

(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2016-73569

(P2016-73569A)

(43) 公開日 平成28年5月12日(2016.5.12)

(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 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-207723 (P2014-207723)
(22) 出願日 平成26年10月9日 (2014.10.9)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人Y K I 国際特許事務所
(72) 発明者 藤井 隆司
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
(72) 発明者 酒井 亮一
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE04 EE22 HH05 JB36 JB40
JB48 JB53 JC07 KK16

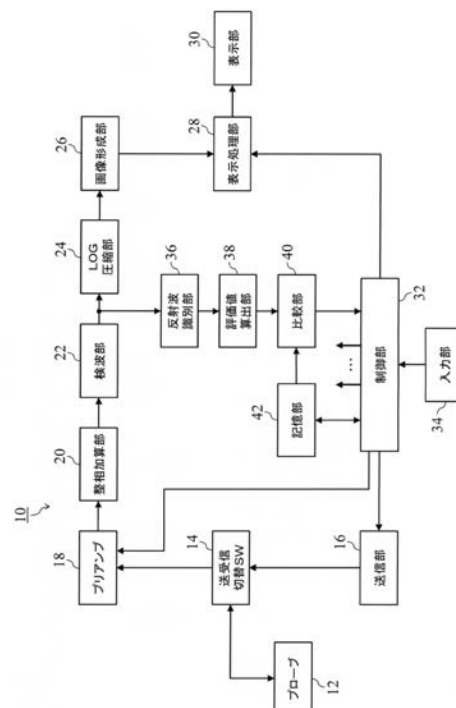
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波プローブと被検体との間の界面状態に起因する超音波画像の画質の低下を抑制することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】反射波識別部36は、プローブ12が受信した受信信号の中から皮膚界面における反射波を識別する。評価値算出部38は、識別された反射波のピーク値Pdを反射皮膚界面における反射量を示す評価値として算出する。比較部40は、算出した評価値Pdと、皮膚界面における標準的な反射量(ピーク値)を示す基準値Prとを比較する。制御部32は、評価値Pdが基準値Prよりも大きい場合に、プローブ12から送信される超音波強度を増大させる制御、あるいは受信信号の増幅量を増大させる制御を行う。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体表面に当接され、被検体内の生体組織に対して超音波を送受波するプローブと、
前記超音波の送受波によって得られた受信信号の中から、前記プローブと前記被検体表面との界面における前記超音波の反射波成分を識別する識別手段と、
前記反射波成分に基づいて、前記界面における前記超音波の反射量を示す評価値を算出する評価値算出手段と、
前記評価値に基づいて装置の動作制御を行う動作制御手段と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記識別手段による前記反射波成分の識別、前記評価値算出手段による前記評価値の算出、および前記動作制御手段による前記評価値に基づく装置の動作制御が間欠的に実行される、
ことを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記動作制御には、前記超音波の送受信条件の変更が含まれる、
ことを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記動作制御には、前記評価値に基づく前記超音波の送信強度制御が含まれる、
ことを特徴とする、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記動作制御手段は、前記界面における標準的な反射量を示す基準値と前記評価値とを比較し、前記評価値が前記基準値よりも前記反射量が多いことを示す場合、前記評価値が示す反射量と前記基準値が示す反射量との差に基づいて、前記超音波の送信強度制御を行う、
ことを特徴とする、請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記動作制御には、前記界面における前記超音波の反射量を低減させる対処を促すアラームの出力が含まれる、
ことを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部の組織に対して超音波を送受波して診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体の皮膚に当接されるプローブから被検体に対して超音波を送受波する。超音波は、異なる物質間の界面において反射するという特徴を有する。超音波の反射量は、両物質間の音響インピーダンスの差に応じて変化する。より詳しくは、両物質間の音響インピーダンスの差が大きい程その界面における超音波の反射量が大きくなる。

【0003】

プローブから送信された超音波が被検体の皮膚表面において強く反射してしまうと、被検体内部へ送信される超音波の強度が低下し、超音波画像の画質が低下するなどの問題が発生する。このため、プローブと被検体の皮膚との音響インピーダンスの整合度を高めるための音響整合層がプローブに設けられる。

【0004】

また、プローブと被検体の皮膚表面との間に空気層が存在すると、空気層と他の物質（例えば音響レンズや皮膚表面）の界面において超音波が強く反射してしまう。これを防ぐ

10

20

30

40

50

ために、被検体の皮膚表面に超音波ゼリーが塗布され、プローブは超音波ゼリー上を滑るように移動させられる。

【0005】

なお、皮膚における超音波の反射を計測に利用する技術も提案されている。特許文献1には、表皮、真皮、および皮下組織の各層を含む皮膚組織からの超音波の反射波に基づいて、各層の厚さや硬さ情報を取得することが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2006-271765号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

被検体の皮膚状態には個人差があり、また同じ被検体であっても時間が異なれば皮膚状態が変わることもある。皮膚状態が変化すると皮膚の音響インピーダンスが変化するため、被検体の皮膚表面における超音波の反射量が被検体の皮膚状態に応じて変化する。これにより、被検体内部へ送信される超音波の強度も変化する。また、上述のように被検体の皮膚表面には超音波ゼリーが塗布されるが、その塗布状態によってプローブと被検体の皮膚表面との間における超音波の反射量が変化し、被検体内部へ送信される超音波の強度が変化する。

【0008】

このように、被検体の皮膚状態および超音波ゼリーの塗布状態を含む、超音波プローブと被検体の皮膚表面との界面状態に応じて、被検体内部へ送信される超音波の強度が変化する。特に、界面状態が適切でない場合に被検体内部へ送信される超音波の強度が低下することにより超音波画像の画質が低下する。これにより、超音波診断装置の超音波送信条件が同じであるにも関わらず、形成される超音波画像の画質が変動するなどの問題が生じている。

【0009】

本発明の目的は、超音波プローブと被検体との間の界面状態に起因する超音波画像の画質の低下を抑制することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、被検体表面に当接され、被検体内の生体組織に対して超音波を送受波するプローブと、前記超音波の送受波によって得られた受信信号の中から、前記プローブと前記被検体表面との界面における前記超音波の反射波成分を識別する識別手段と、前記反射波成分に基づいて、前記界面における前記超音波の反射量を示す評価値を算出する評価値算出手段と、前記評価値に基づいて装置の動作制御を行う動作制御手段と、を備えることを特徴とする。

【0011】

プローブと被検体表面との界面（以下、単に界面と記載）の状態によって当該界面における超音波の反射量が変化するため、界面における超音波の反射量は界面の状態を示す値として捉えることができる。したがって、評価値算出手段により算出される評価値は、界面における超音波の反射量を示すとともに、界面の状態を示す指標となる。ここで、界面の状態には、被検体の皮膚状態および超音波ゼリーの塗布状態が含まれ、界面における超音波の反射量には、被検体表面からの反射量およびプローブと被検体表面との間における超音波の反射量も含まれる。そして、動作制御手段は、算出された評価値に基づいて超音波診断装置の動作制御を行う。これは、界面の状態に基づいて動作制御を行うことを意味する。動作制御手段が評価値に基づいて（すなわち界面の状態に基づいて）動作制御を行うことにより、被検体内へ送信される超音波強度の低下により生じる超音波画像の画質低下を抑制することができる。

10

20

30

40

50

【0012】

望ましくは、前記識別手段による前記反射波成分の識別、前記評価値算出手段による前記評価値の算出、および前記動作制御手段による前記評価値に基づく装置の動作制御が間欠的に実行される。これら一連の動作を間欠的に実行することにより、界面の状態に応じた動作制御を動的に行うことができる。これら一連の動作は、リアルタイムで行うのが好適である。動作制御を動的に行うことで、刻々変化する界面の状態に対応した動作を行うことが可能になる。例えば、診断中における超音波ゼリーの不足を検出し、医師などのユーザに対して超音波ゼリーが不足したことを伝えるメッセージを表示するなどの制御が可能になる。

【0013】

10

望ましくは、前記動作制御には、前記超音波の送受信条件の変更が含まれる。また、望ましくは、前記動作制御には、前記評価値に基づく前記超音波の送信強度制御が含まれる。界面の状態に応じて超音波の送受信条件を変更することで、超音波画像の画質低下を抑制することができる。例えば、界面の状態が悪い場合（すなわち反射量が多い場合）は、超音波の送信強度を上げることで被検体内へ送信される超音波の強度を上げることができる。これにより超音波画像の画質を向上させ、界面の状態が良い場合同等の画質を実現する。また、受信ゲインを上げることによって超音波画像の画質を向上させるようにしてもよい。

【0014】

20

望ましくは、前記動作制御手段は、前記界面における標準的な反射量を示す基準値と前記評価値とを比較し、前記評価値が前記基準値よりも前記反射量が多いことを示す場合、前記評価値が示す反射量と前記基準値が示す反射量との差に基づいて、前記超音波の送信強度制御を行う。界面における超音波の反射量が多い程、被検体内に送信される超音波の強度が低くなると考えられる。したがって、超音波の反射量に応じて超音波の送信強度制御を行うことにより、界面の状態に起因する超音波画像の画質低下をより好適に抑制することができる。

【0015】

30

望ましくは、前記動作制御には、前記界面における前記超音波の反射量を低減させる対処を促すアラームの出力が含まれる。界面の状態は、ユーザより改善することができる場合もある。例えば、超音波ゼリーの量が不足している場合などである。したがって、界面の状態が悪い場合には、ユーザに対してアラームを出力することで、界面における前記超音波の反射量を低減させる対処、すなわち界面の状態を改善させる対処をユーザに促す。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、超音波プローブと被検体との間の界面状態に起因する超音波画像の画質の低下を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】皮膚表面における超音波の反射量を示すグラフである。

【図2】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図を示す図である。

40

【図3】本実施形態における超音波の反射量を示すグラフである。

【図4】本実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れの例を示すフローチャートである。

【図5】Bモード画像上において特定される皮膚領域を示す図である。

【図6】皮膚領域内の全画素の輝度値のヒストグラムである。

【図7】ユーザに対して表示されるメッセージの例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。なお、本発明は以下の実施形態に限定されるものではない。

50

【0019】

図1は、被検体の皮膚表面における超音波の反射量を示すグラフである。図1に示されたグラフにおいて、横軸は時間を表し、縦軸はプローブ内の振動子が受信した信号の強度を表している。横軸の原点は、超音波の送受波開始タイミングを示している。実線で示されたグラフG1は、湿潤状態の皮膚に対して超音波を送信したときの受信信号の強度を示し、点線が示されたグラフG2は、乾燥状態の皮膚に対して超音波を送信した時の受信信号の強度を示す。

【0020】

図1に示されるように、超音波の送受波が開始された直後においては、振動子が自ら送波した超音波の回り込みなどを受信することで、受信信号の強度が一時的に高くなる。その後、受信信号の強度は低下し、送受波開始から約1.7 μ s後において、グラフG1、G2ともに一瞬受信信号の強度が高くなる。これが被検体の皮膚表面における反射波を示す。本例では、反射波が送受波開始から約1.7 μ s後に受信されているが、皮膚表面からの反射波が帰ってくるまでの時間はプローブの構造などにより変動する。

【0021】

図1に示されるように、超音波の送受波の開始から約1.7 μ s経過した時点において皮膚が湿潤状態である場合と乾燥状態である場合とに間で受信信号の強度に大きな差が生じている。具体的には、皮膚が乾燥状態の場合、皮膚が湿潤状態である場合に比べ皮膚における反射波の量が大きくなっている。これは、乾燥状態の皮膚表面においては、湿潤状態の皮膚表面よりも多く超音波が反射することを示している。また、送受波の開始から約1.7 μ s経過した後においても、両皮膚状態において受信信号の強度に差がみられる。これは、皮膚内部（角質層、真皮層など）における超音波の反射量にも両皮膚状態間において差が生じていることを示している。

【0022】

このように、被検体の皮膚状態によって皮膚表面における反射波の量が異なる。また、上述したように、被検体の皮膚表面に塗布された超音波ゼリーの塗布状態によっても超音波の反射波の量が異なる。本実施形態に係る超音波診断装置は、プローブと被検体の皮膚との間において生じた反射波の量に基づいて動作制御を行うものである。これにより、被検体の皮膚状態および超音波ゼリーの塗布状態を含むプローブと被検体との間の界面状態に応じた制御を行う。

【0023】

以下、超音波診断装置10の具体的な構成および動作について説明する。図2は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成概略図である。超音波診断装置10は、一般に病院などの医療機関に設置され、被検体に対して超音波診断を実行する医療上の機器である。超音波診断装置10は、被検体に対して送受波した超音波に基づいて様々な検査や計測に用いられる超音波画像（例えば被検体の断層画像を含むBモード画像）を形成する。まず、超音波診断装置10の基本的な構成、すなわち超音波の送受波や超音波画像の形成および表示に関する構成要素について説明する。

【0024】

図2は、超音波診断装置10の構成概略図である。プローブ12は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ12は、その表面に超音波送受波面を有している。超音波送受波面が被検体の皮膚表面に当接された状態で、当該超音波送受波面から超音波が送受波される。その際には、超音波送受波面と被検体の皮膚表面との間に空気層が存在しないよう、被検体の皮膚表面には超音波ゼリーが塗布される。

【0025】

プローブ12は複数の振動子からなる振動子アレイを有している。プローブ12としては、振動子が1次元に配列された1Dアレイプローブであってもよく、振動子が2次元に配列された2Dアレイプローブであってもよい。送信時において、振動子アレイを構成する複数の振動子に対して、送信部16からの複数の送信信号が供給され、それらが励振される。これにより超音波ビーム（送信ビーム）が生成される。一方、受信時において、振

動子アレイを構成する複数の振動子が反射波を受信すると、各振動子において音響信号が電気信号であるRF受信信号に変換される。これにより生じた複数のRF受信信号がプリアンプ18へ出力される。また、プローブ12内の振動子アレイと超音波送受波面との間には、被検体と振動素子との音響インピーダンスを整合させるための音響整合層が設けられている。

【0026】

送受信切替SW14は、プローブ12からの、あるいはプローブ12に対する信号経路を切り替えるものである。超音波の送信時においては、送受信切替SW14はプローブ12と送信部16とが電氣的に接続されるように切り替えられる。また、超音波の受信時においては、送受信切替SW14は、プローブ12とプリアンプ18とが電氣的に接続されるように切り替えられる。

10

【0027】

送信部16は、プローブ12が有する複数の振動子を励振する複数の送信信号をプローブ12へ送ることで、プローブ12において超音波を発生させる。プローブ12において発生する超音波の強度は、送信部16からの送信信号に基づいて決定される。送信信号はパルス状の電圧信号であるが、当該電圧信号の振幅を大きくする、あるいは電圧信号のパルス繰り返し周波数(PRF; Pulse Repetition Frequency)を上げるなどすることでプローブ12において発生する超音波の強度が上がる。送信部16からどのような送信信号が送信されるかは、後述する制御部32からの指示に従って決定される。

【0028】

プリアンプ18、整相加算部20、検波部22、およびLOG圧縮部24はプローブ12のアレイ振動子から出力されるRF受信信号を処理する信号処理部である。プリアンプ18は、プローブ12内の振動子アレイに含まれる複数の振動子が受信した各RF受信信号を増幅する。プリアンプ18における増幅量は、制御部32からの指示に従って決定される。整相加算部20は、プリアンプ18で増幅された複数のRF受信信号の位相を揃えて加算する。検波部22は、整相加算されたRF受信信号に対して対し包絡線検波処理を行い、エンベロープ受信信号に変換する。LOG圧縮部24は、エンベロープ受信信号に対して、対数圧縮あるいは対数増幅処理を行う。これにより深度が浅い位置からの反射波の信号強度と深度が深い位置からの反射波の信号強度のダイナミックレンジの調整を行う。プリアンプ18からLOG圧縮部24までの処理により、被検体内の複数の深度における反射波の強度を示す情報を有するビームデータが形成される。

20

30

【0029】

画像形成部26は、例えばデジタルスキャンコンバータ(DSC)などにより構成され、プリアンプ18からLOG圧縮部24までの処理によって形成されたビームデータに基づいて生体イメージとしての超音波画像を形成する。1枚の超音波画像は、複数のビームデータに基づいて形成される。本実施形態においては、画像形成部26において形成される超音波画像は、いわゆるBモード画像であり被検体の内部組織の断層画像を含む画像である。

【0030】

表示処理部28は、画像形成部26が形成した超音波画像他、計測結果あるいは医師等のユーザに対するメッセージなどの各種情報を表示部30に表示させる処理を行う。表示部30は、例えば液晶表示器から構成される。

40

【0031】

制御部32は、例えばCPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現されるものである。制御部32は、超音波診断装置10に含まれる各部の動作制御を行う。特に、送信部16が出力する送信信号の振幅あるいはPRFなどの制御、プリアンプ18の増幅量を制御、あるいは表示処理部28にユーザに対するメッセージを表示させる処理を行う。入力部34は、ユーザからの指示を超音波診断装置10へ入力するためのものであり、スイッチ、ボタン、トラックボールなどを含む。

50

【0032】

以下、プローブ12の超音波送受波面と被検体の皮膚表面の界面（以下、皮膚界面と記載）からの反射波に基づく動作制御に関する構成要素について説明する。本明細書においては、「皮膚界面の状態」の語には、被検体の皮膚状態および被検体の皮膚における超音波ゼリーの塗布状態が含まれる。また、「皮膚界面における反射波」の語には、被検体の皮膚表面における反射波のみならず、プローブ12の超音波送受波面と被検体の皮膚表面との間（例えば超音波ゼリーと空気層の界面）における反射波が含まれる。なお、これらの構成要素に関する処理の詳細については、図3-7を用いて後述する。

【0033】

識別手段としての反射波識別部36は、プローブ12の振動子アレイが出力する受信信号（すなわち被検体内の各深度からの反射波）の中から、皮膚界面における反射波を識別する。本実施形態では、反射波識別部36は、検波部22の出力、すなわちエンベロープ受信信号に基づいて反射波を識別するが、反射波の識別処理の対象となる信号は、プリアンプ18における増幅処理後のRF受信信号（この場合代表する1または複数のチャンネルのRF受信信号であってもよいし、全チャンネルのRF受信信号であってもよい）、整相加算処理後のRF受信信号、LOG圧縮処理後のエンベロープ受信信号、あるいは画像形成部26により形成されたBモード画像のいずれであってもよい。本実施形態では、皮膚界面からの反射波が振動子までに到達する時間を予め設定しておき、反射波識別部36は、当該設定された時間近傍において受信した反射波を皮膚界面からの反射波として識別する。Bモード画像における識別においては、図5を用いて後述する。

【0034】

評価値算出手段としての評価値算出部38は、皮膚界面における反射波の信号強度（反射量）を示す評価値を算出する。被検体内に送信される超音波強度は皮膚界面における反射量と反比例することから、当該評価値は被検体内に送信される超音波強度を示す値ともなり得る。また、皮膚界面の状態が悪い場合、すなわち皮膚が乾燥状態である場合や超音波ゼリーの塗布量が不十分である場合には、皮膚界面における反射波の量が多くなることから、当該評価値は、皮膚界面の状態を示す指標にもなり得る。評価値としては、例えば皮膚界面における反射波の信号強度の振幅値、検波処理後のエンベロープ信号の振幅値、エネルギー値（エンベロープ信号の振幅値の時間積算値）、あるいはこれらの組み合わせなどを算出することができる。また、Bモード画像に基づいて評価値を算出する場合は、当該Bモード画像の輝度値を評価値の算出に用いることができる。なお、本明細書における「評価値を算出する」の語は、反射波の信号強度やエンベロープ信号の振幅値の特定も含む概念である。

【0035】

比較部40は、算出された評価値と、予め記憶部42に記憶された閾値および基準値とを比較する。基準値は、皮膚界面における標準的な反射量を示す値である。例えば、正常な皮膚状態の被検体を多数検査した結果得られた評価値の平均値などを用いることができる。基準値は、超音波診断装置10の設定条件、例えば超音波の送信強度、検査部位、あるいは被検体の属性（年齢や性別）毎に設けられるのが好適である。閾値は、プローブ12が空中放置されているか否かを識別するために設けられる値である。閾値は、プローブ12を空中に放置した場合の超音波送受波面での反射波の量（ほぼ全反射となる）を示す値と、基準値との間の値が設定される。

【0036】

比較部40は、算出した評価値を当該閾値と比較することでプローブ12が空中放置されているか否かを判断する。また、評価値と基準値との大小関係を比較することで、皮膚界面の状態の判定を行う。さらに、評価値と基準値との差を算出するようにしてもよい。

【0037】

記憶部42は、ROMやRAM、あるいはハードディスクなどであり、超音波診断装置10の各部を動作させるためのプログラム、あるいは超音波診断装置10における演算結果などを一時的に記憶する。また、記憶部42には、比較部40が参照する基準値および

閾値が記憶される。

【0038】

動作制御手段としての制御部32は、比較部40の比較結果に応じて超音波診断装置10の動作制御を行う。動作制御は、例えば、超音波の送信強度の調整、プリアンプ18における増幅量の調整、表示部30へのユーザに対するメッセージの表示、などである。動作制御の詳細については、図3および図7を用いて後述する。

【0039】

なお、図2に示す各構成要素のうち、送信部16、プリアンプ18、整相加算部20、検波部22、LOG圧縮部24、画像形成部26、反射波識別部36、評価値算出部38、および比較部40の各構成要素は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各構成要素に対応した機能が、CPUやプロセッサやメモリなどのハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

【0040】

図3は、本実施形態における超音波の反射量を示すグラフである。図2を参照しながら図3を用いて、反射波識別部36、評価値算出部38、および比較部40のより詳細な処理内容を説明する。

【0041】

図3に示すグラフにおいては、図1同様、横軸は時間を表し、縦軸はプローブ12の振動子が受信した信号の強度を表している。横軸の原点は、超音波の送受波開始タイミングを示している。グラフ60は今回診断において検出された受信信号の強度（検出値）であり、グラフ62は記憶部42に記憶され、標準的な反射量を示す基準グラフであり、グラフ64はプローブ12を空中放置した場合における受信信号の強度を示すグラフである。3つのグラフは、同一の超音波の送信強度に関するものである。

【0042】

プローブ12においては、振動子から送信された超音波が皮膚界面において反射し、その反射波が振動子まで帰ってくるまでの時間が約1.7 μ sとなっている。したがって、反射波識別部36は、超音波の送受波開始から約1.7 μ s経過後を含むリファレンス期間Trにおいて受信した信号を皮膚界面における反射波であると認識する。本実施形態では、超音波の送受波開始から1.5 μ s経過時から2.0 μ s経過時までの間をリファレンス期間Trとしている。

【0043】

リファレンス期間Trにおいて、グラフ64の振幅値が突出して大きくなっている。これは、空中放置されたプローブ12においては、振動子から送信された超音波が超音波送受波面と空気との界面でほぼ全反射するためである。したがって、リファレンス期間Trにおけるグラフ64のピーク値Paあるいはエネルギー値（リファレンス期間Trにおける受信信号の振幅の積算値）は振動子から送信された超音波の強度を示すものとなる。

【0044】

評価値算出部38は、リファレンス期間Trにおけるグラフ60に基づいて評価値を算出する。本実施形態では、リファレンス期間Trにおけるグラフ60のピーク値Pdを評価値とする。なお、リファレンス期間Trにおけるグラフ64のピーク値Paからグラフ60のピーク値Pdを差し引いた値が、被検体内部へ送信された超音波強度（超音波のエネルギー量）を示す値となる。

【0045】

比較部40は、まず、記憶部42から閾値を読み出し、評価値Pdと閾値との比較を行う。評価値Pdが閾値以上であれば、制御部32は、プローブ12が空中放置状態であると判断する。この場合、制御部32は皮膚界面状態に応じた動作制御は行わない。あるいは、プローブ12が空中放置状態であることを示すメッセージを表示部30に表示してもよい。

10

20

30

40

50

【0046】

評価値 P_d が閾値以下であった場合、比較部 40 は、記憶部 42 からグラフ 62 を読み出し、リファレンス期間 T_r におけるグラフ 62 のピーク値 P_r を基準値として特定する。そして、グラフ 60 のピーク値 P_d (評価値) とグラフ 62 のピーク値 P_r (基準値) との比較を行う。本実施形態では、評価値としてグラフ 60 のピーク値 P_d を特定したため、その比較対象となる基準値もグラフ 62 のピーク値 P_r としたが、評価値がグラフ 60 のエネルギー値である場合は、その比較対象となる基準値も評価値に合わせグラフ 62 のエネルギー値となる。

【0047】

制御部 32 は、評価値と基準値との比較結果に基づいて、超音波診断装置 10 の動作制御を行う。図 3 に示す通り、本例では、評価値 P_d が基準値 P_r よりも大きい値となっている。つまり、今回診断における皮膚界面からの反射量は標準的な反射量よりも大きくなっている。このことから、今回診断においては被検体内へ送信される超音波の強度が標準よりも小さくなっていることが把握できる。したがって、制御部 32 は、被検体内へ送信される超音波強度を高めるよう、送信部 16 からプローブ 12 の振動子アレイへ出力される送信信号の電圧値を上げる制御を行う。

【0048】

この場合の送信電圧値の上げ幅は、評価値 P_d と基準値 P_r との差に応じて変化させるのが好ましい。評価値 P_d と基準値 P_r との差が大きいほど被検体内に送信される超音波の強度が低下するため、評価値 P_d と基準値 P_r との差が大きいほど送信電圧値の上げ幅を大きくする。なお、プローブ 12 から送信される超音波の強度は、安全性規格範囲内において変動させる。プローブ 12 から送信される超音波強度の制御は、送信信号の電圧値を上げる以外の方法 (例えば PRF 制御あるいは送信開口制御) によって行うようにしてもよい。また、送信される超音波強度の制御に代えてあるいは加えて、プリアンプ 18 における受信信号の増幅値を増大させる制御を行ってもよい。

【0049】

一方、評価値 P_d が基準値 P_r 以下である場合は、今回検査において被検体内に送信される超音波強度は標準値以上であり、十分な量であると判断できる。したがって、この場合はプローブ 12 から送信される超音波強度の制御は行わない。あるいは、被検体内に送信される超音波強度が十分な量であることを通知するメッセージを表示部 30 に表示するようにしてもよい。

【0050】

図 4 は、超音波診断装置 10 の動作の流れを示すフローチャートである。図 2 および 3 を参照しながら図 4 のフローチャートを説明する。

【0051】

ステップ S10 において、制御部 32 は、ユーザからの指示などに基づいて、超音波の送信条件、診断部位、あるいは被検体の属性などを含む超音波診断装置 10 の動作条件を設定する。

【0052】

ステップ S12 において、反射波識別部 36 は、プローブ 12 の振動子アレイが受信した受信信号の中から皮膚界面からの反射波を識別する。本例では図 3 に示すよう、リファレンス期間 T_r において受信された信号を皮膚界面からの反射波として識別する。

【0053】

ステップ S14 において、評価値算出部 38 は、識別された皮膚界面からの反射波に基づいて評価値を算出する。本例では、リファレンス期間 T_r における受信信号の振幅のピーク値 P_d を評価値とする。

【0054】

ステップ S16 において、比較部 40 は、記憶部 42 から閾値を読み出し、評価値 P_d と閾値を比較する。評価値 P_d が閾値より大きい場合、制御部 32 はプローブ 12 が空中放置されていると判断し、ステップ S18 において、プローブ 12 が空中放置されてい

10

20

30

40

50

る旨を示すメッセージを表示部 30 に表示して終了する。

【0055】

評価値 P_d が閾値以下であった場合、ステップ S20 において、比較部 40 は、超音波の送信条件、診断部位、あるいは被検体の属性に応じた基準グラフであるグラフ 62 を記憶部 42 から読み出す。そして、リファレンス期間 T_r におけるグラフ 62 のピーク値 P_r を基準値として特定し、評価値 P_d と基準値 P_r を比較する。評価値 P_d が基準値 P_r 以下であった場合、ステップ S22 において、被検体内に送信される超音波強度が十分である旨を示すメッセージを表示部 30 に表示して終了する。

【0056】

評価値 P_d が基準値 P_r より大きい場合、ステップ S24 において、制御部 32 は、送信部 16 からプローブ 12 へ出力される送信電圧の振幅値を大きくする制御を行う。

【0057】

図 4 に示された一連の動作は、診断前あるいは診断中においてユーザの指示（例えばボタンの押下など）により開始される。また、診断中においてステップ S12 から S24 までの一連の動作を間欠的、あるいは好適にはリアルタイムに実行するようにしてもよい。

【0058】

以下、図 2 を参照しながら図 5 および図 6 を用いて、画像形成部 26 が形成した B モード画像において皮膚界面における反射波の識別、評価値の算出、および評価値と基準値との比較について説明する。図 5 (a) は、画像形成部 26 が形成した B モード画像 70 を示すものである。また、図 5 (b) は、B モード画像 70 上部の拡大図である。B モード画像においては上端部が被検体表面であり、下側にいくにつれ深度が大きくなるよう表示される。したがって、反射波識別部 36 は、B モード画像 70 の上端部を含む一定の領域を皮膚領域 72 として特定し、当該皮膚領域 72 に含まれる画素を皮膚界面からの反射波成分として識別する。皮膚領域 72 の深さ方向の長さは B モード画像の拡大率等に応じて決定される。本例では、皮膚領域 72 は、B モード画像 70 の上端部から 3 画素分の領域としている。

【0059】

皮膚領域 72 における超音波の反射量が多くなる程、皮膚領域 72 に含まれる画素の輝度値が高くなる。したがって、評価値算出部 38 は、皮膚領域 72 に含まれる画素の輝度値に基づく値を評価値として算出する。例えば、皮膚領域 72 の全画素の輝度値の平均値、標準偏差値、分散値、中央値、歪度、あるいは尖度などの統計処理された値が評価値として採用できる。本例では、皮膚領域 72 の全画素の輝度値の平均値を評価値として算出する。なお、プローブ 12 の空中放置を識別するための閾値は、プローブ 12 の空中放置状態における輝度値を利用する。

【0060】

図 6 は、皮膚領域 72 内の全画素の輝度値のヒストグラムである。図 6 に示すヒストグラムにおいては、横軸が画素の輝度値、縦軸が画素数を示す。図 6 中、丸マーキング 80 は、今回診断において形成された B モード画像 70 における皮膚領域 72 内の画素のヒストグラムを示し、黒四角マーキング 82 が記憶部 42 に記憶される基準ヒストグラムを示す。図 6 に示される通り、丸マーキング 80 は黒四角マーキング 82 よりも右寄りに偏っている。すなわち、今回診断において形成された B モード画像 70 における皮膚領域 72 内の画素の輝度値の平均値は、基準ヒストグラムの平均値よりも大きくなっている。この場合は、制御部 32 は、皮膚表面における超音波の反射量が基準値よりも大きいと判断し、送信信号の電圧振幅を増大させるなどの制御を行う。

【0061】

図 7 は、ユーザに対して表示されるメッセージの例を示す図である。上述の通り、評価値算出部 38 により算出される評価値は、皮膚界面における反射波の量を示すとともに皮膚界面の状態を示す指標である。したがって、評価値が基準値よりも高いことは、皮膚界面の状態が好適でないことを示している。したがって、ユーザに皮膚界面の状態を改善させることにより、皮膚界面における超音波の反射量を低減させる、すなわち被検体内へ送

10

20

30

40

50

信される超音波強度を増大させることができる。

【0062】

そこで、評価値が基準値よりも高いと比較部40が判断した場合、制御部32は、表示部30に図7に示すようアラームとしてのメッセージ90を表示するようにしてもよい。皮膚界面の状態が悪化する要因の一つに、超音波ゼリーの不足があるため、本例においては、メッセージ90は、超音波ゼリーの塗布状態を確認することをユーザに促すメッセージとなっている。皮膚界面の状態が悪化する要因としては、他にも例えばプローブ12と皮膚表面との接触状態が適切でないなどの要因があるため、表示されるメッセージは考えられる要因を列挙したものであってもよい。また、ユーザに通知するためのアラームとしては、表示部30に表示されるメッセージに限られず、音あるいは光などによりユーザに対して注意を促すようにしてもよい。

10

【0063】

以上説明した通り、超音波診断装置10においては、皮膚界面からの超音波の反射量に基づいて装置の動作制御を行う。具体的には、皮膚界面からの超音波の反射量が多い場合に、被検体内へ送信される超音波強度を補償するようプローブ12から送信される超音波の強度を増大させる、あるいはプローブ12の受信信号の増幅度を増大させるなどの制御を行う。これにより、皮膚界面の状態に起因する超音波画像の画質低下を抑制し、ひいては皮膚界面の状態に起因する超音波画像の画質の変動を低減させることができる。また、皮膚界面からの超音波の反射量に応じてプローブ12から送信される超音波の強度の増大量を制御することにより、皮膚界面の状態による超音波画像の画質の変動をより好適に抑制することができる。

20

【0064】

また、皮膚界面からの超音波の反射量は皮膚界面の状態を示すものであるため、皮膚界面からの超音波の反射量に基づいて、ユーザに皮膚界面の状態の改善を促すことができる。これにより、ユーザによって皮膚界面の状態が改善させ、超音波画像の画質を改善することができる。

【0065】

また、反射波の識別、評価値の算出、評価値と基準値との比較、および超音波診断装置10の動作制御を間欠的、好適にはリアルタイムに実行することで、刻々変化する皮膚界面の状態に応じた動作制御が可能になる。これは、超音波ゼリーの塗布状態の検出において特に有効である。

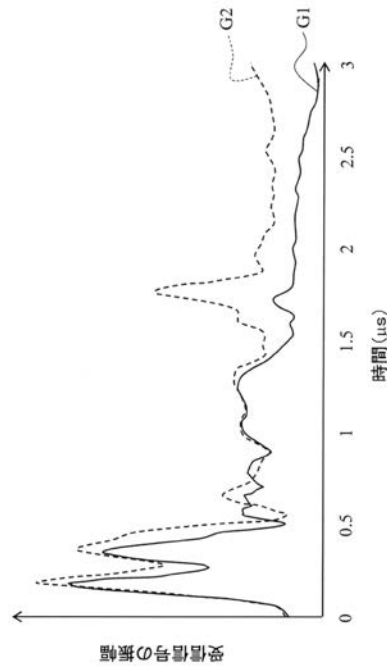
30

【符号の説明】

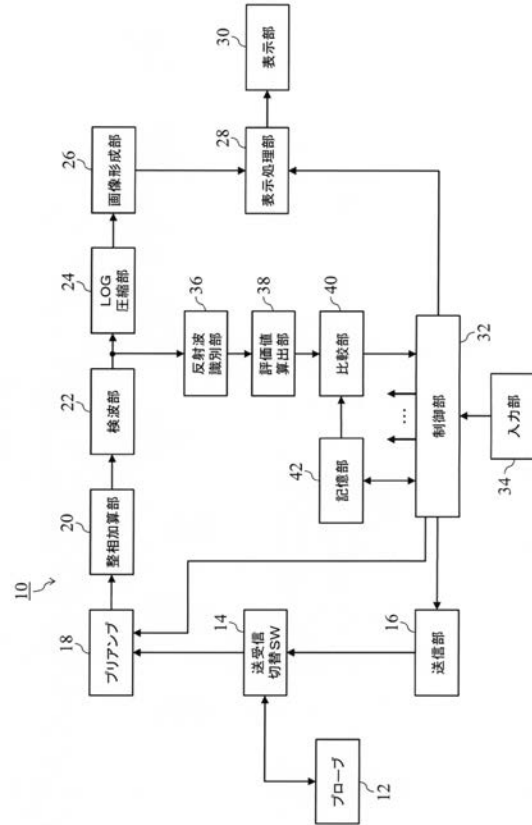
【0066】

10 超音波診断装置、12 プローブ、14 送受信切替SW、16 送信部、18 プリアンプ、20 整相加算部、22 検波部、24 LOG圧縮部、26 画像形成部、28 表示処理部、30 表示部、32 制御部、34 入力部、36 反射波識別部、38 評価値算出部、40 比較部、42 記憶部。

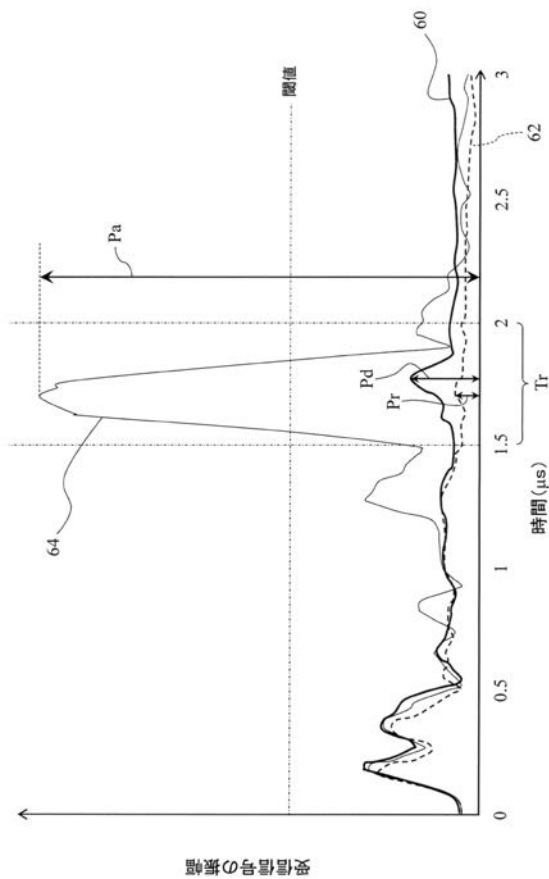
【図 1】



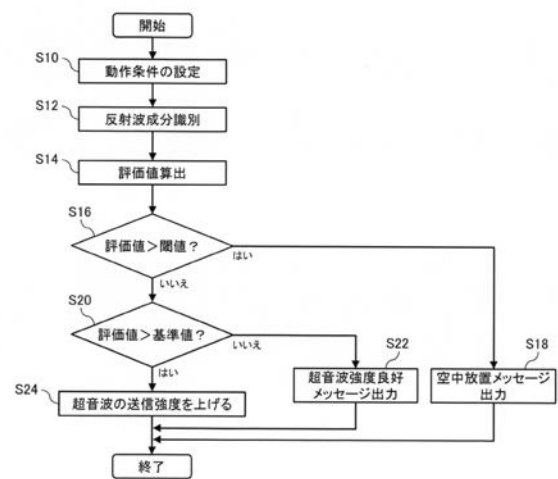
【図 2】



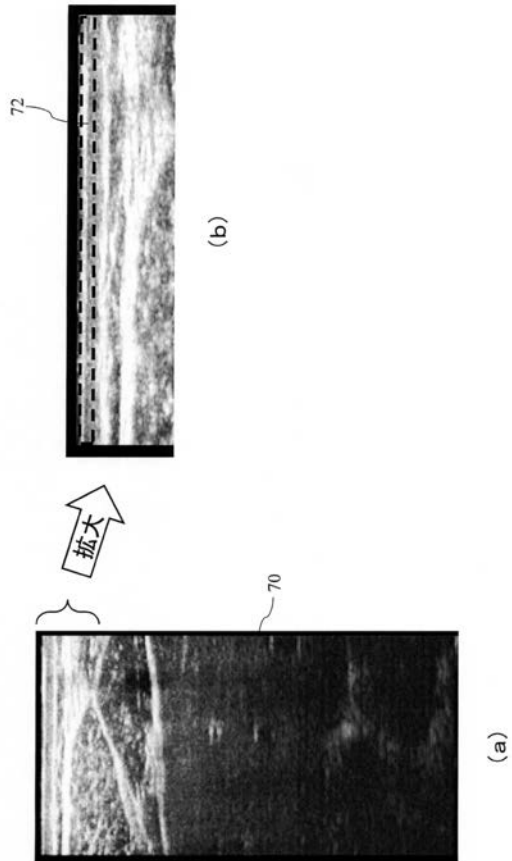
【図 3】



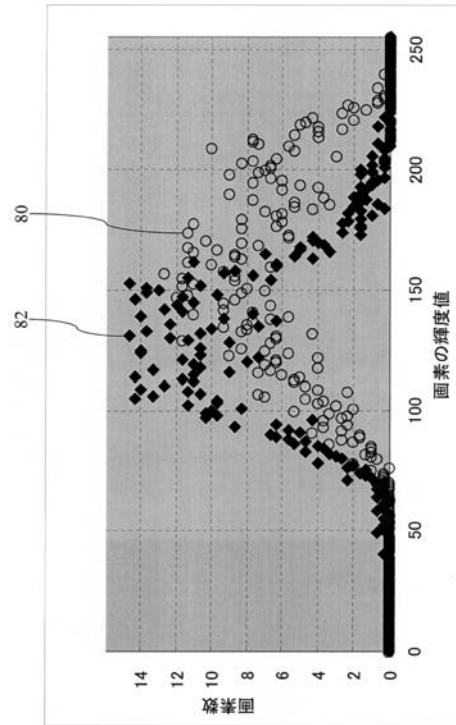
【図 4】



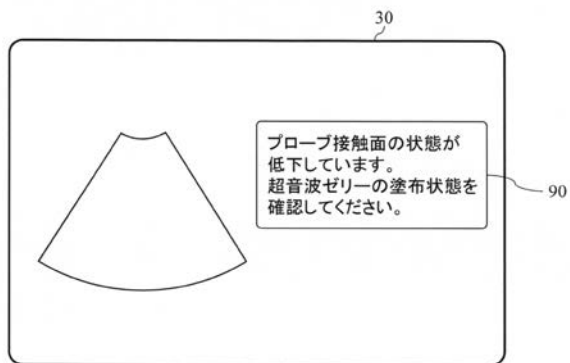
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016073569A	公开(公告)日	2016-05-12
申请号	JP2014207723	申请日	2014-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	藤井隆司 酒井亮一		
发明人	藤井 隆司 酒井 亮一		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/EE22 4C601/HH05 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JB53 4C601/JC07 4C601/KK16		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 解决的问题：提供一种超声波诊断装置，该超声波诊断装置能够抑制由超声波探头与被检体之间的界面状态引起的超声波图像的图像质量下降。解决方案：反射波识别部36识别皮肤中的反射波。根据由探头12接收到的接收信号来确定“反射皮肤”界面。评价值计算部38计算所识别出的反射波的峰值Pd，作为表示反射皮肤界面中的反射量的评价值。比较部40将计算出的评价值Pd与表示皮肤界面上的标准反射量（峰值）的基准值Pr进行比较。当评估值Pd大于参考值Pr时，控制部分32执行控制以增加从探头12发射的超声强度或增加接收信号的放大量。图2	(21) 出願番号	特願2014-207723 (P2014-207723)	(71) 出願人	390029791
	(22) 出願日	平成26年10月9日 (2014. 10. 9)	(74) 代理人	日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 110001210 特許業務法人Y&K 国際特許事務所
			(72) 発明者	藤井 隆司 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
			(72) 発明者	酒井 亮一 東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 日立アロカメディカル株式会社内
			Fターム(参考)	4C601 EE04 EE22 HH05 JB36 JB40 JB48 JB53 JC07 KK16