(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2015 年 4 月 16 日(16.04.2015)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2015/053007 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/08 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/072998

(22) 国際出願日: 2014 年 9 月 2 日(02.09.2014)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2013-210183 2013 年 10 月 7 日(07.10.2013) JP

(71) 出願人: 古野電気株式会社(**FURUNO ELECTRIC CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒6628580 兵庫県西宮市芦原町９番５２号 Hyogo (JP).

(72) 発明者: 喜屋武　弥(**KIYAN, Wataru**); 〒6628580 兵庫県西宮市芦原町９番５２号　古野電気株式会社内 Hyogo (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

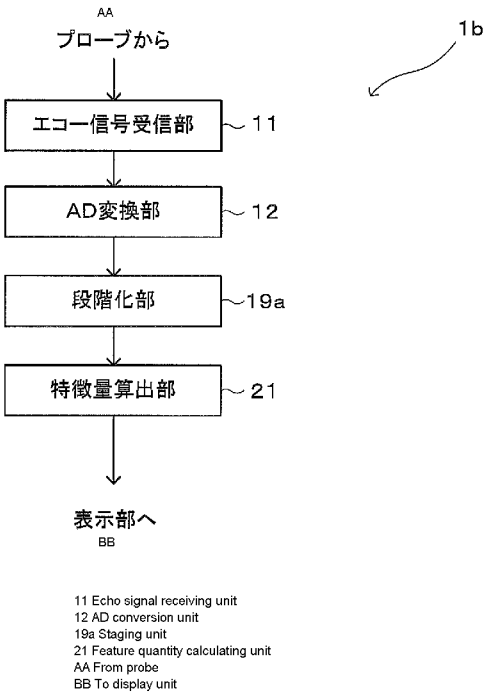
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

WO 2015/053007 A1

(54) **Title**: ULTRASOUND DIAGNOSIS DEVICE, ULTRASOUND DIAGNOSIS METHOD, AND ULTRASOUND DIAGNOSIS PROGRAM

(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



11 Echo signal receiving unit
12 AD conversion unit
19a Staging unit
21 Feature quantity calculating unit
AA From probe
BB To display unit

(57) **Abstract**: In order to accurately understand the state of an area to be detected even when the area to be detected is analyzed percutaneously, an ultrasound diagnosis device (1b) is provided with: a staging unit (19a) that stages the strengths of echo signals from positions in an area of interest by associating the strengths with echo strengths which are set in a plurality of stages; and a feature quantity calculating unit (21) that calculates a feature quantity, which expresses features of the area of interest, on the basis of a combination of echo strengths staged by the staging unit and present in each of the samples amongst samples exhibiting the echo strengths staged by the staging unit (19a) that exhibit a mutual prescribed positional relationship.

(57) 要約: 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。 関心領域の各位置からのエコー信号の強度を、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１９ａと、段階化部１９ａで段階化された各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、各サンプルのそれぞれにおける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、関心領域の特徴を表す特徴量を算出する特徴量算出部２１と、を備えた超音波診断装置１ｂを構成する。

明　細　書

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

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

[0002] 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

[0003] 特許文献1：特開２００２－３４５８２１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 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。

[0005] 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

[0006] （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。

[0007] （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。

[0008] （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。

[0009] （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。

[0010] （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。

[0011] （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。

[0012] （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。

[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値設定部を有し、前記上下限値設定部は、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、前記上下限値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。

[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。

[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。

[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ブの、膝に対する設置態様を示す模式図である。

[図3]プローブが設置された状態の膝付近を側方から視た模式図であり、（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$_{d5\theta90}$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10]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$_{d5\theta90}$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のプローブ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、プローブ４を膝表面に当接させた状態でプローブ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ブ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て、軟骨９０１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。

[0027] ［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１０と、表示部５と、を備えている。

[0028] 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。

[0029] 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［Ｔ１］と第２状態［Ｔ２］のそれぞれで、超音波信号を生成する。

[0030] 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４ａを備える（図３参照）。この振動子４ａの配列方向が走査方向となる。各振動子４ａは、超音波信号を、被検体内に向けて送信する。各振動子４ａ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。

[0031] プローブ４は、複数の振動子４ａ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９０３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９０３は、軟骨９０１よりも被検体の表面側に存在する部位である。軟骨９０１は、軟骨下骨９１１に付着しており、軟骨下骨９１１は、骨（海綿骨）９０２に結合した組織である。

[0032] 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。

[0033] 図２（Ａ）に示すようにプローブ４を軟部組織９０３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９０３は、軟骨９０１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＝Ｔ１）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＝Ｔ２）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。

[0034] 各振動子４ａは、第１状態［Ｔ１］と第２状態［Ｔ１］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４ａは、軟部組織９０３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。

[0035] 各振動子４ａは、超音波信号が被検体内の軟部組織９０３や軟骨９０１で反射したエコー信号を受信し、信号処理部１０へ出力する。プローブ４は、第１状態［Ｔ１］において振動子４ａで得られたエコー信号からなる第１エコー群ＳＷ［Ｔ１］と、第２状態［Ｔ２］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ＳＷ［Ｔ２］を、それぞれ、信号処理部１０へ出力する。

[0036] 信号処理部１０は、各エコー信号に基づいて軟骨９０１の状態を解析し、その解析結果を表示部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。

[0037] 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。

[0038] ［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、ＡＤ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。

[0039] 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、ＡＤ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。

[0040] 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、ＡＤ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［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。

[0041] ＡＤ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。ＡＤ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。

[0042] 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。

[0043] 記憶部１３ａは、第１状態［Ｔ１］で得られた複数のエコーデータと、第２状態［Ｔ２］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、ＡＤ変換部１２から出力された各エコーデータを記憶する。

[0044] 判定部１３ｂは、具体的な処理は後述するが、第１状態［Ｔ１］の各注目領域の波形（スイープのエコーデータ列）と、第２状態の各比較対象領域の波形（スイープのエコーデータ列）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。

[0045] 判定部１３ｂは、第１状態［Ｔ１］の注目領域に対して最も類似する第２状態［Ｔ２］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［Ｔ１］と第２状態［Ｔ２］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、軟部組織の領域と軟骨の領域とを判別し、軟骨９０１の表面位置を検出する。

[0046] 図５は、画像生成部１４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１４は、ＡＤ変換部１２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９０１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。

[0047] エコーレベル正規化部１５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０ｄＢとなるように正規化する。

[0048] 図６は、軟骨９０１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１６は、画像生成部１４で生成された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（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１６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９０１の表面位置を直線状にする。

[0049] ダイナミックレンジ設定部１７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）を設定する上下限値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１７は、上記上限値として、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）を設定し、上記下限値として、例えば一例として、－４０ｄＢを設定する。この下限値（－４０ｄＢ）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。

[0050] 関心領域設定部１８は、表面位置検出部１３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、０．２４ｍｍ程度）に亘り、且つ走査方向の所定長さ（一例として、４ｍｍ程度）に亘る範囲を、関心領域として設定する。

[0051] 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１９は、関心領域設定部１８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。すなわち、階調化部１９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。

[0052] 同時生起行列生成部２０は、各画素の輝度レベルが１６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δ＝（ｄ，θ）（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Ｐδ（ｉ，ｊ）（ｉ，ｊ＝１，２，…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。

[0053]

[数1]

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

[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。

[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。

[0056]

[数2]

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

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

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

[0057]

[数3]

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

[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$COR_{d5\theta}$

$_{90}$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（θ＝９０°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。

[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。

[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して説明する。

[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。

[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で、プローブ４を軟部組織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の移動に追随して移動する。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。

[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。

[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の移動に追随して、距離Δｘだけ移動する。

[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。

[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［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の軟骨９０１の領域と、第２エコー群ＳＷ［Ｔ２］のエコー信号ＳＷＴ２１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ＳＷ［Ｔ２］のエコー信号ＳＷＴ２２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ＳＷＴ１２の軟骨９０１の領域とエコー信号ＳＷＴ２３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ＳＷＴ１３の軟骨９０１の領域とエコー信号ＳＷＴ２４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ＳＷＴ１４の軟骨９０１の領域とエコー信号ＳＷＴ２５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［Ｔ１］と第２状態［Ｔ２］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［Ｔ１］と第２状態［Ｔ２］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Ｓ４で、画像生成部１４は、ＡＤ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Ｓ５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Ｓ６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Ｓ６の工程は省略される。

[0082] 次に、ステップＳ７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（０ｄＢ）を上限値として設定し、－４０ｄＢを下限値として設定する。

[0083] 次に、ステップＳ８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Ｓ９で、階調化部１９は、ステップＳ８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Ｓ１０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Ｓ１１で、特徴量算出部２１は、式（２）及び式（３）に基づき、ステップＳ１０で生成された第１同時生起行列$P_{d5\theta90}$（ｉ，ｊ）から相関$COR_{d5\theta90}$を算出する一方、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。このように算出された相関$COR_{d5\theta90}$及びコントラスト$CNT_{d1\theta0}$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] 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。

[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] 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$P_{d5\theta90}$から、相関$COR_{d5\theta90}$を算出している。相関$COR_{d5\theta90}$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$COR_{d5\theta90}$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] 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$P_{d1\theta0}$から、コントラスト$CNT_{d1\theta0}$を算出している。コントラスト$CNT_{d1\theta0}$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$CNT_{d1\theta0}$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] 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] 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。

[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] （２）上記実施形態では、第２同時生起行列$P_{d1\theta0}$（ｉ，ｊ）からコントラストＣＮＴ$_{d1\theta0}$を算出したが、第１同時生起行列$P_{d5\theta90}$（ｉ，ｊ）からコントラストＣＮＴ$_{d5\theta90}$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$_{d5\theta90}$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$_{d5\theta90}$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様となる一方、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$_{d5\theta90}$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$_{d5\theta90}$が大きい場合軟骨の変性度が高いと推測できる。

[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]

[数4]

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

[0108]

[数5]

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

[0109]

[数6]

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

[0110]

[数7]

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

[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。

[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。

[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。

[0116] 図１６は、変形例に係る超音波診断装置１ｂ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１ｂは、段階化部１９ａを備えている。段階化部１９ａは、ＡＤ変換部１２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２１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１ｂ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。

[0117] 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

[0118]

１，１ａ，１ｂ	超音波診断装置
４	プローブ、超音波プローブ
１９	階調化部（段階化部）
１９ａ	段階化部
２１	特徴量算出部

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] 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値設定部、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値設定部、を更に備え、

前記上下限値設定部は、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、前記上下限値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、を更に備えることを特徴とする、超音波診断装置。

[請求項12] 請求項１０又は請求項１１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13] 請求項１から請求項１２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14] 請求項１３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15] 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16] 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、

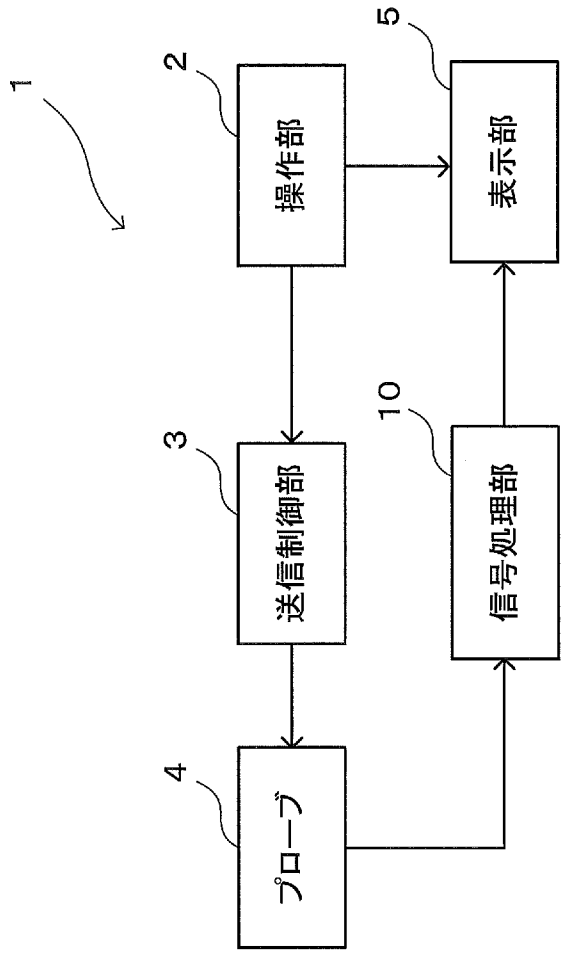
超音波プローブから前記被検体の内部に照射された超音波信号のエコー信号に基づいて算出され、前記被検体の深さ方向と該深さ方向と交差する方向とで特定される関心領域の各位置に対応するサンプルのエコー信号の強度であるエコー強度を、複数段階に設定されたエコー強度のいずれかに対応させて段階化するステップと、

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

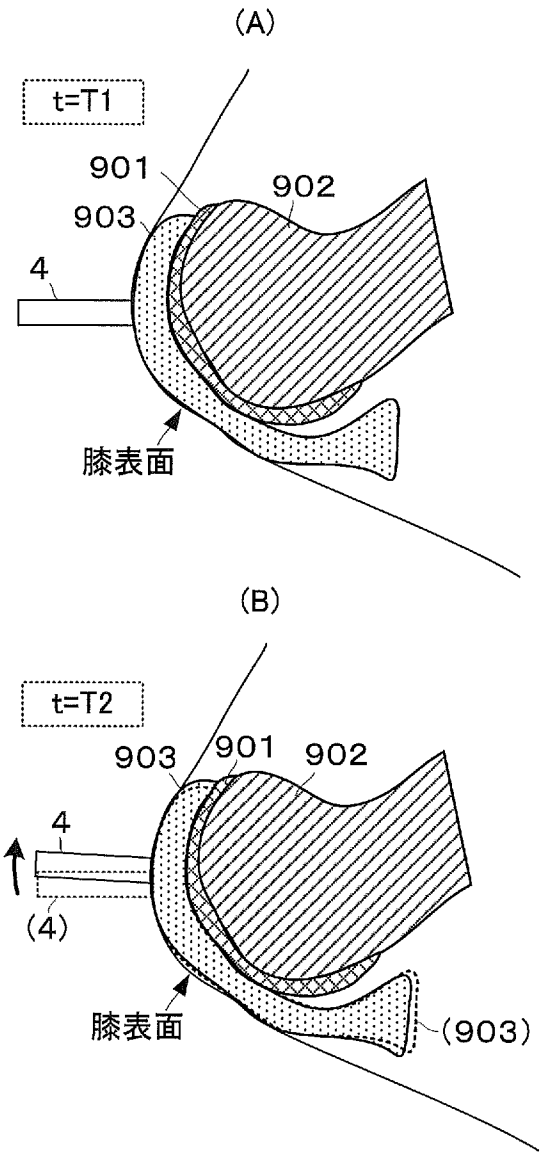
、各該サンプルのそれぞれにおける前記段階化されたエコー強度の組み合わせに基づいて、前記関心領域の特徴を表す特徴量を算出するステップと、

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。

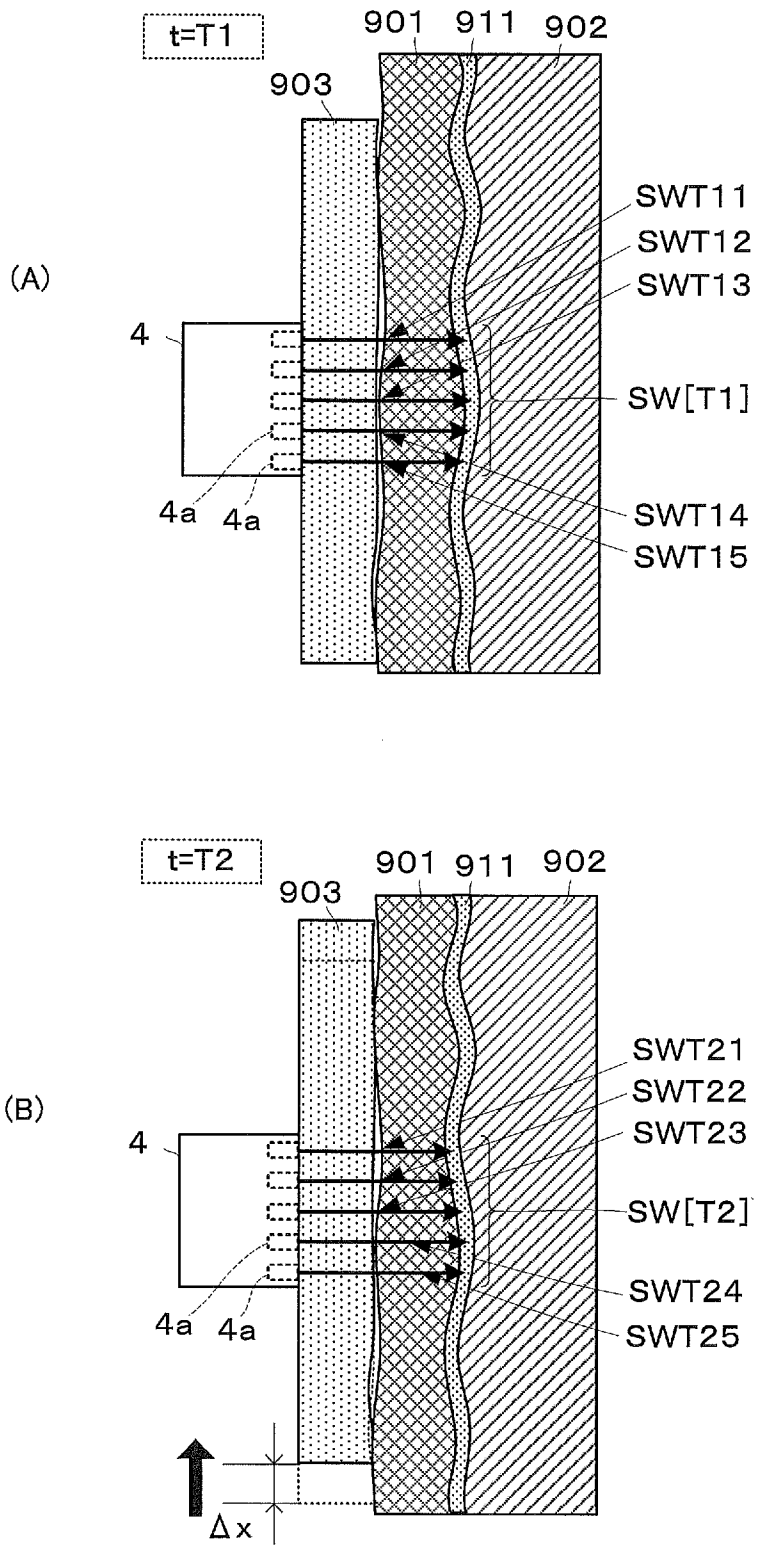
[図1]



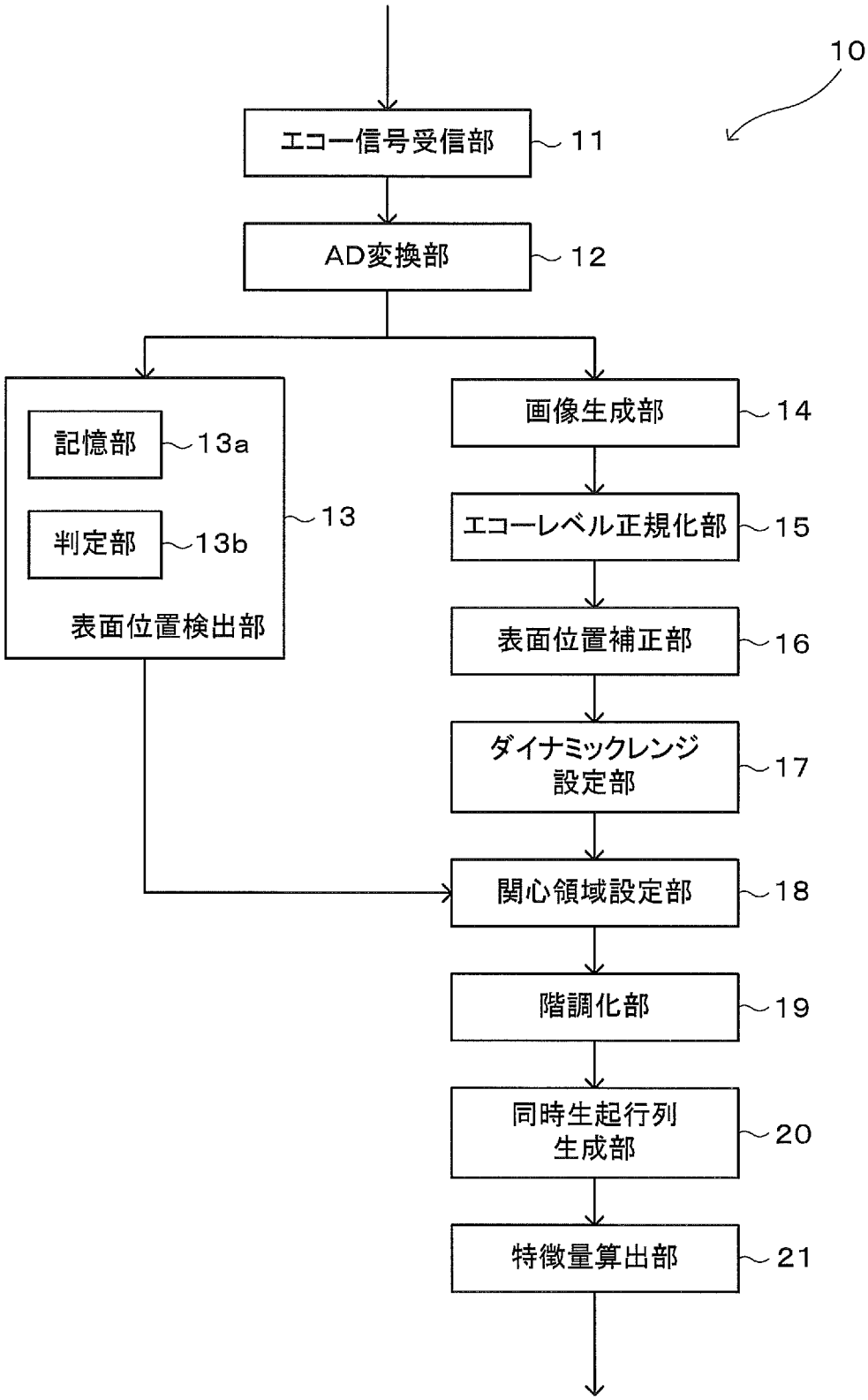
[図2]



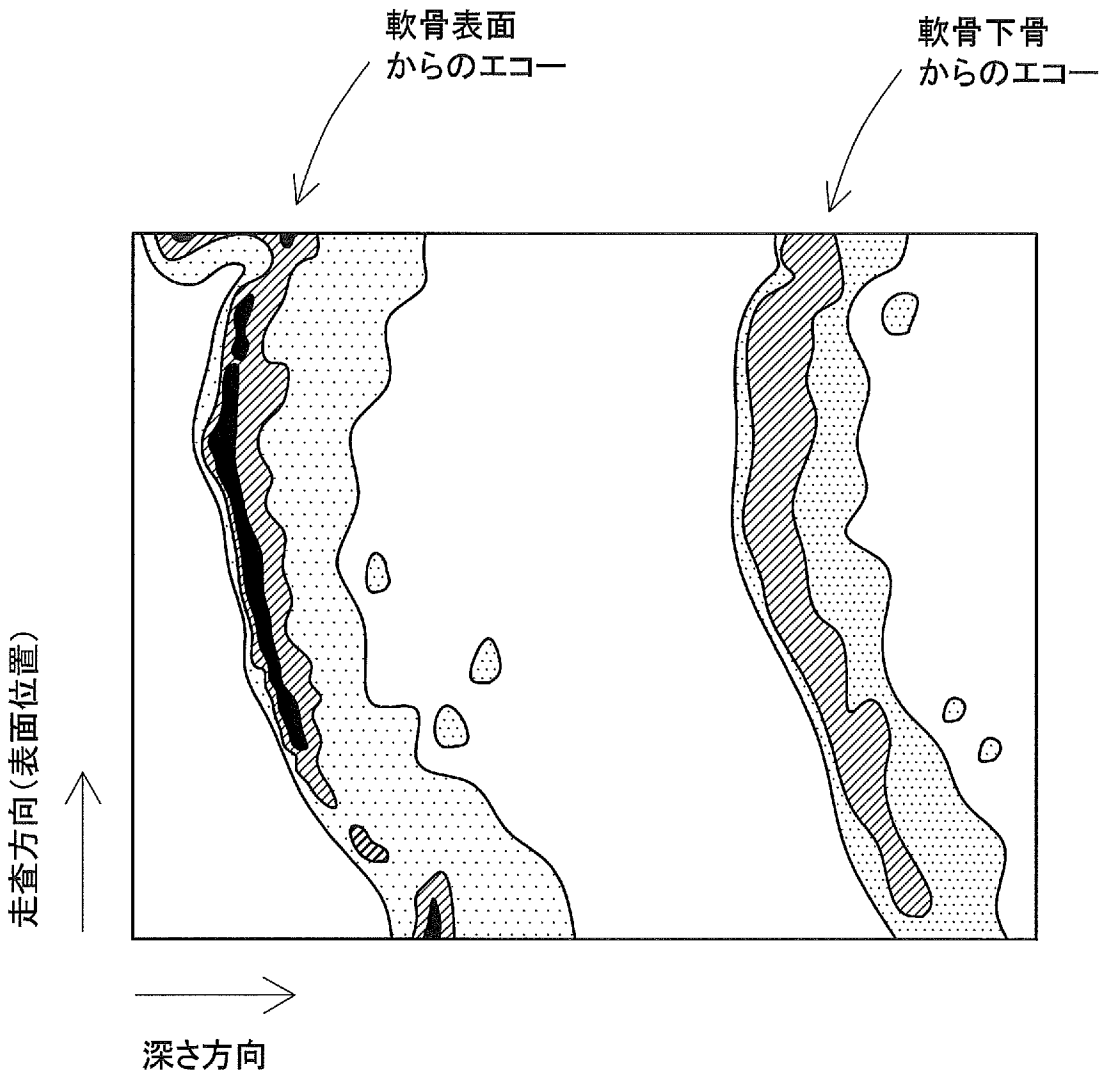
[図3]


(A)
t=T1
901
911
902
903
SWT11
SWT12
SWT13
4
SW[T1]
4a
4a
SWT14
SWT15
(B)
t=T2
901
911
902
903
SWT21
SWT22
SWT23
4
SW[T2]
4a
4a
SWT24
SWT25
Δx

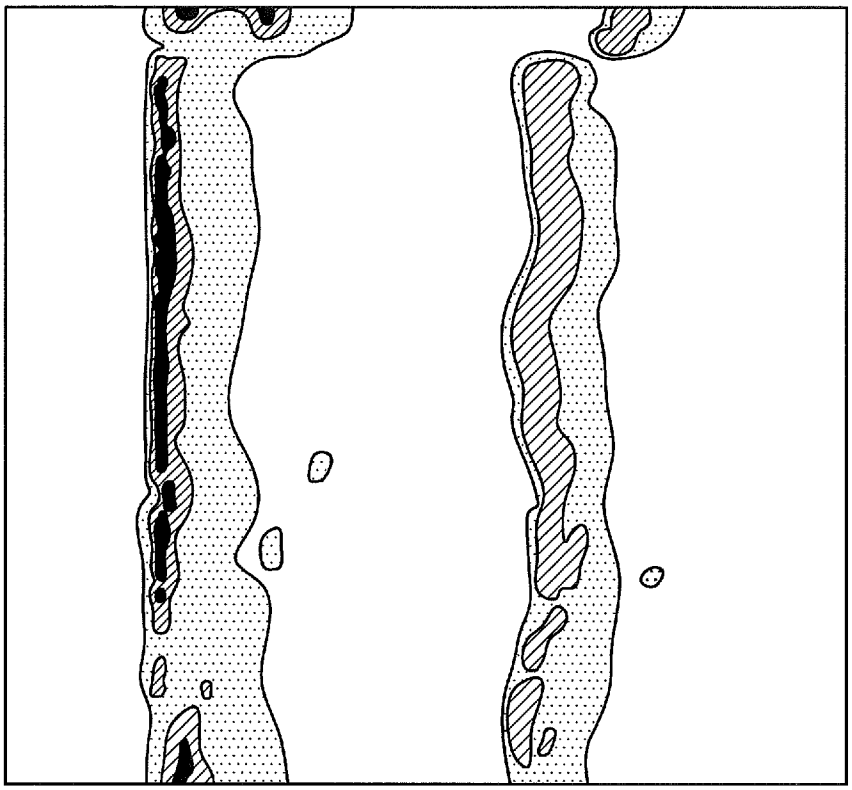
[図4]


10
エコー信号受信部
11
AD変換部
12
記憶部
13a
判定部
13b
13
表面位置検出部
画像生成部
14
エコーレベル正規化部
15
表面位置補正部
16
ダイナミックレンジ
設定部
17
関心領域設定部
18
階調化部
19
同時生起行列
生成部
20
特徴量算出部
21

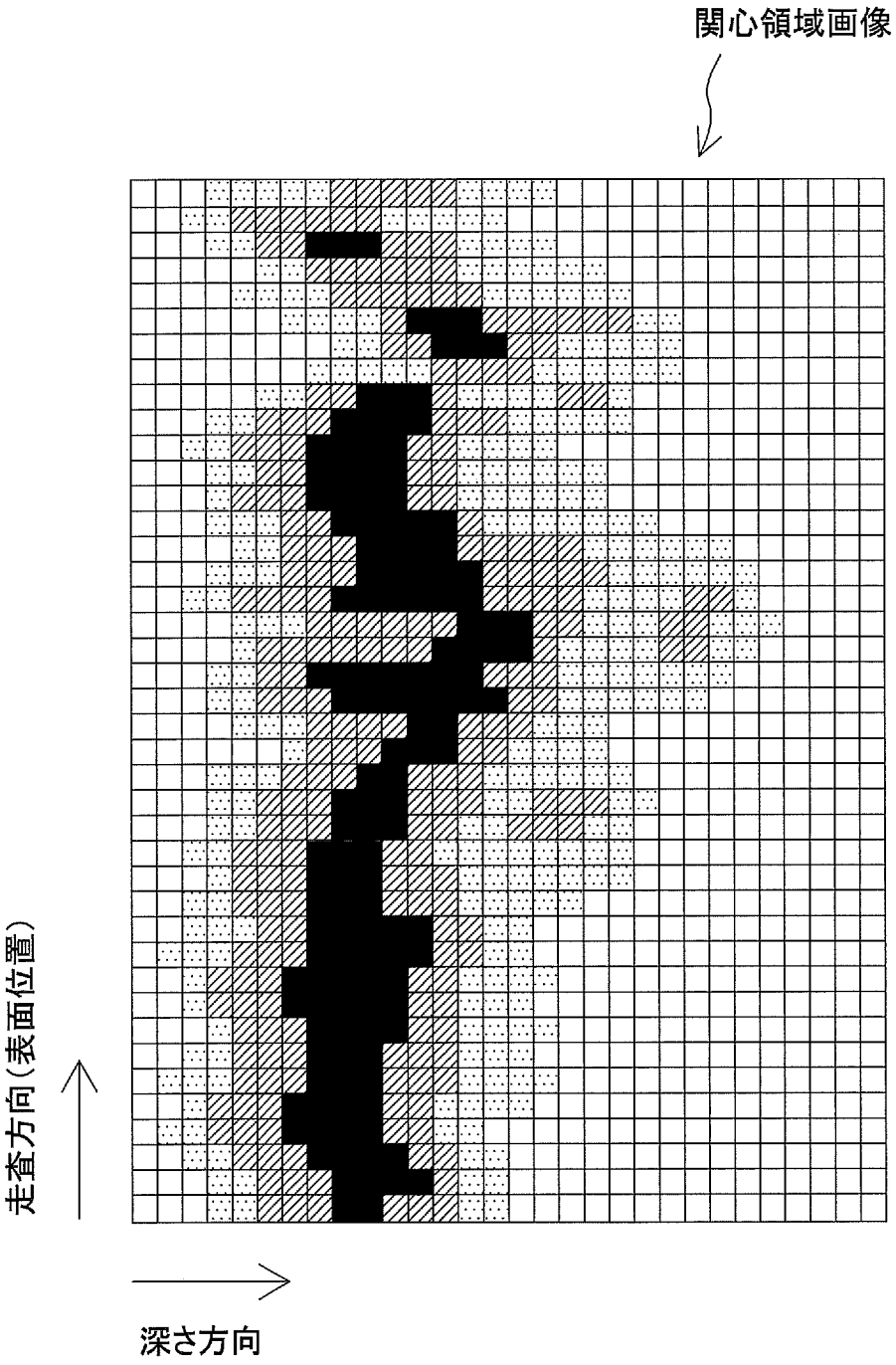
[図5]



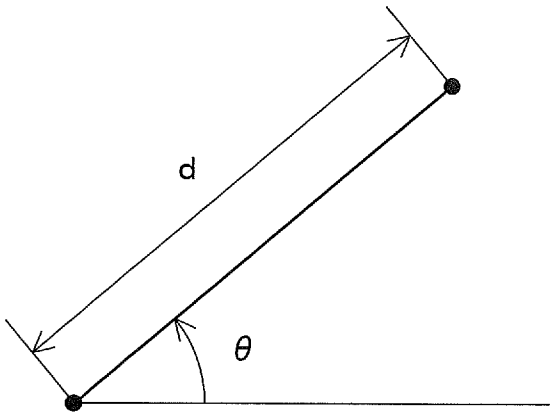
[図6]



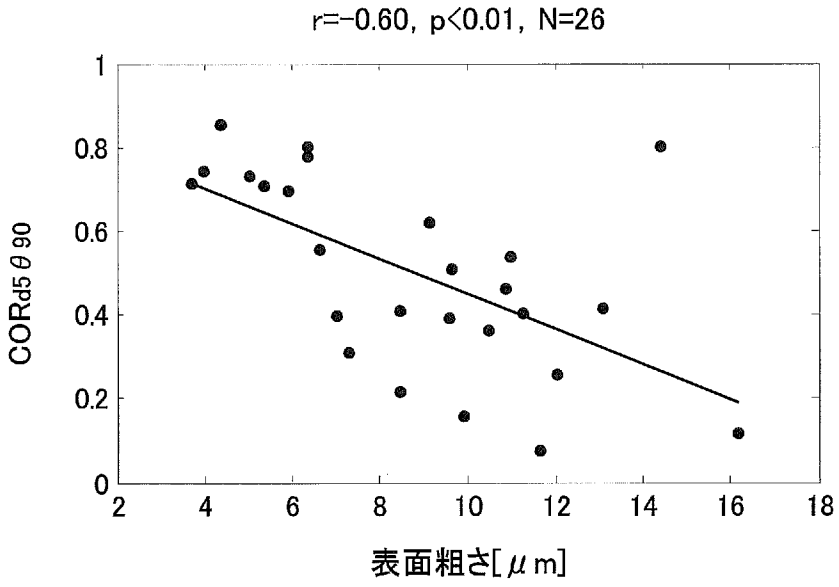
[図7]



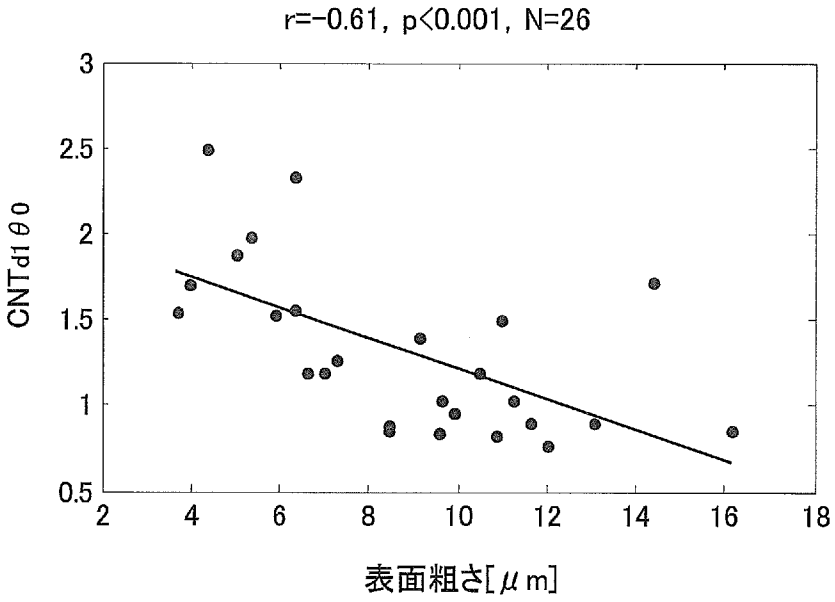
[図8]



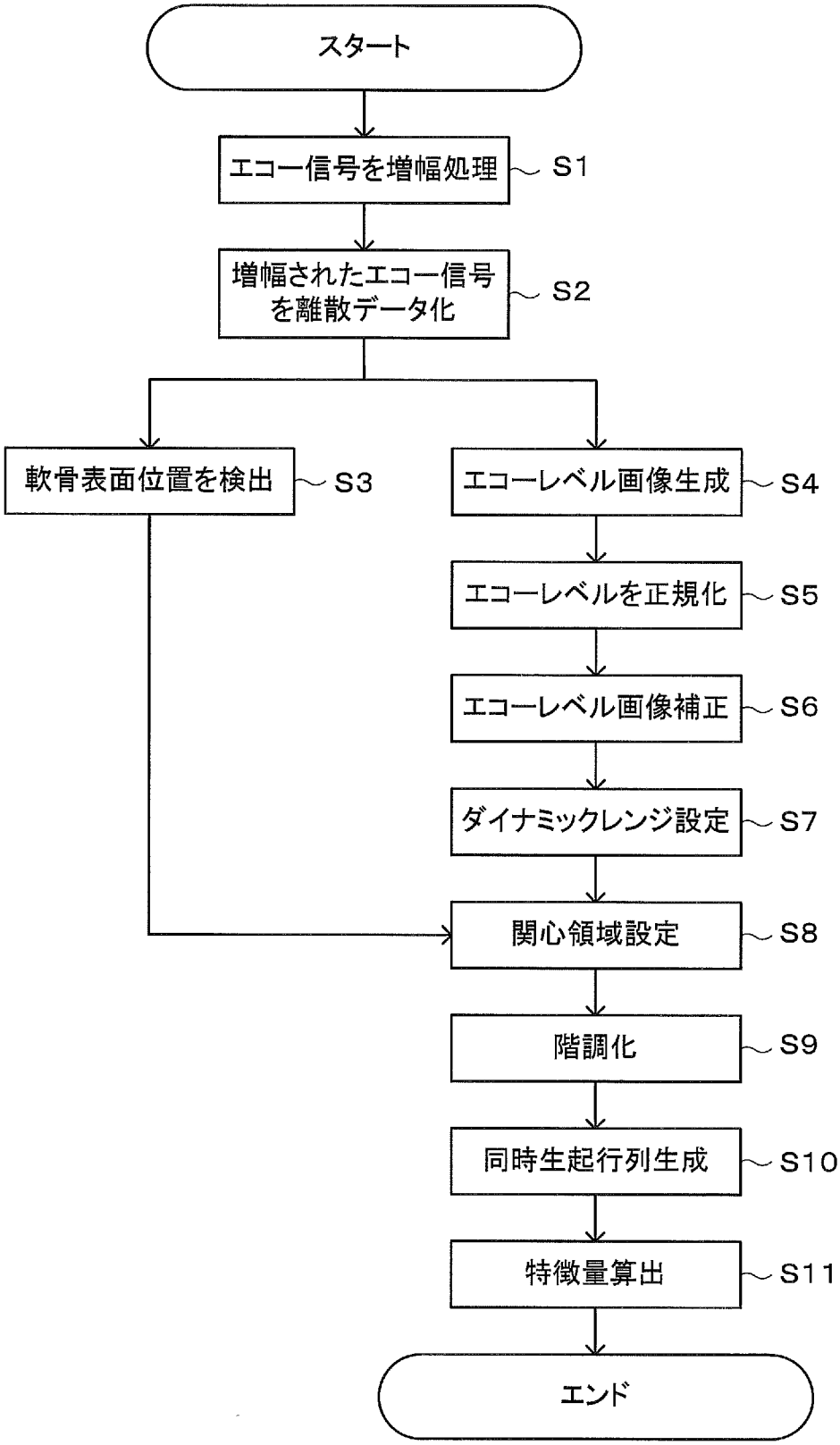
[図9]



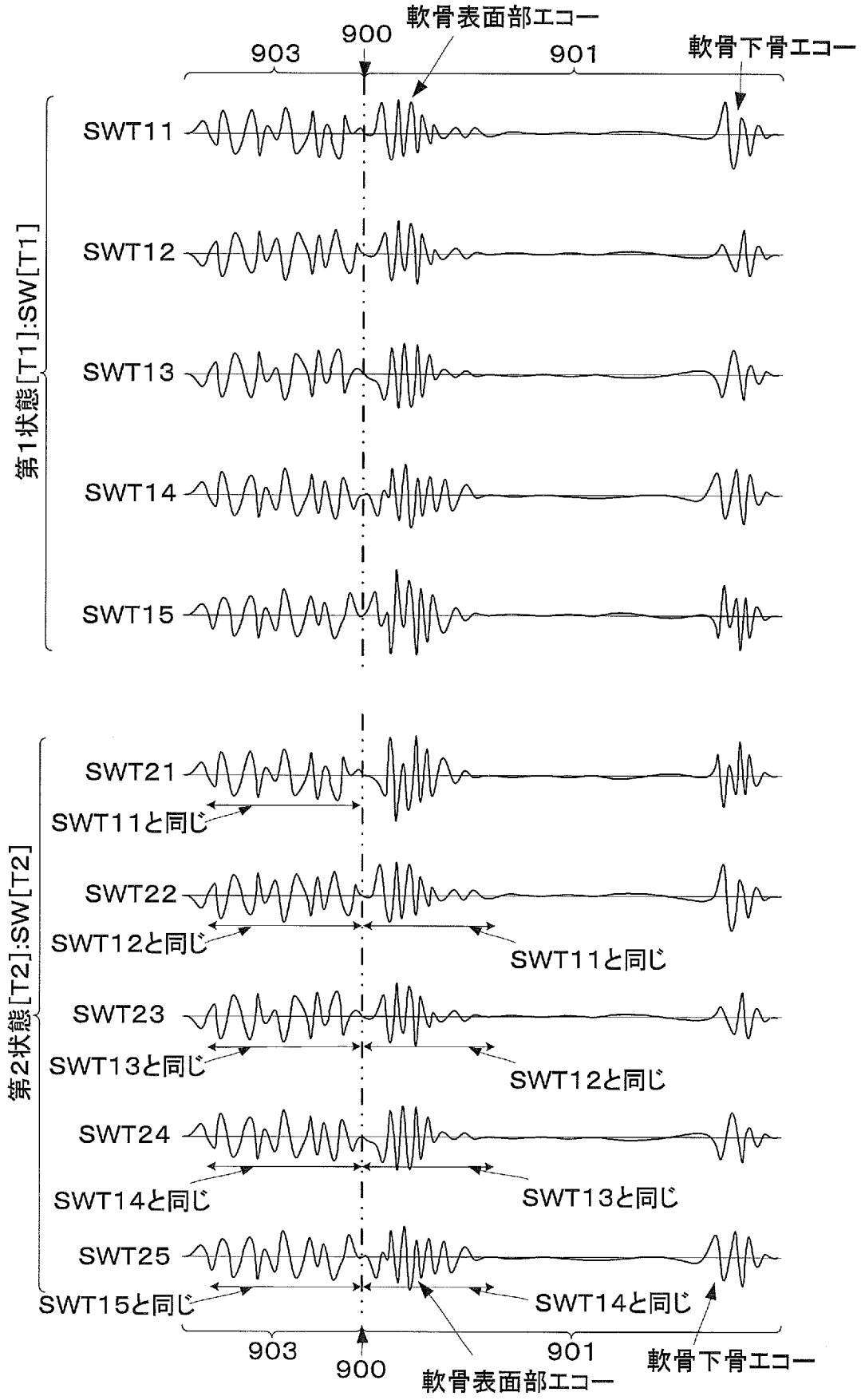
[図10]



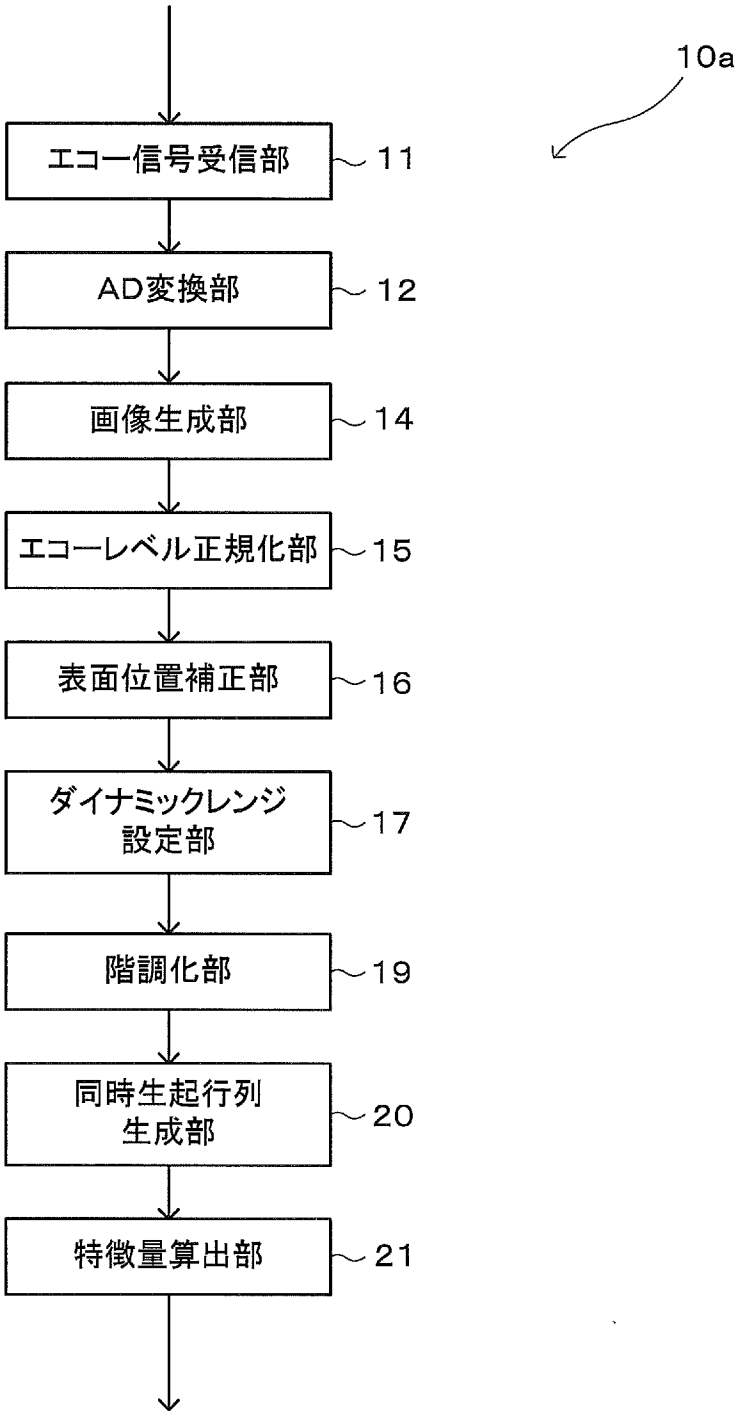
[図11]


スタート
エコー信号を増幅処理
S1
増幅されたエコー信号を離散データ化
S2
軟骨表面位置を検出
S3
エコーレベル画像生成
S4
エコーレベルを正規化
S5
エコーレベル画像補正
S6
ダイナミックレンジ設定
S7
関心領域設定
S8
階調化
S9
同時生起行列生成
S10
特徴量算出
S11
エンド

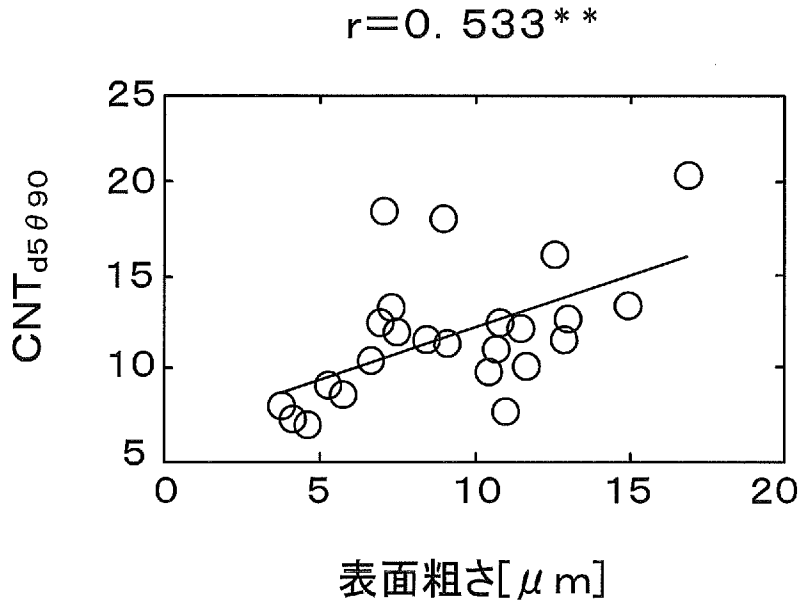
[図12]


軟骨表面部エコー
900
903
901
軟骨下骨エコー
SWT11
SWT12
SWT13
SWT14
SWT15
第1状態[T1]:SW[T1]
SWT21
SWT11と同じ
SWT22
SWT12と同じ
SWT11と同じ
SWT23
SWT13と同じ
SWT12と同じ
SWT24
SWT14と同じ
SWT13と同じ
SWT25
SWT15と同じ
SWT14と同じ
第2状態[T2]:SW[T2]
903
900
軟骨表面部エコー
901
軟骨下骨エコー

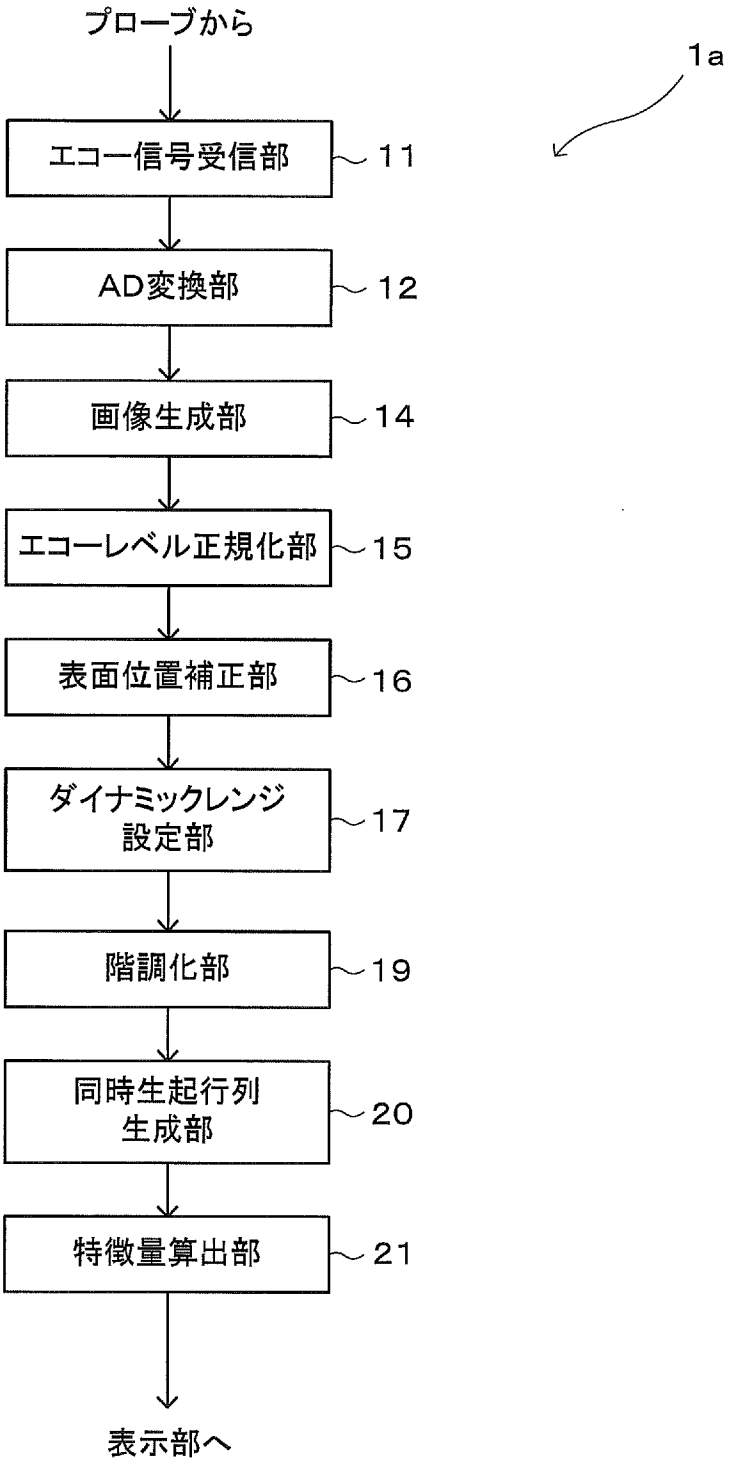
[図13]


10a
エコー信号受信部
11
AD変換部
12
画像生成部
14
エコーレベル正規化部
15
表面位置補正部
16
ダイナミックレンジ
設定部
17
階調化部
19
同時生起行列
生成部
20
特徴量算出部
21

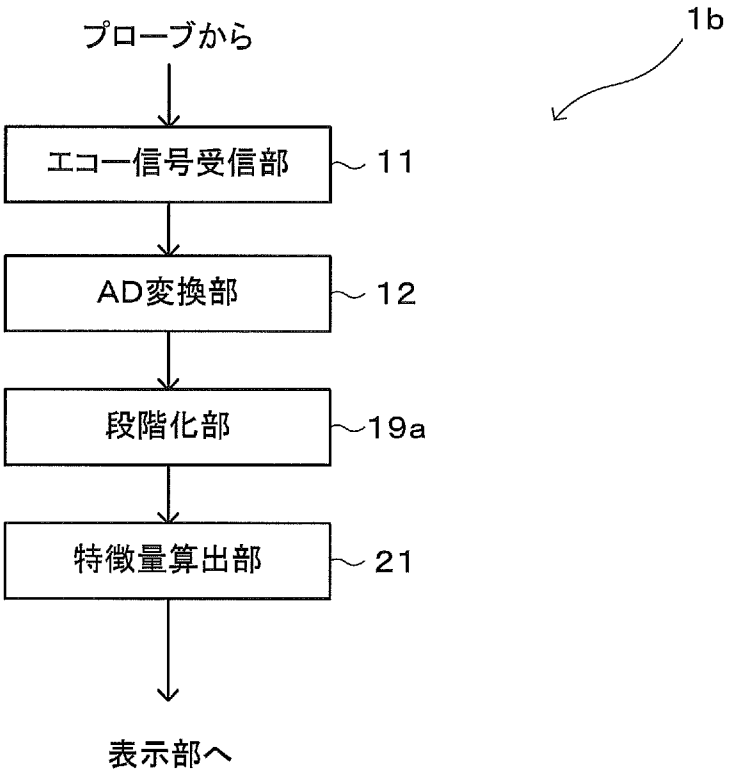
[図14]



[図15]


プローブから
1a
エコー信号受信部
11
AD変換部
12
画像生成部
14
エコーレベル正規化部
15
表面位置補正部
16
ダイナミックレンジ
設定部
17
階調化部
19
同時生起行列
生成部
20
特徴量算出部
21
表示部へ

[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/072998

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2014
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-126 A (Aloka Co., Ltd.), 07 January 2010 (07.01.2010), entire text; all drawings & JP 5235103 B2	1-16
A	JP 2010-17530 A (Canon Inc.), 28 January 2010 (28.01.2010), entire text; all drawings & US 2011/0082372 A1 & EP 2285289 A1 & WO 2009/151142 A1 & JP 5404141 B2	1-16
A	JP 5302578 B2 (Hitachi Aloka Medical, Ltd.), 02 October 2013 (02.10.2013), entire text; all drawings & JP 2010-125 A	1-16

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
01 October, 2014 (01.10.14)	14 October, 2014 (14.10.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/072998

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-50555 A (Furuno Electric Co., Ltd.), 17 March 2011 (17.03.2011), entire text; all drawings & US 2011/0054313 A1 & EP 2289421 A1 & JP 5377166 B2	1-16
P,A	WO 2014/103512 A1 (Furuno Electric Co., Ltd.), 03 July 2014 (03.07.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-16
P,A	WO 2014/45924 A1 (Furuno Electric Co., Ltd.), 27 March 2014 (27.03.2014), entire text; all drawings (Family: none)	1-16

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０７２９９８

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/08(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/08

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１４年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１４年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１４年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2010-126 A (アロカ株式会社) 2010.01.07, 全文、全図 & JP 5235103 B2	1-16
A	JP 2010-17530 A (キヤノン株式会社) 2010.01.28, 全文、全図 & US 2011/0082372 A1 & EP 2285289 A1 & WO 2009/151142 A1 & JP 5404141 B2	1-16
A	JP 5302578 B2 (日立アロカメディカル株式会社) 2013.10.02, 全文、全図 & JP 2010-125 A	1-16

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー

「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献

「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
０１．１０．２０１４	１４．１０．２０１４

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９６０４
伊藤　幸仙
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Ａ	JP 2011-50555 A（古野電気株式会社）2011.03.17，全文、全図 ＆ US 2011/0054313 A1 ＆ EP 2289421 A1 ＆ JP 5377166 B2	1-16
Ｐ，Ａ	WO 2014/103512 A1（古野電気株式会社）2014.07.03，全文、全図 （ファミリーなし）	1-16
Ｐ，Ａ	WO 2014/45924 A1（古野電気株式会社）2014.03.27，全文、全図 （ファミリーなし）	1-16