

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6303912号
(P6303912)

(45) 発行日 平成30年4月4日(2018.4.4)

(24) 登録日 平成30年3月16日(2018.3.16)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2014-164672 (P2014-164672)	(73) 特許権者	000001270
(22) 出願日	平成26年8月13日 (2014. 8. 13)		コニカミノルタ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-61591 (P2015-61591A)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(43) 公開日	平成27年4月2日 (2015. 4. 2)	(74) 代理人	110001900
審査請求日	平成29年3月22日 (2017. 3. 22)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(31) 優先権主張番号	特願2013-171037 (P2013-171037)	(72) 発明者	高木 一也
(32) 優先日	平成25年8月21日 (2013. 8. 21)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	松本 悠希
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		審査官	森口 正治

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、プログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置であって、

超音波プローブに超音波の送受信を行わせる送受信回路、超音波プローブによる受信超音波に従って超音波画像を生成する画像生成回路、制御回路を含み、

前記超音波画像は、測定対象部位の断面形状を示し、

前記制御回路は、

超音波画像のうち超音波プローブの素子配列と対向する部分における、ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域の存否又は厚みを定める領域判定と、

超音波プローブと、測定対象部位とに適正な位置関係が存在するかどうかをユーザに通知する位置関係通知とを行い、

超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正かどうかは、判定された前記決定された画素領域の存否又は厚みから定まる

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域とは、測定対象物に対して相対的に輝度が低い画素から構成される画素領域である

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】

ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域とは、輝度に均一性が存在する複数画素から

10

20

構成される画素領域である

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

輝度に均一性が存在するかどうかの判定は、

超音波画像のうち、超音波プローブの素子配列と対向する部分における輝度の分散、及び、輝度の平均値から均一性評価のための評価スコアを算出して、当該評価スコアが所定の数値範囲内となるかどうかを判定することとなされる

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記領域判定は更に、超音波画像から、測定対象部を特徴付ける所定の部位の抽出を行い、

ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域は、

超音波画像のうち、超音波プローブの素子配列と対向する部分の端部から、所定の部位に到るまでの範囲に存在する

ことを特徴とする請求項 1 から 4 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記所定の部位とは、骨部分又は皮膚部分であり、超音波画像のうち周囲と比較して、高い輝度の画素で構成される

ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記領域判定は更に、超音波画像のうち、超音波プローブの素子配列と対向する部分において輪郭線抽出を行い、

前記所定の部位とは皮膚部分又は骨部分であり、抽出された輪郭線により特定される

ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波診断装置には、皮膚部分又は骨部分がなす形状のテンプレートが予め登録されており、

前記領域判定は更に、超音波画像を構成する複数の局所領域と、予め登録されたテンプレートとを対象にしてパターンマッチングを行って、マッチング結果に応じて複数の局所領域の中から皮膚部分又は骨部分をなすものを選択する処理を行う

ことを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記超音波診断装置には、機械学習により得た皮膚部分又は骨部分に類別するための識別器が予め登録されており、

前記領域判定は更に、超音波画像における複数の局所領域に対して識別器を適用し、皮膚部分又は骨部分に類別する

ことを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波診断装置は、表示装置の表示画面に、超音波画像と共にメッセージ文を表示させる表示出力回路を備え、

前記位置関係通知は、メッセージ文の内容を、プローブの位置関係によって変化させることとなされる

ことを特徴とする請求項 1 から 9 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波診断装置は、表示装置の表示画面に、超音波画像と共にバーグラフを表示させる表示出力回路を備え、

前記位置関係通知は、バーグラフにおけるバーの位置を、プローブの位置関係によって変化させることとなされる

ことを特徴とする請求項 1 から 9 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波診断装置は、表示装置の表示画面に、超音波画像を表示させる表示出力回路を備え、

前記位置関係通知は、表示画面の一部領域の色を、プローブの位置関係によって変化させることでなされる

ことを特徴とする請求項 1 から 9 の何れかに記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記超音波プローブは、測定対象部位における複数の位置に対して、超音波の送受信を行うことでフレーム画像シーケンスを取得し、

前記超音波画像は、フレーム画像シーケンスを構成する個々のフレーム画像であり、

前記領域判定は、複数フレーム画像のそれぞれからゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域が存在するか否かを判定し、

前記超音波診断装置は更に、定量化対象判定と、症状進行スコア算出とを行い、

前記定量化対象判定は、各フレーム画像に対する判定結果に基づき、複数フレーム画像のそれぞれを定量化対象から除外すべきか否かを判定し、

前記症状進行スコア算出は 定量化対象から除外されなかったフレーム画像について、前記測定対象部における腫張又は炎症の進行の程度を示す症状進行スコアを算出して、

前記位置関係通知は、症状進行スコアに対応付けて、超音波プローブと、測定対象部位との位置関係の適否を表示装置に表示させることを含む、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波プローブに超音波の送受信を行わせ、超音波プローブによる受信超音波に従って超音波画像を生成する超音波診断方法であって、

超音波画像のうち超音波プローブの素子配列と対向する部分における、ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域の存否又は厚みを定める領域判定と、

超音波プローブと、測定対象部位とに適正な位置関係が存在するかどうかをユーザに通知する位置関係通知とを行い、

超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正かどうかは、判定された前記決定された画素領域の存否又は厚みから定まる

ことを特徴とする超音波診断方法。

【請求項 15】

請求項 14 に記載の超音波診断方法をコンピュータに実行させるプログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断の技術分野に属する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断とは、超音波プローブを被検者の体表面に当接させて、被験者体内の画像を得る診断法であり、心臓、腹部、胎児などの診断、観察に古くから用いられてきた。近年超音波診断装置の分解能が向上し、体表面に近い部位の観察も可能となってきた。それに伴い、整形領域でも超音波診断装置が用いられるようになり、骨、腱、筋肉等の観察や、リウマチ診断における関節部分の炎症の評価などが、超音波診断装置を用いて行われている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開2013-056156号公報

【特許文献 2】特開2011-72522号公報

【非特許文献】

【 0 0 0 4 】

【非特許文献 1】The New Concept of Rheumatoid Arthritis Care-Ultrasonography for Joints

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

例えば、頸動脈のような径が太い血管を対象とする場合、プローブによる押圧があったとしても測定対象部位の形状に変化は生じない。しかし関節部分の炎症の評価では、指の関節包で発生する新生血管が測定対象になるため、プローブが人体に接する際の僅かな新生血管の形状変化が、診断結果に大きな影響を及ぼす。

10

プローブや人体にセンサを設けることでプローブ押圧の程度を計測することも考えられるが、指の関節はプローブとの接触面積が狭いため、かかる部位において高い精度でプローブによる押圧を計測するのは困難と考えられる。

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、測定対象内の内部組織の形状が、プローブとの接触でデリケートに変化する場合に、適切なプローブ手技を促すことができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記目的は、超音波診断装置であって、超音波プローブに超音波の送受信を行わせる送受信回路、超音波プローブによる受信超音波に従って超音波画像を生成する画像生成回路、制御回路を含み、

20

前記超音波画像は、測定対象部位の断面形状を示し、

前記制御回路は、

超音波画像のうち超音波プローブの素子配列と対向する部分における、ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域の存否又は厚みを定める領域判定と、

超音波プローブと、測定対象部位とに適正な位置関係が存在するかどうかをユーザに通知する位置関係通知とを行い、

超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正かどうかは、判定された前記決定された画素領域の存否又は厚みから定まる

30

ことを特徴とする超音波診断装置により達成される。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

ゲル状媒体の存否から定まるプローブと、測定対象部位との位置関係が、測定対象部に圧迫を与える位置関係であるか否かが通知されるから、ユーザはこの通知に従うことで、デリケートな診断対象物の形状を的確に捉えることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】超音波診断システムの外観構成を示す図である。

【図 2】超音波診断装置 101 が使用される状況を示す図である。

40

【図 3】(a) は、超音波送受信の対象となる指の関節表面にジェルを塗布し、長手方向に超音波プローブ 102 をあてている状況を示す。図 3 (b) は、関節の周囲 360° の範囲で、超音波プローブの位置を変化させる状況を示す。

【図 4】(a) は、超音波プローブ 102 がジェルを介して一定の間隔を隔てて乖離している状態を示し、図 4 (b) は、超音波プローブ 102 と、体表面との間にジェルが存在するものの超音波プローブ 102 の一部又は全部と体表面と接触が発生している状態を示す。図 4 (c) は、超音波プローブ 102 とジェルとの間に隙間が発生している状態を示す。

【図 5】図 4 (a) ~ (c) の何れかのものになる場合、表示部 103 に現れるドプラモード画像の一例を示す。

50

【図6】(a)～(c)は、位置関係判定のための解析対象を示す図である。

【図7】低輝度画素の連続長の計測過程を示す。

【図8】(a)、(b)は、位置関係通知の第1の例を示す。図8(c)は、位置関係通知の第2の例を示す。図8(d)は、位置関係第3の例を示す。

【図9】(a)は、超音波診断装置のハードウェア構成を示す図である。図9(b)は、第1実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を示す図である。

【図10】プローブ乖離判定部7の内部構成を示す図である。

【図11】プローブ位置関係判定手順の一例を示すフローチャートである。

【図12】ジェル層判定手順の一例を示すフローチャートである。

【図13】骨・プローブ間距離算出手順の一例を示すフローチャートである。

【図14】皮膚・プローブ間距離算出手順の一例を示すフローチャートである。

【図15】第2実施形態における画面レイアウトの一例を示す

【図16】第2実施形態における更新後の画面レイアウトの一例を示す。

【図17】超音波プローブ102と、体表面との位置関係が適切でない場合の画面レイアウトの一例を示す。

【図18】第2実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を示す図である。

【図19】疾患定量化部27の詳細なブロック図である。

【図20】定量化実行判定部31の詳細なブロック図である。

【図21】(a)は、骨皮質検出手順の一例を示す図である。図21(b)は、関節包境界を検出手順の一例を示す図である。

【図22】第2実施形態に係る超音波診断装置の全体手順の一例を示すフローチャートである。

【図23】腫張スコア、炎症スコアの算出手順の一例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】

【0010】

超音波診断装置を用いた、関節炎症の評価を実現するため、発明者らは、以下の技術的障壁に直面した。

関節炎症患者に対する超音波検査は、関節腔内に生じた異常血流を画像化することによってなされる。具体的には、プローブによる超音波の走査でドプラモード画像を作成することにより、関節腔内に生じた異常血流を可視化する。こうして得られたドプラモード画像の血流面積の占有率を評価する。かかる血流面積の評価法には、半定量4段階評価法、半定量8段階評価法、定量評価法がある。半定量4段階評価法は、関節包と、骨皮質とで囲まれる範囲における血流シグナルの有無をA:血流シグナルなし、B:単一の血流シグナルが存在、C:50%以下の血流シグナルが存在、D:50%を超える血流シグナルが存在という、A～Dの4段階の評価付けを行う(非特許文献1)。

【0011】

半定量8段階評価法は、関節腔で存在が認められる異常血流を、8つのグレード(血流なし、グレードI+:スポット状の血流が認められる、グレードII+:枝状の血流が認められる、グレードIII+:枝状の血流が多く認められる、グレードIV+:火炎状の血流が認められる、グレードV+:火炎状の血流が多く認められる、グレードVI+:網状の血流が認められる、グレードVII+:網状の血流が多く認められる)に分類するというものである

定量評価法は、異常血流が集中した中心部分に方形状のregion of interest(ROI)を設けて、そのROIの中の画素絶対値、ROI内での占有率を算出する。

【0012】

Bモード画像やドプラモード画像を元に、検査者が、半定量4段階評価法、半定量8段階評価法、定量評価法の評価を行うことでなされる。しかし、半定量4段階評価法と半定量8段階評価法は検査者の主観で行われ、また検査すべき関節数が多いことから、この検査には数十分の時間がかかってしまう。また検査者の主観で決定されていることから、検査者間でのばらつきも生じてしまう。このような問題を解決するために、炎症の度合

10

20

30

40

50

いを客観的（定量的）に求める方法が提案されている。例えば特許文献1においては、骨表面を特定してから関節包領域を切り出し、関節包領域を解析することにより炎症度合いを定量化する方法が提案されている。

【0013】

しかしかかる評価法が確立されているものの、測定対象部位に超音波プローブをあてる際の血流シグナルに対する影響は、考慮されてはいなかった。その影響は、超音波プローブによる圧迫で、ドプラモード画像に現れるべきものが表れなくなるというものである。具体的には、関節腔はやわらかく、関節にプローブを当接させる際の圧迫で、枝状、炎状に広がった新生血管のうち一部のものの流速が変化してしまう。かかる流速の変化した新生血管の血流シグナルがドプラモード画像から消失してしまうと、上記半定量4段階評価法、半定量8段階評価法、定量評価法による評価結果が変わってしまう。

10

【0014】

具体的には、新生血管の火炎状の広がりを観測してグレードIII+、III++の評価を下さねばならないのに、関節腔が上記圧迫を受けたがために、新生血管のスポット状、枝状の広がりに見えてしまい、グレードI+、II+の評価を下してしまう恐れがある。

そのため、体表からプローブを浮かすことが推奨されている。例えば特許文献2においては、基準フレームにおける骨から体表面まで距離と、現フレームにおける骨から体表面までの距離とに基づいて、超音波プローブによる圧迫度を評価する方法が提案されている。

【0015】

20

具体的には、特許文献2では、数1(段落0043)に示すように、圧迫度 α ($= (L1-L2)/L1$) の計算によりプローブ押圧による圧迫度を算出している。ここでL1は、圧迫がない状態での体表面から骨領域までの距離であり、L2は、骨領域から体表面までの距離をいう。この $(L1-L2)/L1$ の計算で算出される α が閾値を上回るかどうかを判定して、上回る場合、カラーバーの色を異なる色にしている(段落0046)。しかしながら、指の関節腔における新生血管は遥かにデリケートであり、骨領域から体表面までの距離に変化がみられず、上記圧迫度が0に近い状態でも、血管断面が変形している可能性がある。このようなデリケートな診断対象を、緻密に検査する手法は、超音波診断の分野において確立していない。

【0016】

かかる技術的障壁は、超音波診断装置であって、超音波プローブに超音波の送受信を行わせる送受信回路、超音波プローブによる受信超音波に従って超音波画像を生成する画像生成回路、制御回路を含み、

30

前記超音波画像は、測定対象部位の断面形状を示し、

前記制御回路は、

超音波画像のうち超音波プローブの素子配列と対向する部分における、ゲル状媒体特有の輝度分布をもつ画素領域の存否又は厚みを定める領域判定と、

超音波プローブと、測定対象部位とに適正な位置関係が存在するかどうかをユーザに通知する位置関係通知とを行い、

超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正かどうかは、判定された前記決定された画素領域の存否又は厚みから定まる

40

ことを特徴とする超音波診断装置により克服される。

【0017】

ゲル状媒体の存否から定まるプローブと、測定対象部位との位置関係が、測定対象部に圧迫を与える位置関係であるか否かが通知されるから、ユーザはこの通知に従うことで、デリケートな診断対象物の形状を的確に捉えることができる。よってプローブによる押圧をセンサで検出することなしに、プローブが適切な姿勢になるようにユーザを誘導することができる。

【0018】

(第1実施形態)

第1実施形態は、ユーザによるプローブを用いた超音波走査時に、プローブと、体表

50

面との位置関係が適切かどうかの解析をリアルタイムに行い、不適切であれば、その旨を超音波プローブ102に表示させて操作の改善を求めるものである。つまり第1実施形態の超音波診断装置は、既存の超音波診断装置とは異なり、上述したような超音波画像に基づく超音波プローブ102の位置関係の判定と、位置関係の通知とが行えるように構成されている。

【0019】

(超音波診断装置の使用環境)

本実施の形態に係る超音波診断装置が使用される使用環境について説明する。超音波診断装置は、医療現場における診断システムで用いられる。図1は、超音波診断装置を含む超音波診断システムの外観構成を示す図である。本図に示すように、超音波診断システム100は、超音波診断装置101、超音波プローブ102、表示部103、外部入力部104から構成される、本図に示すように、超音波プローブ102、表示部103、外部入力部104は、超音波診断装置101から独立した構成要件になっている。

10

【0020】

超音波診断装置101は、超音波診断システムにおいて中核的な役割を果たす機器(ハブ機器)であり、超音波プローブ102からの出力信号、外部入力部104に対する出力信号を受け付けて、診断処理を行い、処理結果を表示部103に表示させる。

超音波プローブ102は、音響素子の配列を用いて送信波を放出する。放出された超音波は、音響インピーダンスが異なる部分で、その音響インピーダンスの差に応じて反射される。超音波プローブ102がジェルを介して体表面に当てられている状態では、体表面や骨で反射される。ここでジェルはゲル状媒体であり、超音波プローブから放出された超音波を損失なく体内に導く役割を果たしている。反射された超音波は、超音波プローブ102で受信される。

20

【0021】

表示部103は、LCD(Liquid crystal display、液晶ディスプレイ)などであり、反射超音波信号から生成されたBモード画像、ドプラモード画像を表示すると共に、超音波プローブ102の位置関係が適切かどうかの表示を行う。

外部入力部104は、操作者が装置操作を行うためのキーボード、トラックボール、タッチパネル等に相当する。

【0022】

(ユーザによる用法)

ユーザによって、超音波診断装置101、超音波プローブ102がどのように使用されるかというユースケースについて説明する。図2は、超音波診断装置101、超音波プローブ102が使用される状況を示す図である。本図の被検者は、指を差し出し、右側の医師または臨床検査技師が、超音波プローブ102を指に当て、超音波画像を観察している。この際、表示部103には、超音波送受信で得られたBモード画像Y101、ドプラモード画像Y102、超音波プローブ102の位置関係を示すインディケータY100が表示される。表示部103には、かかるインディケータY100が表示されるから、検査者は、超音波プローブ102の当て方が適切かどうかを、表示部103を見ながら確認することができる。超音波プローブ102の位置関係が不適切である場合、この表示部103のインディケータを見ながら超音波プローブ102の位置関係を調整することができる。

30

40

【0023】

(超音波診断装置を用いた診断手法)

超音波診断装置を用いた診断手法について説明する。図3は、超音波送受信時の検査者による手技を示す。この手技は、超音波送受信の対象となる指の関節表面にジェルを塗布し、長手方向に超音波プローブ102をあてて超音波の送受信を行い(図3(a))、関節の周囲360°の範囲で、その位置を変化させる(図3(b))というものである。

【0024】

図3(a)のje1は、上記塗布により指の関節回りに形成されたジェルの層である。超音波プローブ102は、かかるジェル層に当てられる。

50

図3(b)のrt1,rt2は、超音波プローブ102の移動軌跡を示す。rt1,rt2に示すように、指の関節の360°の周囲において、様々な姿勢から超音波送受信を行い、各送受信位置から得られた断面を示すBモード画像Y101、ドプラモード画像Y102を表示部103に表示させる。この関節周りの送受信により、複数枚の超音波画像が生成される。ここで超音波画像には、Bモード画像と、ドプラモード画像とがある。ドプラモード画像は、Bモード画像に、測定対象部位における血流速に応じた色変化をなす画素(血流シグナル画素という)を重畳したものをいう。こうして生成される複数の超音波画像を『フレーム画像シーケンス』と呼ぶ。かかるフレーム画像シーケンスにおいて、個々の超音波画像は、『フレーム画像』と呼ばれ、xx/256という表記のフレーム番号で指示される。関節腔に存在する新生血管は微細であり、Bモード画像ではその形状を正確に捉えることができない。そこで関節腔にドプラ窓を設定してドプラモード画像を作成する。ドプラモード画像では、ドプラ窓が設定された部位における血流速を色付きの画素で表現するので、微細な血管の存在と、その空間的な広がりとを可視化することができる。

【0025】

(超音波プローブの位置関係)

超音波プローブ102で超音波の送受信を行う際の位置関係には、図4(a)~(c)に示すものがある。図4(a)は、超音波プローブ102がジェルを介して一定の間隔を隔てて乖離している状態、図4(b)は、超音波プローブ102と、体表面との間にジェルが存在するものの超音波プローブ102の一部又は全部と体表面と接触が発生している状態、図4(c)は、超音波プローブ102とジェルとの間に隙間が発生している状態を示す。超音波プローブ102の位置関係が、図4(a)~(c)の何れかのものになる場合、表示部103に現れるドプラモード画像は、図5に示すものとなる。図5のim1は、超音波プローブ102の位置関係が図4(a)のものになる場合に表示されるドプラモード画像である。本図において、白抜きで描かれた領域wh1,wh2は高輝度領域である。黒抜きで描かれた領域bk1は、低輝度で尚且つ均一な輝度からなる低輝度画素領域である。ここでの「低輝度」は、画素の値がある閾値よりも低いことをいい、輝度がゼロ(0)の画素を含む。ハッチングパターンで描かれている領域ht1,ht2は輝度階調をもつ領域(輝度階調領域)である。超音波画像のこれらの領域が、どのような体内組織を表しているかについて説明する。

【0026】

高輝度領域wh1,wh2は、骨や皮膚を表す。骨、皮膚は比較的固い組織であるため、超音波画像上でも高輝度で描画される。超音波の大部分は骨表面で反射されるため、骨の内部は描画されず、骨表面に位置する骨皮質に相当する部分のみが高輝度で描画される。

輝度階調領域ht1は、筋繊維を示す画素領域である。関節包の輝度は、骨を示す画素領域、皮膚を示す画素領域と比較すると低い。関節包の内部には、関節腔が存在する。低輝度画素領域bk1は、ジェルが存在する画素領域である。ジェルは超音波透過材であるから、階調が存在しない。

【0027】

図5の超音波画像im1では、ジェル層が十分な厚みをもっており、ジェル層がクッションになっていて、超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正となる。超音波プローブと、測定対象部位との位置関係が適正であると、被験者の病状に応じた血流シグナルが、関節腔内に出現する。ここで、関節腔における新生血管の発生について説明する。関節腔は、指の骨の皮質が、関節包で覆われることで形成される。健常体であれば、関節腔の内部は液で満たされた状態になっている。しかしリウマチの症状が進行すると、かかる関節腔の内部に新生血管が形成されてゆく。初期症状では、新生血管がスポット状に現れるが、病状が進行するにつれ、新生血管が枝状にひろがってゆき、やがて火炎状になって関節腔の内部を占めることになる。末期的になると、関節腔の内部は、網目のように広がった新生血管で満たされてしまう。

【0028】

この過程は図5の右半分に示されている。矢印ch1,2,3,4は、4段階の血流シグナルの

変化を示す。画像pt1には、スポット状に出現した血流シグナルが存在する。画像pt2には枝状の血流シグナルの広がりが存在する。pt3は炎状の血流シグナルの広がりを示し、pt4は網目状の血流シグナルの広がりが存在する。

図4(a)～(c)の位置関係と、図5の超音波画像とをまとめると以下のことがいえる。図4(a)に示すように、超音波プローブと、体表面とが適切な位置関係にある場合、超音波プローブは体表面には直接触れずに若干浮いており、かつ超音波プローブと体表面の間はジェルで隙間なく埋まっている。この状態でパワードブラにより血流の有無を検出すると、超音波画像pt1～pt4に示すように正常な血流シグナルを観測することができる。この血流シグナルを用いて、炎症度合いを評価できる。

【0029】

10

図4(b)に示すように、超音波プローブ端が体表面に押し付けられている場合、超音波プローブは体表面には直接触れている。図4(b)では、画像右側におけるジェル層の厚みが充分ではなく、ジェル層がクッションの役目を果たしていない。この状態では、体表面に近いところにある新生血管が超音波プローブ102の接触による圧迫を受けている。そのため図5の超音波画像im2に示すように、例えば、シグナルの部分的な消失(図中のdp1,dp2)が発生する。このような血流シグナルでは、炎症を正しく、評価出来ない。

【0030】

図4(c)に示すように超音波プローブが体表面から離れすぎている場合、超音波プローブは体表面には直接触れずに若干浮いており、超音波プローブと体表面の間がジェルで埋まっていない部分が発生する。このようにジェルが埋まっていない部分では、超音波プローブから放出された超音波はプローブ表面で反射され、ジェルおよび体内には入らない。よって、図5の超音波画像im3に示すように、超音波画像の左半分が欠落することになり、炎症度合いを正しく評価することができない。本実施形態では、体表面に対してクッションの役割を果たすようなジェル層が、超音波画像(Bモード画像、ドプラモード画像)において、超音波プローブ102における音響素子配列に対向する部分に存在するかどうかを判定する。

20

【0031】

本実施形態における超音波プローブ102における音響素子の配列方向は、超音波画像の長軸方向と一致しているものとする。この場合、『音響素子配列に対向する部分』は、超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域であり、超音波画像の長軸上辺と、皮膚輪郭とで囲まれる領域となる。

30

(位置関係判定のための解析対象)

位置関係判定のための解析対象について説明する。図6(a)～(c)は、位置関係判定のための解析対象を示す図である。位置関係判定のための解析対象としては、長軸上辺から骨の輪郭までの短軸方向の距離(図6(a))、長軸上辺から皮膚輪郭までの距離(図6(b))、低輝度領域の短軸方向の連続長(図6(c))がある。図6(a)におけるA1は、超音波診断装置により抽出された骨領域であり、A2は、長軸辺近傍から骨領域までの連続長を示す。図8(b)におけるA3は、超音波診断装置により抽出された皮膚領域であり、A4は、長軸辺近傍から皮膚領域までの短軸方向の連続長を示す。図8(c)におけるA5は、超音波診断装置により計測される低輝度画素領域の短軸方向の連続長を示す。本実施形態では、これらの距離により、超音波プローブの位置関係の適否を判定することになっている。

40

【0032】

(ジェル層の形状)

続いて、画像に現れる体表面の形状、ジェル層の形状について説明する。画像に現れる測定対象部位の輪郭形状は様々な態様で変化する。長軸に対して単調増加するものもあれば、単調減少するものもある。水平形状になっているものもあるし、n次関数による曲線形状をなすものもある。測定対象部位の形状が様々な態様をなす場合、測定対象部位の輪郭がどのように変化する場合であっても、ジェル層の厚みは、所定の閾値を上回ってい

50

なければならない。具体的にいうと、測定対象部位の体表面である皮膚の輪郭がなす変化曲線のうち、長軸との差が極小となる箇所における距離が、所定の閾値を上回ることが求められる。

【 0 0 3 3 】

図 7 のOutline_of_Skinは、画像に現れる皮膚の輪郭線を示す。図中の画像の長軸をX軸とし、測定対象部位をY軸とした場合、皮膚の輪郭上の座標(X,Y)は、 $Y=F(X)$ を満たすとする。この $Y=F(X)$ において、Y座標が極小となるX座標を算出して、かかるX座標の厚みが、所定の閾値を上回るかどうかで、超音波プローブによる圧迫の有無を判定する。図 7 では、長軸辺に存在する画素P11,P12におけるジェル層の厚みが最小になっていると考えられる。そうすると、 $Y=F(X)$ の極小点を算出することで、このP11,P12を求めて、かかるP11,P12における皮膚輪郭までの距離を閾値と比較することで、超音波プローブの位置関係の適否を判断する。

10

【 0 0 3 4 】

しかし、体表面輪郭の抽出精度によっては、極小点を算出できないケースが発生する。そこで本実施形態では、長軸辺と、皮膚輪郭との距離が閾値を上回っているかどうかの判断を、長軸の全域のうち、複数の箇所で行うことにしている。つまり、皮膚までの距離が、超音波プローブ 1 0 2 の素子配列と対向する部分全域の複数の箇所にわたり所定の閾値を上回っていることが、本実施形態で、ジェル層として判定されることの要件となる。

【 0 0 3 5 】

図 7 におけるProbe_Start,Probe_Endは、超音波画像において超音波プローブ 1 0 2 全長が占める範囲の始点、終点である。図中のP1,P2,P3,P4・・・は、長軸上に存在する複数の画素である。下向きの矢印は、連続長計測のための計測経路である。P1,P2,P3,P4・・・から皮膚の輪郭Outline_of_Skinに到達するまでに存在する低輝度画素の個数が、低輝度画素の連続長になる。図中のThdは、P1,P2,P3,P4・・・の連続長と対比されるべき閾値である。超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域（つまり超音波画像の長軸上辺と、皮膚輪郭とで囲まれる領域）において、P1,P2,P3,P4・・・についての全ての連続長が、上記閾値を上回っている場合、超音波プローブ 1 0 2 は皮膚から浮いている状態であり、適正な位置関係にあるといえる。

20

【 0 0 3 6 】

(位置関係判定のための閾値)

30

ここで、超音波プローブ 1 0 2 - 骨間の距離の閾値、超音波プローブ 1 0 2 - 皮膚間の距離の閾値について説明する。

本実施形態では、超音波プローブ 1 0 2 と、骨との間隔が、超音波プローブ 1 0 2 の素子列全域内の複数箇所において、例えば、2cmという閾値を下回っていれば、超音波プローブ 1 0 2 と、体表面との位置関係は、体表面を圧迫し、症例に影響を与える不適正なものであると判定することになっている。一方、超音波プローブ 1 0 2 と、皮膚との間隔が、超音波プローブ 1 0 2 の素子列全域の複数箇所において、例えば、2mmという閾値を下回っていれば、超音波プローブ 1 0 2 と、体表面との位置関係は、体表面を圧迫し、症例に影響を与える不適正なものであると判定することになっている。

【 0 0 3 7 】

40

ここで超音波プローブ 1 0 2 と、皮膚との間隔が2mm以上であれば、超音波プローブ 1 0 2 と、皮膚との空間を満たすジェル層の厚みも、超音波プローブ 1 0 2 における素子列全域の複数箇所において2mm以上になっていると考えられる。よって本実施形態では、超音波プローブ 1 0 2 と、皮膚との空間を満たすジェル層の厚みが、超音波プローブ 1 0 2 における素子列全域の複数箇所において2mmという閾値を上回っているかどうかで、超音波プローブ 1 0 2 と、体表面との位置関係の適否を判断するものとする。

【 0 0 3 8 】

(位置関係通知の類型)

次に、位置関係通知の様々な類型について説明する。図 8 は、位置関係通知の3つのバリエーションを示す。図 8 (a)、(b) は、位置関係通知の第 1 の例を示す。超音波

50

プローブ102と、体表面との位置関係が適切であると判定された場合には、「プローブの位置は適切です」というメッセージ文X1を画面中表示し(図8(a))、位置関係判定部19でプローブの位置が適切ではないと判定された場合には、メッセージ文X1の中身を「プローブの位置は適切ではありません」というものに変更する(図8(b))。

【0039】

図8(c)は、位置関係通知の第2の例を示す。第2の例では、プローブ位置の適切な度合いをバーグラフX2で表現する。例えば、適切な位置である程バーグラフを高くする。また、バーの高さによって色を変更しても良い。例えば、バーグラフが低い場合(プローブ位置が適切でない場合)には赤色とし、バーグラフが高い場合(プローブ位置が適切である場合)には青色や緑色とする。図8(d)は第3の例を示す。第3の例では、プローブ位置の適切な度合いをカラーマーカX3で表現する。例えば、適切な位置であれば、カラーマーカX3を青色や緑色とし、プローブ位置が適切でない場合にはカラーマーカX3を赤色とする。以上が位置関係通知の様々な類型についての説明である。

【0040】

(超音波診断装置101の内部構成)

続いて、超音波診断装置の内部構成の詳細について説明する。

図9(a)は、超音波診断装置101のハードウェア構成を示す図である。本図に示すように超音波診断装置は、フロントエンド回路1a、ミッドプロセス回路1b、バックエンド回路1cから構成される。

【0041】

フロントエンド回路1aは、超音波プローブ102に超音波の送受信を行わせ、超音波プローブ102との信号入出力を行うインターフェイス回路である。

ミッドプロセス回路1bは、算術演算回路、積和演算回路、シフト回路から構成され、超音波画像の生成や、超音波画像に対する処理を行う専用回路素子部分である。

バックエンド回路1cは、MPU、ROM、RAM、インターフェイス回路から構成されるコンピュータシステムの構成部分である。

【0042】

処理内容の観点から分類すると、超音波診断装置101の内部構成は、図9(b)のブロック図に示すものとなる。

図9(b)は、第1実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を示す図である。第1実施形態に係る超音波診断装置は、超音波送受信回路2、Bモード画像生成回路3、ドプラモード画像生成回路4、外部入力取得回路5、制御回路6(プローブ乖離判定部7、画面作成部8を含む)メモリ回路9、表示回路10から構成される。

【0043】

超音波送受信回路2は、超音波プローブ102で受信された超音波を超音波受信信号として入力して、超音波受信信号に対して超音波送受信回路2でビームフォーミング、検波、対数圧縮などの処理を施し、音響線信号として出力する。

Bモード画像生成回路3は、超音波送受信回路2から入力された音響線信号に対して、検波、対数圧縮などの処理を施し、Bモード画像を生成する。Bモード画像生成回路3で生成されたBモード画像は一時的に記憶される。

【0044】

ドプラモード画像生成回路4では、超音波送受信回路2から入力された音響線信号に対する自己相関演算を行い、流速に変換した後、血流成分を示す速度成分をフィルタリングにより抽出する。フィルタリングされた血流成分の平均速度や分散、パワーを算出しドプラモード画像を生成する。

外部入力取得回路5は、外部入力部104から入力された外部入力のうち、表示部103に表示された画面レイアウトにとって有効なものをユーザ入力として選んで制御回路6に出力し、このユーザ入力に応じた画面更新を制御回路6に実行させる。

【0045】

制御回路6は、外部入力取得回路5から出力されたユーザ入力に従い、超音波診断装置

10

20

30

40

50

の全体制御を行う構成部分であり、Bモード画像、ドプラモード画像を表示するために必要な画面レイアウトを作成して、かかる画面レイアウトによる初期表示を行い、外部入力取得回路5が受け付けたユーザ入力に応じて、画面レイアウトの更新を行う。かかる画面レイアウトにおいて、超音波プローブ103と、体表面との位置関係の適否を表示させる。以上の処理のため、制御回路6は、プローブ乖離判定部7、画面作成部8を具備している。

【0046】

プローブ乖離判定部7は、超音波プローブ102の表面から骨や皮膚までの距離を測定したり、体表面と、超音波プローブ102とが適切な位置関係にあるかどうかをメモリ回路9に記憶されたBモード画像、ドプラモード画像を用いて判定する。

10

画面作成部8は、表示部103に、Bモード画像、ドプラモード画像を表示させる際、これらの超音波画像に対する対話的な操作を受け付けるための画面レイアウトを作成する。かかる画面レイアウトは、検査者名、患者名、時間情報、超音波診断装置の設定情報、メッセージ文、バーグラフ、カラーマークなどを含み、超音波診断を促進する内容になっている。更に当該画面レイアウトは、プローブと、測定対象との位置関係の適否を表すインディケータを含み、インディケータにおけるメッセージ文の内容を、プローブの位置関係によって変化させたり、バーグラフにおけるバーの位置を、プローブの位置関係によって変化させる。

【0047】

メモリ回路9は、Bモード画像生成回路3により生成されたBモード画像、ドプラモード画像生成回路4により生成されたドプラモード画像を構成する一画面分の画素データが書き込まれ、プローブ乖離判定部7、画面作成部8による処理に供する。また、画面作成部8により作成された画面レイアウトも、このメモリ回路9に書き込まれる。

20

表示出力回路10は、表示部103での画面表示のための映像信号に、画面作成部8によって作成された画面レイアウトを重畳する重畳回路を備え、位置関係が適正かどうかの判定結果をユーザに通知する。

【0048】

以上が超音波診断装置の構成要件についての説明である。

(プローブ乖離判定部7の詳細な構成)

続いて、プローブ乖離判定部7の詳細な内部構成について説明する。プローブ乖離判定部7の内部構成を図10に示す。図10に示すようにプローブ乖離判定部7は、特定領域抽出部11、距離測定部12から構成され、さらに特定領域抽出部11は、骨領域抽出部13、皮膚領域抽出部14、ジェル層判定部15からなり、距離測定部12は、骨-プローブ間距離計測部16、皮膚-プローブ間距離計測部17からなる。これら、骨-プローブ間距離計測部16、皮膚-プローブ間距離計測部17、による計測結果から、超音波プローブ102と、体表面との位置関係について判定結果を下すため、プローブ乖離判定部7には位置関係判定部19が存在する。

30

【0049】

骨領域抽出部13は、骨領域の抽出を行う。抽出の方法としては高輝度部を抽出する(1)、テンプレートマッチングを行う(2)、機械学習方法により骨部位を検出する(3)、などがある。

40

皮膚領域抽出部14は、皮膚領域の抽出を行う。抽出の方法としては、画像上部にある水平線を抽出する(1)、テンプレートマッチングを行う(2)、機械学習方法を行う(3)などの方法がある。

【0050】

ジェル層判定部15は、超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域(つまり超音波画像の長軸上辺と、皮膚輪郭とで囲まれる領域)に、ジェル層特有の輝度分布をもつ領域が存在するかどうかを判定する。判定方法としては、ジェル層は低輝度であり、かつ、均一であることを利用する。Bモード画像、ドプラモード画像の長軸上辺は超音波プローブの超音波の多重反射により輝度を有する場合がある。ジェル層判定部15は、長軸上

50

辺に存在する数ライン分の画素をジェル層抽出の対象から除外することで多重反射の影響を回避する。これによりジェル媒体を示す画素領域の存否をより正確に判定することができる。

【0051】

骨-プローブ間距離計測部16では、抽出された骨領域の上側輪郭から、超音波画像の長軸上辺（プローブ表面）までの距離を計測する。

皮膚-プローブ間距離計測部17は、抽出された皮膚領域の上側輪郭から、超音波画像の長軸上辺（プローブ表面）までの短軸方向の距離を計測する。

位置関係判定部19では、骨領域の上側輪郭から超音波画像の長軸上辺までの距離が所定値以上であるか否か、皮膚領域の上側輪郭から超音波画像の長軸上辺までの距離が所定値以上であるか否か、超音波プローブ102と、体表面との位置関係が適正であるか否かという判定結果を下す。

10

【0052】

以上がプローブ乖離判定部7の構成要件についての説明である。続いて、プローブ乖離判定部7の構成要件の説明の補足として機械学習方法、パターンマッチングについて説明する。

機械学習方法では、事前に、骨部分又は皮膚部分に類別されるサンプルと非骨部分又は非皮膚部分に類別されるサンプルに基づいて識別器を生成する。そして、新たな画像が得られれば、画像を構成する各局所領域に対して生成した識別器を適用し、骨部分又は皮膚部分の検出を行う。

20

【0053】

パターンマッチングでは、代表的な皮膚部分又は代表的な骨部分がなす形状のテンプレートを予め登録しておく。テンプレートとは、例えば、平均画像である。そして、新たな画像が得られれば、当該画像である超音波画像を構成する複数の局所領域と、予め登録されたテンプレートとで、剛体または非剛体のマッチングを行い、マッチング結果に応じて複数の局所領域の中から皮膚部分又は骨部分をなすものを選択する。

【0054】

以上が超音波診断装置101の構成要素についての説明である。

(処理手順の説明)

これまでに述べた超音波診断装置101の構成要素による処理内容は、様々な外部事象や装置の内部パラメータに応じた、ハードウェア資源に対する処理手続きとして一般化することができる。そのような一般化された処理手続きを示すのが、図11～図15のフローチャートである。以降、図11～図15のフローチャートを参照しながら、超音波診断装置101の構成要件が行うべき処理手順について説明する。

30

【0055】

図11は、超音波プローブ102位置関係判定手順の一例を示すフローチャートである。本フローチャートは、ステップS101において画像から骨領域を抽出し、ステップS102において皮膚領域を抽出する。ステップS104～ステップS113の処理に移行する。

ステップS104は、長軸辺の全域にわたり、骨領域及び皮膚領域が存在するか、骨領域及び皮膚領域の端部が欠落しているかの判定である。ステップS105は、骨-超音波プローブ間の距離算出であり、ステップS106は、ステップS105で算出された距離が2cmの基準を満たすかどうかの判定である。

40

【0056】

ステップS107は、皮膚-超音波プローブ間の距離算出であり、ステップS108は、算出された距離が2mmの基準を満たすかどうかの判定である。

ステップS109では、ジェル層判定処理を実行する。ステップS110では、ジェル層判定処理に従い、超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域(つまり超音波画像の長軸辺と、抽出された皮膚領域とで囲まれた領域)にジェル層が存在するかどうかを判定する。

50

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 0 4 において、骨領域及び皮膚領域の端部が欠落していると判定された場合、ステップ S 1 1 1 において、超音波プローブ 1 0 2 とジェルとが離間した位置関係であると判定結果を下す。

ステップ S 1 0 6、ステップ S 1 0 8、ステップ S 1 1 0 の判定結果が何れも肯定的であれば、ステップ S 1 1 2 において超音波プローブ 1 0 2 と、体表面との位置関係は、超音波画像に現れる症例に影響与えない適正なもの、つまり、超音波プローブ 1 0 2 が体表面から浮いていて、その超音波プローブ 1 0 2 と体表面との空間がジェルで充たされている位置関係であると判定結果を下す。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 0 6、ステップ S 1 0 8、ステップ S 1 1 0 の判定結果の何れかが否定的である場合（皮膚と超音波プローブ 1 0 2 との距離が 2mm という基準を下回る場合、骨と超音波プローブ 1 0 2 との距離が 2cm という基準を下回る場合、超音波プローブ 1 0 2 と、体表面との位置関係は、超音波画像に現れる症例に影響を与える位置関係であると判定結果を下す。

【 0 0 5 9 】

上記のフローチャートにおいて、図 1 1 のステップ S 1 0 5 における骨 - プローブ間距離算出、ステップ S 1 0 7 における皮膚 - プローブ間距離算出、ステップ S 1 0 9 におけるジェル層判定は、サブルーチン化されており、より詳細な処理手順から構成される。図 1 2 ~ 図 1 4 のフローチャートを参照しながら、これらの処理手順の詳細について説明する。

【 0 0 6 0 】

図 1 2 は、ジェル層判定手順の一例を示すフローチャートである。超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域（つまり超音波画像の長軸上辺と、皮膚輪郭とで囲まれる領域）について、輝度の平均値 G_x 、分散 G_y を算出して（ステップ S 1）、 $q = g_d \cdot G_x + g_e \cdot G_y$ の計算により評価値 q を算出し（ステップ S 2）、評価値 q が $q < Th_2$ の数値範囲に存在するかどうかを判定する（ステップ S 3）。かかる数値範囲に存在する場合、超音波プローブの表面より少し深い位置にある領域は、輝度が均一な複数の画素からなるジェル層であると判定し（ステップ S 4）、リターンする。ステップ S 3 が No であれば、ステップ S 4 をスキップしてリターンする。

【 0 0 6 1 】

図 1 3 は、骨 - プローブ間距離算出手順の一例を示すフローチャートである。本フローチャートにおいて変数 Short_Count は、超音波画像との距離が短い画素をカウントするための変数である。このフローチャートでは、ステップ S 1 1 において Short_Count を 1 で初期化してから、ステップ S 1 2 と、ステップ S 1 2' とのループに移行する。このループは、骨領域を構成する画素のそれぞれについて、画素 (u, v) から長軸上辺までの距離 $dis(u, v)$ を算出して（ステップ S 1 3）、距離 $dis(u, v)$ が 2cm に満たないかどうかの判定を行い（ステップ S 1 4）、満たないのであれば、Short_Count をインクリメントする（ステップ S 1 5）という処理を、長軸辺を構成する全ての画素について繰り返す。かかるループを抜けると、ステップ S 1 6 において Short_Count が所定の画素数以上であるかどうかを判定する。

【 0 0 6 2 】

このステップ S 1 6 が Yes であれば、ステップ S 1 7 において、骨と、超音波プローブ 1 0 2 との距離は 2 cm の基準を満たさないとの判定結果をリターンする。このステップ S 1 6 が No であれば、ステップ S 1 8 において、骨と、超音波プローブ 1 0 2 との距離は 2 cm の基準を満たすとの判定結果をリターンする。

ここで、Short_Count の比較対象となる画素数は、1 画素、2 画素であってもよく、また、10 画素、20 画素であってもよい。かかる画素数の比較を行うのは、骨輪郭上に存在する数個の画素について短い距離が算出されたとしても、それらが少数であれば、位置関係の判定に影響を与えないようにするためである。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 3 】

図 1 4 は、皮膚 - プローブ間距離算出手順の一例を示すフローチャートである。このフローチャートは、図 1 3 のフローチャートをベースにして作図されている。図 1 3 のフローチャートと、図 1 4 のフローチャートとの違いは、図 1 3 のステップ S 1 2 ~ ステップ S 1 5 のループが、図 1 4 のステップ S 2 2 ~ ステップ S 2 5 に置き換えられていること、特にステップ S 1 5 がステップ S 2 5 に置き換えられていることである。

【 0 0 6 4 】

図 1 3 のステップ S 1 2 ~ ステップ S 1 5 と、図 1 4 のステップ S 2 2 ~ ステップ S 2 5 との違いは、図 1 3 では、骨の輪郭線のそれぞれの画素が、ループの対象になっているのに対し、図 1 4 では、皮膚輪郭に存在するそれぞれの画素が処理対象になっているとの違いである。

10

図 1 3 のステップ S 1 5 と、図 1 4 のステップ S 2 5 との違いとは、ステップ S 1 5 では、長軸辺近傍までの距離が 2cm に満たない画素が存在するかどうか判定されているのに対して、ステップ S 2 5 では、皮膚輪郭までの距離が 2mm に満たない画素が存在するかどうか判定されているという違いである。

【 0 0 6 5 】

以上のように本実施形態によれば、超音波プローブがジェルを介して体表面に当てられている際の位置関係から、ジェル層がクッションの役割を果たしているか否かを判定し、その結果を画面上に重畳して提示するので、関節の炎症度合いを求める際に、プローブによる接触度合い（圧迫度合い）が適切であるかどうかを操作者が知ることができ、操作者が適切な圧迫度合いとなるようにプローブの押し当て方を調整することができる。それにより、異なる操作者であってもプローブの押し当て方をほぼ同じにすることができる。

20

【 0 0 6 6 】

（第 1 実施形態の変更例）

第 1 実施形態では、超音波プローブ 1 0 2 における音響素子配列に対向する部分に低輝度画素領域が存在するかどうかを判定していた。これに限らず、フレーム画像の長軸辺近傍に位置する所定数のライン画素データが低輝度画素から構成されていて、尚且つ、それらの画素の輝度が均一である場合に、ジェルであると判定してもよい。

【 0 0 6 7 】

フレーム画像の生成過程において、ライン画素データは、一個の音響線データを振幅データに変換するという過程を経て生成される。低輝度画素領域は、フレーム画像の長軸辺近傍に存在するから、長軸辺近傍に存在する複数のライン画素データのそれぞれが、低輝度画素領域から構成されていて、尚且つ、それらの画素の輝度が均一であるかどうかを判定する。

30

【 0 0 6 8 】

超音波画像の長軸辺近傍に存在する何れかのライン画素データが、かかる要件を満たさない場合は、一フレーム分のライン画素データの蓄積をまたず、超音波プローブ 1 0 2 と、測定対象部との位置関係が適切でないと判定結果をくだし、ライン画素データが属するフレーム画像を廃棄する。

超音波画像の長軸辺近傍に存在する全てのライン画素データが、かかる要件を満たす場合、長軸辺近傍に存在するライン画素データが生成した段階で、超音波プローブ 1 0 2 と、測定対象部との位置関係が適切でないと判定結果をくだす。

40

【 0 0 6 9 】

この応用例では、低輝度画素から構成されていて、尚且つ、それらの画素の輝度が均一であるライン画素データが、長軸辺近傍を占有しているかどうかで位置領域の適否を判定するから、フレーム画像の完成を待つことなく、早期に超音波プローブ 1 0 2 と、測定対象部との位置関係の適否を判定することができる。

（第 2 実施形態）

第 2 実施形態は、超音波画像が、炎症定量化の対象になるかどうかを判定して、炎症定量化の対象となる超音波画像については、腫張スコア、炎症スコアの算出対象とするとい

50

う改良に関する。具体的にいうと第1実施形態では、プローブによる超音波の送受信で得られた超音波画像をリアルタイムに処理して、プローブ - 体表面の位置関係の適否をユーザにフィードバックした。これに対して、第2実施形態では、プローブによる超音波送受信で得られたフレーム画像シーケンスを保存しておいて、各フレーム画像に対して事後的な解析を行い、位置関係が不適切なフレーム画像は炎症定量化から除外する。プローブ - 体表面間位置関係が適切なフレーム画像を炎症定量化の対象として確定して腫張スコア、炎症スコアを算出する。かかる解析によりプローブによる圧迫で、関節腔内の新生血管の変形が発生しているものは、腫張スコア、炎症スコア算出から除外されることになる。

【0070】

(画面レイアウトの説明)

10

次に、第2実施形態における画面レイアウトについて説明する。第2実施形態の画面レイアウトを第1実施形態の画面レイアウトと比較すると、第1実施形態では、超音波プローブ102との体表面との位置関係の適否を表示部103に表示させていたのに対し、第2実施形態では、第1実施形態における表示を発展させて腫張スコア、炎症スコア、フレーム番号、フレームシーケンスにおけるフレーム画像表示の進捗度合を表示させる。

【0071】

図15は、第2実施形態における画面レイアウトの一例を示す。図16の画面レイアウトの上半分には、Bモード画像Y101と、ドプラモード画像Y102とが配置されている。Y105は関節包境界であり、この内部で血流シグナルが観測される。その下側には、プローブ位置関係の適否を示すインディケータY108と、上部のBモード画像Y101、ドプラモード画
20
像Y102が、フレーム画像シーケンスのどのあたりかを示すスライダーY107と、フレーム全体に対する現フレームのフレーム番号表示Y106が存在する。その他、図16の画面レイアウトには、腫張スコアを確定させて計測対象を次の関節に進めるボタンY103、計測開始及び停止を受け付けるボタンY104が存在する。

【0072】

図15では、フレーム番号が64番のフレーム画像が炎症定量化の対象になっていて、インディケータY108の表示内容が、計測中である旨を通知するもの(「計測中です」)に更新されている。図16は、第2実施形態における更新後の画面レイアウトを示す。図15と、図16とでは、インディケータY108の内容と、腫張スコア及び炎症スコアの内容とに差異が存在する。インディケータY108の内容の差異とは、図15では、インディケータY108
30
が、「計測中」という内容であったのに対し、図16では、「計測が完了しました」という内容に更新されているというものである。腫張スコア及び炎症スコアの差異とは、図15における腫張スコア及び炎症スコアは、何れも「0」であったのに対し、図16における腫張スコア及び炎症スコアは、「1」という有効な値に設定されている点である。

【0073】

図17は、超音波プローブ102と、体表面との位置関係が適切でない場合の画面レイアウトの一例を示す。本図では、インディケータY108の表示内容が、超音波プローブ102と、体表面との位置関係による影響を通知するもの(「体表面が圧迫を受けています」)に更新されている。これに伴い、GSスコア表示Y109と、PDスコア表示Y110が無表示(-)になっており、この画面レイアウトの対象の対象になっているフレーム画像(フ
40
レーム番号が192番のフレーム画像)は、炎症定量化の対象から除外されていることを示している。

【0074】

第2実施形態の超音波診断装置101は、以上の画面レイアウトの初期表示を行い、診断の進行に伴った、画面レイアウトの更新とを実行する。以上が第2実施形態における画面レイアウトの改良についての説明である。

(超音波診断装置101の内部構成)

続いて、第2実施形態に係る超音波診断装置の内部構成について説明する。図18は、第2実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を示す図である。

【0075】

50

図 18 の構成図は、図 9 (b) の内部構成図をベースにしている。図 9 (b) と比較すると、共通点は、超音波送受信回路 2、Bモード画像生成回路 3、ドプラモード画像生成回路 4、外部入力取得回路 5 5、メモリ回路 9、表示出力回路 10 を具備している点である。差異は、その他の構成要件が置き換えられている点である。それは、プローブ剥離判定部 7 が、疾患定量化部 27 に置き換えられ、画面作成部 8 が画面作成部 28 に置き換えられているというものである。これらの新規な構成要素について説明する。

【 0076 】

疾患定量化部 27 は、メモリ回路 9 に記憶されている Bモード画像とドプラモード画像を解析して、疾患の程度を定量化する。定量化結果（腫張スコア、炎症スコア）は、メモリ回路 9 に記憶される。

10

画面生成部 28 は、メモリ回路 9 に記憶されている Bモード画像やドプラモード画像に、検査者名、患者名、時間情報、超音波診断装置の設定情報、疾患定量化部 27 で算出したスコアなどを重畳した画面を作成して、表示部 103 に表示させる。以上が、第 2 実施形態に係る超音波診断装置の全体構成である。第 2 実施形態に係る超音波診断装置において、疾患定量化部 27 が果たす役割は大きい。続いて疾患定量化部 27 の内部構成について説明する。

【 0077 】

（疾患定量化部 27 の詳細構成）

図 19 は、疾患定量化部 27 の詳細なブロック図である。図 19 に示すように疾患定量化部 27 は、定量化実行判定部 31、形態定量化部 32、炎症定量化部 33 から構成される。関連する情報として、Bモード画像 Y1、ドプラモード画像 Y2、疾患の程度を示す腫張スコア (GS)、炎症スコア (PD) がある。これらはメモリ回路 9 に記憶されている

20

定量化実行判定部 31 は、メモリ回路 9 に記憶されている Bモード画像 Y1 とドプラモード画像 Y2 とを入力して、画像解析を行い、メモリ回路 9 に記憶されている Bモード画像 Y1 及びドプラモード画像 Y2 は、適切な手技の下で得られた画像であるか否かを判定する。これらの画像が適切な手技の下で得られたものであれば、定量化実行判定部 31 は、形態定量化部 32 と炎症定量化部 33 に対して〔定量化実行〕を出力する。適切な手技で得られたとはいえない場合、〔定量化中止〕を出力する。

【 0078 】

形態定量化部 32 は、定量化実行判定部 31 による出力が〔定量化実行〕である場合、Bモード画像の関節腔や骨の輝度パターンから腫張スコアを算出する。算出された腫張スコア (GSスコア) は、メモリ回路 9 に記憶される。定量化実行判定部 31 による出力が〔定量化中止〕である場合、定量化を実施せず、腫張スコアを無効にする。

30

炎症定量化部 33 は、定量化実行判定部 31 による出力が〔定量化実行〕である場合、関節包内部のドプラ画像 Y2 における血流シグナルの大きさから炎症スコアを算出する。算出された炎症スコア (PDスコア) は、メモリ回路 9 に記憶される。定量化実行判定部 31 による出力が〔定量化中止〕である場合、定量化を実施せず、炎症スコアを無効にする。

【 0079 】

以上が、疾患定量化部 27 の構成である。

40

（定量化実行判定部 31 の詳細構成）

続いて、定量化実行判定部 31 の詳細構成について説明する。図 20 は、定量化実行判定部 31 の詳細なブロック図である。定量化実行判定部 31 は、関節検出部 41、圧迫検出部 42、モーションノイズ検出部 43、手技判定部 44 から構成される。これらの構成要素に関連する情報として、Bモード画像 Y1、ドプラモード画像 Y2 がある。これらはメモリ回路 9 に記憶される。

【 0080 】

関節検出部 41 は、メモリ回路 9 に記憶されているドプラモード画像を入力して、ドプラモード画像の内部から、骨皮質の検出を行い、あわせて、関節包の検出を行う。判定結果は、〔関節包有り〕〔関節包無し〕のいずれかであり、手技判定部 44 へ出力される。

50

圧迫検出部 4 2 は、メモリ回路 9 に記憶されているドプラモード画像を入力して、プローブが体表を圧迫しているか否かを判定する。判定結果は〔圧迫有り〕〔圧迫無し〕のいずれかであり、手技判定部 4 4 へ出力される。

【 0 0 8 1 】

モーションノイズ検出部 4 3 は、メモリ回路 9 に記憶されているドプラモード画像との入力して、ドプラモード画像の基礎になっているドプラ信号がモーションノイズに起因しているか否かを判定する。判定結果は、〔モーションノイズ有り〕〔モーションノイズ無し〕のいずれかであり、手技判定部 4 4 へ出力される。モーションノイズとは、プローブの動きが早いがために発生するノイズである。プローブを動かしながら超音波送受信を行う場合、プローブの動きが早すぎるため、反射波から超音波画像を生成できない場合がある。モーションノイズ検出部 4 3 は、このようにモーションノイズの影響を受けている B モード画像、ドプラモード画像の除去を図るべく上記通知を行う。

10

【 0 0 8 2 】

手技判定部 4 4 は、関節検出部 4 1、圧迫検出部 4 2、モーションノイズ検出部 4 3、それぞれの判定結果を入力とする。そして、判定結果が〔関節包有り〕〔圧迫無し〕〔モーションノイズ無し〕の場合のみ、適切な手技の下で得られた画像と判定し、形態定量化部 3 2 と炎症定量化部 3 3 に対して〔定量化実行〕を出力する。それ以外の場合は〔定量化中止〕を出力する。以上が、定量化実行判定部 3 1 の構成である。

【 0 0 8 3 】

(関節検出部 4 1 による検出手順)

20

定量化実行判定部 3 1 による定量化実行可否の判定は、関節検出部 4 1 による骨皮質の検出精度、及び、関節腔の検出精度に頼るところが大き。参考図を交えて、関節検出部 4 1 による骨皮質の検出処理、及び、関節腔の検出処理について説明する。

図 2 1 (a) は、骨皮質の検出手順の一例を示す図である。

【 0 0 8 4 】

Y201 は関節検出窓である。Y202 は関節検出窓 Y201 の垂直方向の中心位置を横切る基準線である。Y203 は、骨領域抽出部 1 3 により抽出された骨である。探索範囲は、関節検出窓の垂直中心位置 Y202 から下方である (図中矢印方向)。探索の終了条件は、高輝度の領域に到達したかどうか、または、動的輪郭モデル (SNAKES、等) によるエッジ強度、境界の滑らかさが一定の基準に達したかどうかである。

30

【 0 0 8 5 】

次に、関節検出部 4 1 による関節包境界の検出手順について説明する。図 2 1 (b) は、関節包の境界を検出手順の一例を示す図である。Y204 は関節包の境界である。探索範囲は、検出した骨 Y203 から上方である (図中矢印方向)。探索の終了条件は、骨の探索と同様であり、高輝度の領域に到達したかどうか、または、動的輪郭モデル (SNAKES、等) によるエッジ強度、境界の滑らかさが一定の基準に達したかどうかである。関節腔の大きさは、骨 Y203 と関節包 Y204 の境界の面積となる。関節腔の輝度は、骨 Y203 と関節包 Y204 の境界の間に位置する画素の輝度平均となる。以上が関節検出部 4 1 による骨皮質の検出処理、及び、関節腔の検出処理についての説明である。

【 0 0 8 6 】

40

(腫張スコア、炎症スコアの算出手順)

次に、形態定量化部 3 2 による腫張スコアの算出手順について説明する。腫張スコアである GS スコア (gs) は、関節腔の大きさを GSx、関節腔の輝度を GSy、GSa、GSb を定数とすると、[数 1] で与えられる。

[数 1]

$$GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy$$

GSx、GSy は、それぞれの最大値と最小値を用いて、0 ~ 1 に正規化しても良い。以上が形態定量化部 3 2 による GS スコアの算出方法である。

【 0 0 8 7 】

一方、炎症定量化部 3 3 は、ドプラモード画像から、炎症スコアである PD スコアを算

50

出する。具体的には、骨Y203と関節腔Y204の境界の間に位置するドブラ信号の面積（PDx）を骨Y203と関節腔Y204の境界の間の面積（PDy）で割った値とする。PDスコアをPDとすると、[数2]で与えられる。

[数2]

$$PD = PDx / PDy$$

以上が、炎症定量化部33によるPDスコアの算出方法である。

【0088】

入力画像の腫張スコア、炎症スコアの算出が終わった後、画面生成部26は、メモリ回路9に記憶されている腫張スコア、炎症スコアを用いて、表示画面を作成する。数1、数2の数式の被演算子は、血流シグナルの面積を含む。指関節に超音波プローブ102が接触することによる圧迫で血管断面が狭くなると、血流速が変わり、数2のPDx(血流シグナルの面積)が変化してしまう。また、指関節が超音波プローブ102からの圧迫を受けると、関節包がへこみ、数1のGSx、数2のPDyが変わってしまう。そこで第2実施形態では、関節腔が超音波プローブ102による圧迫を受けているようなドブラモード画像を、腫張スコア、炎症スコア算出の対象から除外する。

【0089】

(超音波診断装置101の処理手順)

第2実施形態の説明の締めくくりとして、第2実施形態に係る超音波診断装置の全体手順をフローチャートを交えながら説明する。図22は、第2実施形態に係る超音波診断装置の全体手順の一例を示すフローチャートである。本フローチャートにおける変数iは、処理対象となるフレーム番号を示す変数であり、本フローチャートのループ処理を規定する制御変数の役目を果たす。

【0090】

図22のフローチャートでは、ステップS41において計測開始操作がなされたどうかを判定し、計測が開始されれば、ステップS42において変数iを1で初期化し、ステップS43～ステップS56のループに移行する。このループの処理内容は以下の通りである。まずフレーム番号iを表示し、スライダのフレーム位置をiに更新して(ステップS43)、計測中メッセージを表示する(ステップS44)。その後、計測対象に対して超音波送受信を実行することでBモード画像、ドブラモード画像を表示する(ステップS45)。

【0091】

以降、これらのBモード画像、ドブラモード画像に関節が含まれているか否かの判定を行う(ステップS46)。かかる判定で、関節がBモード画像、ドブラモード画像に含まれているなら、以降のステップS47～S53の処理を行う。踏まれていない場合、ステップS54で、フレーム番号iを定量化から除外する旨を表示し、ステップS55で、変数iをインクリメントした後、ステップS43に戻る。

【0092】

ステップS47～S53の処理を説明する。ステップS47では、ドブラモード画像のフレーム間変動値Mx、ドブラ信号の面積My、ドブラモード画像の高輝度ドブラ領域の面積Mzから $P = ma \cdot MX + mb \cdot MY + mz \cdot MZ$ の計算を行い、評価値Pを得る。その後、ステップ48では、評価値Pが低く、モーションノイズを含まないかどうかの判定を行う。フレーム番号iのドブラモード画像がモーションノイズを含んでいれば、ステップS54で、フレーム番号iを定量化から除外する旨を表示し、ステップS55で、変数iをインクリメントした後、ステップS43に移行する。

【0093】

モーションノイズが含まれていなければ、ステップS49～ステップS53の処理を行う。ステップS49では、超音波プローブの位置関係判定を実行し、ステップS50では、位置関係が適正かどうかの判定を行う。もし適正であれば、フレームiの腫張スコア、炎症スコアを算出して表示する(ステップS51)。その後、終了操作があったかどうかを判定し(ステップS52)、変数iが最大フレーム数255に達したかどうかを判定する(ステップS53)。終了操作があった場合、又は、変数iが最大フレーム数255に達した場合、

ループを抜けてリターンする。終了操作がなく、変数*i*が最大フレーム数255に達していない場合、ステップS55で変数*i*をインクリメントして、ステップS43に戻る。終了操作がなされるか、又は、変数*i*が255に到達するまで、ステップS43～ステップS55の処理を繰り返す。

【0094】

上記のフローチャートにおいて、ステップS49における超音波プローブの位置関係判定、ステップS51における腫張スコア、炎症スコアの算出手順はサブルーチン化されており、より詳細な処理手順から構成される。ステップS49における超音波プローブの位置関係判定を詳細に表したのが、図11のフローチャートである。腫張スコア、炎症スコアの算出手順の詳細を表したのが、図23である。

10

【0095】

図23は、腫張スコア、炎症スコアの算出手順の一例を示すフローチャートである。ドプラモード画像から関節腔を検出して(ステップS81)、ドプラモード画像の関節腔を構成する画素領域から関節腔の大きさGSx、輝度GSyを検出して(ステップS82)、 $GS = gsa \cdot GSx + gsb \cdot GSy$ の計算により腫張スコアGSを算出し(ステップS83)、ドプラモード画像における骨と、関節腔との間の面積PDyを算出して(ステップS84)、ドプラモード画像における骨と、関節腔との間の面積PDxを算出し(ステップS85)、 $PD = PDx / PDy$ の計算により炎症スコアPDを算出して(ステップS86)、腫張スコアGS及び炎症スコアPDを表示する(ステップS87)。

【0096】

20

以上のように本実施形態によれば、関節の炎症度合いを求める際に、手技が不適切な超音波画像を評価から除くことができる。炎症度合いの定量化にあたって、操作者依存性が低くすると共に、症状の再現性が高い定量化が可能となる。

<備考>

以上、本願の出願時点において、出願人が知り得る最良の実施形態について説明したが、以下に示す技術的トピックについては、更なる改良や変更実施を加えることができる。

【0097】

(腫張スコア、炎症スコア)

腫張スコア、炎症スコアはリウマチの疾患の程度を示すものであれば、[数1][数2]から算出されるものに限定されない。

30

(位置関係の通知の仕方)

上記ではプローブ-皮膚間乖離判定部1409でプローブの位置が適切であるか否かを判定する場合について述べたが、これは「適切である」または「適切でない」という2値表現ではなく、適切な度合いを数値で表しても良い(百分率で表現したり、0.0～1.0の値で表現する等がある)。

【0098】

(閾値との比較)

図11、図12においては、プローブと、骨/皮膚との距離が閾値に満たない画素が所定数以上存在するか否かを判定したが、これは距離が第1の所定値以上かつ第2の所定値以下であることを判定しても良い。

40

(通知の仕方)

第1実施形態、第2実施形態では、超音波プローブ102の位置関係の通知の仕方として、文字で提示する、バーで提示する、色で提示する、という例を示したが、これは他の方法であっても良い。例えば、記号で示す方法、プローブと皮膚の位置関係を示す絵で示す方法などがある。また超音波プローブ102と、体表面との位置関係の適否を音声で通知してもよい。例えば、アラーム音やブザー音の鳴動で通知してもよいし、位置関係が適正でない旨を讀上げるアナウンス音声を再生することで、位置関係が適正でない旨をユーザに通知してもよい。更に、超音波プローブ102のパイロットランプを明滅させることで位置関係が適正でない旨をユーザに通知してもよい。

【0099】

50

(超音波診断装置101のバリエーション)

超音波プローブ102と、表示部103とは、超音波診断装置101の内部にあってもよい。また各実施の形態における超音波診断装置に含まれる処理部の一部又は全部が、超音波プローブ102に含まれてもよい。

(任意のフレーム番号に対する処理)

第2実施形態では、一個のフレーム番号に対応付けてBモード画像と、ドプラモード画像との組みを表示している。この場合、任意のフレーム(フレームXという)の処理は、以下のようにすることが望ましい。

・フレームXの処理

- 1) フレームXのBモード画像を取得
- 2) Bモード画像からジェルの有無を判定
- 3) 2)の判定で“ジェル有”であれば、予め設定されたドプラ窓を用いてフレームXのドプラモード画像を得る

尚、ドプラ窓としては、成人の指の皮膚表面から関節腔までの標準的な距離が与えられてもよい。その他のバリエーションとして、Bモード画像から関節腔の抽出を行い、関節腔の内部にドプラ窓を設定する。

【0100】

(関節腔を診断するかどうかのモード設定)

第1、第2実施形態では、関節腔を診断するかどうかのモード設定を受け付け、関節腔を診断するとのモード入力があった場合、体表面を圧迫しているかどうかの通知を行うことが望ましい。こうすることで、超音波プローブが体表面を圧迫しているかどうかの通知は、関節腔の診断実行時のみに実行されることになり、上記通知の頻度を少なくすることができるからである。

【0101】

(診断対象)

第1、第2実施形態における診断対象は関節腔内の新生血管であったがこれに限らず、癌診断時において用いられてもよい。具体的には、癌診断時における腫瘍内の新生血管の有無の判断に用いられてもよい。

(超音波プローブ102のバリエーション)

超音波プローブ102は、超音波振動子が1次元方向に配列されているプローブであってもよいし、超音波振動子がマトリックス状に配置された2次元アレイプローブであってもよい。また、超音波画像の長軸辺が、超音波プローブの素子配列に対応するとしたが、超音波画像の短軸辺が、超音波プローブの素子配列に対応してもよい。本実施形態における超音波プローブ102における音響素子の配列方向は、超音波画像の短軸方向と一致している場合、『音響素子配列に対向する部分』は、超音波画像の短軸辺と、皮膚輪郭とで囲まれた部分となる。

【0102】

(集積回路化)

各実施の形態に係る超音波診断装置に含まれる各処理部は典型的には集積回路であるLSIとして実現される。これらは個別に1チップ化されてもよいし、一部又は全てを含むように1チップ化されてもよい。また、集積回路化はLSIに限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよい。LSI製造後にプログラムすることが可能なFPGA(Field Programmable Gate Array)、又はLSI内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なリコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。

【0103】

また、各実施の形態に係る超音波診断装置の機能の一部又は全てを、CPU(Central Processing Unit)やGPU(Graphics Processing unit)、プロセッサ等のプログラマブルデバイスと、ソフトウェアとで実現される構成であってもよい。さらに、本発明は上記プログラ

10

20

30

40

50

ムであってもよい。上記プログラムが記録された非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体であってもよい。また、上記プログラムは、インターネット等の伝送媒体を介して流通させることができるのは言うまでもない。

【 0 1 0 4 】

(機能の組合せ)

各実施の形態に係る超音波診断装置、及びその変形例の機能のうち少なくとも一部を組み合わせてもよい。更に上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。

(機能ブロック化)

ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

10

【 0 1 0 5 】

(ステップの実行順序)

上記のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時に(並列)に実行されてもよい。さらに、本発明の主旨を逸脱しない限り、本実施の形態に対して当業者が思いつく範囲内の変更を施した各種変形例も本発明に含まれる。

【産業上の利用可能性】

20

【 0 1 0 6 】

本発明に係る超音波診断装置は、リウマチ診断における疾患活動性の評価に利用可能性がある。

【符号の説明】

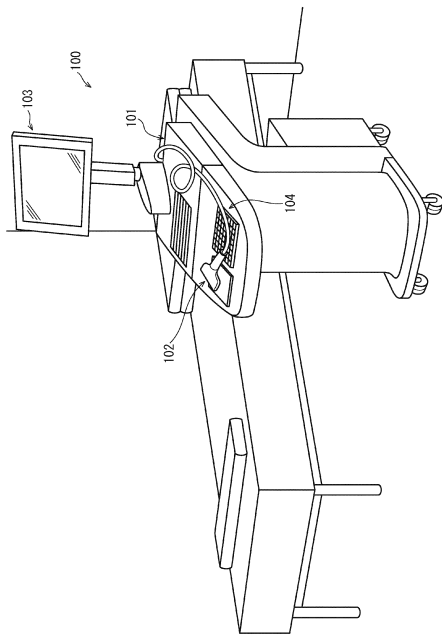
【 0 1 0 7 】

- 1 超音波送受信回路
- 3 Bモード画像生成回路
- 4 ドプラモード画像生成回路
- 5 外部入力取得回路
- 6 制御回路
- 7 プロープ乖離判定部
- 8 画面作成部
- 9 メモリ回路
- 10 表示回路
- 11 特定領域抽出部
- 12 距離測定部
- 13 骨領域抽出部
- 14 皮膚領域抽出部
- 15 ジェル層判定部
- 16 骨-プロープ間距離計測部
- 17 皮膚-プロープ間距離計測部
- 27 疾患定量化部
- 28 画面作成部
- 100 超音波診断システム
- 101 超音波診断装置
- 102 超音波プロープ
- 103 表示部
- 104 外部入力部

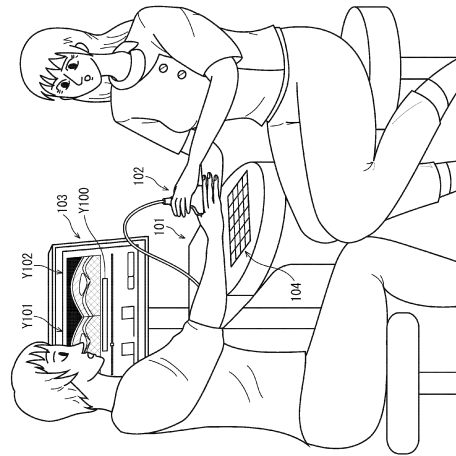
30

40

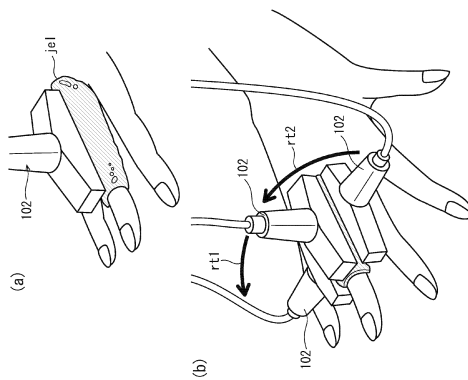
【図 1】



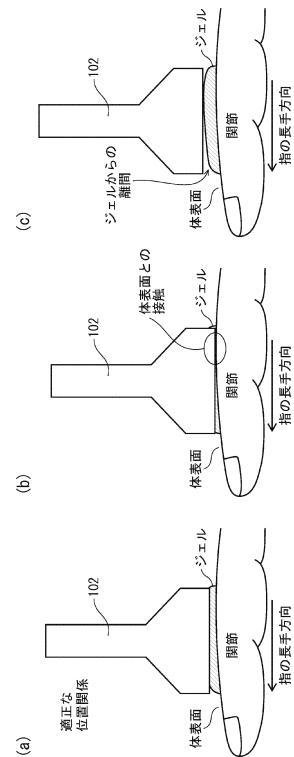
【図 2】



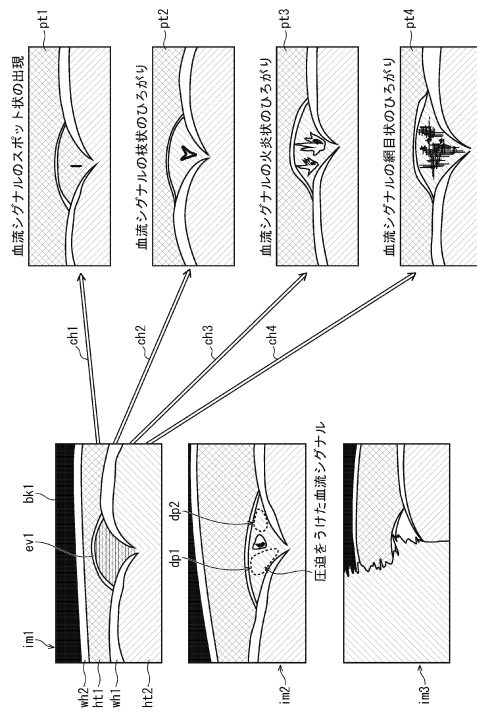
【図 3】



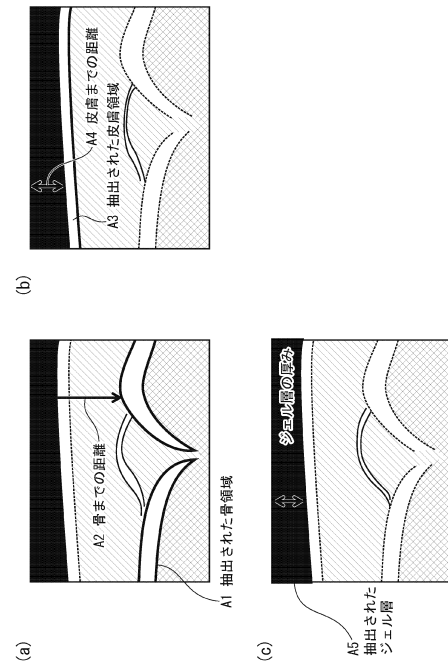
【図 4】



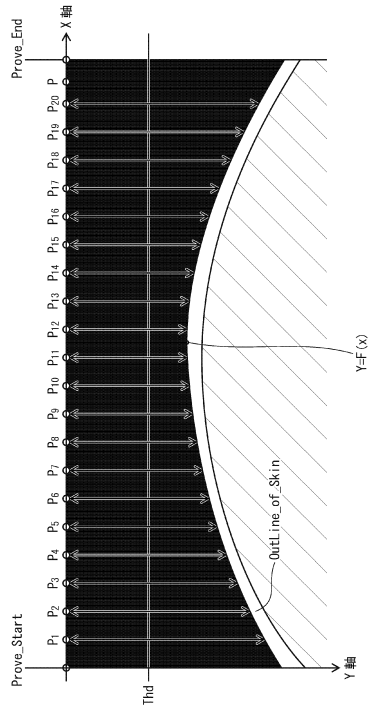
【図 5】



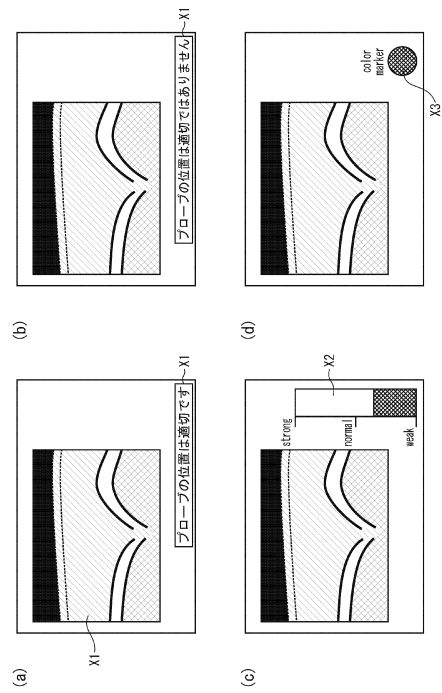
【図 6】



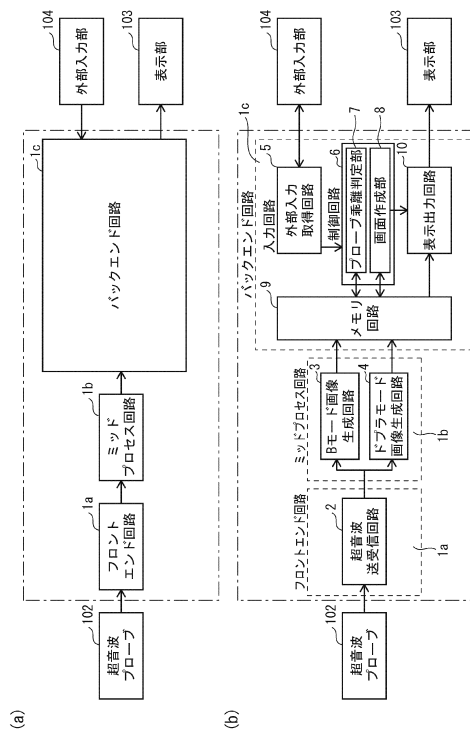
【図 7】



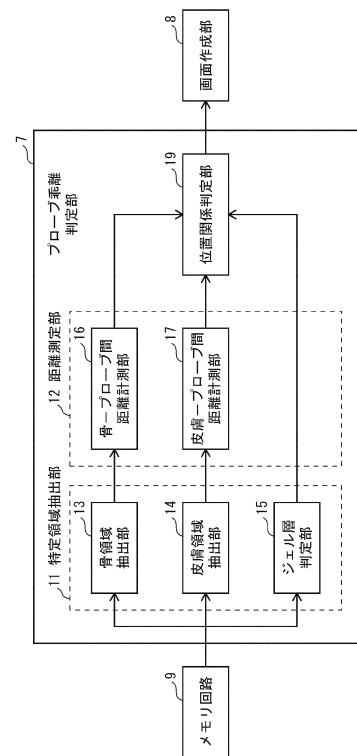
【図 8】



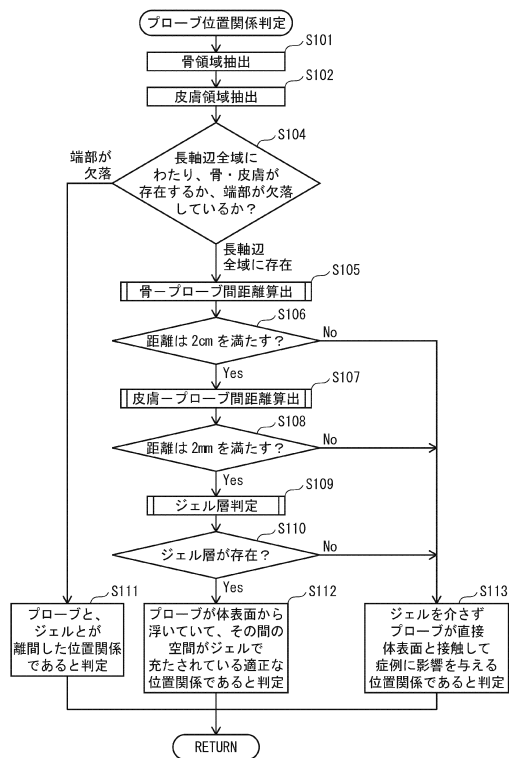
【図 9】



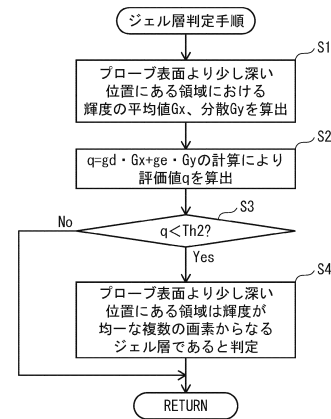
【図 10】



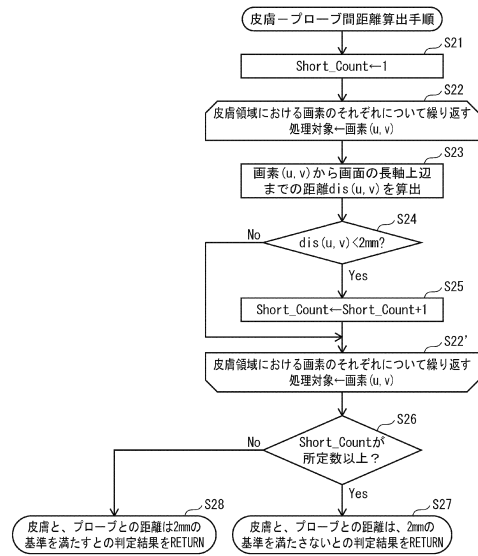
【図 11】



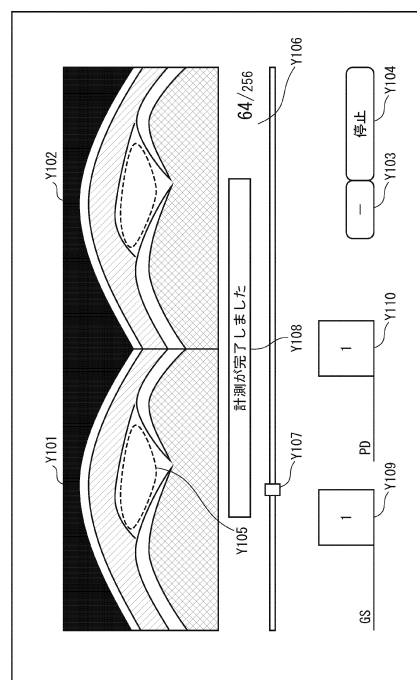
【図 12】



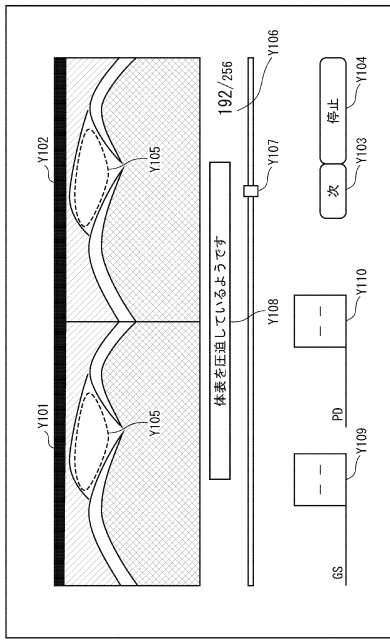
【 図 1 4 】



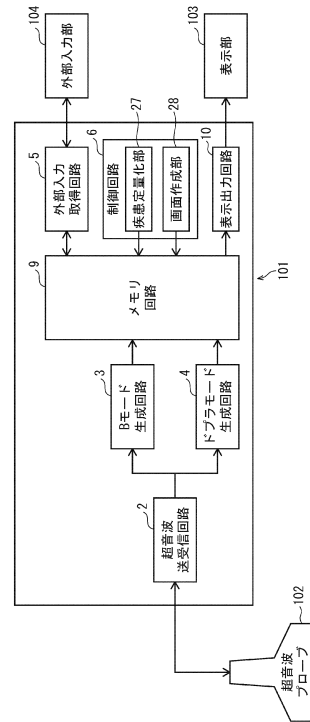
【 図 1 6 】



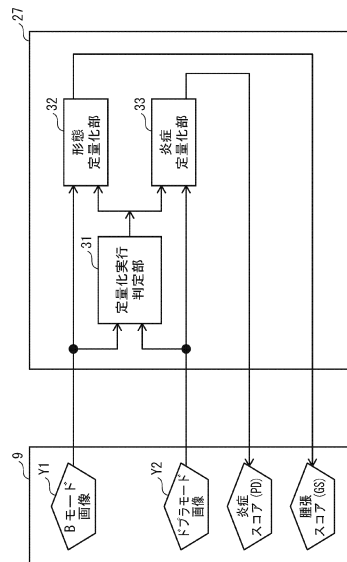
【 図 1 7 】



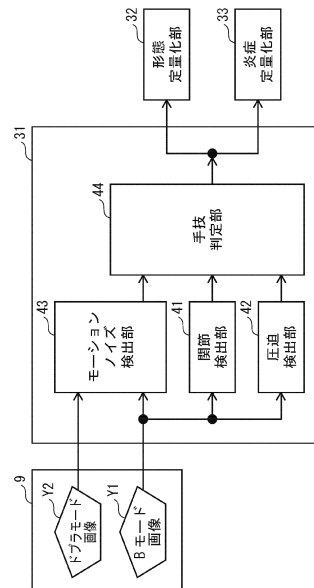
【 図 1 8 】



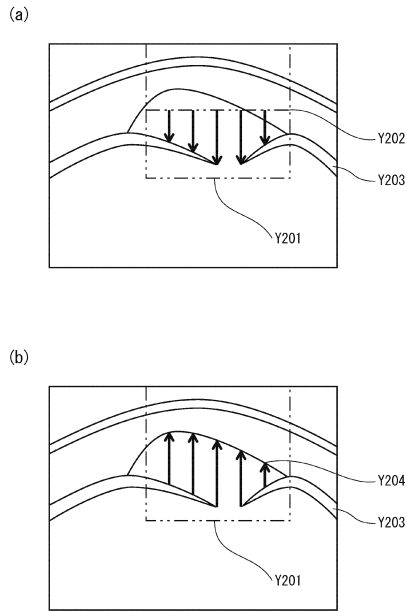
【 図 1 9 】



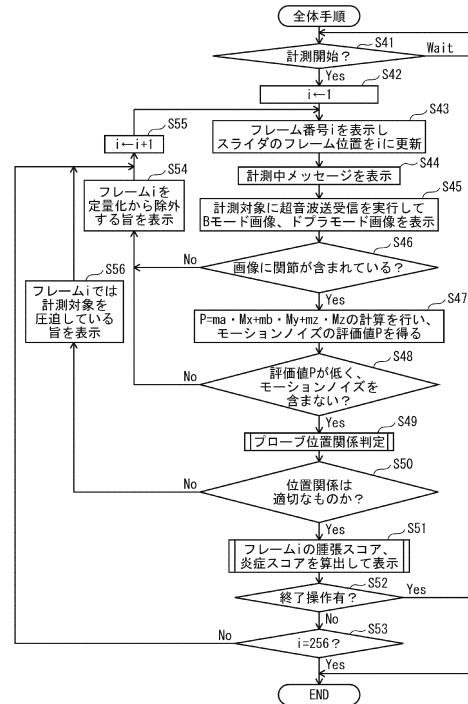
【 図 2 0 】



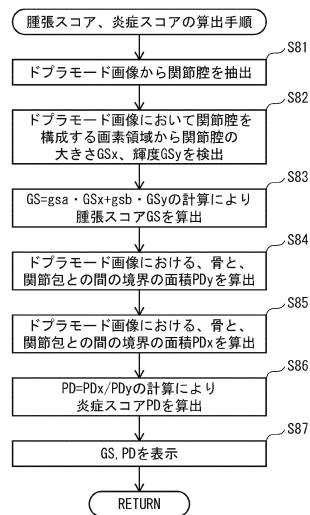
【図 2 1】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2013 - 031651 (JP, A)
国際公開第 2013 / 005776 (WO, A1)
米国特許出願公開第 2014 / 0114194 (US, A1)
国際公開第 2011 / 129237 (WO, A1)
国際公開第 2013 / 188833 (WO, A2)

- (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，存储程序的计算机可读非暂时性记录介质		
公开(公告)号	JP6303912B2	公开(公告)日	2018-04-04
申请号	JP2014164672	申请日	2014-08-13
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	高木一也 松本悠希		
发明人	高木 一也 松本 悠希		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0875 A61B8/4209 A61B8/4254 A61B8/4405 A61B8/486 A61B8/488 A61B8/5215 A61B8/5223 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30008		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC15 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/LL38		
优先权	2013171037 2013-08-21 JP		
其他公开文献	JP2015061591A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置101具备探头距离决定部7和画面生成部8.探头距离决定部7分析在超声波图像中出现的探头与进行测量的区域的位置关系，判断分析位置关系是适当的。屏幕创建器8向用户通知确定结果。适当的位置关系是在超声波探头102的元件阵列与出现在超声波图像中的测量对象区域之间存在具有凝胶状介质的亮度特性的像素区域，并且其中证明和经过测量的区域在元件阵列的整个长度上超过预定阈值。

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6303912号
(P6303912)

(45) 発行日 平成30年4月4日(2018.4.4)

(24) 登録日 平成30年3月16日(2018.3.16)

(51) Int. Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2014-164672(P2014-164672)

(22) 出願日 平成26年8月13日(2014.8.13)

(65) 公開番号 特開2015-61591(P2015-61591A)

(43) 公開日 平成27年4月2日(2015.4.2)

審査請求日 平成29年3月22日(2017.3.22)

(31) 優先権主張番号 特願2013-171037(P2013-171037)

(32) 優先日 平成25年8月21日(2013.8.21)

(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000001270
コニカミノルタ株式会社
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号

(74) 代理人 110001900
特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
高木 一也
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
コニカミノルタ株式会社内

(72) 発明者 松本 悠希
東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
コニカミノルタ株式会社内

審査官 森口 正治

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波診断方法、及び、プログラムを格納したコンピュータ読み取り可能な非一時的な記録媒体