

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体内の送受波領域に対して超音波ビームを走査することで得られる反射エコーに基づいて、走査方向に並ぶ複数のビームデータを取得する送受波手段と、

前記送受波領域内に関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記複数のビームデータにおける前記関心領域に対応する複数の区間データに基づいて、前記関心領域内における各位置の組織弾性を表した弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、

を含み、

前記関心領域設定手段は、

前記複数の区間データのうちの少なくとも一つの区間データに基づいて、前記関心領域での前記反射エコーの減衰を評価するための減衰評価値を演算する減衰評価値演算部と、

前記減衰評価値に基づいて前記関心領域のビーム方向サイズを調整するサイズ調整部と

、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記減衰評価値演算部は、前記少なくとも一つの区間データにおけるビーム方向の複数の深さ位置に対応する複数の振幅値に基づいて前記減衰評価値を演算する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記複数の振幅値は、前記関心領域における最も浅い位置の振幅値と、前記関心領域における最も深い位置の振幅値とを含む、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記サイズ調整部は、前記関心領域が有する上限深さと下限深さのうち、下限深さを調整する、

ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記サイズ調整部は、前記下限深さを前記ビーム方向の浅い方へ移動させる、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記減衰評価値演算部は、前記複数の区間データの全部に基づいて前記減衰評価値を演算する、

ことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項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、超音波診断装置に関し、特に、被検体の組織弾性を示す弾性画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブから被検体に対して超音波を送信し、被検体内部において超音波が反射することで発生する反射エコーを超音波プローブで受信して、断層画像等を形成するものである。超音波診断装置の中には、生体組織の組織弾性を示す弾性画像を生成する機能（エラストグラフィ）を備えているものがある。例えば、弾性画像は、組織弾性（組織の硬さあるいは柔らかさを表す指標であって変位、ひずみ、ヤング率などの指標又はそれらに相当する指標）の分布が色によって示された画像である。エラストグラフィによれば、一般的な白黒断層画像上では視認困難な組織（例えば乳癌）などを比較的明瞭に容易に特定することができる。

【0003】

50

弾性画像の形成に関して具体例を説明する。生体組織に応力が加えられた場合に生体組織の各位置において変位が生じる。生体組織の比較的硬い部分は変位量が小さく、比較的柔らかい部分は変位量が大きくなる。したがって、応力が加えられたときの変位量に基づいて、生体組織の各位置の組織弾性を示す情報を得ることができる。超音波診断装置においては、一般に、送受波面つまりビーム走査面上に、組織弾性を演算する範囲として関心領域が設定される。用手的あるいは機械的な方法によって被検体表面を圧迫することで生体組織に応力をかけ、関心領域（ROI）内において、圧迫前後における生体組織の変位量を計測する。変位量の計測は、相関演算などを用いて関心領域内の各位置の変位を検出することで行う。計測された変位量を空間微分することで関心領域内の各位置におけるひずみ量が算出され、当該ひずみ量に基づいて弾性画像が生成される。

10

【0004】

弾性画像内の各画素は、関心領域内の各位置の組織弾性に依りて着色される。例えば、関心領域内の各位置におけるひずみ量の平均値が算出され、当該平均値がカラーバーの中心色である緑に対応させられる。そして、ひずみ量が平均値に近い位置に対応する画素は緑で着色され、平均値に比べひずみ量が小さいほど（硬い位置ほど）当該位置に対応する画素は青に近い色で着色され、平均値に比べひずみ量が大きいほど（柔らかい位置ほど）当該位置に対応する画素は赤に近い色で着色される、というように、ひずみ量に依りて関心領域内の各画素が着色される。

【0005】

関心領域内の一部あるいは全部の領域において、圧迫前後における生体組織の変位量が正確に計測できない場合がある。例えば、プローブが被検体の体表面から浮いてしまっている場合や、関心領域内に位置の変位量が正しく計測されない領域（血管内部など）が含まれる場合である。このような場合、当該一部あるいは全部の領域においてひずみ量が適切に算出されなくなり、弾性画像の一部あるいは全部の画素について、不適切に算出された（実際のひずみ量とは異なる）ひずみ量に基づいて着色されることになる。また、変位量が正しく計測されない領域も関心領域に含めるとすると、関心領域内のひずみの平均値が適切に算出されないことになり、例えば全体として青側に寄った色に着色されるなど、弾性画像の着色が適切に行われなくなる。

20

【0006】

従来、ひずみ量が正確に算出されなかった部分を識別し、弾性画像において当該部分を表示させない、あるいは当該部分について別途画像処理を行った上で表示することが行われている。例えば、特許文献1には、弾性画像を表示する超音波診断装置であって、被検体を圧迫することにより生じた変位の空間的なばらつきが大きい部分をノイズ成分として判定し、当該ノイズ成分を除去して弾性画像を表示させる超音波診断装置が記載されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2008-588号公報

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

近年、肝臓に対するエラストグラフィが注目されている。肝臓エラストグラフィによれば、肝臓の組織弾性を容易に把握することができ、例えば肝線維化などが非侵襲的に検出可能となる。肝臓は人間が有する最大の内臓であるため、肝臓エラストグラフィを実施するにあたり、関心領域が比較的深い（超音波プローブから遠い）位置まで設定される場合がある。肝臓は一例であるが、上記のように関心領域が比較的深い位置まで設定された場合、比較的深い位置においては、反射エコーの信号強度（振幅）が小さくなることでS/N比が悪化し、変位量が適切に計測できなくなる。

【0009】

50

反射エコーの信号強度は、超音波プローブからの深度に応じて徐々に低下していく。一定の深度以上の領域においては、変位量が一樣に小さく計測される傾向にあり、各位置において計測される変位量がほぼ一定となってしまう。このような場合、変位量が正しく計測されない領域である一定の深度以上の領域においても、変位量の空間的なばらつきとしては小さい値を維持している。したがって、関心領域の比較的深い位置においては、特許文献1のように、変位の空間的なばらつきが大きい部分をノイズ成分として除外する方法では、当該変位量が適切に計測できない領域を関心領域から除外することができない。なお、肝臓以外の臓器の診断においても関心領域のサイズ（特に下限深さ）を自動的に最適化したいというニーズがある。

【0010】

本発明の目的は、超音波診断装置において、弾性画像が形成される領域である関心領域のサイズを最適化することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、生体内の送受波領域に対して超音波ビームを走査することで得られる反射エコーに基づいて、走査方向に並ぶ複数のビームデータを取得する送受波手段と、前記送受波領域内に関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記複数のビームデータにおける前記関心領域に対応する複数の区間データに基づいて、前記関心領域内における各位置の組織弾性を表した弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、を含み、前記関心領域設定手段は、前記複数の区間データのうちの少なくとも1つの区間データに基づいて、前記関心領域での前記反射エコーの減衰を評価するための減衰評価値を演算する減衰評価値演算部と、前記減衰評価値に基づいて前記関心領域のビーム方向サイズを調整するサイズ調整部と、を含む。

【0012】

本発明は、基本的には、超音波ビーム方向における深度が大きくなるにつれ反射エコーの信号強度が小さくなること、および、反射エコーの信号強度の減衰量がある程度以上の領域においては適切な変位量が計測できず適切な弾性画像が形成できないことを前提としている。上記構成によれば、まず、関心領域設定手段は、例えばユーザの指示に従って送受波領域内に関心領域（初期関心領域）を設定する。初期関心領域は、超音波ビーム方向および走査方向に一定の幅を有しており、例えば矩形である。次に、減衰評価値演算部により、1又は複数の区間データに基づいて、関心領域からの反射エコーの減衰を評価するための減衰評価値が演算される。減衰評価値は、例えば、関心領域内の各位置における反射エコーの信号強度に基づいて演算される。演算された減衰評価値に基づいて、関心領域内において反射エコーの信号強度が低いため適切な弾性画像が形成できない領域を識別することができる。サイズ設定部は、減衰評価値に基づいて、関心領域内において相対的に反射エコーの信号強度が低い領域を初期関心領域から除外するよう、初期関心領域の超音波ビーム方向のサイズを調整する。これにより、適切な弾性画像が形成できない領域を除外して弾性画像を形成することが可能になる。また、弾性画像の着色処理におけるひずみの平均値の算出においても、適切に計測された変位量の平均値を算出することができる。

【0013】

望ましくは、前記減衰評価値演算部は、前記少なくとも1つの区間データにおけるビーム方向の複数の深さ位置に対応する複数の振幅値に基づいて前記減衰評価値を演算する。また、望ましくは、前記複数の振幅値は、前記関心領域における最も浅い位置の振幅値と、前記関心領域における最も深い位置の振幅値とを含む。

【0014】

区間データから超音波ビーム方向に沿った複数の位置の反射エコーの信号強度（振幅値）を得ることが可能である。典型的には、反射エコーの信号強度は、超音波ビーム方向の深度が大きくなるにつれ小さくなることから、超音波ビーム方向に沿った複数の位置からの反射エコーの信号強度によれば、関心領域内における反射エコーの減衰量が把握できる。すなわち、減衰評価値を算出することができる。例えば、関心領域の最浅位置からの反

10

20

30

40

50

射エコーの信号強度と関心領域の最深位置からの反射エコーの信号強度とに基づいて減衰評価値を算出できる。

【0015】

望ましくは、前記サイズ調整部は、前記関心領域が有する上限深さと下限深さのうち、下限深さを調整する。また、望ましくは、前記サイズ調整部は、前記下限深さを前記ビーム方向の浅い方へ移動させる。反射エコーの信号強度は、超音波ビーム方向の深度が大きくなるにつれ小さくなるため、反射エコーの減衰により適切な弾性画像が形成できなくなる領域は、関心領域の下限深さ側に存在する。したがって、サイズ調整部が関心領域の下限深さを調整することで、適切な弾性画像が形成できない領域を関心領域から除外することができる。

10

【0016】

望ましくは、前記減衰評価値演算部は、前記複数の区間データの全部に基づいて前記減衰評価値を演算する。例えば、関心領域において、同じ深さの領域であっても、反射エコーが減衰しているのはその一部のみであって、他の部分については反射エコーの減衰量はさほど小さくなく、適切に弾性画像を形成し得る程度の信号強度が得られる場合がある。このような場合は、反射エコーが減衰している一部のみを関心領域から除外するのが望ましい。全部の区間データについて減衰評価値を演算することにより、例えば関心領域の下限深さを区間データ毎に変更することが可能になり、同じ深さの領域であっても、反射エコーが減衰している一部のみを関心領域から除外することが可能になる。

【発明の効果】

20

【0017】

本発明によれば、超音波診断装置において、弾性画像が形成される領域である関心領域のサイズを最適化することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【図2】初期関心領域と初期関心領域に対して送信される超音波ビームを示す概念図である。

【図3】反射エコーの信号強度の減衰の一例を示すグラフである。

【図4】反射エコーの信号強度の減衰の他の例を示すグラフである。

30

【図5】サイズが調整された関心領域を示す図である。

【図6】区間データ毎に関心領域の下限深さが変更させられる例を示す図である。

【図7】初期関心領域が比較的深い位置に設定された場合における反射エコーの信号強度の減衰の例を示すグラフである。

【図8】初期関心領域が比較的浅い位置に設定された場合における反射エコーの信号強度の減衰の例を示すグラフである。

【図9】警告データが表示される例を示す図である。

【図10】本実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

40

以下、本実施形態に係る超音波診断装置について説明する。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。

【0020】

図1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、一般に病院等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、被検体内の生体組織の弾性画像を生成する機能を備えている。

【0021】

プローブ12は、被検体に当接され超音波の送受波を行う超音波探触子である。プローブ12は複数の振動子からなる振動子アレイを有している。振動子アレイに含まれる各振

50

動子は、送受信部 14 からの各振動子に対応する複数の送信信号によって振動して超音波ビームを発生する。超音波ビームが送信される領域を送受波領域と呼ぶ。また、振動子アレイは送受波領域からの反射エコーを受信し、音響信号を電気信号に変換する。超音波ビームは、機械的に走査される。走査の方式としては、超音波ビームが扇状に走査されるセクタ方式、超音波ビームが直線状に走査されるリニア方式などあるが、本実施形態では、超音波ビームはリニア方式により走査される。

【0022】

また、プローブ 12 は、弾性画像を生成するにあたり、被検体表面を圧迫するために用いられる。検査者などのユーザは、プローブ 12 を被検体表面に当接させ、そこから数ミリメートル程度プローブ 12 を被検体内側に移動させることで被検体組織の圧迫を行う。

10

【0023】

送受信部 14 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。また、送受信部 14 は、反射エコーを受信した複数の振動子から得られる複数の受信信号を整相加算処理して、超音波ビームの走査方向に並ぶビームデータを形成する。このように、送受信部 14 は、送信ビームフォーマと受信ビームフォーマの機能を備えている。

【0024】

また、送受信部 14 において、複数の受信信号の整相加算処理の前に、各受信信号の信号強度（振幅）を調整する処理が行われてもよい。超音波ビームは、反射や散乱などの影響により、ビーム方向の深い位置へ進むにつれ信号強度が減衰する。これに応じて、より深い位置からの反射エコーはより信号強度が小さくなる。これを補正するため、より深い位置からの反射エコーにより得られた受信信号の増幅量を増やすなどして、位置の深さによる反射エコーの信号強度の差を低減させる。このゲイン変更処理は、STC（Sensitivity Time Control）あるいはTGC（Time Gain Compensation）と呼ばれている。

20

【0025】

送受信部 14 において順次形成されるビームデータは、ビームメモリ 16 に記憶される。

【0026】

断層画像形成部 18 は、送受波領域を 1 走査したことによって得られた複数のビームデータ（1 セットのビームデータ）をビームメモリ 16 から読み出し、当該 1 セットのビームデータに基づいて 1 フレーム分の断層画像データを生成する。この処理を連続的に行うことで複数フレーム分の断層画像データを生成する。本実施形態においては、断層画像形成部 18 は、対象組織の送受波領域における断面が画像として表される B モード画像を形成する。

30

【0027】

弾性画像形成部 20 は、ビームメモリ 16 に記憶されたビームデータのうち、後述の関心領域設定部 32 が送受波領域内において設定した関心領域に対応する部分のデータである区間データに基づいて、弾性画像データを形成する。弾性画像は、関心領域内における組織弾性の相対的な分布を示す画像である。弾性画像形成部 20 は、2 セットビームデータに含まれる 2 つの区間データに基づいて、相関演算などを用いて関心領域内の各位置における変位量を計測する。2 つの区間データは、例えば得られた順（時系列順）に並べたときに隣接する 2 つのデータであるのが好ましい。さらに、弾性画像形成部 20 は、計測された変位量を空間微分して関心領域内の各位置におけるひずみ量を算出する。

40

【0028】

弾性画像形成部 20 が有する平均値算出部 22 は、関心領域内の各位置のひずみ量の平均値を算出する。本実施形態では、ひずみ量の平均値はカラーバーの中央色である緑に割り当てられる。関心領域内の各画素について、対応する位置のひずみ量が平均値近傍である画素は緑に設定され、ひずみ量が少ない程青に近く、ひずみ量が多い程赤に近くなるよう設定される。

【0029】

50

表示制御部 24 は、断層画像形成部 18、弾性画像形成部 20、及び後述の警告生成部 38 から出力される信号に対して処理を行い処理後のデータを表示部 30 に出力する。表示制御部 24 に含まれる白黒スキャンコンバータ 26 は、断層画像形成部 18 からの 1 フレーム分の断層画像データに基づいて、1 枚の断層画像を生成する。また、表示制御部 24 に含まれるカラースキャンコンバータ 28 は、弾性画像形成部 20 からの弾性画像データに基づいて、関心領域内の各画素がひずみ量に応じて着色された弾性画像を生成する。

【0030】

表示制御部 24 は、生成した断層画像、弾性画像、および後述の警告生成部 38 で生成された警告データを表示部 30 に表示させる。なお、表示部 30 には、断層画像と弾性画像を並列に並べるあるいは重畳させるなどして両方表示させてもよいし、弾性画像のみを表示させるようにしてもよい。

10

【0031】

関心領域設定部 32 は、弾性画像の形成対象領域となる関心領域を設定する。関心領域設定部 32 は、ユーザの指示に従って関心領域を設定する。本明細書においては、ユーザの指示に基づいて設定される関心領域を初期関心領域と記載する。ユーザは、表示部 30 に表示された断層画像上において、入力部 40 に含まれるトラックボールなどを用いてカーソルを動かし、初期関心領域の位置および範囲を指定する。関心領域設定部 32 は、当該指定に応じて初期関心領域を設定する。

【0032】

関心領域設定部 32 は、初期関心領域内において、反射エコーが減衰してその信号強度が十分でないため適切な弾性画像が形成されない領域（以後「低演算精度領域」と記載）を識別し、低演算精度領域が関心領域から除外されるよう、関心領域のサイズを調整する処理を行う。

20

【0033】

関心領域設定部 32 には減衰評価値演算部 34 およびサイズ設定部 36 が含まれる。減衰評価値演算部 34 は、関心領域内における反射エコーの減衰を評価する減衰評価値を演算する。減衰評価値は、初期関心領域内における低演算精度領域を示す指標となる。

【0034】

サイズ設定部 36 は、演算された減衰評価値に基づいて、低演算精度領域を初期関心領域から除外するよう初期関心領域のサイズを調整し、調整後の関心領域を設定する。減衰評価値演算部 34 およびサイズ設定部 36 の処理については、図 2 - 図 8 を用いて後に詳述する。

30

【0035】

警告生成部 38 は、サイズ設定部 36 が関心領域のサイズを調整した結果、調整後の関心領域のサイズが所定の条件を満たす場合に警告データを生成する。例えば、調整された関心領域の面積が所定値以下になった場合、あるいは調整した結果、関心領域がなくなってしまった場合（すなわち初期関心領域内の全てが低演算精度領域であると判断された場合）に、弾性画像が表示できないことを示す警告データを生成する。警告データは、予めメモリなどに記憶されており、条件に応じた警告データを読み出すようにしてもよい。警告データは文字データまたは画像データなど表示部 30 に表示するためのデータであって

40

【0036】

入力部 40 は、ボタン、スイッチ、あるいはトラックボールなどを含む操作パネルである。入力部 40 は検査者などのユーザに用いられ、初期関心領域の設定などに用いられる。制御部 42 は、CPU であり超音波診断装置 10 全体を制御するものである。

【0037】

以下、図 1 を参照しながら図 2 - 図 8 を用いて、関心領域設定部 32 の処理を具体的に説明する。

【0038】

50

図 2 は、初期関心領域と初期関心領域に対して送信される超音波ビームを示す概念図である。図 2 は、表示部 30 に表示された断層画像 50 を示している。上述の通り、断層画像 50 は B モード画像である。断層画像 50 上には、ユーザの指示に基づいて設定された初期関心領域 52 が示されている。

【 0 0 3 9 】

図 2 には、プローブ 10 から初期関心領域 52 に対して送信される超音波ビーム群 56 が示されている。超音波ビーム群 56 を示す矢印は超音波ビームの送信イメージを表すものであり、実際には表示部 30 には表示されない。超音波ビーム群 56 は体表面 58 に当接されたプローブ 10 から送信される。図 2 の下側ほどプローブ 10 からより遠い位置すなわちより深い位置となっている。本明細書においては、図 2、および図 5 - 図 6 の上下方向を深さ方向と表現し、下側ほど深度が深いと表現する。なお、図示は省略されているが超音波ビームは初期関心領域 52 以外の領域に対しても送信されている（それにより断層画像 50 が形成される）。

10

【 0 0 4 0 】

超音波ビームが送信されると送受信領域内において反射エコーが生じ、上述の通り送受信部 14 において反射エコーに基づいてビームデータが形成される。形成されるビームデータのうち、初期関心領域 52 内の位置からの反射エコーにより形成されたビームデータが区間データとなる。減衰評価値演算部 34 は、複数の超音波ビームから得られる複数の区間データのうち少なくとも 1 つの区間データに基づいて反射エコーの減衰評価値を演算する。なお、ビームデータは、サンプリングされた反射エコーデータ列で構成されるものである。よって、区間データは深さ方向に並ぶ複数の反射エコーデータにより構成される。個々の反射エコーデータは反射エコーの大きさを示すものである。

20

【 0 0 4 1 】

本実施形態においては、初期関心領域 52 に送信される超音波ビーム群 56 から選択される 1 本の代表ビームから得られる区間データに基づいて減衰評価値を演算する。超音波ビーム 56 a が代表ビームとして選択された場合について説明する。図 2 には、超音波ビーム 56 a 上において、初期関心領域 52 の最も浅い位置である最浅位置 60 と、最も深い位置である最深位置 62 が示されている。最浅位置 60 の体表面 58 からの（すなわちプローブ 10 からの）深さは d_1 であり、最深位置 62 の深さは d_2 である。

30

【 0 0 4 2 】

超音波ビーム 56 a に対応する区間データに基づけば、最浅位置 60 と最深位置 62 との間の超音波ビーム 56 a の深さ方向に並ぶ複数の位置からの反射エコーの信号強度を得ることができる。減衰評価値演算部 34 は、これら複数の位置からの反射エコーの信号強度に基づいて減衰評価値を算出する。当該減衰評価値は、最浅位置 60 と最深位置 62 との間における反射エコーの減衰を示すものである。具体的には、最浅位置 60 における反射エコーの信号強度に対して、ある位置における反射エコーの信号強度がどの程度小さくなっているかを示す指標である。

40

【 0 0 4 3 】

反射エコーは、多数の周波数成分を有しており、その信号強度は周波数によって異なる。本実施形態では、各周波数の信号強度のうち最も大きい信号強度を当該反射エコーの信号強度としている。反射エコーの信号強度として、各周波数の信号強度の合計値などを用いるようにしてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、送受信部 14 において S T C 処理が行われている場合は、減衰評価値の演算に先立って、減衰評価値演算部 34 において反射エコーの信号強度を S T C 処理前の状態に戻す逆 S T C 処理が行われるのが好ましい。これにより、ゲイン処理がされていない素の状態における反射エコーの信号強度に基づいて減衰評価値を演算することができる。

【 0 0 4 5 】

本実施形態では、減衰評価値演算部 34 は、初めに最浅位置 60 からの反射エコーの信号強度と、最深位置 62 からの反射エコーの信号強度との比を減衰評価値として算出する

50

。これは、最深位置 6 2 における反射エコーの信号強度が、最浅位置 6 0 からの反射エコーの信号強度がどれだけ減衰しているかを示す指標となる。

【 0 0 4 6 】

図 3 は、超音波ビーム 5 6 a の反射エコーの信号強度の減衰の一例を示すグラフである。図 3 のグラフの横軸が深度であり、縦軸が反射エコーの信号強度である。図 3 に示される通り、深度が大きくなるにつれ反射エコーの信号強度が小さくなっている。最浅位置 6 0 からの反射エコーの信号強度は a_1 であり、最深位置 6 2 からの反射エコーの信号強度が a_1 よりも小さい a_2 となっている。減衰評価値演算部 3 4 は、減衰評価値として a_2 / a_1 を算出する。本実施形態では a_2 を分子としているため、減衰評価値が大きい程反射エコーの減衰が小さいことを意味する。算出した減衰評価値は、予め定められる閾値と比較される。当該閾値は、適切にひずみ量が算出されない程度の信号強度に基づいて定められる。算出した減衰評価値が閾値よりも大きい場合には、初期関心領域 5 2 における超音波ビーム 5 6 a の反射エコーの減衰量が小さく、超音波ビーム 5 6 a に対応する区間データにおいては低演算精度領域が存在しない、と判断できる。

10

【 0 0 4 7 】

本実施形態においては、複数の超音波ビームの反射エコーの減衰量は一樣であるとの考えから、1本の代表ビームの反射エコーについての減衰評価値が閾値よりも大きければ、初期関心領域 5 2 内には低演算精度領域が存在しない、と判断している。これにより、演算量を低減させることが可能になり、よりリアルタイム性が向上する。しかし、代表ビームを複数選択し、複数の代表ビームの反射エコーに関する減衰評価値が閾値よりも大きい場合に低演算精度領域が存在しないと判断してもよく、また初期関心領域 5 2 内に送信されたすべての超音波ビームの反射エコーに関する減衰評価値が閾値よりも大きかった場合に低演算精度領域が存在しない、と判断してもよい。

20

【 0 0 4 8 】

図 3 に示す例においては、減衰評価値が閾値以上であったため、減衰評価値演算部 3 4 は、初期関心領域 5 2 内に低演算精度領域は含まれないと判断する。サイズ設定部 3 6 は初期関心領域 5 2 のサイズを変更しない。したがって、図 2 において、初期関心領域 5 2 内における各位置のひずみ量が算出され、これに基づいて初期関心領域 5 2 内において弾性画像 5 4 が表示される。

【 0 0 4 9 】

次に、減衰評価値 a_2 / a_1 が閾値以下だった場合の処理について説明する。図 4 は、超音波ビーム 5 6 a の反射エコーの信号強度の減衰の他の例を示すグラフである。図 4 に示されるグラフにおいては、超音波ビーム 5 6 a の反射エコーの信号強度の減衰が図 3 に示される例よりも大きく、減衰評価値 a_2 / a_1 が閾値よりも小さくなっているとす。この場合、単に減衰評価値 a_2 / a_1 のみの評価では、初期関心領域 5 2 の最深位置 6 2 において弾性画像が適切に形成されないということしか把握できない。

30

【 0 0 5 0 】

そこで、減衰評価値が閾値よりも小さかった場合、減衰評価値演算部 3 4 は、超音波ビーム 5 6 a に対応する区間データを参照し、減衰評価値が閾値と等しくなる深度をサーチする。サーチの方法としては、例えば、最浅位置 6 0 における信号強度 a_1 と閾値に基づいて、閾値と減衰評価値 a_3 / a_1 とが等しくなる信号強度 a_3 を算出する。次に、最浅位置 6 0 の深度 d_1 とその信号強度 a_1 、および最深位置 6 2 の深度 d_2 とその信号強度 a_2 から信号強度減衰の傾きを算出する。そして、算出した a_3 と傾きに基づいて減衰評価値が閾値と等しくなる深度 d_3 を算出する。あるいは、最浅位置 6 0 から深度が大きくなる方向へ、または最深位置 6 2 から深度が小さくなる方向へ、各位置における信号強度を演算していき、信号強度が a_3 となる深度を決定してもよい。

40

【 0 0 5 1 】

算出された深度 d_3 は、低演算精度領域の境界となる深度である。すなわち、初期関心領域の深度 d_3 より浅い位置は反射エコーの減衰がそれほど小さくなく、適切に弾性画像が形成できると判断される領域である。一方、初期関心領域の深度 d_3 よりも深い位置は

50

低演算精度領域と判断される。

【0052】

図5は、サイズが調整された関心領域を示す図である。サイズ設定部36は、減衰評価値演算部34が算出した深度 d_3 に基づいて、関心領域のサイズを調整する。具体的には、体表面58（すなわちプローブ10）から関心領域の下限深さまでの距離が d_3 となるように、初期関心領域56のサイズを減少させて、調整後の関心領域70を設定する。これにより、低演算精度領域が関心領域から除外される。

【0053】

図4及び図5に示した例においても、1本の代表ビームに対応する区間データに基づいて算出された減衰評価値に基づいて関心領域のサイズを調整している。したがって、代表ビームである超音波ビーム56aに対応する区間データに基づいて、減衰評価値が閾値と等しくなる深度が d_3 と算出された場合、図5に示すように、関心領域は矩形を保ったままその下限深度が d_3 となるように調整される。しかし、代表ビームが複数あってもよい。算出される減衰評価値と閾値とが等しくなる深度が複数の区間データ毎に異なる場合、どの深度を関心領域の下限深さとするかはユーザにより選択させるようにしてよい。例えば、ユーザが関心領域から低演算精度領域を完全に排除することを望む場合は、複数の深度のうち最も浅い深度を下限深さとすればよい。一方、ユーザが関心領域に多少低演算精度領域が含まれても、より広い範囲の弾性画像を得ることを望む場合は、深度のうち、複数の深度のうち最も深い深度を下限深さとすればよい。あるいは、算出される複数の深度の平均値を下限深さとするようにしてもよい。

【0054】

また、初期関心領域52に送信される複数の超音波ビームに対応する複数の区間データ毎に減衰評価値と閾値が等しくなる深度を算出し、区間データ毎に関心領域の下限深さを変更するようにしてもよい。図6は、区間データ毎に関心領域の下限深さが変更させられる例を示す図である。図6に示されるように、複数の区間データ毎に算出された複数の深度に基づいて、区間データ毎に関心領域の下限深さが変更された場合、調整後の関心領域72の下限は非直線となっている。区間データ毎に関心領域の下限深さを変更することで、関心領域から低演算精度領域を除外するとともに、関心領域をより広く取ることが可能になる。

【0055】

図7は、初期関心領域が比較的深い位置に設定された場合における反射エコーの信号強度の減衰の例を示すグラフである。本実施形態においては、初期関心領域の最浅位置からの反射エコーの信号強度の減衰量に基づいて減衰評価値を演算し、それに基づいて関心領域のサイズを設定している。したがって、初期関心領域が比較的深い位置に設定され、初期関心領域の最浅位置において既に反射エコーの信号強度が小さい場合、そこから初期関心領域の最深位置までの反射エコーの信号強度の減衰量は小さく、演算される減衰評価値は予め定められた閾値よりも大きくなってしまふ場合がある。この場合、初期関心領域内のすべての位置において適切に弾性画像が形成されないにも関わらず、初期関心領域のサイズは調整されないことになってしまう。

【0056】

本実施形態では、このような事態を防ぐため、図7に示すよう反射エコーの信号強度に所定の閾値（Threshold 1）を設け、初期関心領域の最浅位置における反射エコーの信号強度（ a_1 ）がThreshold 1よりも小さい場合は、減衰評価値演算部34は、関心領域を削除し、弾性画像を表示させないこととする。Threshold 1は、適切に弾性画像が形成されるのに最低限必要な反射エコーの信号強度とする。

【0057】

図8は、初期関心領域が比較的浅い位置に設定された場合における反射エコーの信号強度の減衰の例を示すグラフである。初期関心領域が比較的浅い位置に設定され、初期関心領域の最深位置においても反射エコーの信号強度が十分に大きい場合であっても、初期関心領域の最浅位置から最深位置までの反射エコーの信号強度の減衰量が大きい場合、演算

10

20

30

40

50

される減衰評価値は予め定められた閾値よりも小さくなってしまいます。この場合、初期関心領域内のすべての位置において適切に弾性画像が形成されるにも関わらず、初期関心領域のサイズが減少するよう調整されることになってしまいます。

【0058】

本実施形態では、このような事態を防ぐため、図8に示すよう反射エコーの信号強度に所定の閾値(Threshold 2)を設け、初期関心領域の最深位置における反射エコーの信号強度(a2)がThreshold 2よりも大きい場合は、算出された減衰評価値が閾値より小さい場合であってもサイズ設定部36は、初期関心領域のサイズを調整せず、関心領域を初期関心領域のサイズのまま維持する。Threshold 2も、適切に弾性画像が形成されるのに最低限必要な反射エコーの信号強度とする。

10

【0059】

なお、本実施形態においては、Threshold 1とThreshold 2は同一の信号強度としているが、これらを異なる値に設定してもよい。

【0060】

本実施形態では、初期関心領域の最浅位置における反射エコーの信号強度と、初期関心領域の最浅位置と最深位置との間のある位置における反射エコーの信号強度との比を減衰評価値としているが、減衰評価値としては、2つの位置における反射エコーの信号強度の比に限られず、例えば2つの位置における反射エコーの信号強度の差などであってもよい。

【0061】

また、複数の区間データに基づいて、初期関心領域における反射エコーの減衰量の平均値を減衰評価値としてもよい。この場合、各区間データにおいて2つの位置の深度と反射エコーの信号強度から、図3および図4に示されるグラフの傾きに相当する量を算出し、各区間データにおける傾きの平均値を減衰評価値とする。そして、算出された傾きの平均値に応じて、関心領域の深度を決定するようにしてもよい。

20

【0062】

上述の通り、本実施形態では、区間データに基づいて初期関心領域内における反射エコーの減衰を評価する減衰評価値を算出している。減衰評価値は、初期関心領域内における低演算精度領域を示す指標となる値であるため、これに基づいて初期関心領域から低演算精度領域を除外するよう初期関心領域のサイズが調整される。これにより、弾性画像内において正確でない組織弾性が表示されるのを防ぐことができ、弾性画像の信ぴょう性を向上させることができる。また、関心領域内の組織弾性の平均値を正しく算出可能になるため、弾性画像における画素の着色も正しく行うことが可能にある。

30

【0063】

図9は、警告データが表示される例を示す図である。本実施形態では、初期関心領域52のサイズが調整された結果、調整後の関心領域の面積が所定値以下になった場合、あるいは調整した結果、関心領域がなくなってしまう場合に表示部に弾性データを表示できないことを示す警告画像90を表示させる。このとき、ユーザが初期関心領域52の位置および大きさを把握できるよう、初期関心領域52の範囲が点線などで表示させるのが好適である。

40

【0064】

図10は、本実施形態に係る超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャートである。図1を参照しながら図10を説明する。

【0065】

ステップS10において、関心領域設定部32は、ユーザの指示に従って、送受波領域に初期関心領域を設定する。

【0066】

ステップS12において、プローブ12から初期関心領域に対して超音波ビームが送信され、ビームメモリ16に区間データを含むビームデータが記憶される。

【0067】

50

ステップS 1 4において、減衰評価値演算部 3 4は、区間データに基づいて、減衰評価値を算出する。本実施形態では、初期関心領域の最浅位置からの反射エコーの信号強度である a_1 と、最深位置からの反射エコーの信号強度である a_2 に基づいて、 a_2 / a_1 を減衰評価値として算出する。

【0068】

ステップS 1 6において、減衰評価値演算部 3 4は、算出した a_2 / a_1 が予め定められた閾値以上であるか否かを判断する。 a_2 / a_1 が閾値以上であれば、ステップS 1 8に進み、弾性画像形成部 2 0は、初期関心領域において弾性画像を形成し、ステップS 2 8において当該弾性画像が表示部 3 0に表示される。

【0069】

ステップS 1 6において a_2 / a_1 が閾値より小さかった場合は、ステップS 2 0に進み、減衰評価値演算部 3 4は、 $a_3 / a_1 =$ 閾値を満足する信号強度である a_3 を算出し、区間データに基づいて反射エコーの信号強度が a_3 となる位置を算出する。

【0070】

ステップS 2 2において、サイズ設定部 3 6は、減衰評価値演算部 3 4が算出した位置に基づいて、初期関心領域のサイズを調整する。具体的には上述のように、初期関心領域の下限深さを調整する。

【0071】

ステップS 2 4において、調整後の関心領域の面積が所定値以上であるか否かを判断する。調整後の関心領域の面積が所定値以上である場合、ステップS 2 6において、弾性画像形成部 2 0は、調整後の関心領域において弾性画像を形成し、ステップS 2 8において当該弾性画像が表示部 3 0に表示される。

【0072】

ステップS 2 4において、調整後の関心領域の面積が所定値より小さい場合は、ステップ3 0において、表示部 3 0には、警告生成部 3 8が生成した警告画像が表示される。この場合、弾性画像形成部 2 0は、弾性画像の形成を行わない。

【0073】

上述においては、ユーザの指示に基づいて設定された初期関心領域のサイズを1度調整する例について説明している。しかし、初期関心領域内において低演算精度領域が刻々と変化する場合も考えられる。したがって、順次取得される区間データに基づいて、関心領域のサイズ調整を連続して行うのが好適である。これにより、刻々と変化する低演算精度領域に応じて、動的に関心領域のサイズ調整を行うことができる。

【符号の説明】

【0074】

1 0 超音波診断装置、1 2 プローブ、1 4 送受信部、1 6 ビームメモリ、1 8 断層画像形成部、2 0 弾性画像形成部、2 2 平均値算出部、2 4 表示制御部、2 6 白黒スキャンコンバータ、2 8 カラースキャンコンバータ、3 0 表示部、3 2 関心領域設定部、3 4 減衰評価値演算部、3 6 サイズ設定部、3 8 警告生成部、4 0 入力部、4 2 制御部、5 0 断層画像、5 2 初期関心領域、5 4 弾性画像、5 6 超音波ビーム群、5 8 体表面、6 0 最浅位置、6 2 最深位置、7 0, 7 2 調整後の関心領域、9 0 警告画像。

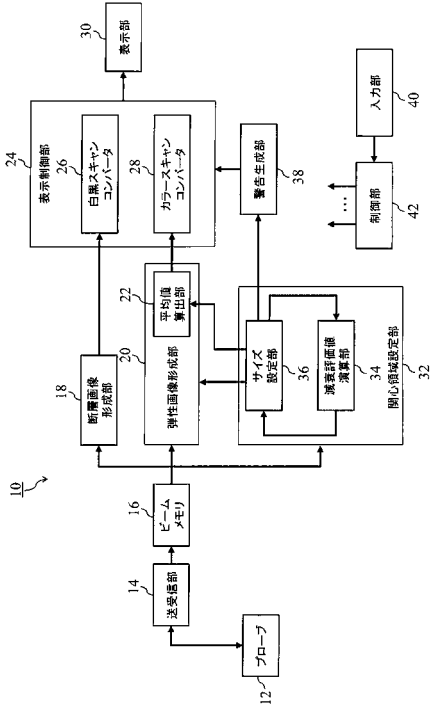
10

20

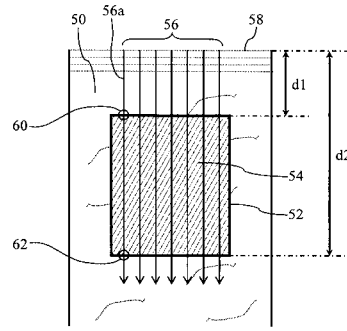
30

40

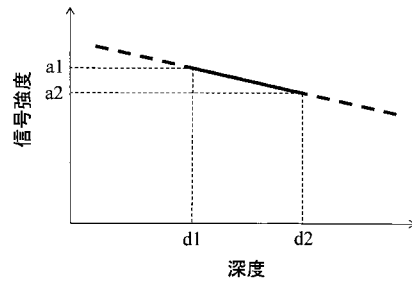
【 図 1 】



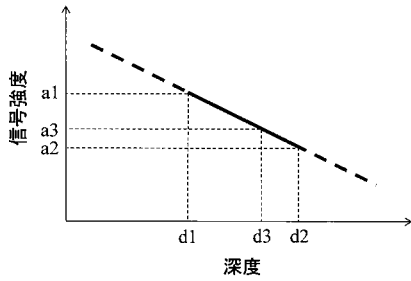
【 図 2 】



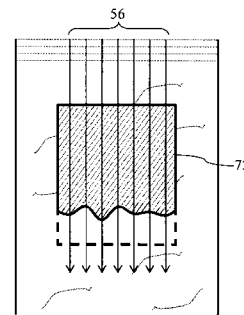
【 図 3 】



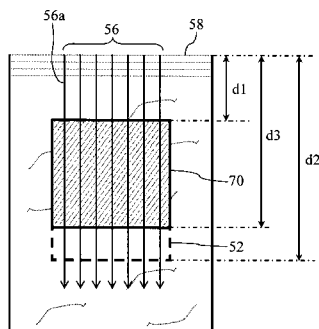
【 図 4 】



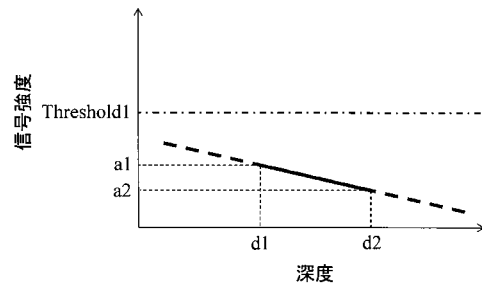
【 図 6 】



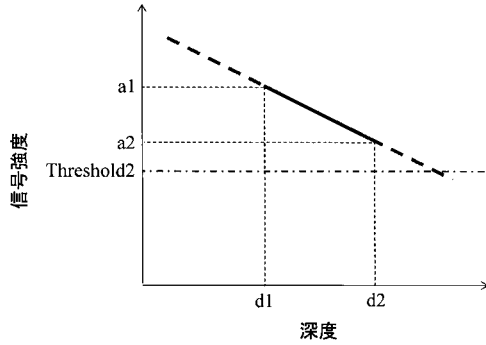
【 図 5 】



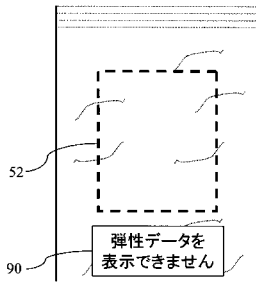
【 図 7 】



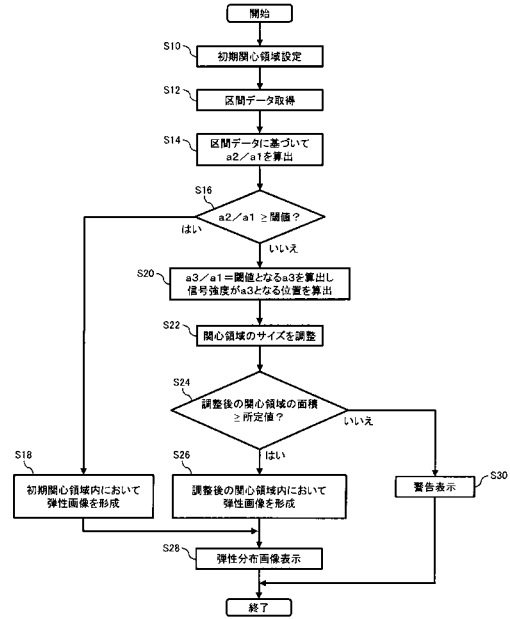
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【手続補正書】

【提出日】平成26年6月18日(2014.6.18)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内の送受波領域に対して超音波ビームを走査することで得られる反射エコーに基づいて、走査方向に並ぶ複数のビームデータを取得する送受波手段と、

前記送受波領域内に関心領域を設定する関心領域設定手段と、

前記複数のビームデータにおける前記関心領域に対応する複数の区間データに基づいて、前記関心領域内における各位置の組織弾性を表した弾性画像を生成する弾性画像生成手段と、

を含み、

前記関心領域設定手段は、

前記複数の区間データのうちの少なくとも1つの区間データに基づいて、前記関心領域での前記反射エコーの減衰を評価するための減衰評価値を演算する減衰評価値演算部と、前記減衰評価値に基づいて前記関心領域のビーム方向サイズを調整するサイズ調整部と

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記減衰評価値演算部は、前記少なくとも1つの区間データにおけるビーム方向の複数の深さ位置に対応する複数の振幅値に基づいて前記減衰評価値を演算する、

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】

前記複数の振幅値は、前記関心領域における最も浅い位置の振幅値と、前記関心領域における最も深い位置の振幅値とを含む、

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記サイズ調整部は、前記関心領域が有する上限深さと下限深さのうち、下限深さを調整する、

ことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記サイズ調整部は、前記下限深さを前記ビーム方向の浅い方へ移動させる、

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】

前記減衰評価値演算部は、前記複数の区間データの全部に基づいて前記減衰評価値を演算する、

ことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2016002208A	公开(公告)日	2016-01-12
申请号	JP2014123726	申请日	2014-06-16
[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	大坂卓司		
发明人	大坂 卓司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD21 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB48 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK16		
外部链接	Espacenet		

<p>摘要(译)</p> <p>解决的问题：在超声诊断设备中，为了优化关注区域的尺寸，该关注区域是形成弹性图像的区域，在该超声波诊断设备中，形成了显示受检者的组织弹性分布的弹性图像。关注区域设置单元32在发送/接收超声波束的发送/接收区域中设置关注区域（初始关注区域）。衰减评估值计算单元34计算用于评估初始关注区域中的反射回波的衰减的衰减评估值。基于衰减评估值，识别出由于反射回波的信号强度小而不能在感兴趣的初始区域中正确地测量组织弹性的区域（低计算精度区域）。大小设置单元36基于衰减评估值来调整初始关注区域的大小，以从关注区域中排除低计算精度区域。这使得可以在除了低计算精度区域之外的感兴趣区域中形成弹性图像。[选型图]图1</p>	<p>(21) 出願番号 特願2014-123726 (P2014-123726)</p> <p>(22) 出願日 平成26年6月16日 (2014. 6. 16)</p>	<p>(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</p> <p>(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所</p> <p>(72) 発明者 大坂 卓司 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</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD19 DD21 EE09 JB36 JB40 JB46 JB48 JC37 KK02 KK16</p>
---	--	---