報、 4 0 3 , 4 0 4 , 5 0 1 , 5 0 2 , 7 0 1 , 7 0 2 ... 構造物領域。

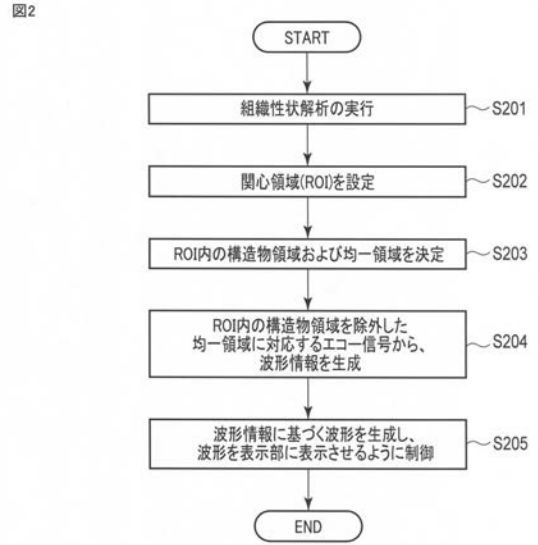
20

30

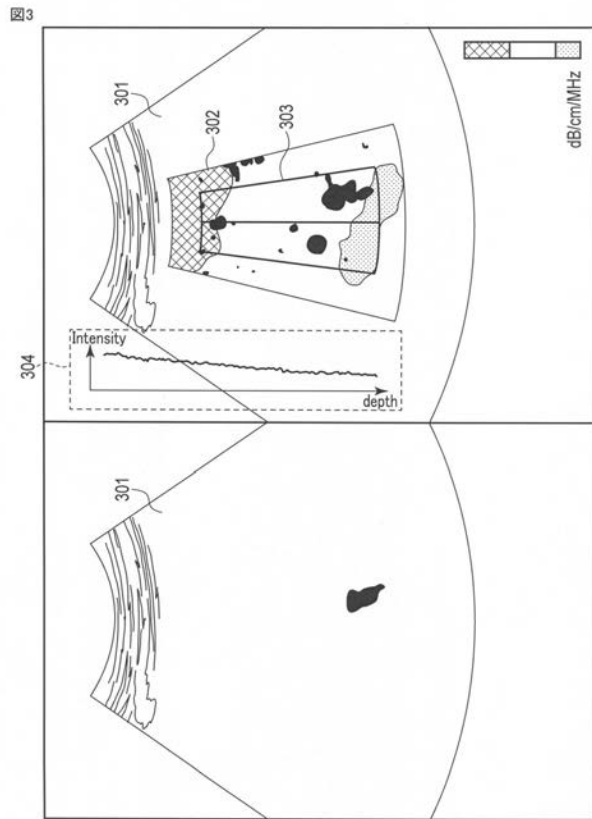
【 図 1 】



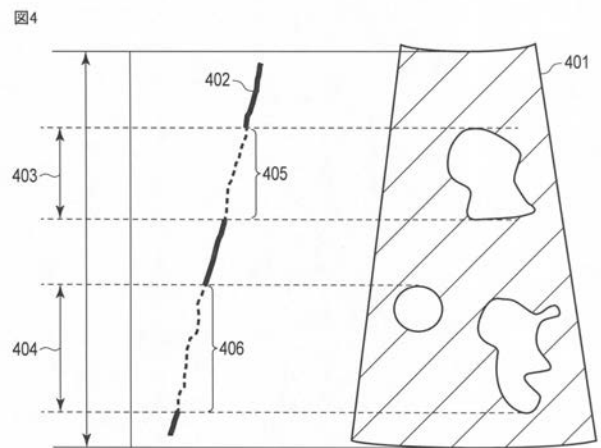
【 図 2 】



【 図 3 】

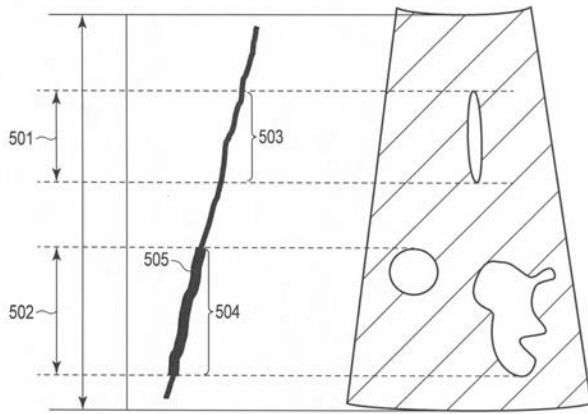


【 図 4 】



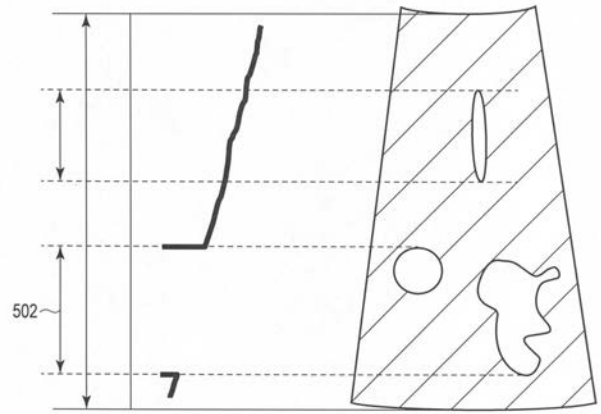
【 図 5 】

図5



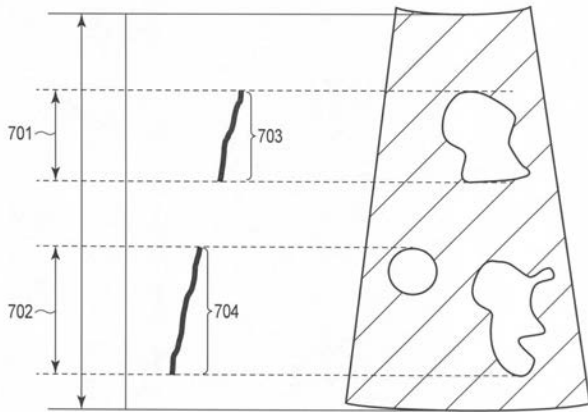
【 図 6 】

図6



【 図 7 】

図7



フロントページの続き

(72)発明者 本庄 泰徳

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 五十嵐 悠

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 渡辺 正毅

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD21 DE01 EE10 HH06 HH35 JB51 JC07 JC37 KK25

LL19

专利名称(译)	分析装置，超声波诊断装置和分析程序		
公开(公告)号	JP2018015166A	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016146824	申请日	2016-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	本庄泰德 五十嵐悠 渡边正毅		
发明人	本庄 泰德 五十嵐 悠 渡边 正毅		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD21 4C601/DE01 4C601/EE10 4C601/HH06 4C601/HH35 4C601/JB51 4C601/JC07 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/LL19		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤伺		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够帮助用户对图像进行视觉判断的超声波诊断装置。超声波诊断装置包括获取单元3，波形发生单元和控制单元29。获取单元基于关于对象的超声扫描来获取回波信号。波形生成单元从第二区域中的回波信号生成波形信息，该第二区域除了被估计为对象的关注区域中的结构的第一区域之外。控制单元29使显示单元基于波形信息显示波形。

