

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-54634  
(P2020-54634A)

(43) 公開日 令和2年4月9日(2020.4.9)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F 1  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2018-187516 (P2018-187516)  
(22) 出願日 平成30年10月2日(2018.10.2)

(71) 出願人 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 110002952  
特許業務法人鷺田国際特許事務所  
(74) 代理人 100155620  
弁理士 木曾 孝  
(72) 発明者 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  
Fターム(参考) 4C601 EE09 EE11 JC04 JC16 JC23  
JC37 KK02 KK25 KK31 KK35  
KK47

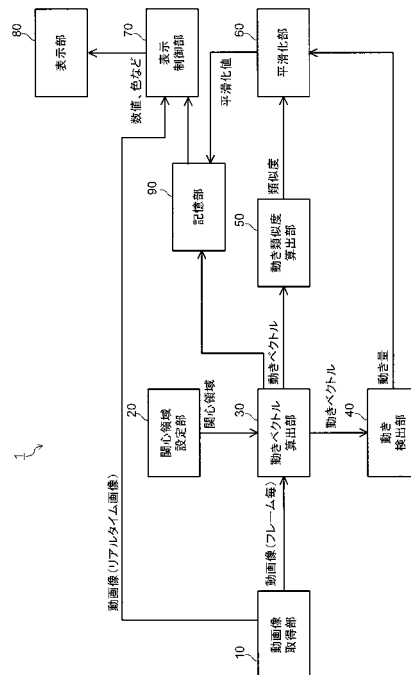
(54) 【発明の名称】 超音波画像評価装置、超音波画像評価方法および超音波画像評価プログラム

(57) 【要約】

【課題】組織の癒着の定量的な測定を行うことが可能な超音波画像評価装置、超音波画像評価方法および超音波画像評価プログラムを提供する。

【解決手段】超音波画像評価装置は、超音波に基づいて生成された第1の超音波画像と第1の超音波画像よりも前に生成された第2の超音波画像とを取得する画像取得部と、第1の超音波画像内の部分及び前記第2の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価する評価部と、評価部の評価結果を出力する制御を行う出力制御部と、を備える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波に基づいて生成された第 1 の超音波画像と前記第 1 の超音波画像よりも前に生成された第 2 の超音波画像とを取得する画像取得部と、

前記第 1 の超音波画像内の組織の部分及び前記第 2 の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価する評価部と、

前記評価部の評価結果を出力する制御を行う出力制御部と、

を備える超音波画像評価装置。

**【請求項 2】**

前記評価部は、前記組織の部分及び前記対応する前記組織の部分の動きの方向に基づき、前記動きの分布を評価する、

請求項 1 に記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 3】**

前記評価部は、前記第 1 の超音波画像内の前記組織の複数の部分及び前記第 2 の超音波画像内の前記対応する組織の複数の部分の動きの方向に基づき、前記動きの分布を評価する、

請求項 2 に記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 4】**

前記評価部は、前記評価結果として、前記動きの方向に応じた色または矢印のパターンを生成する、請求項 2 または 3 に記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 5】**

前記評価部は、前記動きの分布を数値化した評価値を前記評価結果として生成する、

請求項 1 から 4 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の超音波画像と前記第 2 の超音波画像とは、時系列で連続する 2 つのフレームである、

請求項 1 から 5 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 7】**

第 1 の方向に超音波を送信することにより得られた超音波画像と前記第 1 の方向とは異なる第 2 の方向に超音波を送信することにより得られた超音波画像とを用いて空間コンパウンド処理を行う処理部を有し、

前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像は、前記処理部により空間コンパウンド処理が施されていない超音波画像である、

請求項 1 から 6 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 8】**

前記評価部は、前記第 1 の超音波画像及び前記第 2 の超音波画像における画素又は複数画素を含む領域の動きベクトルに基づいて、前記評価値を生成する、

請求項 5 に記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 9】**

前記評価部は、動きの分布を評価する際に、動きベクトルの分布の広がりに基づいて、前記評価値を生成する、

請求項 5 または 8 に記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 10】**

前記評価部は、前記超音波画像において設定された関心領域内の少なくとも 2 つの前記組織の動きの分布を評価する、

請求項 1 から 9 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

**【請求項 11】**

前記出力制御部は、

前記超音波画像を表示する表示部を制御し、前記評価部の評価結果を前記超音波画像に付加して表示させる表示制御部を備える、

10

20

30

40

50

請求項 1 から 10 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

【請求項 1 2】

前記表示制御部は、前記評価部の評価結果に応じて、前記表示部に表示した前記超音波画像内の関心領域の色を変更する、

請求項 1 1 に記載の超音波画像評価装置。

【請求項 1 3】

前記評価部は、前記画像取得部により第 1 の時期に取得された前記超音波画像に対する第 1 の評価値と、前記画像取得部により第 2 の時期に取得された前記超音波画像に対する第 2 の評価値と、に基づいて、前記動きの分布を評価する、

請求項 1 2 に記載の超音波画像評価装置。

10

【請求項 1 4】

前記評価部は、前記第 1 の評価値と、前記第 2 の評価値との差分によって、前記動きの分布を評価する、

請求項 1 3 に記載の超音波画像評価装置。

【請求項 1 5】

前記表示制御部は、前記第 1 の評価値および対応する前記超音波画像と、前記第 2 の評価値および対応する前記超音波画像と、を、前記表示部に表示する、

請求項 1 3 または 1 4 に記載の超音波画像評価装置。

【請求項 1 6】

前記評価部は、前記第 1 の評価値に対応する前記超音波画像と、前記第 2 の評価値に対応する前記超音波画像と、の画像の類似度を算出し、

前記表示制御部は、算出された類似度を前記表示部に表示する、

請求項 1 3 から 1 5 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

20

【請求項 1 7】

前記超音波画像と、当該超音波画像に対する前記評価部の評価結果と、を記憶する記憶部を有し、

前記表示制御部は、前記第 2 の評価値の算出前に、前記第 1 の評価値および対応する前記超音波画像を前記記憶部から読み出して前記表示部に表示する、

請求項 1 3 から 1 6 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

【請求項 1 8】

前記評価部によって評価される対象のフレームは、ユーザーの選択に応じて設定される、

請求項 1 から 1 7 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

30

【請求項 1 9】

前記評価部は、前記超音波画像の動き量に応じて、当該フレームに係る類似度の値を除外するか否かを決定する、

請求項 1 6 に記載の超音波画像評価装置。

【請求項 2 0】

前記画像取得部は、異なる 2 種以上の組織が撮影された超音波画像を取得する、

請求項 1 から 1 9 のいずれかに記載の超音波画像評価装置。

40

【請求項 2 1】

超音波に基づいて生成された第 1 の超音波画像と前記第 1 の超音波画像よりも前に生成された第 2 の超音波画像とを取得し、

前記第 1 の超音波画像内の組織の部分及び前記第 2 の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価し、

評価結果を出力する、

超音波画像評価方法。

【請求項 2 2】

コンピューターに、

超音波に基づいて生成された第 1 の超音波画像と前記第 1 の超音波画像よりも前に生成

50

された第2の超音波画像とを取得する処理と、

前記第1の超音波画像内の組織の部分及び前記第2の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価する処理と、

評価結果を出力する処理と、

を実行させるための超音波画像評価プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像評価装置、超音波画像評価方法および超音波画像評価プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子に内蔵された振動素子から発生する超音波を体内に放射し、組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射エコーを振動素子により受信して生体情報を収集するものである（例えば特許文献1を参照）。複数の振動素子に供給する駆動信号や振動素子から得られる受信信号の遅延時間を制御することにより超音波の送受信方向や集束点を電子的に制御することが可能な近年の超音波診断装置によれば、人体に対して無侵襲で、リアルタイムに画像で体内を観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開昭63-77436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、整形外科やリハビリテーション科などでは、治療効果を確認するために、組織の癒着を観察するケースがある。その観察は、例えば、当該患部（筋や腱など）を動かして、超音波診断装置に表示された動きを目視により確認することにより行う。

【0005】

このような従来の超音波診断装置を用いた筋肉や腱などの動きについての観察は、目視によるものであり、定量的に把握できなかった。このため、従来、超音波探触子（プローブ）を体表に当てて当該組織を動かしながら、主観的な確認結果（例えば癒着の有無や癒着の程度など）に基づいて判断していた。すなわち、組織の癒着の評価において定量性に欠けるといえる問題がある。

【0006】

本発明の目的は、組織の癒着を定量的に測定できる超音波画像評価装置、超音波画像評価方法および超音波画像評価プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明に係る超音波画像評価装置は、

超音波に基づいて生成された第1の超音波画像と前記第1の超音波画像よりも前に生成された第2の超音波画像とを取得する画像取得部と、

前記第1の超音波画像内の組織の部分及び前記第2の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価する評価部と、

前記評価部の評価結果を出力する制御を行う出力制御部と、

を備える。

【0008】

本発明に係る超音波画像評価方法は、

超音波に基づいて生成された第1の超音波画像と前記第1の超音波画像よりも前に生成

10

20

30

40

50

された第 2 の超音波画像とを取得し、

前記第 1 の超音波画像内の組織の部分及び前記第 2 の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価し、

評価結果を出力する。

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波画像評価プログラムは、

コンピューターに、

超音波に基づいて生成された第 1 の超音波画像と前記第 1 の超音波画像よりも前に生成された第 2 の超音波画像とを取得する処理と、

前記第 1 の超音波画像内の組織の部分及び前記第 2 の超音波画像内の対応する組織の部分における動きの分布を評価する処理と、

評価結果を出力する処理と、

を実行させるための超音波画像評価プログラムである。

【発明の効果】

【 0 0 1 0 】

本発明によれば、組織の癒着の定量的な測定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。

【図 2】図 2 A および図 2 B は、異なる組織間での癒着の有無による動きの違いを説明する図である。

【図 3】本実施の形態における超音波画像および評価領域等の表示態様を模式的に示す図である。

【図 4】図 4 A および図 4 B は、超音波画像および評価領域等の他の表示態様を示す図である。

【図 5】評価結果として表示されるヒストグラムを模式的に示す図である。

【図 6】本実施の形態の超音波診断装置における動きの分布を評価する処理の一例を説明するフローチャートである。

【図 7】本実施の形態の超音波診断装置における動きの分布を評価する処理に関する他の例を示すフローチャートである。

【図 8】過去に生成された第 1 の超音波画像等と現在測定している第 2 の超音波画像等を表示部に並べて表示する場合の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

【 0 0 1 3 】

図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 の主要な機能を示すブロック図である。なお、簡明のため、図 1 中、超音波探触子（以下、単にプローブという）や画像生成ユニット等の公知の部分については図示を省略している。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、動画取得部 10、関心領域設定部 20、動きベクトル算出部 30、動き検出部 40、動き類似度算出部 50、平滑化部 60、表示制御部 70、表示部 80、および記憶部 90 を備える。

【 0 0 1 5 】

動画取得部 10 は、観察対象に照射した超音波に基づいて生成された超音波画像を取得する画像取得部としての機能を有する。

【 0 0 1 6 】

一具体例では、動画取得部 10 は、観察対象に対して超音波を送受信するプローブにより受信された超音波の反射エコーから動画像（フレームの集合）を生成する図示しない

10

20

30

40

50

画像生成ユニットと接続され、かかる画像生成ユニットから動画像を取得する。動画像取得部 10 は、取得した動画像を、動きベクトル算出部 30 の命令に従って、フレーム毎に動きベクトル算出部 30 に出力する。また、動画像取得部 10 は、取得した動画像を、表示制御部 70 の命令に従って、リアルタイム画像として表示制御部 70 に出力する。

【0017】

関心領域設定部 20 は、後述の表示部 80 に表示されている超音波画像の中から、測定対象となる領域を選択して設定する機能を有する。本実施の形態では、関心領域設定部 20 は、組織の癒着の有無や程度を測定するために、表示部 80 に表示されている超音波画像の全領域のうち、組織の癒着の有無や程度の測定対象とする領域（患部及び患部周辺等）をユーザーの操作に基づいて抽出ないし選定する役割を担う。

10

【0018】

一具体例では、関心領域設定部 20 は、図示しない操作入力部（トラックボール等）の操作により、表示部 80 に表示されている超音波画像の一部を矩形の枠で囲うことで、かかる枠内の領域を関心領域として設定する。

【0019】

なお、関心領域設定部 20 は、任意的構成であって省略してもよい。他方、関心領域設定部 20 を設けることにより、関心領域に絞って定量化することができる。これにより、関心領域内の撮影画像すなわち組織の癒着の評価の正確性を向上させることができる。

【0020】

動きベクトル算出部 30 は、動画像取得部 10 から出力された超音波画像のうち、関心領域設定部 20 で設定（抽出）された関心領域内の各画素または各小領域（本発明の「部分」ないし「組織の部分」に対応する。）の動きベクトルを算出する。具体的には、動きベクトル算出部 30 は、関心領域内の各画素または複数画素で構成される各小領域の動きベクトル（動く方向および動く量）を、公知のトラッキング技術に基づいて、画素または各小領域単位で算出する。

20

【0021】

動きベクトル算出部 30 は、連続する 2 フレームから検出した動きベクトルを、動き情報として、動き検出部 40 と、動き類似度算出部 50 と、に各々出力する（図 1 を参照）。かかる出力処理の後、動きベクトル算出部 30 は、次の 1 フレームの超音波画像を動画像取得部 10 から取得し、同様に、関心領域の各画素または各小領域の動きベクトルを算出する。

30

【0022】

動き検出部 40 は、動きベクトル算出部 30 から取得した画素または各小領域単位の動きベクトルのうち、最大のベクトル長である動き量を検出し、当該検出された動き量を平滑化部 60 に出力する。

【0023】

動き検出部 40 は、任意的構成であって、省略してもよい。他方、動き検出部 40 を設けることにより、本来評価対象に含めるべきでないフレームを平滑化部 60 による解析対象から除外できるメリットがある。かかる解析対象からの除外の処理については後述する。

40

【0024】

動き類似度算出部 50 は、動きベクトル算出部 30 から取得した画素または各小領域単位の動きベクトルの類似度を、動きベクトル算出部 30 から上記の動き情報を取得する都度算出し、算出結果を類似度情報として平滑化部 60 に出力する。

【0025】

平滑化部 60 は、動き検出部 40 から取得した動き量および動き類似度算出部 50 から逐次取得した複数の類似度情報に基づいて、関心領域の動きを時系列的に解析して全体評価を行い、かかる評価結果を記憶部 90 に出力する。本実施の形態では、平滑化部 60 は、動き類似度算出部 50 から逐次取得した類似度の値を平滑化し、当該平滑化された値（平滑化値）を評価結果として、記憶部 90 を通じて表示制御部 70 に提供する。

50

## 【 0 0 2 6 】

また、平滑化部 60 は、上述した評価結果（例えば、平均値や重みづけ平均値）に基づいて、表示部 80 に表示される超音波画像の付加情報を生成し、該生成された付加情報を、HDD などのデータ記憶媒体である記憶部 90 に出力する。ここで、付加情報は、癒着の有無を示す情報及び癒着の程度を示す情報の両方またはいずれかを含む。一具体例では、付加情報として、患部の動きに関する各種数値やグラフ、あるいは超音波画像に重ね合わせるための色画像、などが平滑化部 60 によって生成される。なお、付加情報は、超音波画像に重ね合わせて表示してもよいし、超音波画像の表示領域外に表示してもよい。

## 【 0 0 2 7 】

表示制御部 70 は、記憶部 90 に接続されており、必要に応じて、表示部 80 に表示する超音波画像および種々の付加情報を記憶部 90 から読み出して表示部 80 に表示する処理を行う。さらに、表示制御部 70 は、必要に応じて、動画像取得部 10 から供給された動画像（リアルタイム画像）を表示部 80 に表示する処理を行う。

10

## 【 0 0 2 8 】

表示部 80 は、表示制御部 70 と接続され、表示制御部 70 および動画像取得部 10 を通じて不図示の画像生成ユニットから出力された動画像をリアルタイムで表示する。また、表示部 80 は、表示制御部 70 から出力された付加情報の画像を、動画像とともに表示する。

## 【 0 0 2 9 】

一具体例では、表示部 80 は、タッチパネル式のディスプレイが用いられ、この場合、当該ディスプレイは、表示部 80 と操作入力部（上述した関心領域設定部 20 を含む）との機能を兼ね備えることができる。

20

## 【 0 0 3 0 】

上述した各ブロックの内、動きベクトル算出部 30、動き検出部 40、動き類似度算出部 50、および平滑化部 60 は、本発明の「評価部」に対応する。他方、表示制御部 70 は、本発明の「出力制御部」に対応する。また、動きベクトル算出部 30、動き検出部 40、動き類似度算出部 50、平滑化部 60、および表示制御部 70 は、単一のプロセッサ（CPU や MPU など、以下同様）で構成することができる。或いは、これらブロックは、適宜、専用のプロセッサを用いて構成してもよい。

## 【 0 0 3 1 】

なお、記憶部 90 は、遠隔地に配置してもよく、例えば、ネットワークを介して多数の患者や病院等のデータを統括的に管理するサーバー（図示せず）の大容量記憶媒体を使用してもよい。

30

## 【 0 0 3 2 】

また、図 3 で後述するように、動き類似度算出部 50 による類似度算出および平滑化部 60 による平滑化機能を用いずに、動きベクトル算出部 30 で検出された動きベクトル（動き情報）を、表示部 80 に表示する構成としてもよい。この場合、動きベクトル算出部 30 の算出結果を、記憶部 90 に直接出力する、あるいは動き類似度算出部 50 および平滑化部 60 を経由して記憶部 90 に出力すればよい。また、この場合は、動きベクトル算出部 30 が付加情報（色付き矢印のパターン等）を生成すればよい。

40

## 【 0 0 3 3 】

次に、図 2 以下を参照して、取得された超音波画像から組織の動きや動きの類似度等を算出する方法等を説明する。図 2 A および図 2 B は、説明の便宜のため、組織の癒着の有無に応じた、異なる二種類の組織の動きを単純化して表した図である。図 2 A および図 2 B では、動画像取得部 10 で取得された超音波画像に 2 つの異なる組織が映された場合を仮定しており、この例では関心領域の下方に筋膜 F が、関心領域の上方に筋肉 M が映されている。

## 【 0 0 3 4 】

一具体例では、超音波画像により組織の癒着を調べる場合において、患部を動かす動作（例えば、手首や指を屈曲する動作）が行われる場合、以下のような手順が必要とされる

50


。

手順 1：予めプローブを体表（本実施形態においては、腕）に固定する。

手順 2：測定開始ボタン（図示せず）を ON にして超音波画像の取得を開始する（図 2 A および図 2 B 中の時刻  $t_0$  参照）。


手順 3：測定者の指示により、測定用の動作（例えば、手首の屈曲運動）を開始する（図 2 A および図 2 B 中の時刻  $t_1$  参照）。

【0035】

ここで、図 2 A および 2 B 中、白丸「」で示す各部位は、時刻  $t_0$  において互いに相対する筋膜 F と筋肉 M の部位を示す。この状態から、観察のために患者の手首等を所定方向に動かした際に、図 2 A に示す事例と図 2 B に示す事例とでは、上記相対する部位の動く方向が異なることが分かる。

10

【0036】

具体的には、図 2 A に示す例では、時刻  $t_0 \sim t_1$  間において筋膜 F と筋肉 M の相対する部位（図中の白丸「」）が、同じ方向に動いており、このため筋膜 F と筋肉 M が癒着していると判断できる。他方、図 2 B に示す例では、時刻  $t_0 \sim t_1$  間において筋膜 F と筋肉 M が互いに異なる方向に動いていることから、筋膜 F と筋肉 M は癒着していないと判断できる。

【0037】


図 2 A および 2 B に示す例は、組織の一部分（一点）の動きを時刻  $t_0$  から時刻  $t_1$  まで複数フレームに亘ってトラッキング（追跡）した場合を仮定している。

20

【0038】

現在の超音波診断装置では、主として、二次元の超音波画像を取得するプローブが使用されていることから、組織が三次元方向（奥行方向）に動いた場合に、追跡できない問題がある。

【0039】

加えて、組織を動かしながら観察を行うため、プローブと体表との間で相対的な位置ずれが生じやすいこと等の問題がある。このため、図 2 A または図 2 B に示すような事例で、時刻  $t_0$  から時刻  $t_1$  まで例えばフレーム 10 枚分の超音波画像が得られた場合、1 枚目のフレームで白丸「」でプロットできた生体の一部が、5 ~ 10 枚目のフレームでは既に映っていないため追跡できないケースも発生しうる。

30

【0040】

このように、取得された超音波画像から組織の動きを連続的に追跡することは難しい。その一方で、癒着の有無や程度を数値化できる装置が望まれていた。

【0041】

これに対して、本発明者らは、筋や腱などの運動器を動かしながら種々の実験を行った。この結果、組織が複雑な動きをした場合であっても、短時間（典型的には、時間的に連続した 2 フレーム間）であれば、ほぼ同じ組織を捉えることができるとの知見を得るに至った。

【0042】

かかる知見に基づき、本実施の形態では、生体内組織の動きを複数フレームで経時的に追跡するのではなく、時間的に近接した連続した 2 フレーム間に閉じた組織の動きを測定し、測定した動きを時系列に亘って平均化することで、互いに異なる組織の癒着の有無や、滑走性ないし癒着の程度を定量的に評価できるようにした。

40

【0043】

また、本発明者らは、上述した組織の三次元的な動きが発生した場合にも対処できるように、生体内組織の一部（一点）のみを追跡するのではなく、関心領域内の動きを解析することにより、癒着の程度を評価できるようにした。

【0044】

図 3 は、本発明者らが実際に本実施の形態に係る装置を試作して組織の画像化および測定を行った結果として、表示部 80 に表示された内容を模式的に示している。図 3 中、表

50

示部 80 の表示画面の上下方向の略中央に筋膜 F が画像化され、筋膜 F の上側と下側に筋肉 M が画像化されている（図 4 A も参照）。また、図 3 に示す例では、癒着の有無の観察対象となる複数の異なる組織を含むように関心領域 A を設定している。

【 0045 】

本実施の形態では、表示部 80 がタッチパネル式ディスプレイであり、ユーザーが表示画面の任意の点をタッチすることにより、タッチされた点の上下および左右方向に所定距離だけ離れた領域を含む所定形状（図 3 では矩形）の関心領域 A が自動設定される。自動設定された関心領域 A の位置や大きさ等は、タッチパネル上での操作または図示しないトラックボール等の入力操作により適宜修正することができる。

【 0046 】

かくして、確定された関心領域 A は、本装置での評価に関する処理（後述する図 6 のステップ S10 ~ ステップ S80、および図 7 のステップ S100 ~ ステップ S220）の実行中は固定される。他方、組織を動かしながら観察を行うため、関心領域 A の位置ずれが生じる可能性がある。このため、一具体例では、動きベクトル算出部 30 および動き検出部 40 の算出結果に基づいて、関心領域 A の位置ずれ補正の処理を行うことが望ましい。なお、位置ずれの補正対象は、関心のある動きへの寄与が少ない動きであり、例えば、水平方向の動きに関心がある場合、深さ方向の位置ずれのみを補正する。

【 0047 】

さらに、図 3 中、動きベクトル算出部 30 が算出した関心領域 A 内の筋膜 F および筋肉 M の各部の動き（連続する 2 つのフレーム間での動く方向）を、矢印で表示している。具体的には、動きベクトル算出部 30 は、動画像取得部 10 から出力される連続した 2 つのフレーム間での関心領域 A 内の組織についての各画素または各小領域の移動方向および移動量を、公知のトラッキング技術（この例ではオプティカルフロー技術）を用いて、算出する。図 3 に示す事例では、関心領域 A 内に映った筋膜 F および筋肉 M が互いに同じ方向（この例では右方向）に移動しており、これらの組織間で癒着が生じていると判断できる。

【 0048 】

なお、図 3 では、動きベクトル算出部 30 が算出した関心領域 A 内の各部の動きの方向を矢印で表示しているが、関心領域 A 内の各部の動きの方向を色付の画素で表示する構成としてもよい。すなわち、右方向に移動している部位は赤色の画素、左方向に移動している部位は青色の画素、右上方向に移動している部位はオレンジ色の画素、右下方向に移動している部位は黄色の画素、停止または奥行き方向に移動している部位は緑色の画素、のように、移動方向に応じて異なる色で表示する構成としてもよい。このような表示とすることにより、組織の各部の動きが視認しやすくなる。また、動きの方向を、色付きの矢印で示す構成としてもよい。

【 0049 】

図 4 A および図 4 B は、超音波画像および評価領域等の他の表示態様を示す図であり、動き類似度算出部 50 による類似度の算出結果、または後述する平滑化部 60 の算出結果を、付加情報として、関心領域 A の右側に表示している。

【 0050 】

本実施の形態では、動き類似度算出部 50 は、動きベクトル算出部 30 により算出された関心領域 A 内の各画素または各小領域の動きベクトルの平均ベクトル（ $mv_{mean}$ ）を、下記の数式（1）に従って算出する。

【 数 1 】

$$mv_{mean} = \sum_i mv_i / n$$

・・・数式（1）

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 1 】

数式 ( 1 ) は、関心領域 A 内の動きベクトルが n 個ある場合、当該 n 個の動きベクトル ( 動きの方向と動きの量 ) の平均値を求めるための式である。

## 【 0 0 5 2 】

このため、動き類似度算出部 5 0 は、数式 ( 1 ) に従って算出された平均ベクトルと、関心領域 A 内の各画素または各小領域の動きベクトルと、のコサイン類似度 ( *cos sim* ) ( または、単に内積値 ) を、下記の数式 ( 2 ) に従って算出する。

## 【 数 2 】

$$\text{cossim} = \frac{a_1 b_1 + a_2 b_2}{\sqrt{a_1^2 + a_2^2} \cdot \sqrt{b_1^2 + b_2^2}}$$

10

・・・数式 ( 2 )

## 【 0 0 5 3 】

数式 ( 2 ) において、ベクトル a (  $a_1, a_2$  ) は、関心領域 A 内で特定された一画素または一の小領域の動きベクトル ( 平面ベクトル ) であり、ベクトル b (  $b_1, b_2$  ) は、数式 ( 1 ) で算出された n 個の動きベクトルの平均ベクトルである。動き類似度算出部 5 0 は、関心領域 A 内の n 個の動きベクトルの各々について、数式 ( 2 ) に従ってコサイン類似度 ( *cos sim* ) を算出する。

20

## 【 0 0 5 4 】

さらに、動き類似度算出部 5 0 は、関心領域 A 内の n 個の動きベクトルのコサイン類似度の平均値 ( *cos sim mean* ) を、下記の数式 ( 3 ) に従って算出し、かかる算出値を類似度の値として平滑化部 6 0 に出力する。

## 【 数 3 】

$$\text{cossimmean} = \sum_i \text{cossim}_i / n$$

・・・数式 ( 3 )

30

## 【 0 0 5 5 】

図 4 A に示す事例は、図 3 で上述した事例と対応または類似する事例であり、関心領域 A 内で検出した組織の動きベクトル ( すなわち筋膜 F および筋肉 M の各部の動く方向および量 ) が全て揃っている場合を仮定する。この場合、類似度として 1 0 0 / 1 0 0 が表示される。

## 【 0 0 5 6 】

これに対して、図 4 B は、関心領域 A 内に映った組織の動きベクトルが揃っていない事例を示しており、類似度として低い値 ( この例では 2 4 / 1 0 0 ) が表示される。

## 【 0 0 5 7 】

40

このように、関心領域 A 内の動きベクトルの分布の類似度を数値で表示することにより、関心領域 A 内に画像化された組織全体の動きについては癒着の有無や程度を半定量的に評価することが容易になる。

## 【 0 0 5 8 】

なお、動きベクトル算出部 3 0 および動き類似度算出部 5 0 は、動画像取得部 1 0 から連続的に出力される 2 フレームを用いて、関心領域 A 内の動きベクトルおよびその類似度を算出し、各々、算出値を出力する。ここで、動きベクトル算出部 3 0 および動き類似度算出部 5 0 の算出値は、フレームが変わる毎に変動し得るため、かかる算出値を表示部 8 0 に表示した場合、ユーザーにとって視認しにくくなり、滑走性などの判断が困難になる可能性がある。

50

## 【 0 0 5 9 】

このため、本実施の形態では、図 1 に示すように、動き類似度算出部 5 0 の後段に平滑化部 6 0 を設け、動き類似度算出部 5 0 から逐次取得した類似度の値を平滑化し、平滑化された類似度の値を表示する構成としている（図 4 B 等を参照）。

## 【 0 0 6 0 】

また、図 4 A および図 4 B の表示態様につき、算出された類似度（ないし平滑化値、以下同じ）のレベルに応じて、関心領域 A 内の全ての領域に、予め定められた一の色が付加して表示される構成とすることが好ましい。一具体例では、類似度が高い図 4 A の事例では関心領域 A 内が全て青色に表示され、類似度が低い図 4 B の事例では関心領域 A 内が全て黄色に表示される。

10

## 【 0 0 6 1 】

また、本実施の形態では、類似度が上がった場合（例えば 2 5 / 1 0 0 ~ 5 0 / 1 0 0 ）には関心領域 A 内が全て緑色に表示され、類似度がさらに上がった場合（例えば 5 1 / 1 0 0 ~ 7 5 / 1 0 0 ）には関心領域 A 内が全て紫色に表示される。そして、類似度が 7 6 / 1 0 0 以上の場合には図 4 A と同様に関心領域 A 内が全て青色に表示される。このような表示とすることにより、観察対象となる組織の癒着の有無や癒着の程度が視認しやすくなる。

## 【 0 0 6 2 】

付加的または代替的な他の例として、動き類似度算出部 5 0 は、動きベクトルの分布の広がりについての統計解析を行い、かかる解析値（ヒストグラムなど）を類似度の値として平滑化部 6 0 に出力してもよい。

20

## 【 0 0 6 3 】

図 5 に、動きベクトルの統計値としてのヒストグラム（H 1 , H 2 ）の例を示す。図 5 の例では、横軸に動きベクトルの平均値（平均ベクトル）との差（例えば、前述したコサイン類似度または内積値の逆数）を示し、縦軸に頻度を示す。図 5 に示す 2 つのヒストグラム H 1 および H 2 を比較すると、ヒストグラム H 1 の方がヒストグラム H 2 よりも動きベクトルの類似度が高いことが分かる。

## 【 0 0 6 4 】

すなわち、ヒストグラム H 1 では、平均ベクトルとの差が小さい動きベクトル（言い換えると、互いに同一ないし近似する方向に動く）の頻度がより高く、平均ベクトルからの差が大きいベクトル（異なる方向に動く）の頻度がより低い。これに対してヒストグラム H 2 は、ヒストグラム H 1 とは逆の頻度分布となっている。従って、「組織の癒着の程度」の観点からは、ヒストグラム H 2 の方が癒着が弱い（滑走性が高い）ことが分かる。

30

## 【 0 0 6 5 】

図 3 ~ 図 5 で上述した表示内容は、自動的に、あるいはユーザーの設定操作に基づいて適宜、記憶部 9 0 に格納（一時記憶ないし長期保存）することができ、また、必要に応じて図示しないカラープリンタ等によって用紙上に出力してもよい。

## 【 0 0 6 6 】

次に、図 6 および図 7 を参照して、超音波診断装置 1 において組織の動きの分布を評価する処理の具体例を説明する。ここで、図 6 は、上述した図 3 の表示例に対応した処理フローであり、簡明のため、動きベクトル算出部 3 0 の算出結果を、記憶部 9 0 に直接出力する構成（図 1 参照）を前提とする。他方、図 7 は、図 1 に示す全てのブロックを使用した場合の処理フローである。一具体例では、図 6 および図 7 に示す処理は、超音波診断装置 1 内の単一のプロセッサが、R A M に格納されたプログラムを読み出して実行することにより、行われる。

40

## 【 0 0 6 7 】

なお、図 6 または図 7 に示す処理を開始するに先立って、ユーザーは、超音波診断装置 1 の不図示のプロブを体表に接触（固定）させて、当該組織（上述した筋膜 F および筋肉 M ）の超音波画像を表示部 8 0 に表示させる。そして、癒着の有無等の測定のため、表示部 8 0 に映っている組織の内、測定対象となる組織（一例では、筋膜 F および筋肉 M の

50

境界)の領域を関心領域Aとして指定し表示部80に表示させる。さらに、当該組織を動かす直前に、ユーザーが測定開始のための入力操作を行うことで、図6または図7に示す処理が開始される。

【0068】

図6のステップS10において、動画像取得部10は、上述した画像生成ユニットから動画像(静止画像が記録された連続するフレーム)を取得し、連続する2フレーム(説明の便宜上、フレーム1およびフレーム2と称する)の画像を動きベクトル算出部30に出力する。

【0069】

なお、ノイズをフィルタリングして構造物を明瞭化するために、画像生成ユニット内の処理部(プロセッサ)によって、超音波の送受信方向を変えた画像を複数枚生成し、かかる複数枚の画像を合成する空間コンパウンドの技術が使われる場合がある。すなわち、画像生成ユニット内の処理部は、第1の方向に超音波を送信することにより得られた超音波画像と当該第1の方向とは異なる第2の方向に超音波を送信することにより得られた超音波画像とを用いて空間コンパウンド処理を行う。

10

【0070】

一方、空間コンパウンドの処理によって複数枚の画像が合成されて1フレーム化された場合、時間方向に平滑化される作用が働くことで、動きベクトル算出部30における動きベクトルの検出感度が低下するおそれがある。したがって、空間コンパウンドの技術を用いる場合には、上述した「2フレーム」は、処理部により空間コンパウンド処理が施されていない超音波画像、すなわち、空間コンパウンドする前の画像で、同じ方向に超音波を送受信した画像を使う(例えば、右方向同士、左方向同士)。これに対して、空間コンパウンドの技術を使わない場合には、時間的に連続した2フレームを使う。

20

【0071】

続いて、動きベクトル算出部30は、取得した2フレーム(1および2)について、公知のトラッキング技術により、関心領域Aの画素単位での動きベクトルを算出する(ステップS20およびステップS40)。

【0072】

具体的には、ステップS20において、動きベクトル算出部30は、フレーム1の関心領域A内における組織の各画素に対して、フレーム2の関心領域A中の対応する組織の画素(例えば輝度が近似する画素)をn個検出する。かかる処理により、関心領域A中の各小領域での組織の部位が、2フレーム間で対応付けられる。

30

【0073】

続くステップS40において、動きベクトル算出部30は、検出されたn個の画素の動きベクトル(動く方向および動く量)を、当該画素毎に算出する。ここで、動く方向は、フレーム1の2次元平面(XY座標)上の画素の座標位置と、フレーム2の2次元平面上の対応する画素の座標位置と、のなす方向ないし角度から算出される。また、動く量は、各フレーム1、2における対応する画素の座標位置の距離から算出される。さらに、動きベクトル算出部30は、評価結果(ここでは超音波画像に重畳させる付加情報)として、各々の画素の動きの方向に応じた色または矢印のパターンをn個生成する(ステップS50)。生成された付加情報は、動きベクトル算出部30から記憶部90に出力され、記憶される。

40

【0074】

ステップS70において、表示制御部70は、上述した操作入力部(トラックボール等)の入力信号を監視して、動きベクトル算出部30による算出結果の表示指示が入力されたか否かを判定する。かかる表示指示が入力されていないと判定した場合(ステップS70、NO)、表示制御部70は、ステップS10に処理を戻し、上述したステップS10~ステップS70の処理を繰り返す。一方、表示指示が入力されたと判定した場合(ステップS70、YES)、表示制御部70は、ステップS80に移行する。

【0075】

50

なお、ステップ S 1 0 に処理が戻った場合、動画像取得部 1 0 は、適宜、上述した画像生成ユニットから動画像（新たなフレーム）を取得し、次の 1 枚分のフレーム（ここではフレーム 3）の画像を動きベクトル算出部 3 0 に出力する。また、動きベクトル算出部 3 0 は、次の 2 枚のフレーム（取得したフレーム 3 および直近のフレーム 2）について、関心領域 A の画素単位での動きベクトルを算出する（ステップ S 2 0 およびステップ S 4 0）。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 8 0 において、表示制御部 7 0 は、上述した付加情報を記憶部 9 0 から読み出して、関心領域 A 内で特定された各々の画素の動きを示す色または矢印のパターンを、表示部 8 0 に表示する（図 3 参照）。このとき、表示制御部 7 0 は、操作入力部（トラックボール等）の操作に応じて、関心領域 A 内の画素の動きを示す色または矢印のパターンを、時系列的に（すなわちフレーム順に）表示する。

10

【 0 0 7 7 】

上記のような処理を行うことにより、関心領域 A 内の組織の各小領域の動きがフレームの時系列に従って表示されるので、互いに異なる組織の癒着の有無や、滑走性ないし癒着の程度を、直感的ひいては定量的に評価することが容易になる。

【 0 0 7 8 】

次に、図 7 を参照して、図 1 の各ブロックを使用した場合の処理の具体例を説明する。

【 0 0 7 9 】

ステップ S 1 0 0 は、図 6 で上述したステップ S 1 0 と同様である。すなわち、動画像取得部 1 0 は、画像生成ユニットから動画像を取得し、連続する 2 フレーム（フレーム 1 およびフレーム 2）の画像を動きベクトル算出部 3 0 に出力する（ステップ S 1 0 0）。

20

【 0 0 8 0 】

続いて、動きベクトル算出部 3 0 は、取得した 2 フレーム（1 および 2）について、公知のトラッキング技術により、関心領域 A の画素単位での動きベクトルを算出する（ステップ S 1 2 0）。かかる算出の処理は、図 6 のステップ S 2 0 およびステップ S 4 0 で上述した処理と同様である。一方、動きベクトル算出部 3 0 は、算出した n 個の動きベクトルを、動き情報として、動き検出部 4 0 と、動き類似度算出部 5 0 と、に各々出力する（図 1 を参照）。このとき、動き検出部 4 0 は、動きベクトル算出部 3 0 から受信した n 個の動きベクトルのうち、最大の大きさを有する動きベクトルを検出し、動き量として平滑化部 6 0 に出力する。

30

【 0 0 8 1 】

続くステップ S 1 4 0 において、平滑化部 6 0 は、動き検出部 4 0 で検出した動き量が、予め定められた規定値を超えているか否かを判定する。そして、平滑化部 6 0 は、動き検出部 4 0 で検出した動き量が規定値を超えている（ステップ S 1 4 0、YES）と判定した場合、ステップ S 1 6 0 に移行する。

【 0 0 8 2 】

一方、平滑化部 6 0 は、かかる動き量が規定値を超えていない（ステップ S 1 4 0、NO）と判定した場合、ステップ S 1 0 0 に処理を戻す。かかる処理により、動き量が規定値を超えていないフレーム（この例ではフレーム 1 およびフレーム 2）が平滑化の対象から除外される。

40

【 0 0 8 3 】

このような処理を行うことにより、組織が静止状態または殆ど動いていない状態（例えば、測定前後の状態）における超音波画像を評価対象とせず、測定用の動作開始後における超音波画像のみを評価することができる。したがって、平滑化部 6 0 における後述する時系列的な評価（ステップ S 2 0 0）の処理により算出された値の信頼性が担保される。

【 0 0 8 4 】

他の処理例として、平滑化部 6 0 は、動き検出部 4 0 で検出した動き量が予め定められた規定値を超えていない（ステップ S 1 4 0、NO）と判定した場合、当該規定値を超え

50

ていないフレームの重みを低くする設定を行って、ステップ S 1 6 0 に移行してもよい。

【 0 0 8 5 】

ステップ S 1 6 0 において、動き類似度算出部 5 0 および平滑化部 6 0 によって、関心領域 A 内の動きベクトルの類似度を評価する処理を実行する。

【 0 0 8 6 】

具体的には、ステップ S 1 6 0 において、動き類似度算出部 5 0 は、動きベクトル算出部 3 0 から取得した各画素または各小領域の動きベクトルの類似度を算出する。かかる算出の手法は上述した通りであり、動き類似度算出部 5 0 は、算出した類似度 (  $\cos \text{simmean}$  ) の値を平滑化部 6 0 に出力する。

【 0 0 8 7 】

続くステップ S 1 8 0 において、平滑化部 6 0 は、動き類似度算出部 5 0 から取得し、上記のように平滑化の対象とされる類似度の算出フレーム数が、予め定められた規定数に達したか否かを判定する。

【 0 0 8 8 】

ここで、平滑化部 6 0 は、規定数に達したと判定した場合 ( ステップ S 1 8 0 、 Y E S ) 、ステップ S 2 0 0 に移行して、時系列的な評価値の算出を開始する。一具体例では、平滑化部 6 0 は、動き類似度算出部 5 0 から取得した複数の類似度の値を平滑化する処理を行い、かかる平滑化値を表示制御部 7 0 に出力する。

【 0 0 8 9 】

他方、平滑化部 6 0 は、規定数に達していないと判定した場合 ( ステップ S 1 8 0 、 N O ) 、動き類似度算出部 5 0 から取得した類似度の値を一時的に記憶して、ステップ S 1 0 0 に処理を戻す。すなわち、取得した類似度の値が 1 個だけでは上述した平滑化値を算出できないため、平滑化部 6 0 は、平滑化の対象とされる類似度の値の採用数が予め定められた数 ( 例えば 5 個 ) に達した場合に、ステップ S 2 0 0 に移行する。

【 0 0 9 0 】

なお、ステップ S 1 0 0 に処理が戻った場合、動画像取得部 1 0 は、適宜、上述した画像生成ユニットから動画像 ( 新たなフレーム ) を取得し、次の 1 枚分のフレーム ( ここではフレーム 3 ) の画像を動きベクトル算出部 3 0 に出力する。また、ステップ S 1 2 0 において、動きベクトル算出部 3 0 は、次の 2 枚のフレーム ( 取得したフレーム 3 および直近のフレーム 2 ) について、動きベクトルを求める。ステップ S 1 4 0 以下の処理は、上述と同様であり、説明を省略する。

【 0 0 9 1 】

かくして、ステップ S 1 0 0 ~ ステップ S 1 8 0 の処理を繰り返して、平滑化の対象とされる類似度の値が規定数に達すると ( ステップ S 1 8 0 、 Y E S ) 、平滑化部 6 0 は、ステップ S 2 0 0 に移行する。ステップ S 2 0 0 において、平滑化部 6 0 は、動き類似度算出部 5 0 から取得した複数の類似度の値を平滑化し、かかる平滑化値を評価結果として表示制御部 7 0 に出力する。

【 0 0 9 2 】

続く、ステップ S 2 2 0 において、表示制御部 7 0 は、平滑化部 6 0 から取得した評価結果 ( 平滑化値 ) に基づいて、表示部 8 0 に表示される超音波画像の付加情報を生成し、生成した付加情報を超音波画像とともに表示するように、表示部 8 0 を制御する。

【 0 0 9 3 】

一具体例では、表示制御部 7 0 は、図 4 A および図 4 B で説明したように、取得した平滑化値を予め定められた位置 ( 図 4 の例では関心領域 A の右側 ) に表示するとともに、関心領域 A 内の全領域を、かかる平滑化値 ( 類似度 ) のレベルに対応した色で表示する。

【 0 0 9 4 】

このような処理を行う本実施の形態によれば、超音波画像として映った組織の滑走性 ( 癒着 ) についての定量的な測定を行うことができる。

【 0 0 9 5 】

なお、本実施の形態では、上述したステップ S 2 2 0 における表示部 8 0 への表示状態

10

20

30

40

50

において、ユーザーが操作入力部を操作してデータ保存の処理を行うことができる。この場合、表示制御部 70 は、表示部 80 に表示した組織の超音波画像および各部 (30 ~ 60) による評価結果を、当該患者の患者 ID とともに記憶部 90 にファイル化して保存する。

【0096】

このようなデータ保存の処理を行うことにより、例えば、治療やり八びり前後、といった異なった状態における各々の測定結果を、その都度保存し、組織の状態の経過を把握することができる。

【0097】

図 8 は、記憶部 90 に保存された過去の測定結果を表示部 80 の左側に測定画像 1 として表示し、今回 (現在) 測定中の結果を表示部 80 の右側に測定画像 2 として並べて表示した例を示す図である。かかる表示は、例えばユーザーが上述したステップ S100 の実行前に、患者 ID を入力する操作を併せて行った場合に、表示制御部 70 が、当該患者 ID に対応付けられた測定画像 1 に係るファイルを記憶部 90 から読み出すことによって行われる。

10

【0098】

図 8 に示す例では、治療前に測定された画像を測定画像 1 として表示部 80 の表示画面の左側に表示し、かかる治療後に測定された画像を測定画像 2 として、表示画面の右側に表示している。

【0099】

このとき、表示制御部 70 は、測定画像 1 に係るファイルを記憶部 90 から読み出して、測定に用いた 1 フレーム分の画像および評価結果 (評価値等) を表示画面の左側に表示するように表示部 80 を制御する。また、表示制御部 70 は、動画像取得部 10 から入力される動画像 (リアルタイム画像) を測定画像 2 として、測定画像 1 の右側に並べて表示するように表示部 80 を制御する。

20

【0100】

このような処理を行うことにより、ユーザーは、今回 (測定画像 2) の測定の際に、表示画面の左側に表示されている測定画像 1 の画像を参照して、プローブを前回 (測定画像 1) の測定時と同一の条件 (すなわち組織の同一位置および同一角度等) に合わせることが容易になる。

30

【0101】

加えて、本実施の形態では、前回の測定と今回の測定とで測定条件を出来るだけ一致させて再現性を向上させるために、表示画面内の測定画像 1 および 2 の間の領域に、測定画像 1 および測定画像 2 の画像の類似度 (この例では関心領域 A の画像の類似度) を表示する構成としている。かかる表示に関する処理は、例えば以下のようにして行う。

【0102】

ユーザーは、測定画像 2 について図 7 に示す処理を開始するに先立って、表示部 80 の表示画面内の右側に測定画像 2 として映っている画像 (リアルタイム画像) が、左側に表示されている測定画像 1 の画像と出来るだけ同一になるように、プローブの位置等を調整し、関心領域 A を設定する。このとき、表示制御部 70 は、評価部を構成するいずれかのブロック (一例では動き類似度算出部 50) に、かかる測定画像 2 の関心領域 A の画像と、測定画像 1 の関心領域 A の画像とを入力し、当該 2 つの画像の類似度を算出するように命令を出力する。ここで、動き類似度算出部 50 は、当該 2 つの画像の類似度の値を、例えば公知のパターンマッチング技術により算出する。表示制御部 70 は、動き類似度算出部 50 が算出した類似度の値を、例えば表示画面の中央下側に表示するように表示部 80 を制御する (図 8 を参照)。

40

【0103】

このような処理を行うことにより、組織の超音波観察を複数回に亘って行う場合における、当該組織の撮影条件の再現性を向上させることができる。

【0104】

50

図 8 は、上述したような前処理の後、図 7 で説明した各処理を実行することにより表示部 80 に表示された状態を示す。ここで、測定画像 1 と測定画像 2 とでは、平滑化部 60 により算出された評価値（平滑化値）が異なっており、かかる差異により、関心領域 A 内に付加された色も異なっている（図 8 中、かかる色の違いをハッチングの違いで表している）。

【0105】

図 8 に示す例では、表示画面内の測定画像 1 および 2 の間の領域に、測定画像 1 の評価値（16 / 100）と測定画像 2 の評価値（84 / 100）との差分の値（この例では 68 / 100）が表示されている。かかる表示に関する処理は、例えば以下のようにして行う。

【0106】

すなわち、上述したステップ S 200 において、平滑化部 60 は、測定画像 2 の評価値（平滑化値）を算出して、かかる算出値（この例では 84 / 100）を測定画像 2 の評価結果として表示制御部 70 に出力する。さらに、平滑化部 60 は、かかる算出値（84 / 100）と測定画像 1 の評価値（16 / 100）との差分を算出し、かかる算出値を、測定画像 1 および 2 の評価値の差分として、表示制御部 70 に出力する。

【0107】

図 8 に示す評価値および差分の値によれば、治療前（測定画像 1）は組織（関心領域 A 内の組織、以下同じ）の滑走性が良好であったのに対して、治療後（測定画像 2）では組織の滑走性が悪化して癒着が生じていることが容易に把握することができる。この後、組織の滑走性を回復させるためのリハビリを行った後、再度の測定を行って測定画像 3 を生成および保存し、測定画像 1 ~ 3 および各々の評価値および差分の値を表示部 80 の表示画面に表示してもよい。

【0108】

上述した実施の形態では、評価部（動きベクトル算出部 30 等）によって評価する対象となる超音波画像のフレームを、動き検出部 40 の検出結果に基づいて、平滑化部 60 が取捨選択する構成とした。

【0109】

他の構成として、評価部により評価する対象となる超音波画像のフレーム（以下、評価対象フレームという）を、ユーザーによって選択できる構成としてもよい。

【0110】

一具体例では、評価対象フレームは、ユーザーが所定の操作をしてから画面が大きく切り替わる直前までに生成されたフレームとすることができる。ここで、「所定の操作」とは、例えば、操作入力部の所定のボタンを押す、タッチパネルのスタートボタンを押す、トラックボールを動かす、関心領域 A を設定する操作など、種々の態様があり得る。また、「画面が大きく切り替わる」とは、表示部 80 に表示されている超音波画像中の測定対象となる組織が表示されなくなることである。かかる画面の大きな切り替わり（遷移）は、動き検出部 40 の検出結果から判別することができ、あるいは使用するプローブの種類によっては、プローブの検出信号から判別することができる。

【0111】

他の具体例では、評価対象フレームは、画面が大きく切り替わる直前までの所定の時間範囲分のフレームとしてもよい。ここで、「所定の時間範囲」は、測定時に組織を動かす時間に応じて、予めユーザーが任意に設定できるようにするとよい。

【0112】

以上、詳細に説明したように、本実施の形態によれば、取得された超音波画像の連続する 2 つのフレーム内における組織の動きの分布を評価し、評価結果を出力する構成を備えることにより、組織についての定量的な測定を行うことができる。

【0113】

上述した実施の形態では、出力制御部として表示部 80 を制御する表示制御部 70 を用い、超音波画像および評価結果の情報を表示部 80 の表示画面に画像表示する構成につい

10

20

30

40

50

て説明した。出力制御部の代替的ないし付加的な他の例として、超音波画像および評価結果の情報を印刷（すなわちプリントアウト）する制御、あるいは評価結果（数値等）を音声出力する制御を行う構成としてもよい。

【0114】

その他、上記実施の形態は、何れも本発明を実施するにあたっての具体化の一例を示したものに過ぎず、これらによって本発明の技術的範囲が限定的に解釈されてはならないものである。すなわち、本発明はその要旨、またはその主要な特徴から逸脱することなく、様々な形で実施することができる。

【符号の説明】

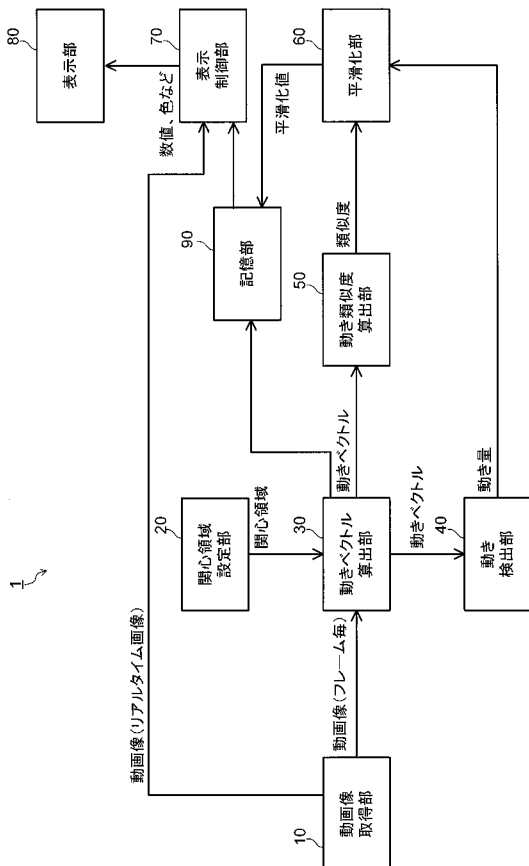
【0115】

- 1 超音波診断装置（超音波画像評価装置）
- 10 動画取得部（画像取得部）
- 20 関心領域設定部
- 30 動きベクトル算出部（評価部）
- 40 動き検出部（評価部）
- 50 動き類似度算出部（評価部）
- 60 平滑化部（評価部）
- 70 表示制御部（出力制御部）
- 80 表示部
- 90 記憶部（記憶部）
- A 関心領域
- F 筋膜
- M 筋肉

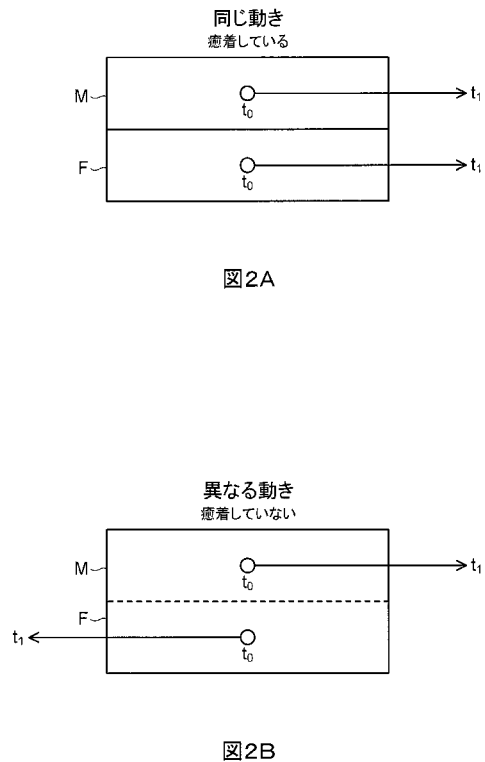
10

20

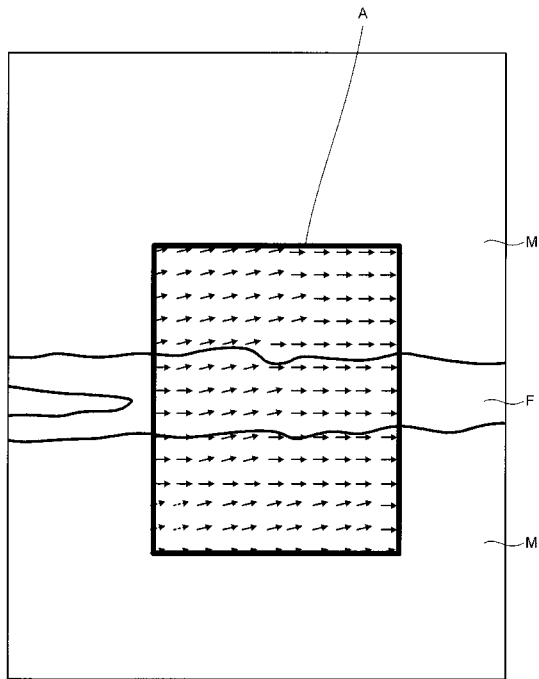
【図1】



【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】

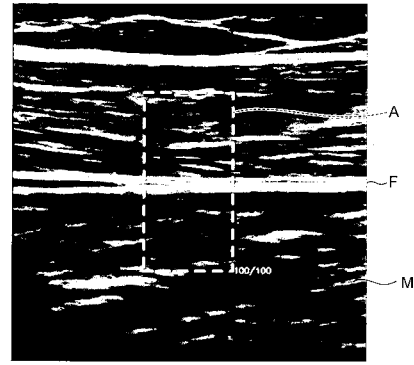


図4A

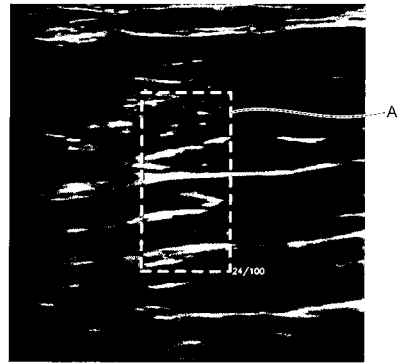
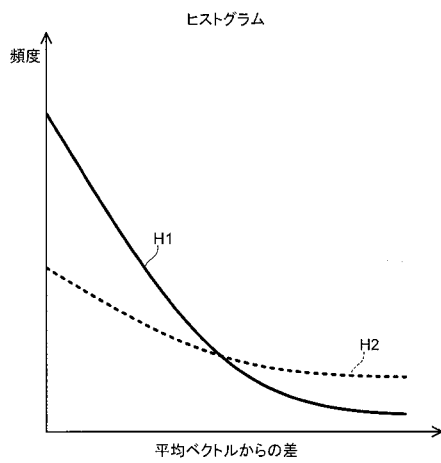
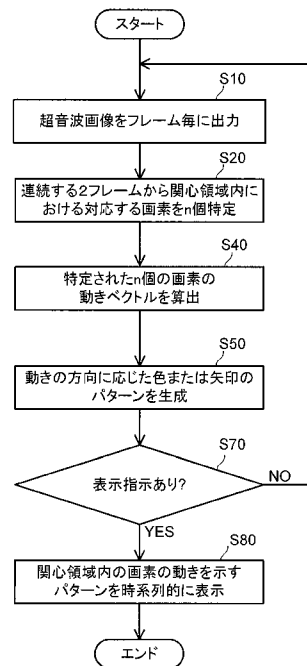


図4B

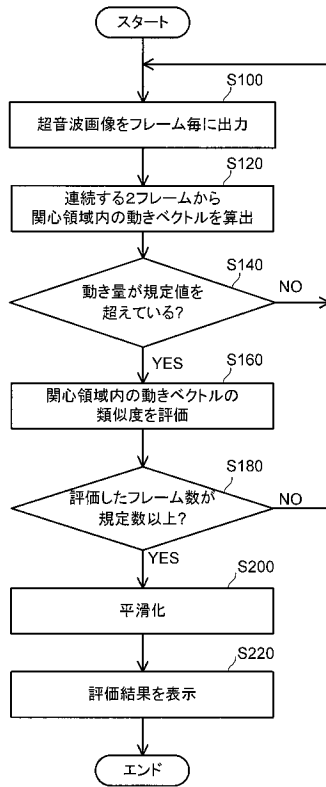
【 図 5 】



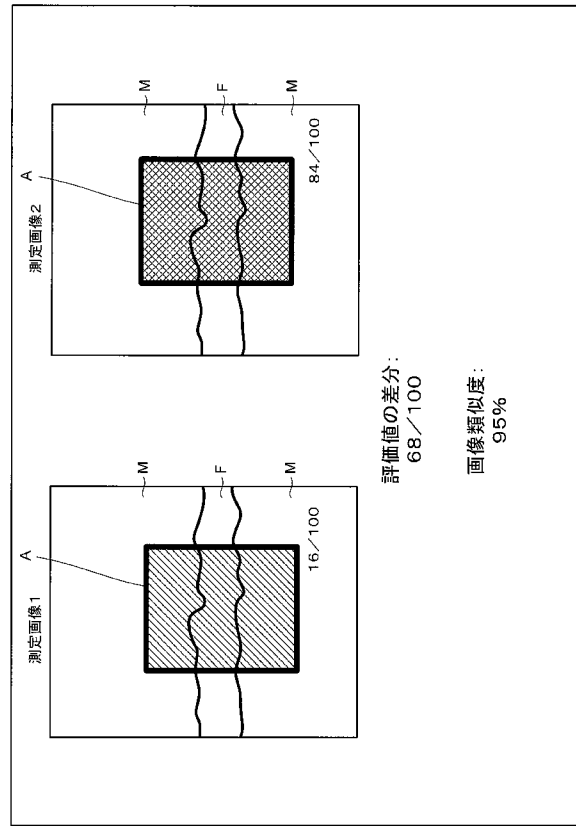
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波图像评价装置，超声波图像评价方法以及超声波图像评价程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2020054634A</a>	公开(公告)日	2020-04-09
申请号	JP2018187516	申请日	2018-10-02
[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		
[标]发明人	高木一也		
发明人	高木 一也		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/485 A61B8/5215 G06T7/215 G06T2207/10132 G06T2207/30004 G06T7/0016 G06T7/20		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK35 4C601/KK47		
代理人(译)	木曾隆		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

超声图像评估设备包括：图像获取部分，其获取基于超声生成的第一超声图像以及在第一超声图像之前生成的第二超声图像。评估部评估第一超声图像中的一部分和第二超声图像中组织的对应部分的运动分布；输出控制部进行控制，以输出评价部的评价结果。

