

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを有し且つ被検体の体表に前記超音波プローブを押し付けて前記被検体内の観察対象を圧迫検査するために用いられる超音波診断装置であって、

前記超音波プローブから前記被検体に向けて超音波ビームの送信を行って、順次連続的に超音波画像を取得する画像取得部と、

前記画像取得部により取得された前記超音波画像を表示する表示部と、

前記観察対象の断層面を前記表示部に描出するために前記超音波プローブの位置が固定された状態において、前記画像取得部により取得された前記超音波画像を参照画像として保持する参照画像保持部と、

前記画像取得部により順次取得される前記超音波画像のうち、定められたフレーム数毎に連続する2つの前記超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する移動ベクトル算出部と、

前記参照画像保持部により前記参照画像が保持された時点から現在時点までの前記超音波画像において、前記移動ベクトル算出部によりそれぞれ算出された前記移動ベクトルを積分する移動ベクトル積分部と、

前記移動ベクトル積分部により積分された移動変化に基づいて前記画像取得部により取得された前記現在フレームの前記超音波画像を、前記参照画像保持部により前記参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成する変形画像生成部と、

前記変形画像生成部により生成された前記変形画像と前記参照画像保持部により保持された前記参照画像とを比較することにより、前記現在フレームの前記超音波画像により描出される前記被検体の断層面と前記参照画像により描出される前記被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する断層面判定部と、

前記断層面判定部による判定結果をユーザに通知する判定結果通知部とを備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記移動ベクトル算出部は、前記超音波画像における各ピクセルの移動変化を、前記移動ベクトルとして算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記移動ベクトル積分部は、前記画像取得部により取得された複数フレームの前記超音波画像に対して、前記ピクセル毎に前記移動ベクトルを積分し、

前記変形画像生成部は、前記現在フレームの前記超音波画像における前記各ピクセルを、前記移動ベクトル積分部により積分された移動変化に基づいて、前記参照画像保持部により前記参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させることにより、前記変形画像を生成する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記移動ベクトル算出部は、前記超音波画像における全てのピクセルのうち輝度が定められた閾値以上となる高輝度ピクセルの移動変化を、前記移動ベクトルとして算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記移動ベクトル積分部は、前記画像取得部により取得された複数フレームの前記超音波画像に対して、前記高輝度ピクセル毎に前記移動ベクトルを積分し、

前記変形画像生成部は、前記現在フレームの前記超音波画像におけるそれぞれの前記高輝度ピクセルの移動変化に基づいて前記変形画像を生成する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記移動ベクトル算出部は、互いに時系列に隣接した前記超音波画像をそれぞれ定められた数の領域に区画し、それぞれの前記領域における1つのピクセルの移動変化を、前記領域の前記移動ベクトルとして算出する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

10

20

30

40

50

前記移動ベクトル積分部は、前記画像取得部により取得された複数フレームの前記超音波画像において、前記移動ベクトル算出部により区画されたそれぞれの前記領域毎に前記移動ベクトルを積分し、

前記変形画像生成部は、前記現在フレームの前記超音波画像におけるそれぞれの前記領域の移動変化に基づいて前記変形画像を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記断層面判定部は、前記移動ベクトル算出部により区画された領域毎に前記変形画像と前記参照画像とを比較して前記被検体の断層面を判定し、

前記判定結果通知部は、前記断層面判定部による前記領域毎の前記判定結果をユーザに通知する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記断層面判定部は、前記変形画像と前記参照画像に対して画像解析を行って前記変形画像と前記参照画像との類似度を算出し、算出された前記類似度に基づいて、前記被検体の断層面を判定する請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記判定結果通知部は、前記断層面判定部による前記判定結果を前記現在フレームの前記超音波画像に重畳させて前記表示部に表示させる請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記変形画像生成部により生成された前記変形画像と、参照画像保持部により保持された前記参照画像に対して画像解析を行って筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、前記変形画像および前記参照画像に対してそれぞれ検出された前記筋線維および前記骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成するマスク画像生成部を備える請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 12】

前記断層面判定部は、前記変形画像に対する前記マスク画像と前記参照画像に対する前記マスク画像とを比較することにより、前記被検体の断層面を判定する請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記画像取得部により順次連続的に取得された前記超音波画像に対してそれぞれ画像解析を行って筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、前記超音波画像に対して検出された前記筋線維および前記骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成するマスク画像生成部を備え、

30

前記参照画像保持部は、前記観察対象の断層面を前記表示部に描出するために前記超音波プローブの位置が固定された時点において前記マスク画像生成部により生成された前記マスク画像を前記参照画像として保持し、

前記移動ベクトル算出部は、前記マスク画像における画像の移動変化を前記移動ベクトルとして算出し、

前記変形画像生成部は、前記移動ベクトル積分部により積分された前記筋線維および前記骨の少なくとも一方の移動変化に基づいて、前記現在フレームの前記超音波画像を前記参照画像保持部により前記参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成する請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 14】

前記断層面判定部は、前記変形画像と前記マスク画像生成部により前記参照画像に対してマスクされたマスク画像とを比較することにより、前記被検体の断層面を判定する請求項 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

ユーザが入力操作をするための入力部と、

前記入力部を介してユーザにより、新たな動作の開始を指示するトリガ信号を送信する旨の情報が入力された場合に、前記参照画像保持部と前記移動ベクトル積分部に対して前

50

記トリガ信号を送信するトリガ信号送信部を備える請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記画像取得部により順次連続的に取得された前記超音波画像に対して画像解析を行って、連続する 2 つの前記超音波画像の間の画像の移動距離および回転量の少なくとも一方からなる画像変化量を算出し、前記画像変化量が定められた閾値以下である前記超音波画像が定められたフレーム数だけ連続して取得された場合に、前記参照画像保持部と前記移動ベクトル積分部に対して、新たな動作の開始を指示するトリガ信号を送信するトリガ信号送信部を備える請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 17】

被検体の体表に前記超音波プローブを押し付けて前記被検体内の観察対象を圧迫検査するために用いられる超音波診断装置の制御方法であって、

前記被検体に向けて超音波ビームの送信を行って、順次連続的に超音波画像を取得し、前記観察対象の断層面を描出するために前記超音波プローブの位置が固定された状態において取得された前記超音波画像を参照画像として保持し、

順次取得される前記超音波画像のうち、定められたフレーム数毎に連続する 2 つの前記超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出し、

前記参照画像が保持された時点から現在時点までの前記超音波画像において、それぞれ算出された前記移動ベクトルを積分し、

積分された移動変化に基づいて前記現在フレームの前記超音波画像を、前記参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成し、

生成された前記変形画像と保持された前記参照画像とを比較することにより、前記現在フレームの前記超音波画像により描出される前記被検体の断層面と前記参照画像により描出される前記被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定し、

判定結果をユーザに通知する超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に係り、特に、被検体の圧迫検査に用いられる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、被検体の内部の画像を得るものとして、超音波診断装置が知られている。超音波診断装置は、一般的に、複数の素子が配列された振動子アレイが備えられた超音波プローブを備えている。この超音波プローブを被検体の体表に接触させた状態において、振動子アレイから被検体内に向けて超音波ビームが送信され、被検体からの超音波エコーを振動子アレイにおいて受信して素子データが取得される。さらに、超音波診断装置は、得られた素子データを電氣的に処理して、被検体の当該部位に対する超音波画像を生成する。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて被検体の血管を観察し、血管内における血栓の有無を検査することが、一般的に行われている。血管内の血栓に関する疾患として、例えば、DVT (Deep Vein Thrombosis : 深部静脈血栓) と呼ばれるものが知られている。DVT は、深部静脈に血栓が生じる疾患であり、下腿部に発生することが多い。

【0004】

血栓が存在していない正常な深部静脈は、圧迫により容易に変形するが、血栓が生じた深部静脈は、圧迫により変形し難いため、超音波診断装置を用いて下腿部に発生した DVT を検査する方法としては、例えば、DVT が発生するおそれのある深部静脈を圧迫しながら、圧迫された深部静脈の横断面を観察する、いわゆる圧迫検査の方法が知られている。

。

10

20

30

40

50

【0005】

超音波診断装置においては、このような圧迫検査を正確に行うために種々の工夫がなされている。例えば、引用文献1には、深部静脈の変形を容易に観察するために、超音波プローブと被検体との接触圧が最大となる超音波画像と、圧迫検査により深部静脈が変形していない超音波画像とを自動的に特定し、これらの超音波画像を並べて表示する超音波診断装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-272025号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、圧迫検査においては、通常、超音波プローブが被検体の体表に押し付けられることにより血管等の観察対象が圧迫されるが、この際に、超音波プローブの傾きおよび位置等がずれてしまうことがある。この場合には、特許文献1に開示されている超音波診断装置を用いたとしても、圧迫の前後で異なる断層面を観察してしまい、血管内に局所的に存在する血栓を見逃す等、正確な診断が困難となるという問題があった。

【0008】

本発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたものであり、圧迫検査においてユーザが正確な診断を行うことができる超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブを有し且つ被検体の体表に超音波プローブを押し付けて被検体内の観察対象を圧迫検査するために用いられる超音波診断装置であって、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームの送信を行って、順次連続的に超音波画像を取得する画像取得部と、画像取得部により取得された超音波画像を表示する表示部と、観察対象の断層面を表示部に描出するために超音波プローブの位置が固定された状態において、画像取得部により取得された超音波画像を参照画像として保持する参照画像保持部と、画像取得部により順次取得される超音波画像のうち、定められたフレーム数毎に連続する2つの超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する移動ベクトル算出部と、参照画像保持部により参照画像が保持された時点から現在時点までの超音波画像において、移動ベクトル算出部によりそれぞれ算出された移動ベクトルを積分する移動ベクトル積分部と、移動ベクトル積分部により積分された移動変化に基づいて画像取得部により取得された現在フレームの超音波画像を、参照画像保持部により参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成する変形画像生成部と、変形画像生成部により生成された変形画像と参照画像保持部により保持された参照画像とを比較することにより、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する断層面判定部と、断層面判定部による判定結果をユーザに通知する判定結果通知部とを備えることを特徴とする。

30

40

【0010】

移動ベクトル算出部は、超音波画像における各ピクセルの移動変化を、移動ベクトルとして算出することができる。

この際に、移動ベクトル積分部は、画像取得部により取得された複数フレームの超音波画像に対して、ピクセル毎に移動ベクトルを積分し、変形画像生成部は、現在フレームの超音波画像における各ピクセルを、移動ベクトル積分部により積分された移動変化に基づいて、参照画像保持部により参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させることにより、変形画像を生成することが好ましい。

50

【0011】

あるいは、移動ベクトル算出部は、超音波画像における全てのピクセルのうち輝度が定められた閾値以上となる高輝度ピクセルの移動変化を、移動ベクトルとして算出することもできる。

この際に、移動ベクトル積分部は、画像取得部により取得された複数フレームの超音波画像に対して、高輝度ピクセル毎に移動ベクトルを積分し、変形画像生成部は、現在フレームの超音波画像におけるそれぞれの高輝度ピクセルの移動変化に基づいて変形画像を生成することが好ましい。

【0012】

あるいは、移動ベクトル算出部は、互いに時系列に隣接した超音波画像をそれぞれ定められた数の領域に区画し、それぞれの領域における1つのピクセルの移動変化を、その領域の移動ベクトルとして算出することもできる。

この際に、移動ベクトル積分部は、画像取得部により取得された複数フレームの超音波画像において、移動ベクトル算出部により区画されたそれぞれの領域毎に移動ベクトルを積分し、変形画像生成部は、現在フレームの超音波画像におけるそれぞれの領域の移動変化に基づいて変形画像を生成することが好ましい。

さらに、断層面判定部は、移動ベクトル算出部により区画された領域毎に変形画像と参照画像とを比較して被検体の断層面を判定し、判定結果通知部は、断層面判定部による区画された領域毎の判定結果をユーザに通知することができる。

【0013】

また、断層面判定部は、変形画像と参照画像に対して画像解析を行って変形画像と参照画像との類似度を算出し、算出された類似度に基づいて、被検体の断層面を判定することができる。

この際に、判定結果通知部は、断層面判定部による判定結果を現在フレームの超音波画像に重畳させて表示部に表示させることができる。

【0014】

また、変形画像生成部により生成された変形画像と、参照画像保持部により保持された参照画像に対して画像解析を行って筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、変形画像および参照画像に対してそれぞれ検出された筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成するマスク画像生成部を備えることができる。

この際に、断層面判定部は、変形画像に対するマスク画像と参照画像に対するマスク画像とを比較することにより、被検体の断層面を判定することが好ましい。

【0015】

あるいは、画像取得部により順次連続的に取得された超音波画像に対してそれぞれ画像解析を行って筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、超音波画像に対して検出された筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成するマスク画像生成部を備え、参照画像保持部は、観察対象の断層面を表示部に描出するために超音波プローブの位置が固定された時点においてマスク画像生成部により生成されたマスク画像を参照画像として保持し、移動ベクトル算出部は、マスク画像における画像の移動変化を移動ベクトルとして算出し、変形画像生成部は、移動ベクトル積分部により積分された筋線維および骨の少なくとも一方の移動変化に基づいて、現在フレームの超音波画像を参照画像保持部により参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成することもできる。

この際に、断層面判定部は、変形画像とマスク画像生成部により参照画像に対してマスクされたマスク画像とを比較することにより、被検体の断層面を判定することが好ましい。

【0016】

また、ユーザが入力操作をするための入力部と、入力部を介してユーザにより、新たな動作の開始を指示するトリガ信号を送信する旨の情報が入力された場合に、参照画像保持部と移動ベクトル積分部に対してトリガ信号を送信するトリガ信号送信部を備えることが

10

20

30

40

50

できる。

あるいは、画像取得部により順次連続的に取得された超音波画像に対して画像解析を行って、時系列に互いに隣接する超音波画像の間の画像の移動距離および回転量の少なくとも一方からなる画像変化量を算出し、画像変化量が定められた閾値以下である超音波画像が定められたフレーム数だけ連続して取得された場合に、参照画像保持部と移動ベクトル積分部に対して、新たな動作の開始を指示するトリガ信号を送信するトリガ信号送信部を備えることができる。

【0017】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、被検体の体表に超音波プローブを押し付けて被検体内の観察対象を圧迫検査するために用いられる超音波診断装置の制御方法であって、被検体に向けて超音波ビームの送信を行って、順次連続的に超音波画像を取得し、観察対象の断層面を描出するために超音波プローブの位置が固定された状態において取得された超音波画像を参照画像として保持し、順次取得される超音波画像のうち、定められたフレーム数毎に連続する2つの超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出し、参照画像が保持された時点から現在時点までの超音波画像において、それぞれ算出された移動ベクトルを積分し、積分された移動変化に基づいて現在フレームの超音波画像を、参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成し、生成された変形画像と保持された参照画像とを比較することにより、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定し、判定結果をユーザに通知することを特徴とする。

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、観察対象の断層面を表示部に描出するために超音波プローブの位置が固定された状態において画像取得部により取得された超音波画像を参照画像として保持する参照画像保持部と、画像取得部により順次取得される超音波画像のうち、定められたフレーム数毎に連続する2つの超音波画像の間の移動変化を表す移動ベクトルを算出する移動ベクトル算出部と、参照画像保持部により保持された参照画像に対応するフレームから画像取得部により取得された現在フレームまでの超音波画像において、移動ベクトル算出部によりそれぞれ算出された移動ベクトルを積分する移動ベクトル積分部と、移動ベクトル積分部により積分された移動変化に基づいて画像取得部により取得された現在フレームの超音波画像を、参照画像保持部により参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成する変形画像生成部と、変形画像生成部により生成された変形画像と参照画像保持部により取得された参照画像とを比較することにより、参照画像により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する断層面判定部と、断層面判定部による判定結果をユーザに通知する判定結果通知部を備えるため、圧迫検査においてユーザが正確な診断を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明の実施の形態1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】本発明の実施の形態1における受信回路の内部構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施の形態1における画像生成部の内部構成を示すブロック図である。

【図4】超音波プローブが体表に接触した被検体の模式的な断面図である。

【図5】超音波プローブにより圧迫されていない状態の被検体の断層面を表す超音波画像である。

【図6】超音波プローブにより圧迫された状態の被検体の断層面を表す超音波画像である。

【図7】超音波プローブにより圧迫された被検体の模式的な断面図である。

【図8】参照画像により描出される被検体の断層面を表す超音波画像である。

【図9】参照画像により描出される被検体の断層面とは異なる断層面を表す超音波画像で

10

20

30

40

50

ある。

【図 1 0】本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【図 1 1】本発明の実施の形態 2 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 1 2】本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【図 1 3】本発明の実施の形態 3 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 1 4】本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャートである。

【図 1 5】実施の形態 4 におけるトリガ信号送信部の内部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】

【0020】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 の構成を示す。図 1 に示すように、超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 を備えており、振動子アレイ 2 に送信部 3 および受信部 4 がそれぞれ接続されている。受信部 4 には、画像生成部 5、表示制御部 6 および表示部 7 が順次接続されている。ここで、送信部 3、受信部 4 および画像生成部 5 により、画像取得部 8 が構成されている。また、画像生成部 5 に、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、変形画像生成部 12 が接続されている。また、移動ベクトル算出部 10 に移動ベクトル積分部 11 が接続されており、移動ベクトル積分部 11 に変形画像生成部 12 が接続されている。また、参照画像保持部 9 と変形画像生成部 12 に、断層面判定部 13 が接続されている。また、断層面判定部 13 に判定結果通知部 14 が接続され、判定結果通知部 14 に表示制御部 6 が接続されている。また、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 11 には、トリガ信号送信部 15 が接続されている。

【0021】

さらに、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14 およびトリガ信号送信部 15 に、装置制御部 16 が接続されており、装置制御部 16 に、入力部 17 および格納部 18 が接続されている。ここで、装置制御部 16 と格納部 18 とは、双方向に情報の受け渡しが可能に接続されている。

また、振動子アレイ 2 は、超音波プローブ 19 に含まれており、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14、トリガ信号送信部 15 および装置制御部 16 により、プロセッサ 20 が構成されている。

【0022】

図 1 に示す超音波プローブ 19 の振動子アレイ 2 は、1次元または2次元に配列された複数の振動子を有している。これらの振動子は、それぞれ送信部 3 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に、被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各振動子は、例えば、PZT (Lead Zirconate Titanate: チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミック、PVDf (Poly Vinylidene Di Fluoride: ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子およびPMN - PT (Lead Magnesium Niobate-Lead Titanate: マグネシウムニオブ酸鉛 - チタン酸鉛固溶体) に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成することにより構成される。

【0023】

画像取得部 8 の送信部 3 は、例えば、複数のパルス発生器を含んでおり、装置制御部 12 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、振動子アレイ 2 の複数の振動子から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動信号を、遅延量を調節して複数の振動子に供給する。このように、振動子アレイ 2 の複数の振動子の電極にパルス状または連続波状の電圧が印加されると、圧電体が伸縮し、それぞれ

10

20

30

40

50

の振動子からパルス状または連続波状の超音波が発生して、それらの超音波の合成波から、超音波ビームが形成される。

【0024】

送信された超音波ビームは、例えば、被検体の部位等の対象において反射され、超音波プローブ19の振動子アレイ2に向かって伝搬する。このように振動子アレイ2に向かって伝搬する超音波エコーは、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子により受信される。この際に、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子は、伝搬する超音波エコーを受信することにより伸縮して電気信号を発生させ、これらの電気信号を受信部4に出力する。

【0025】

画像取得部8の受信部4は、装置制御部16からの制御信号に従って、振動子アレイ2から出力される受信信号の処理を行う。図2に示すように、受信部4は、増幅部21およびA/D(Analog Digital)変換部22が直列接続された構成を有している。増幅部21は、振動子アレイ2を構成するそれぞれの振動子から入力された受信信号を増幅し、増幅した受信信号をA/D変換部22に送信する。A/D変換部22は、増幅部21から送信された受信信号をデジタル化されたデータに変換し、これらのデータを画像取得部8の画像生成部5に送出する。

【0026】

画像取得部8の画像生成部5は、図3に示すように、信号処理部23、DSC(Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ)24および画像処理部25が直列接続された構成を有している。信号処理部23は、装置制御部16からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づき、受信信号の各データにそれぞれの遅延を与えて加算(整相加算)を施す、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が1つの走査ラインに絞り込まれた音線信号が生成される。また、信号処理部23は、生成された音線信号に対して、超音波が反射した位置の深度に応じて伝搬距離に起因する減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施して、被検体内の組織を表すBモード画像信号を生成する。このように生成されたBモード画像信号は、DSC24に出力される。

【0027】

画像生成部5のDSC24は、Bモード画像信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号にラスタ変換して超音波画像を生成する。画像生成部5の画像処理部25は、DSC24において得られた画像データに対して、明るさ補正、諧調補正、シャープネス補正および色補正等の各種の必要な画像処理を施した後、超音波画像を表示制御部6、参照画像保持部9、移動ベクトル算出部10および断層面判定部13に出力する。

【0028】

ここで、一般的に、深部静脈に血栓が生じる疾患としてDVT(Deep Vein Thrombosis: 深部静脈血栓)が知られている。血栓が生じていない正常な深部静脈は、圧迫により容易に変形するが、血栓が生じた深部静脈は、圧迫により変形し難いため、DVTを発見するための検査として、例えば、DVTが発生するおそれのある深部静脈を圧迫しながら、圧迫された深部静脈の横断面を観察する、いわゆる圧迫検査が行われる。深部静脈の横断面とは、深部静脈の中心軸を横断するように切断した際の深部静脈の断面を表す。また、通常、圧迫検査は、超音波プローブ19を被検体の体表に押し付けて深部静脈等の観察対象を圧迫しながら、取得された超音波画像を観察することにより行われる。

【0029】

プロセッサ20の参照画像保持部9は、図4に示すように、圧迫検査が行われる際に、血管等の観察対象の断層面を表示部7に描出するために超音波プローブ19の位置が固定され且つ観察対象が超音波プローブ19により未だ圧迫されていない状態において、画像取得部8により取得された超音波画像を参照画像C1として保存する。図4に示す例では、超音波プローブ19が被検体の体表BSに接触しているが強く押し付けられていないため、被検体の組織は圧迫されておらず、皮下に存在する血管BVおよび骨B等は、圧迫に

10

20

30

40

50

伴う変形および移動をしていない状態である。このように、参照画像 C 1 は、圧迫検査において、超音波プローブ 19 の位置決めがなされ、被検体の組織が圧迫されていない状態における被検体の断層面 F P 1 を表している。

【0030】

ここで、圧迫検査において超音波プローブ 19 が被検体の体表 B S に押し付けられることにより、被検体の組織の変形および移動が生じるが、プロセッサ 20 の移動ベクトル算出部 10 は、このような被検体の組織の変形および移動を計測するために、超音波画像の移動変化を算出する。より具体的に、移動ベクトル算出部 10 は、画像取得部 8 により順次取得される超音波画像のうち、フレーム毎に連続する 2 つの超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。例えば、移動ベクトル算出部 10 は、連続する 2 つの超音波画像に対していわゆるマッチング処理等の画像解析を行うことにより、超音波画像における各ピクセルすなわち全てのピクセルのそれぞれの移動変化を、移動ベクトルとして算出することができる。

10

【0031】

プロセッサ 20 の移動ベクトル積分部 11 は、参照画像保持部 9 により参照画像が保存された時点から現在時点までの超音波画像、すなわち、参照画像 C 1 として保存された超音波画像から現在フレームの超音波画像において、それぞれ移動ベクトル算出部 10 により算出された移動ベクトルを積分する。例えば、参照画像保持部 9 により参照画像 C 1 が保持された時点から現在時点までの N フレームの超音波画像に対して、移動ベクトル算出部 10 によりフレーム毎に移動ベクトルが算出された場合に、移動ベクトル積分部 11 は、参照画像として保持された超音波画像から N フレーム目すなわち現在フレーム S の超音波画像までにおいて、超音波画像内のピクセルがどれだけ移動変化したかを表す積分ベクトルを、積分された移動変化として算出する。この際に、移動ベクトル積分部 11 は、例えば、1 フレーム目から N - 1 フレーム目までの積分された移動変化を表す積分ベクトルを保持しておき、N - 1 フレーム目の超音波画像と N フレーム目の超音波画像との間の移動変化を表す移動ベクトルと、保持された積分ベクトルを加算することにより、1 フレーム目から N フレーム目までの積分ベクトルを算出することができる。

20

【0032】

プロセッサ 20 の変形画像生成部 12 は、移動ベクトル積分部 11 により積分された移動変化に基づいて、画像取得部 8 により取得された現在フレームの超音波画像を、参照画像保持部 9 により参照画像 C 1 が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像 D 1 を生成する。ここで、現在フレームの超音波画像を参照画像 C 1 が保持された時点まで遡って移動変化させるとは、参照画像 C 1 が保持された時点から現在時点までに算出された移動ベクトルを逆向きに辿るようにして、現在フレームの超音波画像を変形させることに等しい。この際に、変形画像生成部 12 は、例えば、参照画像 C 1 として保存された超音波画像の全てのピクセルを、それぞれ、積分された移動変化に遡って移動させる、すなわち、移動ベクトル積分部 11 により算出された積分ベクトルの方向を逆向きにしたベクトルに従って移動させることにより、変形画像 D 1 を生成することができる。

30

【0033】

プロセッサ 20 の断層面判定部 13 は、図 1 に示すように、変形画像生成部 12 により生成された変形画像 D 1 と、参照画像保持部 9 により保持された参照画像 C 1 とを比較することにより、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する。この際に、断層面判定部 13 は、変形画像 D 1 と参照画像 C 1 に対して画像解析を行うことにより、これらの 2 つの画像の類似度を算出し、算出された類似度に基づいて判定を行う。例えば、断層面判定部 13 は、算出された類似度が閾値以上である場合に、参照画像 C 1 により描出される被検体の断面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面が同一であると判定し、算出された類似度が閾値よりも小さい場合に、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面が異なると判定することができる。

40

50

【 0 0 3 4 】

ここで、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面 F P 1 が、参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面 F P 1 と同一である場合には、例えば図 5 および図 6 に示すように、現在フレームの超音波画像と参照画像 C 1 との違いは、超音波プローブ 1 9 が被検体の体表 B S に押し付けられることによる画像の移動変化に大きく起因している。そのため、この場合には、参照画像 C 1 と変形画像との類似度が高くなる。ここで、図 5 は、参照画像 C 1 に対応する、被検体の組織が超音波プローブ 1 9 により圧迫されていない超音波画像 U 1 を表し、図 6 は、被検体の組織が超音波プローブ 1 9 により圧迫されている超音波画像 U 2 を表しており、超音波画像 U 1 により描出される被検体の断層面と、超音波画像 U 2 により描出されている被検体の断層面とは、互いに同一である。図 5 と図 6 とを比較すると、超音波プローブ 1 9 により被検体の組織が圧迫されることで、筋線維 M F が変形し、骨 B が画像の上方に移動していることがわかる。

10

【 0 0 3 5 】

一方、例えば図 7 に示すように、超音波プローブ 1 9 が被検体の体表 B S に押し付けられた際に超音波プローブ 1 9 が傾き、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面 F P 2 が、参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面 F P 1 と大きく異なる場合には、例えば図 8 および図 9 に示すように、現在フレームの超音波画像と参照画像 C 1 との違いは、単純な画像の移動変化だけでは表すことができない。そのため、この場合には、参照画像 C 1 と変形画像との類似度が低くなる。ここで、図 8 は、参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面 F P 1 と同一の断層面を描出する超音波画像 U 3 を表しており、図 9 は、断層面 F P 1 から傾いた断層面 F P 2 を描出する超音波画像 U 4 を表している。また、図 8 および図 9 に示すように、超音波画像 U 3 および超音波画像 U 4 においてそれぞれ破線で囲まれた領域 R 1、R 2、R 3 内には、輝度の高いピクセルで表される筋線維の構造パターンが含まれている。超音波画像 U 3 における領域 R 1、R 2、R 3 内の筋線維の構造パターンと、超音波画像 U 4 における領域 R 1、R 2、R 3 内の筋線維の構造パターンは、互いに異なっており、単純な画像の移動変化では表せないことがわかる。

20

【 0 0 3 6 】

このように、変形画像 D 1 と参照画像 C 1 の類似度に基づいて、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面と

30

【 0 0 3 7 】

また、断層面判定部 1 3 は、変形画像 D 1 と参照画像 C 1 に対して画像解析を行うことにより、変形画像 D 1 と参照画像 C 1 との類似度を算出するが、より具体的には、断層面判定部 1 3 は、例えば、変形画像 D 1 と参照画像 C 1 に対して、いわゆるフレーム間のマッチングを行って類似度を算出することができる。また、例えば、類似度の算出には、単純なマッチングの他に、例えば、Csurka et al.: Visual Categorization with Bags of Keypoints, Proc. of ECCV Workshop on Statistical Learning in Computer Vision, pp.59-74 (2004) に記載されている機械学習手法、あるいは、Krizhevsk et al.: ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks, Advances in Neural Information Processing Systems 25, pp.1106-1114 (2012) に記載されているディープラーニングを用いた一般画像認識手法等を用いることができる。

40

【 0 0 3 8 】

プロセッサ 2 0 の判定結果通知部 1 4 は、断層面判定部 1 3 による判定結果をユーザに通知する。図示しないが、判定結果通知部 1 4 は、例えば、判定結果として、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面が参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面と同一または異なる旨を表すテキストおよび画像等により表示部 7 に表示することにより、ユーザに判定結果を通知することができる。また、例えば、図示しないが、音声を発生する音声発生部を超音波診断装置 1 に設け、判定結果通知部 1 4 は、音声発生部による音声を介してユーザに判定結果を通知することもできる。

50

このように、断層面判定部 13 により自動的に得られた判定結果が判定結果通知部 14 によりユーザに通知されるため、ユーザは、現在描出されている被検体の断層面が、ユーザが意図した断層面であるか否かを容易に把握することができる。

【0039】

プロセッサ 20 のトリガ信号送信部 15 は、入力部 17 を介したユーザの操作により、参照画像保持部 9 および移動ベクトル積分部 11 に対して、動作を新たに開始する旨を表すトリガ信号を送信する。ここで、参照画像保持部 9 がトリガ信号送信部 15 からトリガ信号を受け取った場合には、参照画像保持部 9 は、画像取得部 8 により新たに取得された超音波画像を、既に参照画像 C1 として保持していた超音波画像に上書きして、新たな参照画像 C1 として保持する。また、移動ベクトル積分部 11 がトリガ信号を受け取った場合には、移動ベクトル積分部 11 は、既に積分していた画像の移動変化を消去し、移動ベクトル算出部 10 により新たに算出された移動ベクトルの積分を開始する。

10

【0040】

プロセッサ 20 の装置制御部 16 は、格納部 18 等に予め記憶されているプログラムおよび入力部 17 を介したユーザの操作に基づいて、超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

プロセッサ 20 の表示制御部 6 は、装置制御部 16 の制御の下、画像取得部 8 の画像生成部 5 により生成された超音波画像に所定の処理を施して、表示部 7 に超音波画像を表示させる。

【0041】

20

超音波診断装置 1 の表示部 7 は、表示制御部 6 による制御の下、超音波画像等を表示するものであり、例えば、LCD (Liquid Crystal Display: 液晶ディスプレイ)、有機 EL ディスプレイ (Organic Electroluminescence Display) 等のディスプレイ装置を含む。

超音波診断装置 1 の入力部 17 は、ユーザが入力操作を行うためのものであり、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッドおよびタッチパネル等を備えて構成することができる。

【0042】

格納部 18 は、超音波診断装置 1 の動作プログラム等を格納するもので、HDD (Hard Disc Drive: ハードディスクドライブ)、SSD (Solid State Drive: ソリッドステートドライブ)、FD (Flexible Disc: フレキシブルディスク)、MO ディスク (Magneto-Optical disc: 光磁気ディスク)、MT (Magnetic Tape: 磁気テープ)、RAM (Random Access Memory: ランダムアクセスメモリ)、CD (Compact Disc: コンパクトディスク)、DVD (Digital Versatile Disc: デジタルバーサタイルディスク)、SD カード (Secure Digital card: セキュアデジタルカード)、USB メモリ (Universal Serial Bus memory: ユニバーサルシリアルバスメモリ) 等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

30

【0043】

なお、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14、トリガ信号送信部 15 および装置制御部 16 を有するプロセッサ 20 は、CPU (Central Processing Unit: 中央処理装置)、および、CPU に各種の処理を行わせるための制御プログラムから構成されるが、FPGA (Field Programmable Gate Array: フィールドプログラマブルゲートアレイ)、DSP (Digital Signal Processor: デジタルシグナルプロセッサ)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit: アプリケーションスペシフィックインテグレイテッドサーキット)、その他の IC (Integrated Circuit: 集積回路) を用いて構成されてもよく、もしくはそれらを組み合わせて構成されてもよい。

40

【0044】

また、プロセッサ 20 の表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル

50

ル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14、トリガ信号送信部 15 および装置制御部 16 を部分的にあるいは全体的に 1 つの CPU に統合させて構成することもできる。

【0045】

次に、図 10 に示すフローチャートを用いて、実施の形態 1 における超音波診断装置 1 の動作を詳細に説明する。図 10 に示すフローチャートは、被検体の圧迫検査が行われる際の超音波診断装置 1 の動作を表している。

まず、ステップ S 1 において、ユーザは、例えば図 4 に示すように、血管 BV 等の観察対象の断層面を描出するために超音波プローブ 19 の位置を固定する。さらに、入力部 17 を介してユーザによりトリガ信号を送信する旨の情報が入力されると、トリガ信号送信部 15 は、参照画像保持部 9 と移動ベクトル算出部 11 にトリガ信号を送信する。

10

【0046】

次に、ステップ S 2 において、超音波プローブ 19 の振動子アレイ 2 から被検体に向けて超音波ビームが送信され、被検体から振動子アレイ 2 に向かって伝搬された超音波エコーに基づいて、振動子アレイ 2 により受信信号が生成される。このようにして生成された受信信号は、画像取得部 8 の受信部 4 および画像生成部 5 により順次処理されることにより、被検体の断層面を表す超音波画像が取得される。

ステップ S 3 において、参照画像保持部 9 は、ステップ S 2 で取得された超音波画像を参照画像 C 1 として保持する。

20

【0047】

ステップ S 4 において、画像取得部 8 は、ステップ S 2 と同様にして超音波画像を取得する。

ステップ S 5 において、移動ベクトル算出部 10 は、連続する 2 つの超音波画像、すなわち、ステップ S 2 とステップ S 4 で取得された 2 つの超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。以下では、説明のため、移動ベクトル算出部 10 は、2 つの超音波画像における全てのピクセルの移動変化を、それぞれ移動ベクトルとして算出するものとする。

【0048】

ステップ S 6 において、移動ベクトル積分部 11 は、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルを積分する。移動ベクトル積分部 11 は、例えば、超音波画像の全てのピクセル毎に移動ベクトルの積分を行う。現時点では、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルは、各ピクセルにつき 1 つのみであるため、ステップ S 6 で得られる積分結果すなわち積分ベクトルは、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルに等しい。また、移動ベクトル積分部 11 は、ステップ S 6 で得られた最新の積分ベクトルを保持する。

30

【0049】

ステップ S 7 において、変形画像生成部 12 は、ステップ S 6 で積分された画像の移動変化に基づいて、ステップ S 4 で取得された現在フレームの超音波画像を、ステップ S 3 で参照画像 C 1 が保持された時点に遡って移動変化させた変形画像 D 1 を生成する。変形画像生成部 12 は、例えば、現在フレームの超音波画像の全てのピクセルに対して、ステップ S 6 で積分された移動変化に遡って移動させることにより変形画像 D 1 を生成する。

40

【0050】

ステップ S 8 において、断層面判定部 13 は、ステップ S 3 で保持された参照画像 C 1 とステップ S 7 で生成された変形画像 D 1 とを比較することにより、参照画像 C 1 により描出される被検体の断層面と、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する。断層面判定部 13 は、例えば、参照画像 C 1 と変形画像 D 1 とに、フレーム間のマッチングを行うことにより、参照画像 C 1 と変形画像 D 1 の類似度を算出し、算出された類似度に基づいて判定を行うことができる。

【0051】

ステップ S 9 において、判定結果通知部 14 は、ステップ S 8 で得られた判定結果をユーザに通知する。例えば、判定結果通知部 14 は、判定結果を表すテキストおよび画像等

50

を現在フレームの超音波画像に重畳して表示させることにより、判定結果をユーザに通知することができる。

ステップS10において、超音波診断装置1の動作を終了するか否かの判定がなされる。例えば、図示しないが、超音波診断装置1の動作を終了するための終了ボタンを表示部7に表示させ、入力部17を介してユーザにより終了ボタンが押された場合に、超音波診断装置1の動作を終了すると判定され、終了ボタンが押されない場合に、超音波診断装置1の動作を終了しないと判定される。ステップS10において、超音波診断装置1の動作を終了しないと判定された場合には、ステップS11に進む。

【0052】

続くステップS11において、トリガ信号送信部15により新たにトリガ信号が送信されたか否かが判定される。この際に、入力部17を介してユーザによりトリガ信号を送信する旨の情報が新たに入力されず、トリガ信号送信部15により新たにトリガ信号が送信されない場合には、トリガ信号が新たに送信されていないと判定され、ステップS4に戻る。

【0053】

ステップS4では、画像取得部8により、新たに超音波画像が取得される。

続くステップS5において、移動ベクトル算出部10は、今回のステップS4と前回のステップS4で取得された2つの超音波画像に基づいて、移動ベクトルを算出する。

ステップS6において、移動ベクトル積分部11は、ステップS3で参照画像C1が保持された時点から現在時点までの積分された移動変化を算出する。この際に、移動ベクトル積分部11は、保持されている最新の積分ベクトルとステップS5で新たに得られた移動ベクトルを加算することにより、新たな積分ベクトルを算出する。現在時点において保持されている最新の積分ベクトルは、1フレーム目の超音波画像と2フレーム目の超音波画像とから算出された移動ベクトルに等しいため、移動ベクトル積分部11は、超音波画像の全てのピクセルにおいて、1フレーム目の超音波画像と2フレーム目の超音波画像とから算出された移動ベクトルと、ステップS5で新たに得られた移動ベクトルとを加算する。また、移動ベクトル積分部11は、既に保持されていた積分ベクトルの代わりに、ステップS6で算出された新たな積分ベクトルを保持する。

【0054】

ステップS7において、変形画像生成部12は、ステップS6で新たに積分された各ピクセルの移動変化に基づいて、ステップS4で生成された現在フレームの超音波画像を変形して、変形画像D1を新たに生成する。

ステップS8において、断層面判定部13は、ステップS3で保持された参照画像C1とステップS7で新たに生成された変形画像D1とを比較して、参照画像C1として保持された超音波画像により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面が同一であるか否かを判定する。

ステップS9において、判定結果通知部14は、ステップS8で新たに得られた判定結果をユーザに通知する。

【0055】

続くステップS10において、超音波診断装置1の動作を終了するか否かが判定される。ステップS10で超音波診断装置1の動作を終了しないと判定された場合には、ステップS11に進む。

ステップS11において、トリガ信号送信部15によりトリガ信号が新たに送信されたか否かが判定される。

【0056】

このように、ステップS10において超音波診断装置1の動作を終了すると判定されるか、ステップS11においてトリガ信号送信部15により新たにトリガ信号が送信されたか判定されるまで、ステップS4～ステップS11の処理が繰り返される。この際に、ステップS6において、移動ベクトル積分部11は、保持されている最新の積分ベクトルと、ステップS5で新たに算出された移動ベクトルを加算することにより、新たな積分ベク

10

20

30

40

50

トルを算出する。さらに、移動ベクトル積分部 11 は、今まで保持していた積分ベクトルの代わりに、新たに算出された積分ベクトルを保持する。このようにしてステップ S4 ~ ステップ S11 が繰り返される毎に、ステップ S7 で新たな変形画像 D1 が生成され、生成された新たな変形画像 D1 と参照画像 C1 に基づいてステップ S8 の判定がなされ、ステップ S9 で判定結果がユーザに通知される。

【0057】

また、ステップ S11 において、入力部 17 を介してユーザにより新たにトリガ信号を送信する旨の情報が入力され、トリガ信号送信部 15 によりトリガ信号が送信されると、トリガ信号が新たに送信されたと判定されてステップ S2 に戻る。この際にユーザは、例えば図 4 に示すように、超音波プローブ 19 により被検体を圧迫しない状態で、超音波プローブ 19 の位置を固定する。このようにして、トリガ信号送信部 15 により参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 11 に新たにトリガ信号が送信されると、参照画像保持部 9 は今まで保持していた参照画像 C1 を消去し、移動ベクトル積分部 11 は保持していた積分ベクトルを消去する。

10

【0058】

ステップ S2 において、画像取得部 8 は、新たに超音波画像を取得する。

続くステップ S3 において、参照画像保持部 9 は、ステップ S2 で新たに取得された超音波画像を参照画像 C1 として保持する。

ステップ S4 において、画像取得部 8 は、ステップ S2 と同様にして、超音波画像を新たに取得する。

20

【0059】

ステップ S5 において、移動ベクトル算出部 10 は、ステップ S2 とステップ S4 で取得された 2 つの超音波画像の間の、画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。

ステップ S6 において、移動ベクトル積分部 11 は、ステップ S5 で算出された移動ベクトルを積分する。ここで、ステップ S11 でトリガ信号送信部 15 により移動ベクトル積分部 11 にトリガ信号が送信されているため、移動ベクトル積分部 11 が保持していた積分ベクトルは消去されている。そのため、移動ベクトル積分部 11 による今回の積分ベクトルは、ステップ S5 で算出された移動ベクトルに等しい。

【0060】

ステップ S7 において、変形画像生成部 12 は、ステップ S6 で積分された移動変化に基づいて、ステップ S4 で取得された現在フレームの超音波画像を変形することにより、変形画像 D1 を生成する。

30

ステップ S8 において、断層面判定部 13 は、ステップ S7 で生成された変形画像 D1 と、ステップ S3 で新たに保持された参照画像 C1 とを比較することにより、ステップ S3 で新たに保持された参照画像 C1 により描出される被検体の断層面と、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する。

ステップ S9 において、判定結果通知部 14 は、ステップ S8 で得られた判定結果をユーザに通知する。

【0061】

続くステップ S10 において、超音波診断装置 1 の動作を終了するか否かの判定が行われる。ステップ S10 で、超音波診断装置 1 の動作を終了しないと判定された場合には、ステップ S11 に進む。また、ステップ S10 で、超音波診断装置 1 の動作を終了すると判定された場合には、超音波診断装置 1 の動作が終了する。

40

【0062】

以上から、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置 1 によれば、変形画像生成部 12 により、参照画像保持部 9 により参照画像 C1 が保持された時点から現在時点までの積分された移動変化に基づいて、現在フレームの超音波画像を遡って移動変化させた変形画像 D1 が生成され、断層面判定部 13 により、変形画像 D1 と参照画像 C1 とが比較されて断層面の判定がなされ、判定結果通知部 14 により、ユーザに判定結果が通知されるため、ユーザは、現在表示部 7 に描出されている被検体の断層面が、意図している断層面か

50

否かを容易に把握し、正確な診断を行うことができる。

【0063】

なお、実施の形態1において、断層面判定部13により、変形画像D1と参照画像C1との類似度が閾値以上である場合に、参照画像C1により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面が同一であると判定され、類似度が閾値よりも小さい場合に、参照画像C1により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面が互いに異なると判定されることが説明されているが、断層面判定部13の判定方法は、特にこれに限定されない。

【0064】

例えば、断層面判定部13は、類似度の判定基準を複数のレベルに分け、算出された類似度がどのレベルに属するかにより断層面の判定を行うこともできる。例えば、断層面判定部13は、算出された類似度が第1の閾値以上である場合には、参照画像C1により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面の、2つの断層面が互いに同一であると判定し、算出された類似度が第1の閾値よりも小さく且つ第2の閾値以上である場合には、2つの断層面が互いに同一である可能性が高いと判定し、算出された類似度が第2の閾値よりも小さい場合には、2つの断層面が互いに異なると判定することができる。

10

【0065】

この際に、判定結果通知部14は、例えば、断層面判定部13による判定のレベルに応じた判定結果を表すテキストおよび画像等を現在フレームの超音波画像に重畳して表示させることができる。また、判定結果通知部14は、例えば、類似度のレベルに応じた色を現在フレームの超音波画像に付与して、表示部7に表示させることもできる。また、判定結果通知部14は、断層面判定部13により算出された類似度の値を現在フレームの超音波画像に重畳して表示させることもできる。

20

このように、断層面判定部13により、類似度のレベルに応じて断層面の判定がなされ、判定結果通知部14によりユーザに判定結果が通知されるため、ユーザは、判定結果を確認することでより正確な診断をすることができる。

【0066】

また、移動ベクトル算出部10は、算出された複数の移動ベクトルを用いて超音波画像における各ピクセルの移動ベクトルを補間することができる。より具体的には、例えば、移動ベクトル算出部10は、超音波画像における全てのピクセルに対して画像解析により移動ベクトルを算出し、各ピクセルとその周囲に位置するピクセルに対して算出された複数の移動ベクトルを加重平均すること等により、各ピクセルの移動ベクトルを補間することができる。これにより、移動ベクトル算出部10は、より正確な移動ベクトルを算出することができる。

30

また、この場合に、移動ベクトル積分部11は、移動ベクトル算出部10により補間された移動ベクトルを用いて積分ベクトルを算出するため、より正確な積分ベクトルを算出することができる。

【0067】

また、実施の形態1において、移動ベクトル算出部10は、超音波画像の全てのピクセルに対してそれぞれ移動ベクトルを算出しているが、移動ベクトルの算出方法は、特にこれに限定されない。例えば、移動ベクトル算出部10は、超音波画像の全てのピクセルのうち輝度が定められた閾値以上となる高輝度ピクセルの移動変化を、移動ベクトルとして算出することができる。この際に、移動ベクトル積分部11は、超音波画像の高輝度ピクセル毎に移動ベクトルを積分し、変形画像生成部12は、参照画像C1におけるそれぞれの高輝度ピクセルの移動変化に基づいて変形画像D1を生成する。

40

これにより、移動ベクトル算出部10、移動ベクトル積分部11、変形画像生成部12により扱われるピクセルの数を省略することができるため、超音波診断装置1における計算負荷を軽減することができる。

【0068】

50

また、この際に、変形画像生成部12は、超音波画像を、高輝度ピクセルをそれぞれ少なくとも1つずつ含む複数の領域に分割し、移動ベクトル積分部11により高輝度ピクセル毎に積分された移動変化に基づいて、複数の領域をそれぞれ移動させることにより、変形画像D1を生成することができる。また、断層面判定部13は、変形画像生成部12により分割された複数の領域毎に、断層面の判定を行うことができる。

【0069】

この場合に、断層面判定部13により得られる判定結果は、参照画像C1が保持された時点における分割された複数の領域に対応しているため、例えば、変形画像生成部12が、移動ベクトル積分部11により得られた積分結果に従って、分割された複数の領域を現在時点まで移動変化させ、断層面判定部13が、現在フレームの超音波画像における複数の領域に判定結果を反映させ、判定結果通知部14が、現在フレームの超音波画像における複数の領域毎に、断層面の判定結果をユーザに通知することができる。

これにより、判定結果通知部14は、より詳細な判定結果をユーザに通知することができるため、ユーザは、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像C1により描出される被検体の断層面とが同一か否かの判断をより正確に行うことができる。

【0070】

また、例えば、移動ベクトル算出部10は、超音波画像に対して画像解析を行って、画像のエッジらしさを算出し、算出されたエッジらしさが閾値以上となるピクセルに対して、移動ベクトルを算出することもできる。ここで、画像のエッジらしさとは、画像上における輪郭らしさを表す指標であり、例えば、対象となるピクセルと周囲のピクセルとのコントラスト等を用いて算出される。

【0071】

また、例えば、移動ベクトル算出部10は、超音波画像を定められた数の領域に区画し、それぞれの領域における1つのピクセルの移動変化を、各領域の移動ベクトルとして算出することもできる。この際に、移動ベクトル積分部11は、移動ベクトル算出部により区画されたそれぞれの領域毎に移動ベクトルを積分し、変形画像生成部12は、参照画像C1におけるそれぞれの領域の移動変化に基づいて変形画像D1を生成することができる。

【0072】

また、この際に、断層面判定部13は、移動ベクトル算出部10により区画された領域毎に変形画像D1と参照画像C1との類似度を算出し、算出された類似度に基づいて、区画された領域毎に断層面の判定を行うことができる。さらに、判定結果通知部14は、区画された複数の領域毎に、判定結果をユーザに通知することができる。この場合にも、例えば、変形画像生成部12が、分割された複数の領域を現在時点まで移動変化させ、断層面判定部13が、現在フレームの超音波画像における複数の領域に判定結果を反映させ、判定結果通知部14が、現在フレームの超音波画像における複数の領域毎に、断層面の判定結果をユーザに通知することができる。

【0073】

また、実施の形態1において、移動ベクトル算出部10は、画像取得部8により順次連続的に超音波画像が取得される毎に移動ベクトルを算出しているが、定められた複数のフレーム数毎に連続する2つの超音波画像の間の移動ベクトルを算出することもできる。これにより、移動ベクトル算出部10が単位時間あたりに算出する移動ベクトルの数を低減することができるため、超音波診断装置1の計算負荷を軽減することができる。

【0074】

また、実施の形態1において、変形画像生成部12は、移動ベクトル積分部11により最初の積分ベクトルが得られた直後に変形画像D1を生成しているが、超音波プローブ19により被検体の組織が圧迫されている時間が経過するほど、移動ベクトル積分部11により算出される積分ベクトルに被検体の組織の変形および移動がより多く反映されるため、例えば5フレーム~10フレームの一定のフレーム数の超音波画像に対して移動ベクトル

10

20

30

40

50

ルが積分された時点から、変形画像 D 1 の生成を開始することができる。

【 0 0 7 5 】

実施の形態 2

図 1 1 に、実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 A の構成を示す。実施の形態 2 の超音波診断装置 1 A は、図 1 に示す実施の形態 1 の超音波診断装置 1 において、装置制御部 1 6 の代わりに装置制御部 1 6 A を備え、マスク画像生成部 2 6 が追加されたものである。

実施の形態 2 の超音波診断装置 1 A において、参照画像保持部 9 および変形画像生成部 1 2 に、マスク画像生成部 2 6 が接続され、マスク画像生成部 2 6 に、断層面判定部 1 3 が接続されている。また、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 1 0、移動ベクトル積分部 1 1、変形画像生成部 1 2、断層面判定部 1 3、判定結果通知部 1 4、トリガ信号送信部 1 5 およびマスク画像生成部 2 6 に、装置制御部 1 6 A が接続されている。また、装置制御部 1 6 A に、入力部 1 7 および格納部 1 8 が接続されている。ここで、装置制御部 1 6 A と格納部 1 8 とは、双方向に情報の受け渡しが可能に接続されている。

10

【 0 0 7 6 】

さらに、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 1 0、移動ベクトル積分部 1 1、変形画像生成部 1 2、断層面判定部 1 3、判定結果通知部 1 4、トリガ信号送信部 1 5、装置制御部 1 6 A およびマスク画像生成部 2 6 により、プロセッサ 2 0 A が構成されている。

【 0 0 7 7 】

ここで、DVT の検査をする場合等には、超音波画像内に、血管、筋線維、骨、神経、腱等が含まれることが多いが、例えば図 7 に示すように、超音波プローブ 1 9 が傾くことにより超音波画像により描出される断層面が断層面 F P 1 から断層面 F P 2 に変化した際には、超音波画像において輝度の高いピクセルで表される筋線維および骨の構造パターンの変化が特に顕著である。筋線維については、図 8 および図 9 に示すように、超音波画像により描出される断層面がずれることにより、領域 R 1、R 2、R 3 における筋線維の構造パターンが変化していることがわかる。また、骨については、図示しないが、場所によって断面の構造が異なり、骨の表面の形状が一様ではないため、超音波画像により描出される断層面がずれた場合に、骨の構造パターンが変化する。そのため、筋線維および骨の少なくとも一方に着目して変形画像と現在フレームの超音波画像とを比較することにより、断層面の判定がより容易になされる。

20

30

【 0 0 7 8 】

プロセッサ 2 0 A のマスク画像生成部 2 6 は、変形画像生成部 1 2 により生成された変形画像と、参照画像保持部 9 により参照画像として保持された超音波画像に対してそれぞれ画像解析を行って、筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、参照画像に対して検出された筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像 C 2 と、変形画像に対して検出された筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像 D 2 を生成する。ここで、筋線維および骨以外の領域をマスクするとは、超音波画像内において筋線維および骨以外の領域を覆い隠すことであり、対象となる領域を覆い隠すための画像を重畳させること、塗り潰しをすること、いわゆる網掛けをすること等を含む。また、筋線維および骨以外の領域をマスクする際に、対象となる領域が覆われていることがわかれば、例えば、半透明な画像等の透過度を有する画像が重畳されてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

ここで、一般的に、骨の表面からの超音波エコーの信号強度は、骨以外からの超音波エコーの信号強度よりも強いため、マスク画像生成部 2 6 は、例えば、超音波画像内の輝度が閾値以上となる領域を、骨を表す領域として検出することができる。また、マスク画像生成部 2 6 は、例えば、血管、骨、神経、腱等を検出した上で、残った領域を、筋線維を表す領域として検出することができる。

【 0 0 8 0 】

一般的に、血管の横断面および神経束の横断面は、概ね円形状の領域として観察される

50

ため、マスク画像生成部 26 は、例えば、下記式 (1) のヘッセ行列 H を用いて血管および神経束を検出することができる。

【数 1】

$$H = \begin{bmatrix} L_{xx} & L_{xy} \\ L_{xy} & L_{yy} \end{bmatrix} \cdots (1)$$

【0081】

ここで、G () を標準偏差 σ のガウシアンフィルタ、I を入力画像として、 L_{xx} 、 L_{xy} 、 L_{yy} は、それぞれ下記式 (2)、(3)、(4) により表される。

【数 2】

$$L_{xx} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} G(\sigma) * I \cdots (2)$$

【数 3】

$$L_{xy} = \frac{\partial^2}{\partial x \partial y} G(\sigma) * I \cdots (3)$$

【数 4】

$$L_{yy} = \frac{\partial^2}{\partial y^2} G(\sigma) * I \cdots (4)$$

【0082】

一般的に、等方的な形状を有する領域であるほど、式 (1) で表されるヘッセ行列 H の行列式すなわち $L_{xx} \cdot L_{yy} - (L_{xy})^2$ が正の大きな値を有するため、マスク画像生成部 26 は、例えば、ヘッセ行列 H の行列式が定められた正の閾値以上である領域を、血管または神経束を表す領域として検出することができる。

また、腱は、通常、超音波画像の浅部において輝度の高い構造として観察されることが多いため、マスク画像生成部 26 は、例えば、超音波画像において定められた深度よりも浅部で且つ輝度が閾値以上の領域を、腱を表す領域として検出することができる。

【0083】

プロセッサ 20A の断層面判定部 13 は、図 11 に示すように、マスク画像生成部 26 により生成された、参照画像に対するマスク画像 C2 と、変形画像に対するマスク画像 D2 とを比較することにより、参照画像により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが、互いに同一か否かを判定する。

【0084】

この際に、断層面判定部 13 は、例えば、参照画像に対するマスク画像 C2 と変形画像に対するマスク画像 D2 との類似度を算出し、算出された類似度が閾値以上である場合に、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であると判定し、類似度が閾値よりも小さい場合に、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面と参照画像により描出される被検体の断層面とが互いに異なると判定することができる。

このように、参照画像に対するマスク画像 C2 と変形画像に対するマスク画像 D2 が比較されることにより、筋線維および骨の少なくとも一方に着目して変形画像と参照画像とを比較することができるため、断層面の判定がより容易に且つ正確になされる。

【0085】

次に、図 12 に示すフローチャートを用いて実施の形態 2 の超音波診断装置 1A の動作を説明する。図 12 のフローチャートは、図 10 に示す実施の形態 1 のフローチャートにおいて、ステップ S3 とステップ S4 の間にステップ S12 を追加し、ステップ S7 とステップ S8 の間にステップ S13 を追加したものである。

【0086】

まず、ステップ S1 において、入力部 17 を介してユーザによりトリガ信号を送信する旨の情報が入力されると、トリガ信号送信部 15 は、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積

10

20

30

40

50

分部 1 1 にトリガ信号を送信する。

ステップ S 2 において、画像取得部 8 は、超音波画像を取得する。

続くステップ S 3 において、参照画像保持部 9 は、ステップ S 2 で取得された超音波画像を参照画像として保持する。

【 0 0 8 7 】

続くステップ S 1 2 において、マスク画像生成部 2 6 は、ステップ S 3 で参照画像として保持された超音波画像に対して、筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、検出された筋線維および骨以外の領域をマスクしたマスク画像 C 2 を生成する。

ステップ S 4 において、画像取得部 8 は、ステップ S 2 と同様にして、超音波画像を取得する。

ステップ S 5 において、移動ベクトル算出部 1 0 は、ステップ S 2 で取得された超音波画像とステップ S 4 で取得された超音波画像の 2 つの超音波画像に対して画像解析を行うことにより、2 つの超音波画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 6 において、移動ベクトル積分部 1 1 は、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルを積分する。現時点では、移動ベクトルはステップ S 5 で 1 回のみ算出されているため、ステップ S 6 で得られる積分ベクトルは、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルに等しい。

ステップ S 7 において、変形画像生成部 1 2 は、ステップ S 6 で積分された移動変化に基づいて、ステップ S 4 で取得された超音波画像を、ステップ S 3 で参照画像が取得された時点まで遡って移動変化させた変形画像を生成する。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 1 3 において、マスク画像生成部 2 6 は、ステップ S 1 2 と同様にして、ステップ S 7 で生成された変形画像に対して、筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、検出された筋線維および骨以外の領域をマスクしたマスク画像 D 2 を生成する。

ステップ S 8 において、断層面判定部 1 3 は、ステップ S 1 2 で生成された、参照画像に対するマスク画像 C 2 と、ステップ S 1 3 で生成された、変形画像に対するマスク画像 D 2 とを比較することで、参照画像により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが、互いに同一であるか否かを判定する。

【 0 0 9 0 】

ステップ S 9 において、判定結果通知部 1 4 は、ステップ S 8 で得られた判定結果をユーザに通知する。

ステップ S 1 0 において、超音波診断装置 1 A の動作を終了するか否かの判定がなされる。ここで、超音波診断装置 1 A の動作を終了しないと判定された場合には、ステップ S 1 1 に進む。

【 0 0 9 1 】

ステップ S 1 1 において、トリガ信号送信部 1 5 により新たにトリガ信号が送信されたか否かの判定がなされる。入力部 1 7 を介したユーザの操作により、トリガ信号送信部 1 5 からトリガ信号が送信されない場合には、ステップ S 1 1 においてトリガ信号が新たに送信されていないと判定されて、ステップ S 4 ~ ステップ S 7、ステップ S 1 3、ステップ S 8 ~ ステップ S 1 1 の処理が行われる。入力部 1 7 を介したユーザの操作により、トリガ信号送信部 1 5 から参照画像保持部 9 および移動ベクトル積分部 1 1 に対してトリガ信号が送信された場合には、ステップ S 1 1 においてトリガ信号が新たに送信されたと判定されて、ステップ S 2 に戻る。

【 0 0 9 2 】

ステップ S 2 において画像取得部 8 により超音波画像が新たに取得され、ステップ S 3 において参照画像保持部 9 によりステップ S 2 で取得された超音波画像が参照画像として新たに保持されると、ステップ S 1 2 において、ステップ S 3 で新たに保持された参照画像に対するマスク画像 C 2 が生成される。ステップ S 1 2 の処理が完了すると、ステップ S 4 ~ ステップ S 7、ステップ S 1 3、ステップ S 8 ~ ステップ S 1 1 の処理が再度行わ

10

20

30

40

50

れる。

また、ステップ S 1 0 において、超音波診断装置 1 A の動作を終了すると判定された場合には、超音波診断装置 1 A の動作が終了する。

【 0 0 9 3 】

以上により、実施の形態 2 の超音波診断装置 1 A によれば、参照画像に対するマスク画像 C 2 と、変形画像に対するマスク画像 D 2 とが比較されることにより、超音波画像により描出される断層面の変化に対して超音波画像における構造パターンの変化が特に顕著である筋線維および骨の少なくとも一方に着目して、変形画像と参照画像とを比較することができるため、断層面の判定をより容易且つ正確に行うことができる。

【 0 0 9 4 】

なお、実施の形態 2 において、マスク画像生成部 2 6 は、変形画像と現在フレームの超音波画像のそれぞれに対して、筋線維と骨の少なくとも一方を検出し、筋線維および骨以外の領域をマスクするマスク画像 C 2、D 2 を生成しているが、例えば、マスク画像生成部 2 6 は、現在フレームの超音波画像に対するマスクを生成する代わりに、変形画像に対するマスクと同一のマスクを現在フレームの超音波画像に適用させることにより、現在フレームの超音波画像に対するマスク画像 C 2 を生成することができる。また、マスク画像生成部 2 6 は、例えば、変形画像に対するマスクを生成する代わりに、現在フレームの超音波画像に対するマスクと同一のマスクを変形画像に適用させることにより、変形画像に対するマスク画像 D 2 を生成することもできる。

【 0 0 9 5 】

また、実施の形態 2 において、マスク画像生成部 2 6 は、検出された筋線維と骨以外の領域をマスクしたマスク画像 C 2、D 2 を生成しているが、マスク画像 C 2、D 2 はこれに限定されない。例えば、神経束についても、超音波画像により描出される被検体の断層面が変わった際に、輝度の高いピクセルで表される神経束の構造パターンが顕著に変化するため、マスク画像生成部 2 6 は、神経束をマスクしないマスク画像 C 2、D 2 を生成することができる。実施の形態 2 においてマスク画像生成部 2 6 は、ヘッセ行列 H を用いて血管および神経束を検出しているが、一般的に、神経束は血管よりも輝度の高いピクセルにより描出されるため、例えばマスク画像生成部 2 6 は、ヘッセ行列 H を用いて検出された領域のうち輝度が閾値以上の領域を神経束として検出することができる。しかしながら、通常、神経束の領域は、筋線維および骨の領域よりも小さく、また、断層面によっては明瞭に描出されない場合があるため、マスク画像 C 2、D 2 としては筋線維と骨以外の領域がマスクされたものが好ましい。

【 0 0 9 6 】

また、実施の形態 2 において、マスク画像生成部 2 6 は、超音波画像内の輝度を閾値と比較することにより骨を表す領域を検出し、さらに、血管、神経束、腱等を表す領域を検出し、残った領域を筋線維を表す領域として検出しているが、骨および筋線維を検出する方法は、特にこれに限定されない。例えば、マスク画像生成部 2 6 は、機械学習手法、ディープラーニング等の一般画像認識手法を用いて骨および筋線維の特徴を学習し、骨および筋線維を表す領域を検出することもできる。

【 0 0 9 7 】

実施の形態 3

実施の形態 2 では、変形画像生成部 1 2 により生成された変形画像に対してマスク画像が生成されているが、画像取得部 8 により取得された全ての超音波画像に対してマスク画像が生成され、生成されたマスク画像に対して移動ベクトルが算出されることもできる。

【 0 0 9 8 】

図 1 3 に、実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 B の構成を示す。実施の形態 3 の超音波診断装置 1 B は、図 1 1 に示す実施の形態 2 の超音波診断装置 1 A において、装置制御部 1 6 A の代わりに装置制御部 1 6 B が備えられ、マスク画像生成部 2 6、参照画像保持部 9 および変形画像生成部 1 2 の接続関係が変更されたものである。

実施の形態 3 の超音波診断装置 1 B において、画像生成部 5 にマスク画像生成部 2 6 が

10

20

30

40

50

接続され、マスク画像生成部 26 に、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、変形画像生成部 12 が接続されている。また、参照画像保持部 9 および変形画像生成部 12 に、断層面判定部 13 が接続されている。また、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14、トリガ信号送信部 15 およびマスク画像生成部 26 に、装置制御部 16 B が接続されている。

【0099】

さらに、表示制御部 6、画像取得部 8、参照画像保持部 9、移動ベクトル算出部 10、移動ベクトル積分部 11、変形画像生成部 12、断層面判定部 13、判定結果通知部 14、トリガ信号送信部 15、装置制御部 16 B およびマスク画像生成部 26 により、プロセッサ 20 B が構成されている。

10

【0100】

プロセッサ 20 B のマスク画像生成部 26 は、実施の形態 2 におけるマスク画像生成部と同様に、画像取得部 8 により取得された超音波画像に対して、筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成する。

プロセッサ 20 B の参照画像保持部 9 は、マスク画像生成部 26 により生成されたマスク画像を、参照画像 C 3 として保持する。

プロセッサ 20 B の移動ベクトル算出部 10 は、マスク画像生成部 26 により生成された、連続する 2 枚のマスク画像に対して、画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。

20

【0101】

プロセッサ 20 B の移動ベクトル積分部 11 は、移動ベクトル算出部 10 により算出された移動ベクトルを積分する。

プロセッサ 20 B の変形画像生成部 12 は、移動ベクトル積分部 11 により積分された移動変化に基づいて、現在フレームの超音波画像に対してマスク画像生成部 26 により生成されたマスク画像を、参照画像保持部 9 により参照画像が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像 D 3 を生成する。

【0102】

プロセッサ 20 B の断層面判定部 13 は、図 13 に示すように、変形画像生成部 12 により生成された変形画像 D 3 と、参照画像保持部 9 により保持された参照画像 C 3 とを比較することにより、参照画像 C 3 により描出される被検体の断層面と現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一か否かを判定する。

30

【0103】

次に、図 14 のフローチャートを用いて、実施の形態 3 の超音波診断装置 1 B の動作を説明する。図 14 のフローチャートは、図 10 に示す実施の形態 1 のフローチャートにおいて、ステップ S 2 とステップ S 3 の間にステップ S 14 が追加され、ステップ S 4 とステップ S 5 の間にステップ S 15 が追加されたものである。

【0104】

まず、ステップ S 1 において、入力部 17 を介してユーザによりトリガ信号を送信する旨の情報が入力されると、トリガ信号送信部 15 は、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 11 にトリガ信号を送信する。

40

ステップ S 2 において、画像取得部 8 は、超音波画像を取得する。

続くステップ S 14 において、マスク画像生成部 26 は、ステップ S 2 で取得された超音波画像に対して、筋線維および骨の少なくとも一方を検出し、筋線維および骨以外の領域がマスクされたマスク画像を生成する。

【0105】

ステップ S 3 において、参照画像保持部 9 は、ステップ S 14 で生成されたマスク画像を参照画像 C 3 として保持する。

ステップ S 4 において、画像取得部 8 は、ステップ S 2 と同様にして、超音波画像を取得する。

50

ステップ S 1 5 において、マスク画像生成部 2 6 は、ステップ S 1 4 と同様にして、ステップ S 4 で取得された超音波画像に対するマスク画像を生成する。

【0106】

ステップ S 5 において、移動ベクトル算出部 1 0 は、ステップ S 1 4 で生成されたマスク画像とステップ S 1 5 で生成されたマスク画像の 2 つのマスク画像に対して画像解析を行うことにより、2 つのマスク画像の間の画像の移動変化を表す移動ベクトルを算出する。

ステップ S 6 において、移動ベクトル積分部 1 1 は、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルを積分する。現時点では、移動ベクトルはステップ S 5 で 1 回のみ算出されているため、ステップ S 6 で得られる積分ベクトルは、ステップ S 5 で算出された移動ベクトルに等しい。

【0107】

ステップ S 7 において、変形画像生成部 1 2 は、ステップ S 6 で積分された移動変化に基づいて、ステップ S 1 5 で生成された、現在フレームの超音波画像に対するマスク画像を、ステップ S 3 で参照画像 C 3 が保持された時点まで遡って移動変化させた変形画像 D 3 を生成する。

ステップ S 8 において、断層面判定部 1 3 は、ステップ S 1 4 で生成された、参照画像 C 3 に対するマスク画像と、ステップ S 7 で生成された変形画像 D 3 とを比較することで、参照画像 C 3 により描出される被検体の断層面と、現在フレームの超音波画像により描出される被検体の断層面とが互いに同一であるか否かを判定する。

【0108】

ステップ S 9 において、判定結果通知部 1 4 は、ステップ S 8 で得られた判定結果をユーザに通知する。

ステップ S 1 0 において、超音波診断装置 1 B の動作を終了するか否かの判定がなされる。ここで、超音波診断装置 1 B の動作を終了しないと判定された場合には、ステップ S 1 1 に進む。

【0109】

ステップ S 1 1 において、トリガ信号送信部 1 5 により新たにトリガ信号が送信されたか否かの判定がなされる。入力部 1 7 を介したユーザの操作により、トリガ信号送信部 1 5 からトリガ信号が送信されない場合には、ステップ S 1 1 においてトリガ信号が新たに送信されていないと判定されて、ステップ S 4、ステップ S 1 5、ステップ S 5 ~ ステップ S 1 1 の処理が行われる。入力部 1 7 を介したユーザの操作により、トリガ信号送信部 1 5 から参照画像保持部 9 および移動ベクトル積分部 1 1 に対してトリガ信号が送信された場合には、ステップ S 1 1 においてトリガ信号が新たに送信されたと判定されて、ステップ S 2 に戻る。

【0110】

ステップ S 2 において画像取得部 8 により超音波画像が新たに取得されると、ステップ S 1 4 においてマスク画像生成部 2 6 により、ステップ S 2 で取得された超音波画像に対するマスク画像が生成される。

続くステップ S 3 において参照画像保持部 9 によりステップ S 1 4 で生成されたマスク画像が参照画像 C 3 として新たに保持されると、ステップ S 4、ステップ S 1 5、ステップ S 5 ~ ステップ S 1 1 の処理が再度行われる。

また、ステップ S 1 0 において、超音波画像 1 B の動作を終了すると判定された場合には、超音波診断装置 1 B の動作が終了する。

【0111】

以上により、実施の形態 3 の超音波診断装置 1 B によれば、実施の形態 2 の超音波診断装置 1 A と同様に、超音波画像により描出される断層面の変化に対して超音波画像における構造パターンの変化が特に顕著である筋線維および骨の少なくとも一方に着目して、変形画像 D 3 と参照画像 C 3 とを比較することができるため、断層面の判定をより容易且つ正確に行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 2 】

実施の形態 4

実施の形態 1 ~ 実施の形態 3 において、トリガ信号送信部 1 5 は、入力部 1 7 を介してユーザにより、トリガ信号を送信する旨の情報が入力されることにより、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 1 1 にトリガ信号を送信しているが、トリガ信号を自動的に送信することもできる。

【 0 1 1 3 】

図 1 5 に、実施の形態 4 におけるトリガ信号送信部 1 5 C の内部構成を示す。図 1 5 に示すように、トリガ信号送信部 1 5 C は、画像変化量算出部 2 7、プローブ静止判定部 2 8、連続静止フレームカウント部 2 9、トリガ信号生成部 3 0 が直列に接続された構成を有している。また、画像変化量算出部 2 7 は、画像生成部 5 に接続されている。また、トリガ信号生成部 3 0 は、連続静止フレームカウント部 2 9 と双方向に接続されている。さらに、トリガ信号生成部 3 0 は、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 1 1 に接続されている。

10

【 0 1 1 4 】

トリガ信号送信部 1 5 C は、画像取得部 8 により順次取得された超音波画像に対して画像解析を行って、超音波プローブ 1 9 が静止しているか否かを判定し、超音波プローブ 1 9 が、例えば 1 5 フレーム ~ 3 0 フレームの定められたフレーム数に対応する時間だけ連続して静止している場合に、参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 1 1 に対してトリガ信号を自動的に送信する。

20

【 0 1 1 5 】

ここで、被検体の圧迫検査が行われる際に、通常、ユーザは、超音波プローブ 1 9 の位置決めをしてから、超音波プローブ 1 9 を被検体の体表に押し付けて、圧迫検査を開始する。さらに、超音波プローブ 1 9 の位置決めがなされる際には、ユーザは、超音波プローブ 1 9 を静止させることが多いため、トリガ信号送信部 1 5 C により、圧迫検査が開始されるタイミングで自動的に参照画像保持部 9 と移動ベクトル積分部 1 1 にトリガ信号が送信される。

【 0 1 1 6 】

トリガ信号送信部 1 5 C の画像変化量算出部 2 7 は、画像生成部 5 により生成された連続する 2 つの超音波画像に対して画像解析を行うことにより、2 つの超音波画像の間における画像の変化量を算出する。ここで、画像の変化量とは、画像がどの程度変化したかを表す指標であり、2 つの超音波画像の間において画像が移動した距離、画像が回転した角度等を用いることができる。

30

【 0 1 1 7 】

トリガ信号送信部 1 5 C のプローブ静止判定部 2 8 は、画像変化量算出部 2 7 により算出された画像の変化量に基づいて、超音波プローブ 1 9 が静止しているか否かを判定する。例えば、プローブ静止判定部 2 8 は、画像変化量算出部 2 7 により算出された画像の変化量が閾値以下である場合に、超音波プローブ 1 9 が静止していると判定し、画像の変化量が閾値よりも大きい場合に、超音波プローブ 1 9 が動いていると判定する。

40

【 0 1 1 8 】

プローブ静止判定部 2 8 により超音波プローブが動いていると判定された場合には、画像生成部 5 により新たに生成された超音波画像に対して、画像変化量算出部 2 7 により新たに画像の変化量が算出され、算出された画像の変化量に基づいて、プローブ静止判定部 2 8 による判定がなされる。

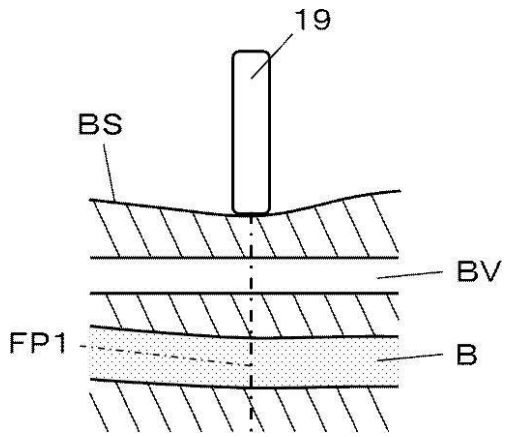
【 0 1 1 9 】

トリガ信号送信部 1 5 C の連続静止フレームカウント部 2 9 は、プローブ静止判定部 2 8 により超音波プローブ 1 9 が静止していると判定された、連続する超音波画像のフレーム数をカウントする。

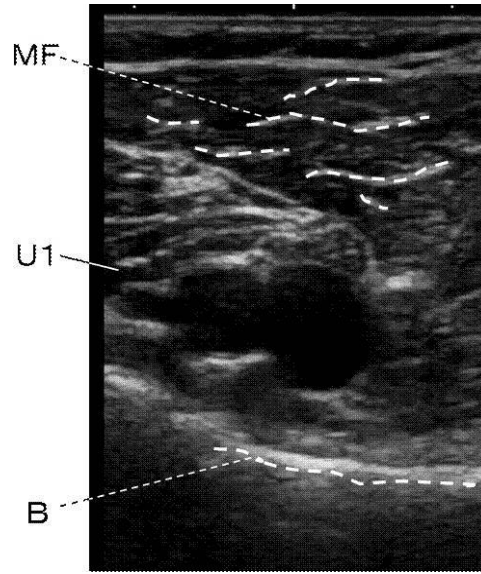
トリガ信号送信部 1 5 C のトリガ信号生成部 3 0 は、連続静止フレームカウント部 2 9 によりカウントされたフレーム数が定められたフレーム数に達した場合に、トリガ信号を

50

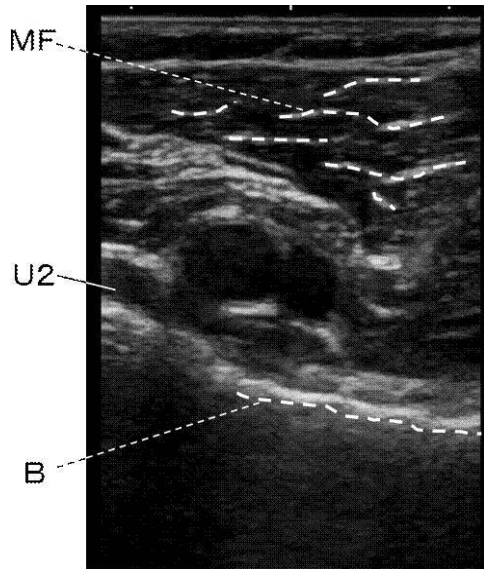
【 図 4 】



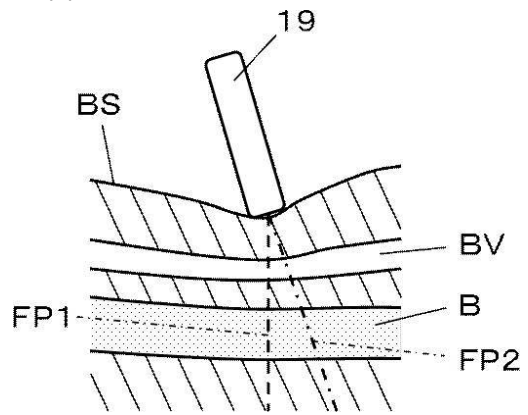
【 図 5 】



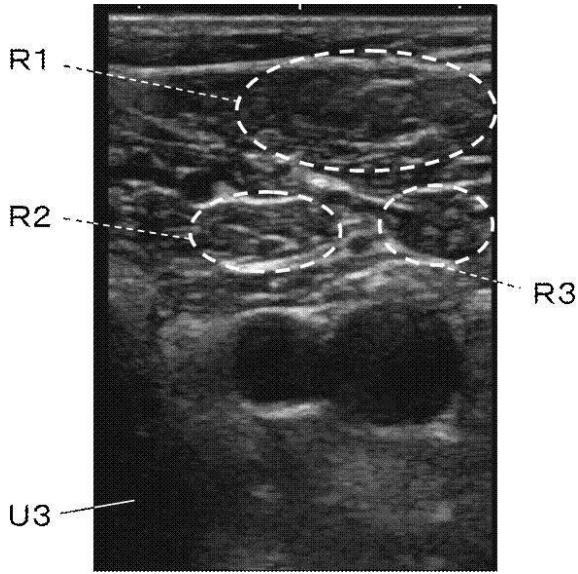
【 図 6 】



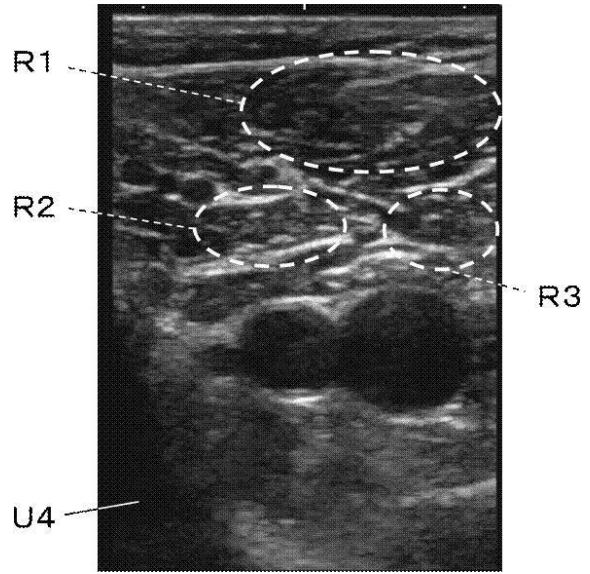
【 図 7 】



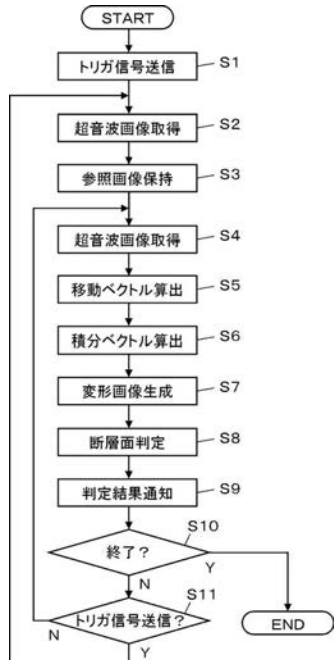
【図 8】



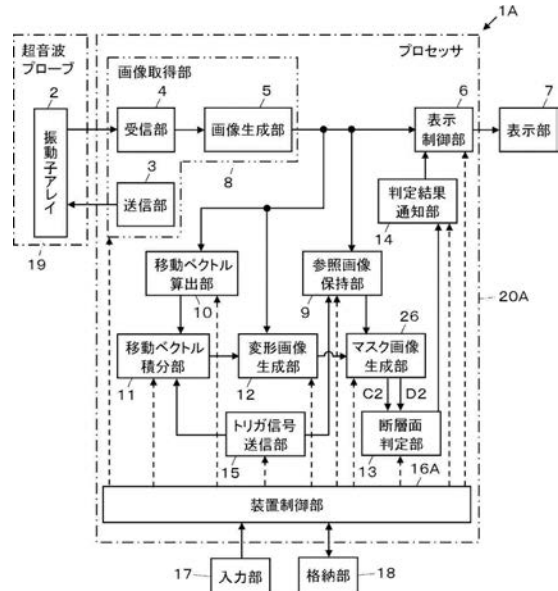
【図 9】



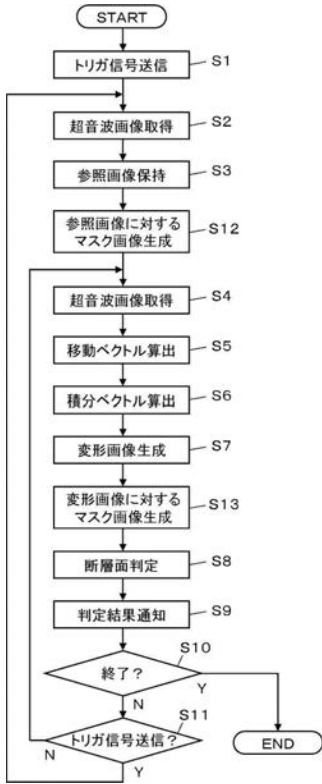
【図 10】



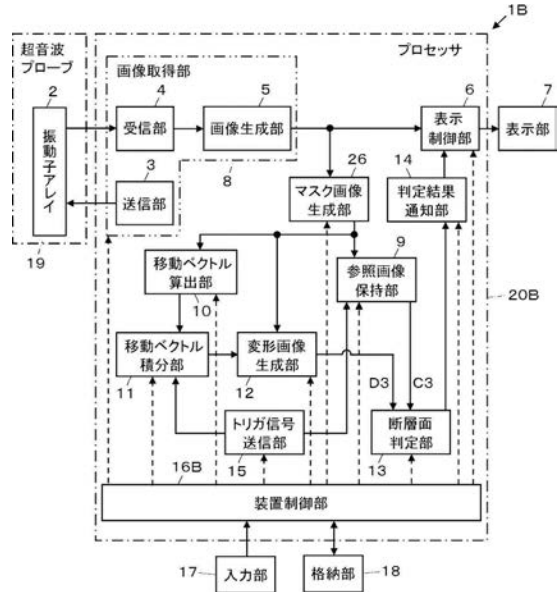
【図 11】



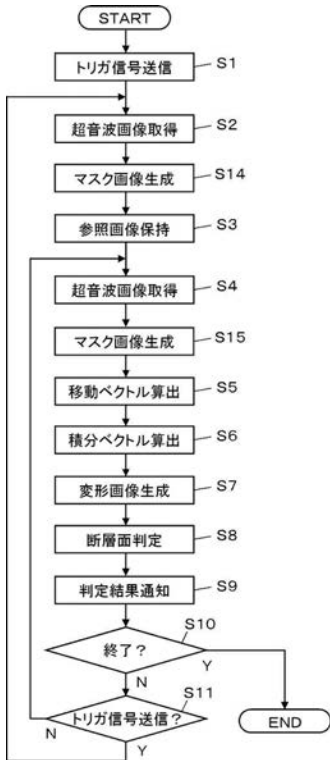
【図 1 2】



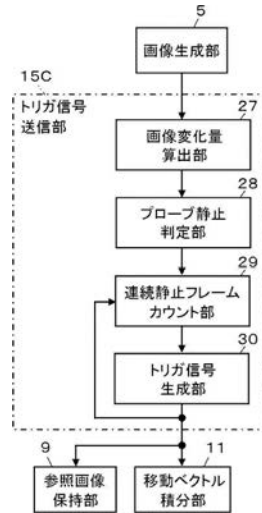
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 1 5】



专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	JP2020048928A	公开(公告)日	2020-04-02
申请号	JP2018181875	申请日	2018-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史		
发明人	野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/14 A61B8/46 A61B8/461 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52073 G01S15/8915 G06T7/0014 G06T7/30 G06T2207/10132 G06T2207/30101 G06F3/04847 G06T7/20 A61B5/0053 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54 G06T7/248 G06T7/97 G06T2207/20092 G06T2207/30008		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JB46 4C601/JC16 4C601/KK16 4C601/KK31		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，包括：超声波探头；将通过固定超声波探头的位置而获取的超声波图像保持为基准图像的基准图像保持单元；计算两个超声波图像之间的移动矢量的移动矢量计算单元；向量积分单元，其从保持参考图像的时间到当前时间的运动矢量进行积分；变形图像生成单元，其生成当前超声图像被移动并改变为参考图像的时间的变形图像。基于积分结果而保持的断层平面确定单元将变形图像与参考图像进行比较以确定当前超声图像和参考图像的断层平面是否彼此相同，并通过确定结果通知单元进行通知 确定结果的用户。

