

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6038338号
(P6038338)

(45) 発行日 平成28年12月7日(2016. 12. 7)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016. 11. 11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 16 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2015-541476 (P2015-541476)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月2日(2014. 9. 2)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2014/072998
 (87) 国際公開番号 W02015/053007
 (87) 国際公開日 平成27年4月16日(2015. 4. 16)
 審査請求日 平成28年2月4日(2016. 2. 4)
 (31) 優先権主張番号 特願2013-210183 (P2013-210183)
 (32) 優先日 平成25年10月7日(2013. 10. 7)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000166247
 古野電気株式会社
 兵庫県西宮市芦原町9番52号
 (72) 発明者 喜屋武 弥
 兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気
 株式会社内
 審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断方法、及び超音波診断プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断装置であって、

超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化する段階化部と、

前記段階化部で段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化部で段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出する特徴量算出部と、

を備えていることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号のエコー強度に対応する輝度レベルを有し、それぞれが前記関心領域の各位置に対応する複数の画素、で構成されたエコーレベル画像を生成する画像生成部、を更に備えていることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

複数段階に設定される前記エコー強度のうちの値が最も大きい上限エコー強度と値が最も小さい下限エコー強度とを設定する上下限值設定部、を更に備えていることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域は、前記被検知部の表面からのエコー信号を含む領域として設定されることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域の各位置に対応するサンプルにおける前記段階化部で段階化された各前記エコー強度に基づいて、同時生起行列を生成する同時生起行列生成部を更に備え、

前記特徴量算出部は、前記同時生起行列生成部で生成された前記同時生起行列から、前記特徴量を算出することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記特徴量算出部は、前記特徴量として相関を算出することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記同時生起行列生成部は、前記関心領域における、前記深さ方向と交差する方向に所定距離離れた位置関係にある一対のサンプルで構成されるサンプル対、のそれぞれを対象として、前記同時生起行列としての第 1 同時生起行列を算出し、

前記特徴量算出部は、前記第 1 同時生起行列から前記相関を算出することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 5 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記特徴量算出部は、前記特徴量としてコントラストを算出することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波診断装置において、

前記同時生起行列生成部は、前記関心領域における、前記深さ方向に所定距離離れた位置関係にある一対のサンプルで構成されるサンプル対、のそれぞれを対象として、前記同時生起行列としての第 2 同時生起行列を算出し、

前記特徴量算出部は、前記第 2 同時生起行列から前記コントラストを算出することを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記エコー信号に基づき、前記被検知部の表面の前記深さ方向における位置を検出する表面位置検出部と、

前記表面位置検出部で検出された前記被検知部の表面の位置に基づいて、前記関心領域を設定する関心領域設定部と、

を更に備えていることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波診断装置において、

複数段階に設定される前記エコー強度のうちの値が最も大きい上限エコー強度と値が最も小さい下限エコー強度とを設定する上下限值設定部、を更に備え、

前記上下限值設定部は、前記表面位置検出部で検出された前記被検知部の表面からのエコー信号の最大値を検出し、該最大値を前記上限エコー強度として設定し、

前記関心領域の各位置における前記エコー強度を、前記上下限值設定部で検出された前

10

20

30

40

50

記最大値で除算するエコーレベル正規化部、を更に備えることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 1 2】

請求項 1 0 又は請求項 1 1 に記載の超音波診断装置において、

前記関心領域における前記被検知部の表面の位置が、前記深さ方向における所定範囲内に含まれるように、前記関心領域におけるサンプルの深さ位置を補正する表面位置補正部、を更に備えることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 1 3】

請求項 1 から請求項 1 2 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記被検体の内部に超音波信号を照射する前記超音波プローブと、

前記特徴量算出部によって算出された前記特徴量、又は該特徴量に基づいて導出された、前記被検体の被検知部の状態を示す指標、を表示する表示部と、
を更に備えていることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 3 に記載の超音波診断装置において、

前記超音波プローブは、前記被検体の表面に沿って走査されることにより、前記深さ方向と、前記深さ方向と交差する方向である該超音波プローブの走査方向と、で特定される前記関心領域、に対する超音波の送受信が可能であることを特徴とする、超音波診断装置。

【請求項 1 5】

被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断方法であって、

超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化するステップと、

前記段階化するステップで段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出するステップと、

を含むことを特徴とする、超音波診断方法。

【請求項 1 6】

被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断プログラムであって、

超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化するステップと、

前記段階化するステップで段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出するステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする、超音波診断プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断装置、被検知部の状態を診断するための超音波診断方法及び超音波診断プログラムに関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

従来より、被検体において検査対象となる被検知部の状態を解析するために、被検知部に向かって照射された超音波の反射エコーに基づいて解析データを生成する超音波診断が知られている。例えば、特許文献 1 には、先端に超音波送受波体を有する内視鏡を関節内部に挿入し、超音波送受波体から送信されたパルス信号の反射エコーに基づいて、被検知部としての軟骨の厚みを算出する装置が開示されている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 3 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 2 - 3 4 5 8 2 1 号 公 報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 4 】

ところで、上記特許文献 1 に示す装置を用いて、経皮的に被検知部の状態を解析する場合、超音波が軟部組織で減衰する。軟部組織における超音波の減衰度には個人差があるため、軟骨の状態を正確に評価することが困難となる場合がある。

【 0 0 0 5 】

本発明は、上記課題を解決するためのものであり、その目的は、経皮的に被検知部の状態を解析する場合であっても、被検知部の状態を正確に把握することである。

【 課題を解決するための手段 】

20

【 0 0 0 6 】

(1) 上記課題を解決するために、この発明のある局面に係る超音波診断装置は、被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断装置であって、超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化する段階化部と、前記段階化部で段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化部で段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出する特徴量算出部と、を備えている。

30

【 0 0 0 7 】

(2) 好ましくは、前記超音波診断装置は、前記段階化部で段階化された各前記エコー強度に対応する輝度レベルを有し、それぞれが前記関心領域の各位置に対応する複数の画素、で構成されたエコーレベル画像を生成する画像生成部、を更に備えている。

【 0 0 0 8 】

(3) 好ましくは、前記超音波診断装置は、複数段階に設定される前記エコー強度のうちの値が最も大きい上限エコー強度と値が最も小さい下限エコー強度とを設定する上下限値設定部、を更に備えている。

【 0 0 0 9 】

40

(4) 好ましくは、前記関心領域は、前記被検知部の表面からのエコー信号を含む領域として設定される。

【 0 0 1 0 】

(5) 好ましくは、前記超音波診断装置は、前記関心領域の各位置に対応するサンプルにおける前記段階化部で段階化された各前記エコー強度に基づいて、同時生起行列を生成する同時生起行列生成部を更に備え、前記特徴量算出部は、前記同時生起行列生成部で生成された前記同時生起行列から、前記特徴量を算出する。

【 0 0 1 1 】

(6) 更に好ましくは、前記特徴量算出部は、前記特徴量として相関を算出する。

【 0 0 1 2 】

50

(7)更に好ましくは、前記同時生起行列生成部は、前記関心領域における、前記深さ方向と交差する方向に所定距離離れた位置関係にある一対のサンプルで構成されるサンプル対、のそれぞれを対象として、前記同時生起行列としての第1同時生起行列を算出し、前記特徴量算出部は、前記第1同時生起行列から前記相関を算出する。

【0013】

(8)好ましくは、前記特徴量算出部は、前記特徴量としてコントラストを算出する。

【0014】

(9)更に好ましくは、前記同時生起行列生成部は、前記関心領域における、前記深さ方向に所定距離離れた位置関係にある一対のサンプルで構成されるサンプル対、のそれぞれを対象として、前記同時生起行列としての第2同時生起行列を算出し、前記特徴量算出部は、前記第2同時生起行列から前記コントラストを算出する。

10

【0015】

(10)好ましくは、前記超音波診断装置は、前記エコー信号に基づき、前記被検知部の表面の前記深さ方向における位置を検出する表面位置検出部と、前記表面位置検出部で検出された前記被検知部の表面の位置に基づいて、前記関心領域を設定する関心領域設定部と、を更に備えている。

【0016】

(11)更に好ましくは、前記段階化部は、複数段階に設定される前記エコー強度のうちの値が最も大きい上限エコー強度と値が最も小さい下限エコー強度とを設定する上下限值設定部を有し、前記上下限值設定部は、前記表面位置検出部で検出された前記被検知部の表面からのエコー信号の最大値を検出し、該最大値を前記上限値として設定し、前記超音波診断装置は、前記解析領域の各位置における前記エコー強度を、前記上下限值設定部で検出された前記最大値で除算するエコーレベル正規化部、を更に備える。

20

【0017】

(12)好ましくは、前記超音波診断装置は、前記関心領域における前記被検知部の表面の位置が、前記深さ方向における所定範囲内に含まれるように、前記関心領域におけるサンプルの深さ位置を補正する表面位置補正部、を更に備える。

【0018】

(13)好ましくは、前記超音波診断装置は、前記被検体の内部に超音波信号を照射する前記超音波プローブと、前記特徴量算出部によって算出された前記特徴量、又は該特徴量に基づいて導出された、前記被検体の被検知部の状態を示す指標、を表示する表示部と、を更に備えている。

30

【0019】

(14)更に好ましくは、前記超音波プローブは、前記被検体の表面に沿って走査されることにより、前記深さ方向と、前記深さ方向と交差する方向である該超音波プローブの走査方向と、で特定される前記関心領域、に対する超音波の送受信が可能である。

【0020】

(15)上記課題を解決するために、この発明のある局面に係る超音波診断方法は、被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断方法であって、超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化するステップと、前記段階化するステップで段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出するステップと、を含む。

40

【0021】

(16)上記課題を解決するために、この発明のある局面に係る超音波診断プログラムは、被検体において検査対象となる被検知部の状態を診断するための超音波診断プログラムであって、超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号

50

に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化するステップと、前記段階化するステップで段階化された各前記エコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出するステップと、をコンピュータに実行させる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、経皮的に被検知部の状態を解析する場合であっても、被検知部の状態を正確に把握できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明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】超音波診断装置のプロープの、膝に対する設置態様を示す模式図である。

【図3】プロープが設置された状態の膝付近を側方から見た模式図であり、(A)は第1状態の場合を示す図、(B)は第2状態の場合を示す図、である。

【図4】図1に示す超音波診断装置の信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図5】画像生成部によって生成されたエコーレベル画像の一例を示す図である。

【図6】軟骨の表面位置が補正されたエコーレベル画像の一例を示す図である。

【図7】階調化された関心領域画像の一例を示す図である。

【図8】同時生成行列の生成対象となる画素対の互いに対する位置関係を説明するための模式図である。

【図9】相関COR_{d5θ90}と軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。

【図10】コントラストCNT_{d1θ0}と軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。

【図11】信号処理部の動作を説明するためのフローチャートである。

【図12】第1状態[T1]と第2状態[T2]とでの各エコー信号の波形例を示す図である。

【図13】変形例に係る超音波診断装置の信号処理部の構成を示すブロック図である。

【図14】コントラストCNT_{d5θ90}と軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。

【図15】変形例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16】変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明の実施形態に係る信号処理部10、及び信号処理部10を備える超音波診断装置1について、図を参照して説明する。図1は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示すブロック図である。超音波診断装置1は、患者の膝(被検体)の軟骨(被検知部)の状態を診断するためのものである。

【0025】

図2は、本発明の実施形態に係る超音波診断装置1のプロープ4の被検体に対する設置態様を示す図であり、図2(A)は第1状態(t=T1)の場合を示し、図2(B)は第2状態(t=T2)の場合を示す。

【0026】

超音波診断装置1では、プロープ4を膝表面に当接させた状態でプロープ4を膝の上下方向に動作させ、軟部組織903と軟骨901との相対位置を、図2(A)に示す第1状態と、図2(B)に示す第2状態とに切り替える。そして、超音波診断装置1では、各状態においてプロープ4から超音波を照射し、各状態において得られたエコー信号に基づい

10

20

30

40

50

て、軟骨 9 0 1 の状態（軟骨表面の粗さ等）を示す指標が数値として算出される。超音波診断装置 1 のユーザ（例えば医師）は、表示部 5 に表示される当該指標を見て、患者の膝関節の軟骨の状態を診断する。

【 0 0 2 7 】

[全体構成]

超音波診断装置 1 は、図 1 に示すように、操作部 2 と、送信制御部 3 と、プローブ 4 と、信号処理部 1 0 と、表示部 5 と、を備えている。

【 0 0 2 8 】

操作部 2 は、例えば、キーボード又はタッチパネル等で構成され、ユーザの操作入力を受け付ける。操作部 2 は、ユーザの操作入力に応じて、軟骨表面を検出する処理の実行開始を送信制御部 3 へ指示する。また、操作部 2 は、ユーザの操作入力に応じて、表示態様を設定もしくは切り替える指示を、表示部 5 に出力する。なお、この操作部 2 は、表示部 5 に組み込まれたものであってもよい。

【 0 0 2 9 】

送信制御部 3 は、パルス状の超音波信号を生成する。送信制御部 3 は、第 1 状態 [T 1] と第 2 状態 [T 2] のそれぞれで、超音波信号を生成する。

【 0 0 3 0 】

送信制御部 3 は、超音波信号をプローブ 4 へ出力する。プローブ 4 は、送受波面に平行な方向へ配列された複数の振動子 4 a を備える（図 3 参照）。この振動子 4 a の配列方向が走査方向となる。各振動子 4 a は、超音波信号を、被検体内に向けて送信する。各振動子 4 a は、所定の時間間隔で超音波信号を送信し、その反射エコー信号を受信する。

【 0 0 3 1 】

プローブ 4 は、複数の振動子 4 a を有している。プローブ 4 は、図 2 に示すように、被検体である膝の軟部組織 9 0 3 の表面に、送受波面側の端面が当接するように配置される。ここで、図 3 に示すように、軟部組織 9 0 3 は、軟骨 9 0 1 よりも被検体の表面側に存在する部位である。軟骨 9 0 1 は、軟骨下骨 9 1 1 に付着しており、軟骨下骨 9 1 1 は、骨（海綿骨）9 0 2 に結合した組織である。

【 0 0 3 2 】

なお、プローブは、1つの振動子のみを有していてもよい。この場合、振動子の移動方向が走査方向となる。

【 0 0 3 3 】

図 2（A）に示すようにプローブ 4 を軟部組織 9 0 3 の表面に接触させながら、図 2（B）に示すようにプローブ 4 を表面に沿って移動させる。これにより、図 2 に示すように、軟部組織 9 0 3 は、軟骨 9 0 1 の表面を滑りながら、プローブ 4 に従って移動する。このプローブ 4 を移動させる前の図 2（A）の状態が第 1 状態（ $t = T 1$ ）であり、プローブ 4 を移動させた後の図 2（B）の状態が第 2 状態（ $t = T 2$ ）である。この際、プローブ 4 は振動子の配列方向（走査方向）に沿って移動させる。

【 0 0 3 4 】

各振動子 4 a は、第 1 状態 [T 1] と第 2 状態 [T 1] のそれぞれにおいて、超音波信号を被検体内に向けて送信する。この際、プローブ 4 の各振動子 4 a は、軟部組織 9 0 3 の表面に対して直交する方向が送信ビームの中心軸の方向となるように、超音波信号を送信する。

【 0 0 3 5 】

各振動子 4 a は、超音波信号が被検体内の軟部組織 9 0 3 や軟骨 9 0 1 で反射したエコー信号を受信し、信号処理部 1 0 へ出力する。プローブ 4 は、第 1 状態 [T 1] において振動子 4 a で得られたエコー信号からなる第 1 エコー群 S W [T 1] と、第 2 状態 [T 2] において各振動子で得られたエコー信号から第 2 エコー群 S W [T 2] を、それぞれ、信号処理部 1 0 へ出力する。

【 0 0 3 6 】

信号処理部 1 0 は、各エコー信号に基づいて軟骨 9 0 1 の状態を解析し、その解析結果

10

20

30

40

50

を表示部 5 へ出力する。信号処理部 10 の詳細な構成及び動作については、詳しくは後述する。

【 0 0 3 7 】

表示部 5 は、信号処理部 10 で解析された軟骨 901 の解析結果を表示する。具体的には、表示部 5 には、信号処理部 10 で算出された、軟骨の状態を示す指標としての特徴量が表示される。ユーザは、この特徴量から、患者の膝の軟骨 901 の状態を推定する。

【 0 0 3 8 】

[信号処理部の構成]

図 4 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の信号処理部 10 の構成を示すブロック図である。信号処理部 10 は、図 4 に示すように、エコー信号受信部 11 と、A/D 変換部 12 と、表面位置検出部 13 と、画像生成部 14 と、エコーレベル正規化部 15 と、表面位置補正部 16 と、ダイナミックレンジ設定部 17 と、関心領域設定部 18 と、階調化部 19 と、同時生起行列生成部 20 と、特徴量算出部 21 と、を備えている。信号処理部 10 は、CPU、RAM 及び ROM (図示せず) 等を含むハードウェアを用いて構成されている。また、信号処理部 10 は、ROM に記憶された超音波診断プログラムを含むソフトウェアを用いて構成されている。

【 0 0 3 9 】

上記超音波診断プログラムは、本発明の一実施形態における超音波診断方法を、信号処理部 10 に実行させるためのプログラムである。このプログラムは、外部からインストールできる。このインストールされるプログラムは、例えば、記録媒体に格納された状態で流通する。上記ハードウェアとソフトウェアとは、協働して動作するように構成されている。これにより、信号処理部 10 を、上述したエコー信号受信部 11、A/D 変換部 12、表面位置検出部 13、画像生成部 14、エコーレベル正規化部 15、等として機能させることができる。

【 0 0 4 0 】

エコー信号受信部 11 は、各エコー信号に対して所定の増幅処理を行い、A/D 変換部 12 へ出力する。エコー信号受信部 11 は、第 1 エコー群 SW [T 1] の各エコー信号と、第 2 エコー群 SW [T 2] の各エコー信号を、個別に増幅処理して、A/D 変換部 12 へ出力する。

【 0 0 4 1 】

A/D 変換部 12 は、エコー信号を所定の時間間隔でサンプリングすることで、離散データ化する。この離散データ化されたエコー信号がエコーデータとなる。これにより、深度方向に所定間隔でデータサンプリングされたエコーデータを得ることができる。A/D 変換部 12 は、エコーデータを、表面位置検出部 13 及び画像生成部 14 へ出力する。

【 0 0 4 2 】

表面位置検出部 13 は、記憶部 13a と、判定部 13b と、を有している。

【 0 0 4 3 】

記憶部 13a は、第 1 状態 [T 1] で得られた複数のエコーデータと、第 2 状態 [T 2] で得られた複数のエコーデータとを記憶する容量を備える。記憶部 13a は、A/D 変換部 12 から出力された各エコーデータを記憶する。

【 0 0 4 4 】

判定部 13b は、具体的な処理は後述するが、第 1 状態 [T 1] の各注目領域の波形 (スweepのエコーデータ列) と、第 2 状態の各比較対象領域の波形 (スweepのエコーデータ列) とを比較する。判定部 13b は、この比較結果に基づいて、選択した注目領域が、第 2 状態のどの位置の比較対象領域に対応するかを検出する。

【 0 0 4 5 】

判定部 13b は、第 1 状態 [T 1] の注目領域に対して最も類似する第 2 状態 [T 2] の比較対象領域を検出する。判定部 13b は、当該波形が最も類似する領域 (もしくは当該領域の代表位置) が第 1 状態 [T 1] と第 2 状態 [T 2] でどのように変位したか (変位しなかったか) を検出する。判定部 13b は、この領域の位置の変位傾向の違いから、

10

20

30

40

50

軟部組織の領域と軟骨の領域とを判別し、軟骨 9 0 1 の表面位置を検出する。

【 0 0 4 6 】

図 5 は、画像生成部 1 4 によって生成されたエコーレベル画像の一例を示す図である。画像生成部 1 4 は、A D 変換部 1 2 からのエコーデータに基づき、例えば一例として図 5 に示すような、超音波プローブ 4 の走査方向（被検体の深さ方向と交差する方向）と、軟骨 9 0 1 の深さ方向（走査方向と垂直な方向であって、膝の内部に向かう方向）とで特定される解析領域の各位置からのエコー信号に基づくエコーレベル画像を生成する。エコーレベル画像は、格子状に配列された複数の画素によって構成される。各画素は、解析領域の各位置に対応した位置に配置され、解析領域の各位置におけるエコー強度に対応する輝度レベルを有している。本実施形態では、例えば一例として、輝度レベルが高い方から低い方へいくにつれて、赤、橙、黄、緑、青、濃青、の順に徐々に変化する色調を対応させて表示している。

10

【 0 0 4 7 】

エコーレベル正規化部 1 5 は、解析領域の各位置からのエコー信号の強度（エコー強度）が最も高いエコー強度を検出し、当該エコー強度で、解析領域の各位置のエコー強度を除算する。すなわち、解析領域の各位置のエコー強度を、最大値が 0 d B となるように正規化する。

【 0 0 4 8 】

図 6 は、軟骨 9 0 1 の表面位置が補正されたエコーレベル画像の一例を示す図である。表面位置補正部 1 6 は、画像生成部 1 4 で生成されたエコーレベル画像における軟骨 9 0 1 の表面位置が、深さ方向における所定範囲に含まれるように（直線状となるように）補正する。例えば一例として、表面位置補正部 1 6 は、走査方向の各位置に対応するエコー信号に適宜、遅延処理を施すことにより、エコーレベル画像における軟骨 9 0 1 の表面位置を直線状にする。

20

【 0 0 4 9 】

ダイナミックレンジ設定部 1 7 は、解析領域の各位置のエコー強度の上限値（上限エコー強度）及び下限値（下限エコー強度）を設定する上下限值設定部として設けられている。ダイナミックレンジ設定部 1 7 は、上記上限値として、エコーレベル正規化部 1 5 で正規化された信号レベルの最大値（0 d B）を設定し、上記下限値として、例えば一例として、- 4 0 d B を設定する。この下限値（- 4 0 d B）は、経験的に求められた値であって、軟骨表面から軟骨内部における散乱のエコーを検知可能な値が設定される。

30

【 0 0 5 0 】

関心領域設定部 1 8 は、表面位置検出部 1 3 で算出された解析データ（軟骨の表面位置）に基づき、軟骨の表面位置から深さ方向の所定長さ（一例として、0 . 2 4 m m 程度）に亘り、且つ走査方向の所定長さ（一例として、4 m m 程度）に亘る範囲を、関心領域として設定する。

【 0 0 5 1 】

図 7 は、階調化された関心領域画像の一例を示す図である。階調化部 1 9 は、関心領域設定部 1 8 で設定された関心領域内のエコーレベル画像である関心領域画像の各画素の輝度レベルを、複数段階（一例として 1 6 階調）に階調化する。すなわち、階調化部 1 9 は、エコー強度を複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化する段階化部として設けられている。なお、図 7 に示す例では、4 段階に階調化された関心領域画像の一例を図示している。

40

【 0 0 5 2 】

同時生起行列生成部 2 0 は、各画素の輝度レベルが 1 6 段階に階調化された関心領域内のエコーレベル画像から、同時生起行列を生成する。同時生起行列とは、画像の階調度 i の画素から一定の変位 $\delta = (d, \theta)$ （ d は距離、 θ は角度、図 8 参照）だけ離れた画素の階調度が j である確率 $P_{\delta}(i, j)$ （ $i, j = 1, 2, \dots, n - 1$ ）を要素とする行列である。具体的には、同時生起行列は、次の式（1）で与えられる。

【 0 0 5 3 】

50

【数 1】

$$P\delta = \begin{bmatrix} P\delta(0, 0) & P\delta(0, 1) & \cdots \\ P\delta(1, 0) & \ddots & \\ \vdots & & P\delta(i, j) \end{bmatrix} \cdots (1)$$

【0054】

本実施形態では、同時生起行列生成部20は、2つの同時生起行列（第1同時生起行列 $P_{d5\theta90}(i, j)$ 及び第2同時生起行列 $P_{d1\theta0}(i, j)$ ）を生成する。第1同時生起行列 $P_{d5\theta90}(i, j)$ は、互いに走査方向に5画素離れている画素対を対象として生成されている。また、第2同時生起行列 $P_{d1\theta0}(i, j)$ は、互いに深さ方向に1画素離れている画素対を対象として生成されている。なお、画素対の間の距離である d の値は、実験等によって予め設定された値であるが、上述した値に限らず、画素の大きさ、ビーム径、走査ステップ、サンプリング周波数等に応じて、適宜、設定される。

10

【0055】

特徴量算出部21は、同時生起行列生成部20で生成された同時生起行列から、所定の特徴量を算出する。本実施形態では、特徴量算出部21は、特徴量として、相関COR及びコントラストCNTを算出する。具体的には、特徴量算出部21は、第1同時生起行列 $P_{d5\theta90}(i, j)$ から相関 $COR_{d5\theta90}$ を算出し、第2同時生起行列 $P_{d1\theta0}(i, j)$ からコントラスト $CNT_{d1\theta0}$ を算出する。相関COR及びコントラストCNTは、以下の式(1)及び式(2)で与えられる。

20

【0056】

【数 2】

$$COR = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y} \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \{i j P\delta(i, j) - \mu_x \mu_y\} \cdots (2)$$

$$\text{但し、} \mu_x = \sum_{i=0}^{n-1} i \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j) \quad \sigma_x^2 = \sum_{i=0}^{n-1} (i - \mu_x)^2 \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j)$$

30

$$\mu_y = \sum_{j=0}^{n-1} j \sum_{i=0}^{n-1} P\delta(i, j) \quad \sigma_y^2 = \sum_{j=0}^{n-1} (j - \mu_y)^2 \sum_{i=0}^{n-1} P\delta(i, j)$$

【0057】

【数 3】

$$CNT = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \left\{ (i - j)^2 P\delta(i, j) \right\} \cdots (3)$$

40

【0058】

図9は、複数サンプル($N = 26$)を対象として、式(2)によって算出された相関 $COR_{d5\theta90}$ と、軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。図9に示すように、軟骨表面に平行な方向の相関 $COR_{d5\theta90}$ と表面粗さとの間には、比較的高い負の相関が認められた。これは、変性度の低い軟骨（表面粗さが小さい軟骨）の場合、軟骨表面の面内方向（ $\theta = 90^\circ$ の方向）に沿う方向のエコー強度が概ね一様となる一方、変性度の高い軟骨（表面粗さが大きい軟骨）の場合、軟骨表面の面内方向に沿

50

う方向のエコー強度にバラつきが生じることが原因と考えられる。従って、特徴量算出部 21 で算出された相関 $COR_{d5\theta90}$ が大きい場合軟骨の変性度が低いと推測でき、相関 $COR_{d5\theta90}$ が小さい場合軟骨の変性度が高いと推測できる。

【0059】

図 10 は、複数サンプル ($N = 26$) を対象として、式 (3) によって算出されたコントラスト $CNT_{d1\theta0}$ と、軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。図 10 に示すように、軟骨表面に垂直な方向のコントラスト $CNT_{d1\theta0}$ と表面粗さとの間には、比較的高い負の相関が認められた。これは、変性度の低い軟骨の場合、深さ方向において、軟骨表面を基準として急激なエコー強度の変化が生じる一方、変性度の高い軟骨の場合、エコー強度の急激な変化が起こりにくいことが原因と考えられる。従って、特徴量算出部 21 で算出されたコントラスト $CNT_{d1\theta0}$ が大きい場合軟骨の変性度が低いと推測でき、コントラスト $CNT_{d1\theta0}$ が小さい場合軟骨の変性度が高いと推測できる。

10

【0060】

[信号処理部の動作]

図 11 は、信号処理部 10 の動作を説明するためのフローチャートである。図 11 を参照して、信号処理部 10 の動作について説明する。

【0061】

まず、ステップ S1 で、エコー信号受信部 11 は、第 1 エコー群 $SW[T1]$ の各エコー信号と、第 2 エコー群 $SW[T2]$ の各エコー信号を、個別に増幅処理して、AD 変換部 12 へ出力する。

20

【0062】

次に、ステップ S2 で、AD 変換部 12 は、第 1 エコー群 $SW[T1]$ の各エコー信号と、第 2 エコー群 $SW[T2]$ の各エコー信号を、所定の時間間隔でサンプリングし、離散データ化する。AD 変換部 12 は、離散データ化された各エコーデータを表面位置検出部 13 に出力する一方、2つのエコー群のうちのいずれか一方のエコーデータを画像生成部 14 に出力する。

【0063】

次に、ステップ S3 で、表面位置検出部 13 は、軟骨 901 の表面位置を検出する。ここで、ステップ S3 において表面位置検出部 13 で実行される、より具体的な軟骨表面の検出方法について、図 3 及び図 12 を参照して説明する。なお、説明を簡単にするために、第 1 状態 $[T1]$ と第 2 状態 $[T2]$ との間でのプローブ 4 (振動子 4a) の移動距離 Δx は、振動子の配置間隔に一致したものと説明する。

30

【0064】

まず、第 1 状態 $[T1]$ として、例えば、被検体である膝を第 1 の角度で曲げた状態で、プローブ 4 を膝の表面に当接させる。言い換えれば、プローブ 4 を軟部組織 903 の表面に当接させる。これは、図 3 (A) の状態である。

【0065】

所定間隔を空けてプローブ 4 に配置された各振動子は、それぞれ軟部組織 903 の表面に平行な方向 (送受波面に平行な走査方向) へ超音波信号を送信する。図 3 の例であれば、プローブ 4 には、5 個の振動子が走査方向に沿って等間隔で配置されており、図 3 (A) に示すように、それぞれの位置に配置された各振動子は、軟部組織 903 の表面に直交する方向へ超音波信号を送信する。この各配置位置の超音波信号が軟部組織 903、軟骨 901、軟骨下骨 911 の各深度位置で反射および散乱することで、走査方向に所定間隔をおいた各位置 (走査方向位置) のエコー信号 $SWT11$, $SWT12$, $SWT13$, $SWT14$, $SWT15$ が得られる。各振動子は、それぞれにエコー信号を受信する。この各振動子で得られたエコー信号 $SWT11$, $SWT12$, $SWT13$, $SWT14$, $SWT15$ のエコー信号群が第 1 エコー群 $SW[T1]$ となる。

40

【0066】

次に、プローブ 4 を軟部組織 903 に当接させたままの状態、プローブ 4 を軟部組織

50

903の表面に平行な方向で且つ走査方向に平行な方向へ、距離 Δx だけ移動させる。この状態が第2状態[T2]であり、図3(B)の状態である。この時、軟部組織903は、プローブ4の移動に追従して移動する。したがって、プローブ4の送受波面と軟部組織903の走査方向の各位置との相対的な位置関係は、プローブ4の移動に応じることなく変化しない。一方、軟骨901は、軟骨下骨911を介して骨902に固着しているので、プローブ4の移動があっても移動しない。したがって、プローブ4の送受波面と軟骨901の走査方向の各位置との相対的な位置関係は、プローブ4の移動に応じて変化する。

【0067】

第2状態になった後、図3(B)に示すように、プローブ4の各振動子から、軟部組織903の表面に平行な方向(送受波面に平行な走査方向)へ超音波信号を送信する。この各走査位置の超音波信号が軟部組織903、軟骨901、軟骨下骨911の各深度位置で反射および散乱することで、走査方向に所定間隔をおいた各位置のエコー信号SWT21, SWT22, SWT23, SWT24, SWT25が得られる。各振動子は、それぞれにエコー信号を受信する。この各振動子で得られたエコー信号SWT21, SWT22, SWT23, SWT24, SWT25のエコー信号群が第2エコー群SW[T2]となる。

10

【0068】

このように、プローブ4の移動前に、複数のエコー信号SWT11, SWT12, SWT13, SWT14, SWT15からなる第1エコー群SW[T1]を取得する。そして、プローブ4の移動後に、複数のエコー信号SWT21, SWT22, SWT23, SWT24, SWT25からなる第2エコー群SW[T2]を取得する。

20

【0069】

図12は、第1状態[T1]と第2状態[T2]とでの各エコー信号の波形例を示す図である。なお、図12では本願発明の特徴を分かりやすく図示するために、プローブ4が移動した距離 Δx と、各振動子の間隔、すなわち走査位置の間隔が等しいものとしている。また、以下では、この条件において軟骨901の表面の検出の説明を行う。

【0070】

(i) 軟部組織903 上述のように、プローブ4は軟部組織903の表面に当接しており、軟部組織903は軟骨901の表面に固定されていない。したがって、プローブ4が距離 Δx だけ移動すると、軟部組織903も、プローブ4の移動に追従して、距離 Δx だけ移動する。

30

【0071】

この場合、図12の第1状態[T1]の各エコー信号の波形および第2状態[T2]の各エコー信号の波形に示すように、第1エコー群SW[T1]のエコー信号SWT11の軟部組織903の領域と、第2エコー群SW[T2]のエコー信号SWT21の軟部組織903の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。

【0072】

同様に、エコー信号SWT12の軟部組織903の領域とエコー信号SWT22の軟部組織903の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。エコー信号SWT13の軟部組織903の領域とエコー信号SWT23の軟部組織903の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。エコー信号SWT14の軟部組織903の領域とエコー信号SWT24の軟部組織903の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。エコー信号SWT15の軟部組織903の領域とエコー信号SWT25の軟部組織903の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。

40

【0073】

したがって、軟部組織903内では、各走査位置のエコー信号は、第1状態[T1]と第2状態[T2]とで、プローブ4に対する走査方向に沿った位置が略一致する。

【0074】

(ii) 軟骨901 プローブ4が移動しても、軟骨901は移動しない。したがって、プローブ4が距離 Δx だけ移動すると、プローブ4の各振動子の位置(各走査位置)と

50

軟骨 901 の各位置との位置関係が、走査方向に沿って距離 Δx だけずれる。

【0075】

この場合、図 12 の第 1 状態 [T 1] の各エコー信号の波形および第 2 状態 [T 2] の各エコー信号の波形に示すように、第 1 エコー群 S W [T 1] のエコー信号 S W T 1 1 の軟骨 901 の領域と、第 2 エコー群 S W [T 2] のエコー信号 S W T 2 1 の軟骨 901 の領域とで、エコー信号の波形が一致せず、第 2 エコー群 S W [T 2] のエコー信号 S W T 2 2 の軟骨 901 の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。

【0076】

同様に、エコー信号 S W T 1 2 の軟骨 901 の領域とエコー信号 S W T 2 3 の軟骨 901 の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。エコー信号 S W T 1 3 の軟骨 901 の領域とエコー信号 S W T 2 4 の軟骨 901 の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。エコー信号 S W T 1 4 の軟骨 901 の領域とエコー信号 S W T 2 5 の軟骨 901 の領域とで、エコー信号の波形が略一致する。

【0077】

したがって、軟骨 901 内では、各走査位置のエコー信号は、第 1 状態 [T 1] と第 2 状態 [T 2] とで、走査位置が振動子の配置間隔で一つ分ずれた状態で略一致する。

【0078】

このように、軟部組織 903 からのエコーデータと軟骨 901 からのエコーデータは、第 1 状態 [T 1] と第 2 状態 [T 2] とで異なる挙動を示す。したがって、この挙動（第 1 状態と第 2 状態での注目点の相対位置の変化）を検出することで、軟部組織 903 の領域と、軟骨 901 の領域を識別できる。そして、軟部組織 903 と軟骨 901 との境界面である軟骨表面を検出することができる。

【0079】

一方、ステップ S 4 で、画像生成部 14 は、A D 変換部 12 から出力されたエコーデータに基づいて、図 5 に示すようなエコーレベル画像を生成する。

【0080】

次に、ステップ S 5 で、エコーレベル正規化部 15 は、解析領域の各位置のエコー強度を正規化する。

【0081】

次に、ステップ S 6 で、表面位置補正部 16 は、エコーレベル画像における軟骨 901 の表面位置が、深さ方向における所定範囲に含まれるように、エコーレベル画像を補正する。なお、エコーレベル画像における軟骨 901 の表面位置が、深さ方向における所定範囲に含まれている場合、ステップ S 6 の工程は省略される。

【0082】

次に、ステップ S 7 で、ダイナミックレンジ設定部 17 は、エコーレベル正規化部 15 で正規化された信号レベルの最大値（0 dB）を上限値として設定し、-40 dB を下限値として設定する。

【0083】

次に、ステップ S 8 で、関心領域設定部 18 は、軟骨の表面位置から深さ方向の所定長さに亘り、且つ走査方向の所定長さに亘る範囲を、関心領域として設定する。

【0084】

次に、ステップ S 9 で、階調化部 19 は、ステップ S 8 で設定された関心領域内のエコーレベル画像である関心領域画像の各画素の輝度レベルを、複数段階（一例として 16 階調）に階調化する。

【0085】

次に、ステップ S 10 で、同時生起行列生成部 20 は、式（1）に基づき、第 1 同時生起行列 $P_{d5\theta90}(i, j)$ と、第 2 同時生起行列 $P_{d1\theta0}(i, j)$ を生成する。

【0086】

次に、ステップ S 11 で、特徴量算出部 21 は、式（2）及び式（3）に基づき、ステップ S 10 で生成された第 1 同時生起行列 $P_{d5\theta90}(i, j)$ から相関 $COR_{d5\theta}$

10

20

30

40

50

g_0 を算出する一方、第 2 同時生起行列 $P_{d1\theta_0}(i, j)$ からコントラスト $CNT_{d1\theta_0}$ を算出する。このように算出された相関 $COR_{d5\theta_0}$ 及びコントラスト $CNT_{d1\theta_0}$ は、表示部 5 に数値として表示される。

【0087】

[効果]

以上のように、本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、膝周辺の軟部組織 903 を切開せずに、被検知部の状態（本実施形態では、軟骨 901 の表面粗さ）と相関性が高い特徴量を、関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度に基づいて算出し、当該特徴量から軟骨の状態を推測することができる。

【0088】

10

従って、超音波診断装置 1 では、経皮的に軟骨 901 の状態を解析する場合であっても、軟骨 901 の状態（表面粗さ）を正確に把握できる。

【0089】

また、超音波診断装置 1 では、関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー強度に対応する輝度レベルを有する画素で構成されたエコーレベル画像に基づいて特徴量を算出しているため、特徴量を適切に算出できる。

【0090】

また、超音波診断装置 1 では、ダイナミックレンジ設定部 17 によって、上限エコー強度及び下限エコー強度が設定される。これにより、エコーレベル画像を構成する各画素の階調化を適切に行うことができる。

20

【0091】

また、超音波診断装置 1 では、膝の軟骨の表面からのエコー信号を含む領域を関心領域として設定しているため、被検知部を確実に診断対象に含めることができる。

【0092】

また、超音波診断装置 1 では、上記特徴量を、同時生起行列生成部 20 で算出された生起行列から算出している。これにより、特徴量を適切に算出することができる。

【0093】

また、超音波診断装置 1 では、特徴量として、軟骨 901 の表面粗さと相関性が高い相関 COR を算出することによって、軟骨 901 の表面粗さを適切に推測できる。

【0094】

30

また、超音波診断装置 1 では、関心領域画像において、走査方向に所定距離離れた位置関係にある一対の前記画素で構成される画素対のそれぞれを対象として生成された第 1 同時生起行列 $P_{d5\theta_0}$ から、相関 $COR_{d5\theta_0}$ を算出している。相関 $COR_{d5\theta_0}$ は、図 9 に示すように、表面粗さと大きな相関がある。従って、相関 $COR_{d5\theta_0}$ を算出することで、軟骨 901 の表面粗さをより適切に推測できる。

【0095】

また、超音波診断装置 1 では、特徴量として、軟骨 901 の表面粗さと相関性が高いコントラスト CNT を算出することによって、軟骨 901 の表面粗さを適切に推測できる。

【0096】

40

また、超音波診断装置 1 では、関心領域画像において、深さ方向に所定距離離れた位置関係にある一対の前記画素で構成される画素対のそれぞれを対象として生成された第 2 同時生起行列 $P_{d1\theta_0}$ から、コントラスト $CNT_{d1\theta_0}$ を算出している。コントラスト $CNT_{d1\theta_0}$ は、図 10 に示すように、表面粗さと大きな相関がある。従って、コントラスト $CNT_{d1\theta_0}$ を算出することで、軟骨 901 の表面粗さをより適切に推測できる。

【0097】

また、超音波診断装置 1 では、表面位置検出部によって検出された軟骨 901 の表面位置に基づいて、解析の対象となる関心領域を設定している。これにより、関心領域を自動で設定することができる。

【0098】

50

また、超音波診断装置 1 では、エコーレベル画像における各位置のエコー強度を、軟骨 901 からのエコー信号の最大値で除算して正規化している。こうすると、被検体ごとに発生する軟部組織 903 の個体差を排除できるため、被検体ごとにより正確な特徴量を算出することができる。

【0099】

また、超音波診断装置 1 では、エコーレベル画像における軟骨 901 の表面位置が、深さ方向における所定範囲内に含まれるように、エコーレベル画像を補正している。これにより、軟骨 901 の表面位置が深さ方向において直線状になるため、同時生起行列を適切に生成することができる。

【0100】

10

また、超音波診断装置 1 では、信号処理部 10 によって算出された特徴量が表示部 5 に表示される。これにより、ユーザは、軟骨 901 の変性度を示す指標としての特徴量を視覚的に認識できる。

【0101】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明はこれらに限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

【0102】

[変形例]

(1) 図 13 は、変形例に係る超音波診断装置の信号処理部 10a の構成を示すブロック図である。本変形例の信号処理部 10a は、上記実施形態の信号処理部 10 と比べて、表面位置検出部 13 及び関心領域設定部 18 が省略された構成となっている。

20

【0103】

本変形例に係る超音波診断装置では、表示部 5 に、画像生成部 14 で生成されたエコーレベル画像が表示される。そして、ユーザは、エコーレベル画像を見て、当該エコーレベル画像のうち軟骨表面を含む部分を、関心領域として選択する。その後、信号処理部 10 は、関心領域内のエコーレベル画像である関心領域画像について、階調化、同時生起行列の生成、及び特徴量の算出を順次、行う。従って、信号処理部 10a を、本変形例のように構成しても、上記実施形態の場合と同様、経皮的に軟骨 901 の状態を解析する場合であっても、軟骨 901 の状態（表面粗さ）を正確に把握できる。

【0104】

30

(2) 上記実施形態では、第 2 同時生起行列 $P_{d100}(i, j)$ からコントラスト CNT_{d100} を算出したが、第 1 同時生起行列 $P_{d5090}(i, j)$ からコントラスト CNT_{d5090} を算出してもよい。

【0105】

図 14 は、複数サンプルを対象として、式 (3) によって算出されたコントラスト CNT_{d5090} と、軟骨表面の表面粗さとの相関係数を算出するためのグラフである。図 14 に示すように、軟骨表面に平行な方向のコントラスト CNT_{d5090} と表面粗さとの間には、正の相関が認められた。これは、変性度の低い軟骨の場合、軟骨表面の面内方向に沿う方向に沿う方向のエコー強度が概ね一樣となる一方、変性度の高い軟骨の場合、局所的にエコー強度が低い部分が存在することが原因と考えられる。従って、コントラスト CNT_{d5090} が小さい場合軟骨の変性度が低いと推測でき、コントラスト CNT_{d5090} が大きい場合軟骨の変性度が高いと推測できる。

40

【0106】

(3) 上記実施形態では、特徴量として、相関 COR、及びコントラスト CNT を算出したが、これに限らず、他の特徴量を算出してもよい。例えば、特徴量として、局所一様性 IDM、エントロピー EPY、相加平均 SUMA、相加分散 SUMV、等を算出し、これらに基づいて軟骨の変性度を推定してもよい。これらは、それぞれ、以下の式 (4) ~ (7) で与えられる

【0107】

50

【数 4】

$$IDM = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \frac{1}{1 + (i-j)^2} P\delta(i, j) \quad \dots (4)$$

【0108】

【数 5】

$$EPY = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} P\delta(i, j) \log \{P\delta(i, j)\} \quad \dots (5)$$

10

【0109】

【数 6】

$$SUMA = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} \{(i+j)P\delta(i, j)\} \quad \dots (6)$$

【0110】

20

【数 7】

$$SUMV = \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} [\{(i+j) - SUMA\}^2 P\delta(i, j)] \quad \dots (7)$$

【0111】

(4) 上記実施形態では、プローブ4を膝に密着させた状態で上下方向に動かすことで、プローブ4と軟部組織903及び軟骨901との相対位置を変化させ、軟骨901の表面位置を検出したが、これに限らない。例えば、プローブ4を固定し、膝を治具等で屈曲させることで、プローブ4と軟部組織903及び軟骨901との相対位置関係を変化させてもよい。

30

【0112】

(5) 上記実施形態では、表面位置検出部13で検出された深さ位置を、軟骨901の表面位置としたが、これに限らない。例えば、表面位置検出部13で検出された表面位置に沿って移動平均処理を行ってもよい。これにより、表面位置検出の際のノイズ(スパイクノイズ等)を平滑化することができる。

【0113】

(6) 上記実施形態では、特徴量算出部21で算出された特徴量の数値を、そのまま表示部5に表示したが、これに限らず、この特徴量から導出された軟骨の変性度を示す指標を表示部5に表示してもよい。例えば、特徴量の数値に応じて特徴量を複数段階にランク分けし、当該ランク(例えば、A～C等のアルファベットなど)が表示部5に表示されるようにしてもよい。

40

【0114】

(7) 図15は、変形例に係る超音波診断装置1aの構成を示すブロック図である。上記実施形態では、超音波プローブ4及び表示部5を備えた超音波診断装置1を例示しているが、これに限らず、本発明は、図15に示すような、超音波プローブ4及び表示部5等が省略された超音波診断装置に適用することもできる。

【0115】

(8) 上記実施形態では、プローブで受信されるエコー信号に基づいてエコーレベル画

50

像を生成し、当該エコーレベル画像に基づいて特徴量を算出しているが、これに限らない。具体的には、エコー画像を生成せずとも、関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー強度に基づいて特徴量を算出してもよい。

【 0 1 1 6 】

図 1 6 は、変形例に係る超音波診断装置 1 b の構成を示すブロック図である。本変形例に係る超音波診断装置 1 b は、段階化部 1 9 a を備えている。段階化部 1 9 a は、A D 変換部 1 2 から出力されるエコーデータのエコー強度であって、関心領域の各位置に対応するサンプルのエコーデータのエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化する。特徴量算出部 2 1 は、当該段階化されたエコー強度を有するサンプルの中から、互いに所定の位置関係にあるサンプルを対象とし、各該サンプルのそれぞれにおける段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、特徴量を算出する。なお、本変形例に係る超音波診断装置 1 b において同時生起行列を生成する場合、関心領域における、所定方向に所定距離離れた位置関係にある一対のサンプルで構成されるサンプル対、のそれぞれを対象として、同時生起行列が生成される。

10

【 0 1 1 7 】

上記実施形態では、解析領域の中から関心領域を抽出し、当該関心領域内のサンプルのエコーデータに基づいて特徴量を算出しているが、これに限らない。具体的には、解析領域の全範囲を関心領域として設定し、当該関心領域（すなわち、解析領域）内のサンプルのエコーデータに基づいて特徴量を算出してもよい。

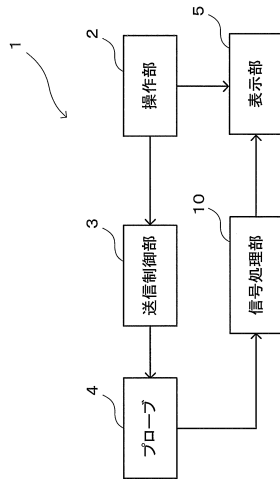
【 符号の説明 】

20

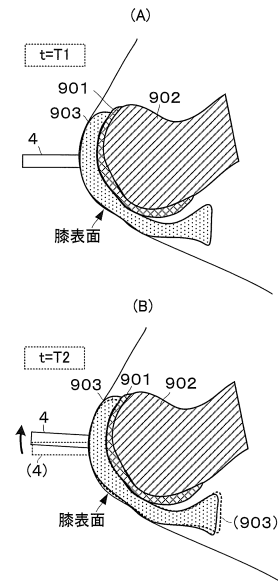
【 0 1 1 8 】

1 , 1 a , 1 b	超音波診断装置
4	プローブ、超音波プローブ
1 9	階調化部（段階化部）
1 9 a	段階化部
2 1	特徴量算出部

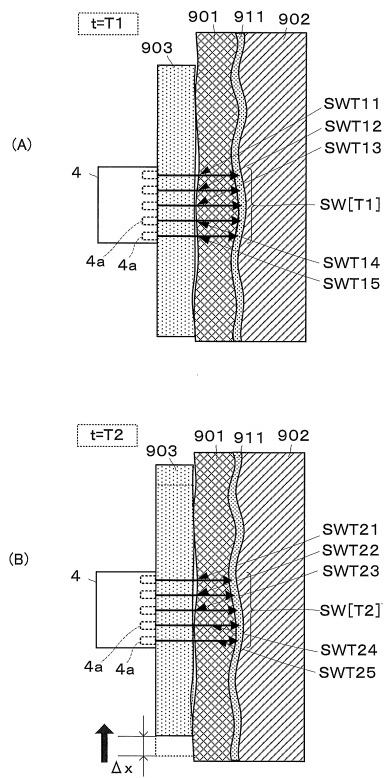
【図 1】



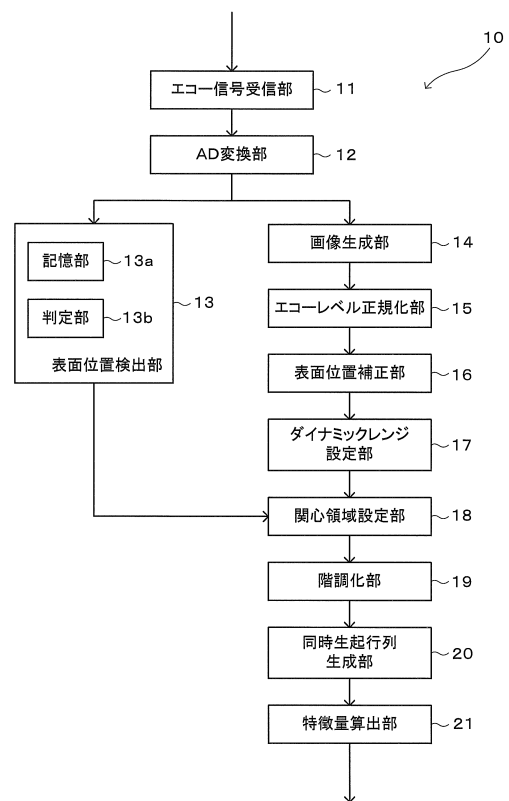
【図 2】



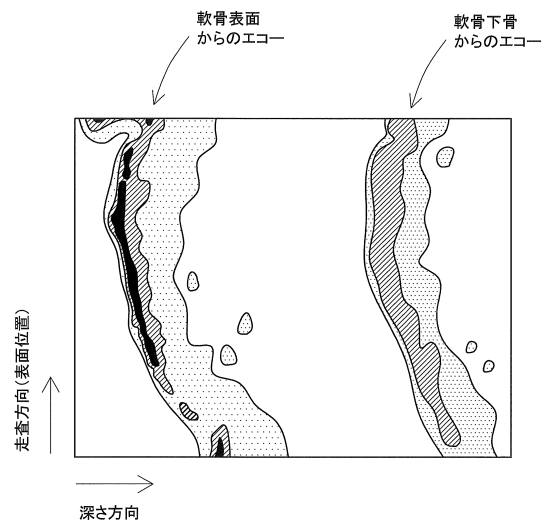
【図 3】



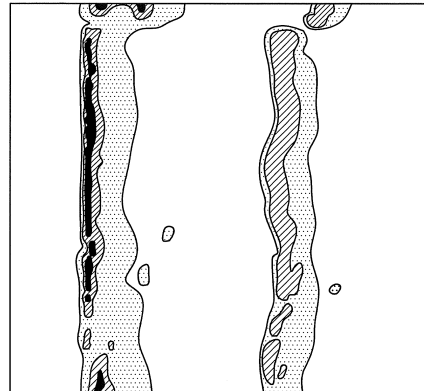
【図 4】



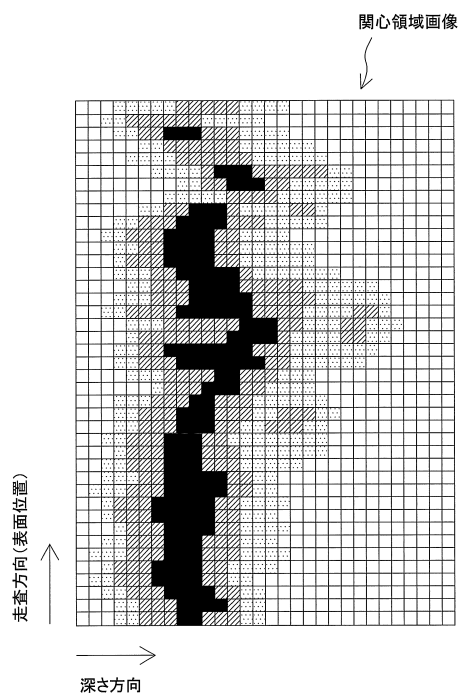
【図 5】



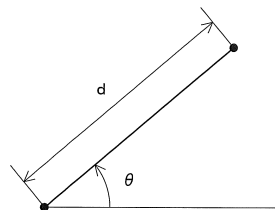
【図 6】



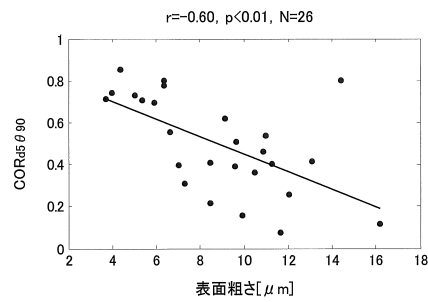
【図 7】



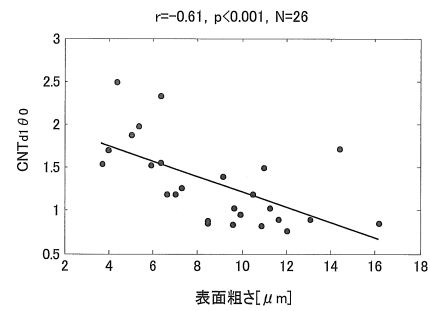
【図 8】



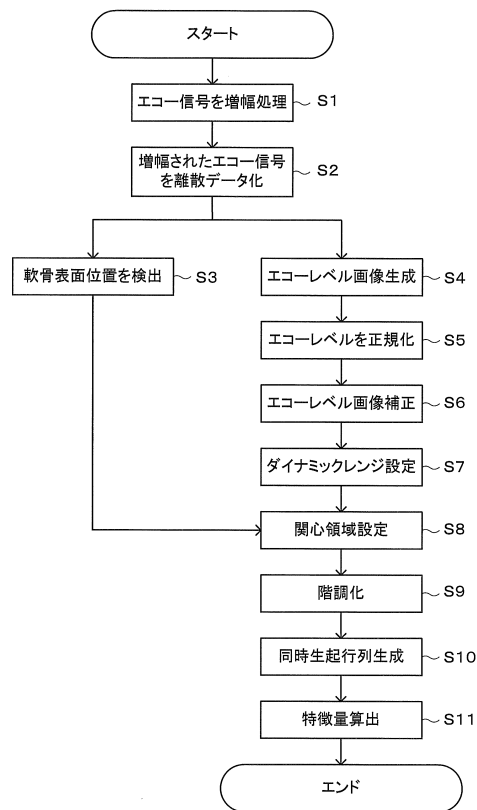
【図 9】



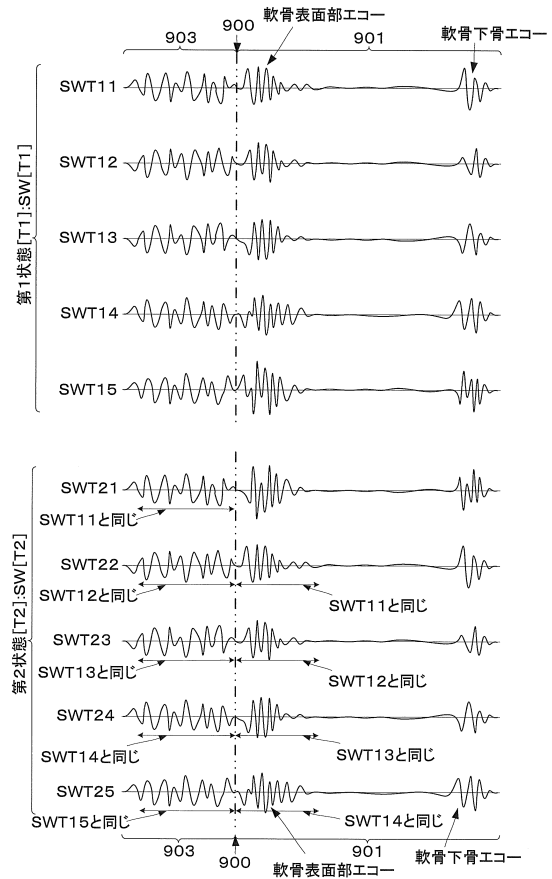
【図 10】



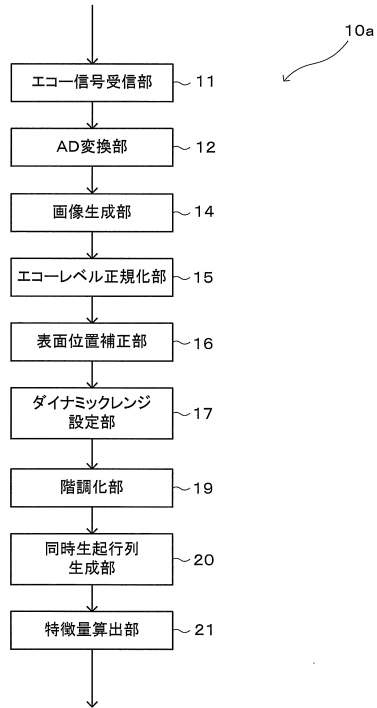
【図 11】



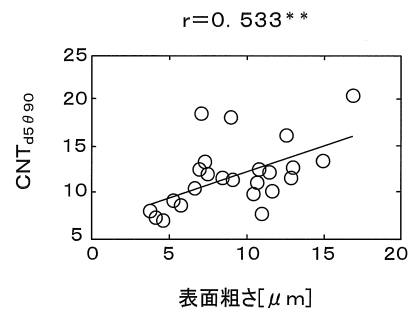
【図 12】



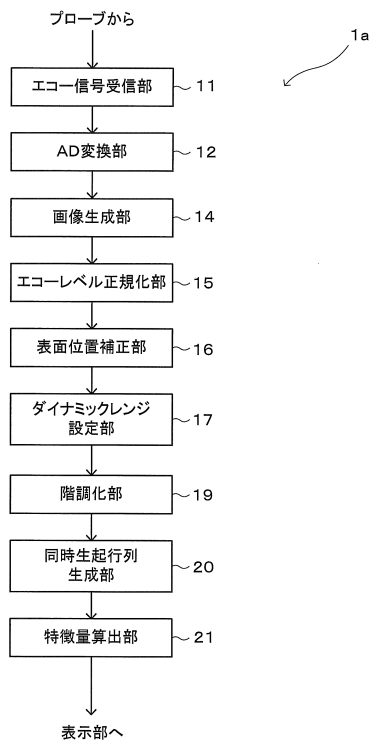
【図 13】



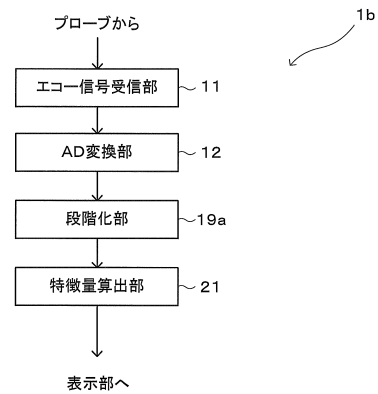
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2010 - 126 (JP, A)
特開 2010 - 17530 (JP, A)
特許第 5302578 (JP, B2)
特開 2011 - 50555 (JP, A)
国際公開第 2014 / 103512 (WO, A1)
国際公開第 2014 / 45924 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波诊断方法和超声波诊断程序		
公开(公告)号	JP6038338B2	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2015541476	申请日	2014-09-02
申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	古野电器有限公司		
[标]发明人	喜屋武 弥		
发明人	喜屋武 弥		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0858 A61B8/0875 A61B8/461 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/14.ZDM		
优先权	2013210183 2013-10-07 JP		
其他公开文献	JPWO2015053007A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

即使在经皮分析检测目标的状态时，也能准确地掌握检测目标部分的状态。渐变单元19a，用于对来自感兴趣区域的每个位置的回声信号的强度进行分级，以对应于在多个阶段中设置的回声强度和由渐变单元19a渐变的回声强度中的任何一个。从具有它们的样品中选择彼此具有预定位置关系的样品作为目标，并且特征量计算单元21用于基于在每个超声诊断设备1a和1b中的分级单元中分级的回波强度的组合来计算表示感兴趣区域的特征的特征量。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6038338号 (P6038338)
(45) 発行日 平成28年12月7日 (2016. 12. 7)	(24) 登録日 平成28年11月11日 (2016. 11. 11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 4 Z D M	
請求項の数 16 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-541476 (P2015-541476)	(73) 特許権者 000166247 古野電気株式会社 兵庫県西宮市芦原町9番52号	
(86) (22) 出願日 平成26年9月2日 (2014. 9. 2)		
(86) 国際出願番号 PCT / JP2014 / 072998	(72) 発明者 喜屋武 弥 兵庫県西宮市芦原町9番52号 古野電気株式会社内	
(87) 国際公開番号 W02015 / 053007		
(87) 国際公開日 平成27年4月16日 (2015. 4. 16)		
審査請求日 平成28年2月4日 (2016. 2. 4)	審査官 伊藤 幸仙	
(31) 優先権主張番号 特願2013-210183 (P2013-210183)		
(32) 優先日 平成25年10月7日 (2013. 10. 7)		
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断方法、及び超音波診断プログラム		