

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7217798号

(P7217798)

(45)発行日 令和5年2月3日(2023.2.3)

(24)登録日 令和5年1月26日(2023.1.26)

(51)国際特許分類

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B

8/14

Z D M

請求項の数 20 (全38頁)

(21)出願番号 特願2021-504887(P2021-504887)
(86)(22)出願日 令和2年2月21日(2020.2.21)
(86)国際出願番号 PCT/JP2020/006954
(87)国際公開番号 WO2020/184144
(87)国際公開日 令和2年9月17日(2020.9.17)
審査請求日 令和3年9月3日(2021.9.3)
(31)優先権主張番号 特願2019-42493(P2019-42493)
(32)優先日 平成31年3月8日(2019.3.8)
(33)優先権主張国・地域又は機関
日本国(JP)

(73)特許権者 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74)代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74)代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72)発明者 江畑 徹郎
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
(72)発明者 井上 知己
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
審査官 永田 浩司

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断装置の制御方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に接触し且つ前記被検体に対して超音波ビームの走査を行うための超音波プローブと、

前記超音波プローブを用いて前記被検体内の互いに異なる複数の断層面に対応する複数フレームの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複数フレームの超音波画像を保持する画像メモリと、

前記複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出する膀胱抽出部と、

前記複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて前記膀胱抽出部により抽出された前記膀胱領域に関する特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記特徴量算出部により算出された前記特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化の連続性を解析し、解析結果に基づいて前記被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する走査成否判定部と

を備える超音波診断装置。

【請求項2】

前記複数フレームの超音波画像は、前記被検体に対する前記超音波プローブの接触位置を一定としたまま前記被検体に対して定められた角度範囲にわたって前記超音波プローブの傾き角度を変化させながら前記画像取得部により取得される超音波画像である請求項1に記載の超音波診断装置。

10

20

【請求項 3】

前記走査成否判定部により超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、前記複数フレームの超音波画像を用いて、前記膀胱領域の最大径を計測する最大径計測部を備える請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数フレームの超音波画像は、前記被検体の膀胱に対して複数回の超音波ビームの走査が連続して実施された場合に、前記画像取得部により取得される超音波画像である請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記走査成否判定部は、前記複数回の超音波ビームの走査のそれぞれに対して成功したか否かを判定する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記複数回の超音波ビームの走査のうち、前記走査成否判定部により成功したと判定された超音波ビームの走査により取得された複数フレームの超音波画像のみを用いて、前記膀胱領域の最大径を計測する最大径計測部を備える請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記特徴量は、前記膀胱抽出部により抽出された前記膀胱領域の前記超音波画像における面積または径である請求項 2 ～ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記走査成否判定部は、時系列に連続するフレーム間における前記特徴量の変化の連続性を解析することにより前記被検体の前記膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する請求項 7 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

前記走査成否判定部は、前記複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における前記特徴量の差分値も定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも 1 つのフレーム間における前記特徴量の差分値が前記しきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記複数フレームの超音波画像は、前記被検体に対する前記超音波プローブの接触位置を一定としたまま前記超音波プローブの傾き角度を一定の速度で変化させながら前記画像取得部により取得される超音波画像であり、

30

前記走査成否判定部は、前記複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における前記特徴量の差分値も定められたしきい値より小さく、且つ、時間軸に対する前記特徴量の分布の対称性が認められる場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも 1 つのフレーム間における前記特徴量の差分値が前記しきい値以上であるか、又は時間軸に対する前記特徴量の分布の対称性が認められない場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

40

前記走査成否判定部は、前記時間軸において、前記特徴量が極大となる位置が、それぞれ前記特徴量が極小となる一対の位置の midpoint に位置する場合に、前記時間軸に対する前記特徴量の分布の対称性が認められると判定し、前記時間軸において、前記特徴量が極大となる位置が、それぞれ前記特徴量が極小となる一対の位置の midpoint からずれている場合に、前記時間軸に対する前記特徴量の分布の対称性が認められないと判定する請求項 10 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波プローブの傾き角度を計測する傾き角度センサをさらに備え、
前記走査成否判定部は、前記複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における前記特徴量の差分値も定められたしきい値より小さく、且つ、

50

時間軸において、前記特徴量が極値を示す位置が、前記傾き角度センサにより計測された前記傾き角度が極値を示す位置と一致していると認められる場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における前記特徴量の差分値が前記しきい値以上であるか、又は時間軸に対する前記特徴量が極値を示す位置が、前記傾き角度センサにより計測された前記傾き角度が極値を示す位置と一致していると認められない場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する請求項8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取得された複数フレームの超音波画像のうち、前記被検体の前記膀胱の中心を通る断層面を表すフレームの超音波画像と、前記傾き角度センサにより計測された前記超音波プローブの傾き角度に基づいて、前記被検体の体表に沿った方向における、前記被検体の前記膀胱の中心と前記被検体に対する前記超音波プローブの接触位置との距離を推定する目標距離推定部と、

10

前記目標距離推定部により推定された距離だけ、前記被検体の体表に沿って前記超音波プローブを移動させることにより、前記超音波プローブを前記被検体の前記膀胱の中心の直上に位置させるようにユーザを案内するプローブ移動案内部をさらに備える請求項12に記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記特徴量は、前記膀胱抽出部により抽出された前記膀胱領域の前記超音波画像における位置である請求項2～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項15】

前記特徴量は、前記膀胱抽出部により抽出された前記膀胱領域の前記超音波画像における重心の位置であり、

前記走査成否判定部は、時系列に連続するフレームにおける前記膀胱領域の前記重心間の距離が定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続するフレームにおける前記膀胱領域の前記重心間の距離が前記定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する請求項14に記載の超音波診断装置。

【請求項16】

前記走査成否判定部は、時系列に連続するフレームにおける前記膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する前記膀胱領域が互いに重なり合う領域の面積の比が定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続するフレームにおける前記膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する前記膀胱領域が互いに重なり合う領域の面積の比が定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する請求項14に記載の超音波診断装置。

30

【請求項17】

前記走査成否判定部により前記超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合に、前記超音波ビームの走査が失敗した旨をユーザに報知する報知部をさらに備える請求項1～16のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項18】

40

前記画像取得部は、それぞれ前記被検体の前記膀胱の横方向に沿った前記複数の断層面に対応する第1群の複数フレームの超音波画像と、それぞれ前記被検体の前記膀胱の縦方向に沿った前記複数の断層面に対応する第2群の複数フレームの超音波画像とを取得し、

前記膀胱抽出部は、前記第1群の複数フレームの超音波画像および前記第2群の複数フレームの超音波画像からそれぞれ前記膀胱領域を抽出し、

前記特徴量算出部は、前記第1群の複数フレームの超音波画像および前記第2群の複数フレームの超音波画像からそれぞれ前記特徴量を算出し、

前記走査成否判定部は、前記第1群の複数フレームの超音波画像および前記第2群の複数フレームの超音波画像に対してそれぞれ前記被検体の前記膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する請求項1～17のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 19】

前記第1群の複数フレームの超音波画像から計測される前記膀胱領域の横方向の最大径と、前記第2群の複数フレームの超音波画像から計測される前記膀胱領域の縦方向の最大径と、前記第1群の複数フレームの超音波画像または前記第2群の複数フレームの超音波画像から計測される前記膀胱領域の奥行方向の最大径とに基づいて前記膀胱の体積を算出する膀胱体積算出部を備える請求項18に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

被検体に接触し且つ前記被検体に対して超音波ビームの走査を行うための超音波プローブを用いて前記被検体内の互いに異なる複数の断層面に対応する複数フレームの超音波画像を取得し、

取得された前記複数フレームの超音波画像を保持し、

前記複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出し、

前記複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて抽出された前記膀胱領域に関する特徴量を算出し、

算出された前記特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化の連続性を解析し、解析結果に基づいて前記被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する

ことを特徴と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、被検体の膀胱内の尿量を計測す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、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブにおいて受信し、その受信信号を装置本体において電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

このような超音波診断装置を用いて被検体の膀胱を観察し、観察された膀胱内の尿量を計測することが行われている。一般的に、被検体の膀胱内の尿量は、被検体の膀胱の体積に概ね等しいため、尿量として、被検体の膀胱の体積が計測される。被検体の膀胱の体積は、例えば、膀胱を楕円体とみなし、膀胱の縦方向の最大径と、横方向の最大径と、奥行方向の最大径を用いて算出されることができ、通常、膀胱の縦方向、横方向、奥行方向の最大径を得るためには、ユーザが超音波プローブを移動させて、膀胱の縦方向の径が最大となる膀胱の断層画像と、膀胱の横方向の径が最大となる膀胱の断層画像を観察し、膀胱の径を手動により計測する必要がある。

【0004】

そこで、ユーザが断層画像上において手動により膀胱の径を計測する手間を省くために、特許文献1に開示されているような、取得された複数フレームの超音波画像において、超音波画像中の膀胱領域を自動的に抽出し、抽出された膀胱領域の径を計測し、計測された膀胱領域の径に基づいて、被検体の膀胱の体積を計測する超音波診断装置が開発されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【文献】特開2017-109074号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1の超音波診断装置では、例えば、取得された複数フレームの超音波画像の中に被検体の膀胱が鮮明に写っていない超音波画像が含まれている等により、膀胱領域が誤って抽出された場合に、膀胱の体積すなわち尿量について誤った値が算出されてしまう等、尿量の計測精度に問題があった。

【0007】

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、被検体の膀胱内の尿量を精度良く計測する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。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明の超音波診断装置は、被検体に接触し且つ被検体に対して超音波ビームの走査を行うための超音波プローブと、超音波プローブを用いて被検体内の互いに異なる複数の断層面に対応する複数フレームの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複数フレームの超音波画像を保持する画像メモリと、複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出する膀胱抽出部と、複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて膀胱抽出部により抽出された膀胱領域に関する特徴量を算出する特徴量算出部と、特徴量算出部により算出された特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化を解析し、解析結果に基づいて被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する走査成否判定部とを備えることを特徴とする。

【0009】

複数フレームの超音波画像は、被検体に対する超音波プローブの接触位置を一定としたまま被検体に対して定められた角度範囲にわたって超音波プローブの傾き角度を変化させながら画像取得部により取得される超音波画像であることが好ましい。

さらに、走査成否判定部により超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、複数フレームの超音波画像を用いて、膀胱領域の最大径を計測する最大径計測部を備えることが好ましい。

【0010】

また、複数フレームの超音波画像は、被検体の膀胱に対して複数回の超音波ビームの走査が連続して実施された場合に、画像取得部により取得される超音波画像であってもよい。

この際に、走査成否判定部は、複数回の超音波ビームの走査のそれぞれに対して成功したか否かを判定することができる。

さらに、複数回の超音波ビームの走査のうち、走査成否判定部により成功したと判定された超音波ビームの走査により取得された複数フレームの超音波画像のみを用いて、膀胱領域の最大径を計測する最大径計測部を備えることが好ましい。

【0011】

また、特徴量は、膀胱抽出部により抽出された膀胱領域の超音波画像における面積または径であることが好ましい。

この際に、走査成否判定部は、時系列に連続するフレーム間における特徴量の変化の連続性を解析することにより被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することができる。

より具体的には、走査成否判定部は、複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における特徴量の差分値も定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における特徴量の差分値がしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。

【0012】

もしくは、複数フレームの超音波画像は、被検体に対する超音波プローブの接触位置を一定としたまま超音波プローブの傾き角度を一定の速度で変化させながら画像取得部によ

10

20

30

40

50

り取得される超音波画像であってもよく、この際に、走査成否判定部は、複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における特徴量の差分値も定められたしきい値より小さく、且つ、時間軸に対する特徴量の分布の対称性が認められる場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における特徴量の差分値がしきい値以上であるか、時間軸に対する特徴量の分布の対称性が認められない場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。

【0013】

例えば、走査成否判定部は、時間軸において、特徴量が極大となる位置が、それぞれ特徴量が極小となる一対の位置の midpoint に位置する場合に、時間軸に対する特徴量の分布の対称性が認められると判定し、時間軸において、特徴量が極大となる位置が、それぞれ特徴量が極小となる一対の位置の midpoint からずれている場合に、時間軸に対する特徴量の分布の対称性が認められないと判定することができる。

10

【0014】

また、超音波プローブの傾き角度を計測する傾き角度センサをさらに備え、走査成否判定部は、複数フレームの超音波画像において、時系列に連続するいずれのフレーム間における特徴量の差分値も定められたしきい値より小さく、且つ、時間軸において、特徴量が極値を示す位置が、傾き角度センサにより計測された傾き角度が極値を示す位置と一致していると認められる場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における特徴量の差分値がしきい値以上であるか、時間軸に対する特徴量が極値を示す位置が、傾き角度センサにより計測された傾き角度が極値を示す位置と一致していると認められない場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することもできる。

20

【0015】

この際に、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のうち、被検体の膀胱の中心を通る断層面を表すフレームの超音波画像と、傾き角度センサにより計測された超音波プローブの傾き角度に基づいて、被検体の体表に沿った方向における、被検体の膀胱の中心と被検体に対する超音波プローブの接触位置との距離を推定する目標距離推定部と、目標距離推定部により推定された距離だけ、被検体の体表に沿って超音波プローブを移動させることにより、超音波プローブを被検体の膀胱の中心の直上に位置させるようにユーザを案内するプローブ移動案内部をさらに備えることができる。

30

【0016】

また、特徴量は、膀胱抽出部により抽出された膀胱領域の超音波画像における位置であってもよい。

例えば、特徴量は、膀胱抽出部により抽出された膀胱領域の超音波画像における重心の位置であり、この際に、走査成否判定部は、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の重心間の距離が定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の重心間の距離が定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。

【0017】

また、走査成否判定部は、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する膀胱領域が互いに重なり合う領域の面積の比が定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する膀胱領域が互いに重なり合う領域の面積の比が定められたしきい値より小さい場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することもできる。

40

【0018】

また、走査成否判定部により超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合に、超音波ビームの走査が失敗した旨をユーザに報知する報知部をさらに備えることができる。

【0019】

また、画像取得部は、それぞれ被検体の膀胱の横方向に沿った複数の断層面に対応する

50

第1群の複数フレームの超音波画像と、それぞれ被検体の膀胱の縦方向に沿った複数の断層面に対応する第2群の複数フレームの超音波画像とを取得し、膀胱抽出部は、第1群の複数フレームの超音波画像および第2群の複数フレームの超音波画像からそれぞれ膀胱領域を抽出し、特徴量算出部は、第1群の複数フレームの超音波画像および第2群の複数フレームの超音波画像からそれぞれ特徴量を算出し、走査成否判定部は、第1群の複数フレームの超音波画像および第2群の複数フレームの超音波画像に対してそれぞれ被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することが好ましい。

【0020】

この際に、第1群の複数フレームの超音波画像から計測される膀胱領域の横方向の最大径と、第2群の複数フレームの超音波画像から計測される膀胱領域の縦方向の最大径と、第1群の複数フレームの超音波画像または第2群の複数フレームの超音波画像から計測される膀胱領域の奥行方向の最大径とに基づいて膀胱の体積を算出する膀胱体積算出部を備えることが好ましい。

【0021】

本発明の超音波診断装置の制御方法は、被検体に接触し且つ被検体に対して超音波ビームの走査を行うための超音波プローブを用いて被検体内の互いに異なる複数の断層面に対応する複数フレームの超音波画像を取得し、取得された複数フレームの超音波画像を保持し、複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出し、複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて抽出された膀胱領域に関する特徴量を算出し、算出された特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化を解析し、解析結果に基づいて被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することを特徴とする。

【発明の効果】

【0022】

本発明の超音波診断装置は、複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出する膀胱抽出部と、複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて膀胱抽出部により抽出された膀胱領域に関する特徴量を算出する特徴量算出部と、特徴量算出部により算出された特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化を解析し、解析結果に基づいて被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する走査成否判定部とを備えているため、被検体の膀胱内の尿量を精度良く計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【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における受信部の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構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態1において、被検体に接触した超音波プローブと超音波プローブの直下に位置する被検体の膀胱を模式的に示す図である。

【図5】本発明の実施の形態1において、超音波プローブが傾けられる様子を示す模式図である。

【図6】本発明の実施の形態1において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す連続的なグラフの例である。

【図7】本発明の実施の形態1において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す不連続なグラフの例である。

【図8】本発明の実施の形態1において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す不連続なグラフの他の例である。

【図9】楕円体の例を示す図である。

【図10】本発明の実施の形態1において被検体に対する超音波プローブの接触位置の例を示す図である。

【図11】被検体の膀胱の横方向の径が最大となる断層面を表す超音波画像を模式的に示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 2】被検体の膀胱の縦方向の径が最大となる断層面を表す超音波画像を模式的に示す図である。

【図 1 3】本発明の実施の形態 1 における超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

【図 1 4】被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が失敗した旨の情報が表示部に表示される例を示す図である。

【図 1 5】被検体の膀胱の縦方向断面を撮影する旨を指示する情報が表示部に表示される例を示す図である。

【図 1 6】本発明の実施の形態 1 の変形例において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す不連続なグラフの例である。

10

【図 1 7】時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の重心間の距離を模式的に示す図である。

【図 1 8】実施の形態 1 の変形例において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の重心間の距離との関係を表すグラフの例である。

【図 1 9】時系列に連続するフレームにおける膀胱領域が互いに重なり合う領域と、膀胱領域の少なくとも一方が占める領域を模式的に示す図である。

【図 2 0】実施の形態 1 の変形例において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する膀胱領域が重なり合う領域の面積の比との関係を表す連続的なグラフの例である。

20

【図 2 1】実施の形態 1 の変形例において、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と、時系列に連続するフレームにおける膀胱領域の少なくとも一方が占める領域の面積に対する膀胱領域が重なり合う領域の比との関係を表す不連続なグラフの例である。

【図 2 2】本発明の実施の形態 2 において、被検体の膀胱に対して複数回の超音波ビームの走査が連続して実施された場合の、超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す連続的なグラフの例である。

【図 2 3】本発明の実施の形態 2 において、被検体の膀胱に対して複数回の超音波ビームの走査が連続して実施された場合の、超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す不連続なグラフの例である。

30

【図 2 4】本発明の実施の形態 3 における、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す対称なグラフの例である。

【図 2 5】本発明の実施の形態 3 において、超音波プローブが、被検体の膀胱の中心の直上から外れた位置で被検体に接触する様子を模式的に示す図である。

【図 2 6】本発明の実施の形態 3 における、それぞれのフレームの超音波画像が取得された時刻と超音波画像に含まれる膀胱領域の面積との関係を表す非対称なグラフの例である。

【図 2 7】本発明の実施の形態 4 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 8】本発明の実施の形態 4 において、膀胱領域の面積が極値を示す時間軸上の位置と、超音波プローブの傾き角度が極値を示す時間軸上の位置が互いに一致することを示すグラフである。

40

【図 2 9】本発明の実施の形態 4 において、膀胱領域の面積が極値を示す時間軸上の位置と、超音波プローブの傾き角度が極値を示す時間軸上の位置が互いに異なることを示すグラフである。

【図 3 0】超音波プローブの接触位置が被検体の膀胱の中心の直上からずれている状態を示す模式図である。

【図 3 1】超音波プローブの移動を案内する旨の情報が表示部に表示される例を示す図である。

【図 3 2】本発明の実施の形態 5 に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

50

【0024】

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。

以下に記載する構成要件の説明は、本発明の代表的な実施態様に基づいてなされるが、本発明はそのような実施態様に限定されるものではない。

【0025】

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 を示す。超音波診断装置 1 は、振動子アレイ 2 A を内蔵する超音波プローブ 2 を備えており、振動子アレイ 2 A に送信部 3 および受信部 4 が接続されている。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、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、画像メモリ 9 が接続されており、画像メモリ 9 に、膀胱抽出部 10、特徴量算出部 11、走査成否判定部 12 が順次接続されている。また、走査成否判定部 12 に、最大径計測部 13 と報知部 14 が接続されている。最大径計測部 13 には、画像メモリ 9 と膀胱体積算出部 15 が接続され、膀胱体積算出部 15 に、表示制御部 6 が接続されている。また、報知部 14 に、表示制御部 6 が接続されている。

【0026】

さらに、表示制御部 6、画像取得部 8、膀胱抽出部 10、特徴量算出部 11、走査成否判定部 12、最大径計測部 13、報知部 14、膀胱体積算出部 15 に、装置制御部 16 が接続されており、装置制御部 16 に、入力装置 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、表示制御部 6、画像取得部 8、膀胱抽出部 10、特徴量算出部 11、走査成否判定部 12、最大径計測部 13、報知部 14、膀胱体積算出部 15 および装置制御部 16 により、プロセッサ 19 が構成されている。

【0027】

図 1 に示す超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A 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、P Z T (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、P V D F (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 P M N - P T (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。

【0028】

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 16 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 A 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 A 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。

【0029】

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 2 の振動子アレイ 2 A に向かって伝搬する。このように振動子アレイ 2 A に向かって伝搬する超音波エコーは、振動子アレイ 2 A 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 A 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。

【0030】

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 A から出力される信号の処理を行う。図 2 に示すように、受信部 4 は、増幅部 20 および A/D (Analog Digital) 変換部 21 が直列接続された構成を有している。増幅部 20 は、振動子アレイ 2 A を構成するそれぞれの振動子から入力された信号を増幅し、増幅した信号を A/D 変換部 21 に送信する。A/D 変換部 21 は、増幅部 20 から送信された信号をデジタル化された受信信号に変換し、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。

【0031】

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 22、DSC (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) 23 および画像処理部 24 が、順次、直列に接続された構成を有している。信号処理部 22 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 22 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、DSC 23 に出力される。

【0032】

画像生成部 5 の DSC 23 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 24 は、DSC 23 において得られた超音波画像に対して、明るさ補正、階調補正、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 および画像メモリ 9 に出力する。

【0033】

画像メモリ 9 は、画像取得部 8 により取得された超音波画像を、順次、保持するものである。画像メモリ 9 としては、フラッシュメモリ、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。

【0034】

膀胱抽出部 10 は、画像取得部 8 の画像生成部 5 により生成された複数フレームの超音波画像のそれぞれから膀胱領域を抽出する。膀胱抽出部 10 は、例えば、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 (Deep learning: 深層学習) を用いた手法を用いることができる。また、膀胱抽出部 10 は、膀胱領域を抽出するために、その他の手法として、グラフカット (Y.Boykov and V.Kolmogorov, "An experimental comparison of min-cut/max-flow algorithm for energy minimization in vision", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 26, 9, pp.1123-1137, 2004.)、Snakes (A.W.Michael Kass and D.Terzopoulos: "Snakes: Active contour models", Int.J.Computer Vision, 1, 4, pp.321-331, 1988.)、LevelSets (M.Sussman, P.Smereka and S.Osher: "A level

10

20

30

40

50

l set approach for computing solutions to incompressible two-phase flow ”, J.Comput.Phys,114,1, pp.146-159, 1994) 等の公知の技術を用いることができる。

【0035】

特徴量算出部11は、膀胱抽出部10により膀胱領域が抽出された複数フレームの超音波画像のそれぞれにおいて、抽出された膀胱領域に関する特徴量を算出する。特徴量算出部11は、例えば、抽出された膀胱領域の面積、径、位置等の特徴量として算出することができる。

【0036】

走査成否判定部12は、特徴量算出部11により算出された特徴量の、時系列に連続するフレーム間における変化を解析し、解析結果に基づいて、被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する。例えば、走査成否判定部12は、時系列に連続するフレーム間における特徴量の変化の連続性を解析することにより、被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することができる。より具体的には、走査成否判定部12は、例えば、時系列に連続するいずれのフレーム間における特徴量の差分値も定められたしきい値より小さい場合に、被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における特徴量の差分値がしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。

【0037】

ここで、例えば、図4に示すように、超音波プローブ2を被検体Sの膀胱Bの直上に位置させ、被検体Sに対する超音波プローブ2の接触位置を一定としたまま振動子アレイ2Aの配列方向に平行な回転軸Rを中心として定められた角度範囲Aにわたって超音波プローブ2を回転させることにより、すなわち、いわゆるスウィング法により超音波プローブ2を回転させることにより、超音波プローブ2の傾き角度Wを変化させながら、画像取得部8により複数フレームの超音波画像を取得することができる。

【0038】

ここで、振動子アレイ2Aの配列方向および回転軸Rが延びる方向は、図4において紙面に垂直な方向であり、超音波プローブ2が回転軸Rを中心として回転することにより、図5に示すように、超音波プローブ2から被検体S内に延びる走査面PS1も、回転軸Rを中心として回転する。

【0039】

また、超音波プローブ2の傾き角度Wとは、超音波プローブ2の振動子アレイ2Aの中心における振動子アレイ2Aの法線方向が被検体Sの体表に対して垂直な方向を向いている状態から超音波プローブ2が傾いた角度を表すものである。すなわち、傾き角度Wは、振動子アレイ2Aの法線方向が被検体Sの体表に対して垂直な方向を向いている状態の超音波プローブ2において0度を示し、その状態から傾くほど、大きな値を有するものとする。図4および図5に示す例において、傾き角度Wは、被検体Sの体表に対して垂直な方向を向いている走査面PS1と、超音波プローブ2が傾いた状態における走査面PS2との間の回転角度として表されている。

また、定められた角度範囲Aとは、超音波プローブ2の振動子アレイ2Aから被検体S内に延びる走査面が、少なくとも被検体Sの膀胱Bの中心Cを通過するような角度範囲であり、より好ましくは、超音波プローブ2の振動子アレイ2Aから被検体S内に延びる走査面が被検体Sの膀胱Bの全体を通過するような、超音波プローブ2の傾き角度Wの範囲である。

【0040】

超音波プローブ2の傾き角度Wが概ね一定の速度で変化し、複数フレームの超音波画像のすべてにおいて膀胱領域が明瞭に描出されると、複数フレームの超音波画像において特徴量算出部11により算出された特徴量は、例えば図6に示すように、時刻の変化に伴って連続的に変化する。図6に示す例では、特徴量として超音波画像における膀胱領域の面

10

20

30

40

50

積が算出されている。このように、特徴量の変化が、時間軸に対して連続である場合には、時系列に連続するいずれのフレーム間における特徴量の差分値も定められたしきい値より小さいため、走査成否判定部 12 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定する。

【0041】

また、超音波プローブ 2 の傾き角度 W が極端に変化した場合、超音波画像において描出された膀胱領域が不明瞭である場合等に、複数フレームの超音波画像において特徴量算出部 11 により算出された特徴量は、例えば図 7 および図 8 に示すように、時系列における変化量が不連続となる部分を有する。図 7 に示す例では、特徴量として超音波画像における膀胱領域の面積が算出されており、時系列に連続するフレーム間で特徴量が極端に変化する変化点 CP1 を含んでいる。この変化点 CP1 において膀胱領域の面積の変化量は、不連続となる。変化点 CP1 における面積と、変化点 CP1 に対応するフレームの前後フレームの超音波画像におけるそれぞれの膀胱領域の面積との差は、いずれも定められたしきい値以上となるため、走査成否判定部 12 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【0042】

また、図 8 に示す例では、特徴量として超音波画像における膀胱領域の面積が算出されており、算出され膀胱領域の面積は、時系列に連続するフレーム間で特徴量が極端に変化する変化点 CP2、CP3 を含んでいる。この場合には、変化点 CP2 における面積と、変化点 CP2 に対応するフレームの次のフレームの超音波画像における 2 つの膀胱領域の面積との差、および、変化点 CP3 における面積と、変化点 CP3 に対応するフレームの前のフレームの超音波画像における 2 つの膀胱領域の面積との差は、いずれも定められたしきい値以上となるため、走査成否判定部 12 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【0043】

最大径計測部 13 は、走査成否判定部 12 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、被検体 S の膀胱 B の体積を算出するために膀胱体積算出部 15 により使用される被検体 S の膀胱 B の径を計測するものである。一般的に、膀胱 B は、概ね楕円体形状を有しているため、膀胱 B の体積は、楕円体の体積として算出される。図 9 に示すように、楕円体 E が、XY 面、YZ 面、XZ 面に対して対称な形状を有しており、楕円体 E の X 方向における最大径を LX、Y 方向における最大径を LY、Z 方向における最大径を LZ、円周率 π として、楕円体 E の体積は、 $(LX \times LY \times LZ) / (6\pi)$ により算出されることができる。

【0044】

そこで、被検体 S の膀胱 B の体積を算出する場合には、例えば、図 10 に示されるように、被検体 S に正面から対向した場合の横方向 D1、被検体 S の身長方向に沿った縦方向 D2、横方向 D1 と縦方向 D2 の双方に直交する図示しない奥行方向の 3 つの方向を、それぞれ、楕円体 E における X 方向、Y 方向、Z 方向のいずれかとみなし、被検体 S の横方向 D1 に沿った膀胱 B の断層面を観察するための第 1 接触位置 PP1 と、被検体 S の縦方向 D2 に沿った膀胱 B の断層面を観察するための第 2 接触位置 PP2 に、それぞれ超音波プローブ 2 が配置されて、複数フレームの超音波画像が生成される。なお、図 10 における第 1 接触位置 PP1 および第 2 接触位置 PP2 は、それぞれ、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2A の配列方向が横方向 D1 および縦方向 D2 に沿うように、超音波プローブ 2 を被検体 S の体表に接触させることを示している。

【0045】

最大径計測部 13 は、被検体 S の横方向 D1 に沿った複数の断層面に対応する第 1 群の複数フレームの超音波画像における膀胱領域の最大径と、被検体 S の縦方向 D2 に沿った複数の断層面に対応する第 2 群の複数フレームの超音波画像における膀胱領域の最大径を計測する。ここで、最大径計測部 13 は、例えば、被検体 S の横方向 D1 に沿った複数の断層面に対応する第 1 群の複数フレームの超音波画像のうち、膀胱領域の面積が最大とな

る代表フレームを選択し、図 1 1 に示すように、選択された代表フレームの超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R 1 の最大径、すなわち、被検体 S の横方向 D 1 における膀胱 B の最大径を計測する。この際に、最大径計測部 1 3 は、例えば、膀胱領域 B R 1 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ最大の長さを有する計測線 M L 1 を超音波画像 U 1 上に配置し、配置された計測線 M L 1 の長さを計測することにより、超音波画像 U 1 における膀胱領域の最大径を計測することができる。図 1 1 に示す例では、超音波画像 U 1 の水平方向における膀胱領域 B R 1 の最大径に対応する計測線 M L 1 が、超音波画像 U 1 上に配置されている。

【 0 0 4 6 】

また、最大径計測部 1 3 は、例えば、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った複数の断層面に対応する第 2 群の複数フレームの超音波画像のうち、膀胱領域の面積が最大となる代表フレームを選択し、図 1 2 に示すように、選択された代表フレームの超音波画像 U 2 から、被検体 S の縦方向における膀胱領域 B R 2 の最大径と、被検体 S の奥行方向における膀胱領域 B R 2 の最大径を計測する。この際に、最大径計測部 1 3 は、例えば、膀胱領域 B R 1 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ最大の長さを有する計測線 M L 2 と、膀胱領域 B R 1 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ計測線 M L 2 と直交する方向において最大の長さを有する計測線 M L 3 を超音波画像 U 2 上に配置し、配置された計測線 M L 2 の長さを被検体 S の縦方向 D 2 の最大径として計測し、M L 3 の長さを被検体 S の奥行方向の最大径として計測することができる。

【 0 0 4 7 】

ここで、図 1 2 に示すように、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った断層面を表す超音波画像 U 2 においては、被検体 S の姿勢、超音波プローブ 2 の傾き角度 W によって膀胱領域 B R 2 が傾いた状態で描出されることがあるが、最大径計測部 1 3 は、膀胱領域 B R 2 に対して互いに直交する 2 つの計測線 M L 2、M L 3 を設定し、設定された計測線 M L 2、M L 3 の長さを計測することにより、被検体 S の奥行方向および縦方向 D 2 における膀胱 B の最大径を精度良く得ることができる。

【 0 0 4 8 】

膀胱体積算出部 1 5 は、最大径計測部 1 3 により計測された膀胱領域 B R 1、B R 2 の 3 方向における最大径、すなわち、被検体 S の横方向 D 1 における膀胱 B の最大径と、被検体 S の縦方向 D 2 における膀胱 B の最大径と、被検体 S の奥行方向における膀胱 B の最大径を、それぞれ、図 9 に示す楕円体 E の X 方向における最大径 L X、Y 方向における最大径 L Y、Z 方向における最大径 L Z のいずれかに当てはめて、 $(L X \times L Y \times L Z) / (6 \pi)$ を計算することにより、被検体 S の膀胱 B の体積を算出する。また、膀胱体積算出部 1 5 は、算出された被検体 S の膀胱 B の体積を膀胱 B 内の尿量として表示部 7 に表示する。

【 0 0 4 9 】

報知部 1 4 は、走査成否判定部 1 2 の判定結果等をユーザに報知する。例えば、報知部 1 4 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合に、超音波ビームの走査に失敗した旨をユーザに報知する。この際に、報知部 1 4 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗した旨と併せて、被検体 S の膀胱 B を再度撮影する旨をユーザに報知することもできる。また、報知部 1 4 は、例えば、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功した場合に、超音波ビームの走査に成功した旨をユーザに報知することもできる。報知部 1 4 は、さらに、被検体 S の膀胱 B の横方向に沿った断層面と縦方向に沿った断層面のうち一方のみが撮影されている場合に、膀胱 B のもう一方の断層面を撮影する旨をユーザに報知することもできる。

報知部 1 4 は、ユーザに対する報知を表す情報を、表示制御部 6 を介して表示部 7 に表示することができる。また、例えば、超音波診断装置 1 が図示しないスピーカを備えている場合に、報知部 1 4 は、スピーカを介して音声を発することにより、ユーザに対する報知を行うこともできる。

【 0 0 5 0 】

装置制御部 1 6 は、格納部 1 8 等に予め記録されているプログラムおよび入力装置 1 7

を介したユーザの入力操作に基づいて、超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

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等を表示部 7 に表示させる。

【0051】

表示部 7 は、画像取得部 8 により生成された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。

入力装置 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。

【0052】

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、フラッシュメモリ、HDD、SSD、FD、MO ディスク、MT、RAM、CD、DVD、SD カード、USB 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。

【0053】

なお、表示制御部 6、画像取得部 8、膀胱抽出部 10、特徴量算出部 11、走査成否判定部 12、最大径計測部 13、報知部 14、膀胱体積算出部 15 および装置制御部 16 を有するプロセッサ 19 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)、GPU (Graphics Processing Unit: グラフィックスプロセッシングユニット)、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。

【0054】

また、プロセッサ 19 の表示制御部 6、画像取得部 8、膀胱抽出部 10、特徴量算出部 11、走査成否判定部 12、最大径計測部 13、報知部 14、膀胱体積算出部 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 等に統合させて構成することもできる。

【0055】

次に、図 13 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。

まず、ステップ S1 において、図 10 に示すように、被検体 S の横方向 D1 に沿った膀胱 B の断層面を表す超音波画像 U1 が取得されるように、ユーザにより、被検体 S の第 1 接触位置 PP1 に超音波プローブ 2 が配置され、超音波プローブ 2 が被検体 S の体表に接触する。さらに、超音波プローブ 2 から被検体 S 内に向けて超音波ビームが照射され、画像取得部 8 により、被検体 S の横方向 D1 に沿った膀胱 B の断層面を表す第 1 群の超音波画像 U1 が取得される。これ以降は、画像取得部 8 により、第 1 群の超音波画像 U1 が順次取得され続けるものとする。

【0056】

ステップ S2 において、画像取得部 8 により現在取得されている超音波画像 U1 の画像メモリ 9 への保存が開始されたか否かが判定される。例えば、入力装置 17 を介してユーザにより、現在取得されている超音波画像 U1 を画像メモリ 9 に保存する旨の指示がなされることにより、超音波画像 U1 の保存が開始される。ユーザにより、超音波画像 U1 を保存する旨の指示がなされない等により、ステップ S2 において超音波画像 U1 の保存が開始されないと判定された場合には、再度、ステップ S2 の判定がなされる。ステップ S2 において、超音波画像 U1 の保存が開始されたと判定された場合には、ステップ S3 に進む。

【0057】

ステップ S3 において、画像取得部 8 の画像生成部 5 は、装置制御部 16 の制御の下で

10

20

30

40

50

、生成された第1群の超音波画像U1を画像メモリ9に送出する。画像メモリ9は、画像生成部5から送出された第1群の超音波画像U1を保持する。

続くステップS4において、超音波画像U1の画像メモリ9への保存が終了したか否かが判定される。例えば、入力装置17を介してユーザにより、現在なされている超音波画像U1の保存を終了する旨の指示がなされることにより、超音波画像U1の保存が終了する。ユーザにより、超音波画像U1の保存を終了する旨の指示がなされない等により、ステップS4において超音波画像U1の保存が終了されずに、続行されると判定された場合には、ステップS3に戻り、画像取得部8により新たに取得された第1群の超音波画像U1が画像メモリ9に保存される。このようにして、ステップS4において、超音波画像U1の保存が終了したと判定されるまで、画像メモリ9に第1群の超音波画像U1が保存され続ける。

10

【0058】

ここで、画像メモリ9に第1群の超音波画像U1が保存され続けている間に、ユーザは、図4に示すように、被検体Sに対する超音波プローブ2の接触位置を第1接触位置PP1に固定したまま被検体Sに対して定められた角度範囲Aにわたって超音波プローブ2の傾き角度Wを変化させる。これにより、超音波プローブ2の互いに異なる傾き角度Wに対応する第1群の複数フレームの超音波画像U1が画像メモリ9に保存される。

ステップS4において、超音波画像U1の保存が終了したと判定された場合にはステップS5に進む。

【0059】

20

ステップS5において、膀胱抽出部10は、ステップS3およびステップS4が繰り返されることにより画像メモリ9に保存された第1群の複数フレームの超音波画像U1のそれぞれから膀胱領域BR1を抽出する。膀胱抽出部10は、例えば、いわゆるパターンマッチングの方法を用いることにより、超音波画像U1内の膀胱領域BR1を抽出することができる。

続くステップS6において、特徴量算出部11は、ステップS5で膀胱領域BR1が抽出された第1群の複数フレームの超音波画像U1について、抽出された膀胱領域BR1に関する特徴量を算出する。特徴量算出部11は、例えば、抽出された膀胱領域BR1の面積を特徴量として算出することができる。

【0060】

30

ステップS7において、走査成否判定部12は、ステップS6で算出された特徴量の時系列に連続するフレーム間における変化を解析し、その解析結果に基づいて、被検体の膀胱に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する。例えば、ステップS6で膀胱領域BR1の面積が特徴量として算出された場合に、走査成否判定部12は、時系列に連続するいずれのフレーム間における膀胱領域BR1の面積の差分値も定められたしきい値より小さい場合に、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における特徴量の差分値がしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【0061】

40

すなわち、図6に示すように、ステップS6で算出された膀胱領域BR1の面積が時間軸に対して連続性を有している場合に、走査成否判定部12は、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、図7および図8に示すように、ステップS6で算出された膀胱領域BR1の面積が時系列に連続するフレーム間で極端に変化する変化点CP1、CP2、CP3を有している場合には、走査成否判定部12は、超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【0062】

ステップS7において、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合には、ステップS8に進む。ステップS8において、報知部14は、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が失敗した旨をユーザに報知する。報知部14は、例えば図14に示すように、走査に失敗した旨と、被検体Sの膀胱Bの断層面を再度撮

50

影する旨を表す情報を含むガイドパネル G 1 を表示部 7 に表示することができる。図 1 4 に示す例において、ガイドパネル G 1 は、「走査に失敗しました。膀胱の横方向断面を再度撮影してください。」というテキストデータを含み且つ超音波画像 U 1 に重畳して表示部 7 に表示されている。

【0063】

このようにして、ステップ S 8 の処理が完了すると、ステップ S 2 に戻り、超音波画像 U 1 の保存が新たに開始されたか否かの判定がなされる。ステップ S 2 で超音波画像 U 1 の保存が開始されたと判定された場合には、ステップ S 3 に進み、第 1 群の超音波画像 U 1 が画像メモリ 9 に新たに保存される。また、続くステップ S 4 において、超音波画像 U 1 の保存が終了したか否かが判定されるまで、ステップ S 3 とステップ S 4 が繰り返されて、第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 が新たに画像メモリ 9 に保存される。

10

【0064】

ステップ S 4 で超音波画像 U 1 の保存が終了したと判定された場合には、ステップ S 5 に進み、ステップ S 3 とステップ S 4 の繰り返により新たに画像メモリ 9 に保存された第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 において、膀胱領域 B R 1 が抽出される。続くステップ S 6 において、第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 において抽出された膀胱領域 B R 1 に関する特徴量が算出され、ステップ S 7 において、連続する第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 のフレーム間の特徴量の変化が解析され、その解析結果により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定される。ステップ S 7 において、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合には、ステップ S 8 に進み、超音波ビームの走査が失敗した旨がユーザに報知され、ステップ S 2 に戻る。

20

【0065】

このように、ステップ S 7 において、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定されるまで、ステップ S 2 ～ステップ S 8 の処理が繰り返され、被検体 S の膀胱 B に対して新たになされた超音波ビームの走査が成功したか否かが判定される。これにより、すべての超音波画像 U 1 において膀胱領域 B R 1 が明瞭に写る第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 が得られる。

【0066】

ステップ S 7 において、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定された場合には、ステップ S 9 に進む。ステップ S 9 において、被検体 S の膀胱 B の横方向に沿った断層面における超音波ビームの走査と、膀胱 B の縦方向に沿った断層面における超音波ビームの走査がいずれも完了したか否かが判定される。現時点では、被検体 S の膀胱 B の横方向に沿った断層面における超音波ビームの走査のみが完了し、被検体 S の膀胱 B の縦方向に沿った断層面における超音波ビームの走査は完了していないため、ステップ S 9 において、被検体 S の膀胱 B の横方向に沿った断層面と縦方向に沿った断層面の 2 つの断層面に沿った超音波ビームの走査が完了していないと判定され、ステップ S 10 に進む。

30

【0067】

ステップ S 10 において、報知部 1 4 は、超音波ビームの走査が完了していない、残りの断層面における超音波ビームの走査を行う旨をユーザに指示する。報知部 1 4 は、例えば図 1 5 に示すように、走査に成功した旨と、残りの断層面を撮影する旨を表す情報を含むガイドパネル G 2 を表示部 7 に表示することができる。図 1 5 に示す例において、ガイドパネル G 2 は、「走査に成功しました。膀胱の縦方向断面を撮影してください。」というテキストデータを含み且つ超音波画像 U 1 に重畳して表示部 7 に表示されている。

40

【0068】

ユーザは、ステップ S 10 で報知部 1 4 によりなされた指示に従って、図 1 0 に示すように、被検体の膀胱 B の縦方向に沿った断層面すなわち被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の断層面を表す第 2 群の超音波画像 U 2 が取得されるように、被検体 S の第 2 接触位置 P P 2 に超音波プローブ 2 を配置し、超音波プローブ 2 を被検体 S の体表に接触させる

50

。この状態において、超音波プローブ 2 から被検体 S 内に向けて超音波ビームが照射され、画像取得部 8 により、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の断層面を表す第 2 群の超音波画像 U 2 が取得される。

【0069】

このようにして、ステップ S 10 から、ステップ S 2 に戻り、被検体 S の第 2 接触位置 P P 2 に配置された超音波プローブ 2 を用いて、ステップ S 2 ～ステップ S 8 の処理が実行される。ステップ S 2 ～ステップ S 8 については、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱 B の断層面において超音波ビームの走査が行われた場合と同様に、第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 が新たに画像メモリ 9 に保存され、新たに画像メモリ 9 に保存された第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 において膀胱領域 B R 2 が抽出される。

10

【0070】

さらに、抽出された膀胱領域 B R 2 に関する特徴量が算出され、算出された特徴量の連続するフレーム間の変化に基づいて、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定され、超音波ビームの走査が成功したと判定されるまで、ステップ S 2 ～ステップ S 8 の処理が繰り返される。これにより、すべての超音波画像 U 2 において膀胱領域 B R 2 が明瞭に写る第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 が得られる。

ステップ S 7 で、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の断層面に対する超音波ビームの走査が成功したと判定された場合には、ステップ S 9 に進む。

【0071】

ステップ S 9 において、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱 B の断層面における超音波ビームの走査と、被検体 S の縦方向に沿った膀胱 B の断層面における超音波ビームの走査がいずれも完了したか否かが判定される。現時点では、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱 B の断層面における超音波ビームの走査と、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の断層面における超音波ビームの走査がいずれも完了しているため、ステップ S 11 に進む。

20

【0072】

ステップ S 11 において、最大径計測部 13 は、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱 B の複数の断層面に対応する第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R 1 の最大径と、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の複数の断層面に対応する第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 における膀胱領域 B R 2 の最大径を計測する。

【0073】

例えば、ステップ S 6 で特徴量として膀胱領域 B R 1 の面積が算出された場合に、最大径計測部 13 は、例えば、ステップ S 6 で算出された膀胱領域 B R 1 の面積を参照して、被検体 S の横方向に沿った複数の断層面に対応する第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 のうち、膀胱領域 B R 1 の面積が最大となる代表フレームを選択し、図 11 に示すように、選択された代表フレームの超音波画像 U 1 の横方向における膀胱領域 B R 1 の最大径を、被検体 S の横方向 D 1 における被検体 S の膀胱 B の最大径として計測する。この際に、最大径計測部 13 は、例えば、膀胱領域 B R 1 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ横方向 D 1 における最大の長さを有する計測線 M L 1 を超音波画像 U 1 上に配置し、配置された計測線 M L 1 の長さを計測することにより、超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R 1 の最大径を計測することができる。

30

【0074】

また、最大径計測部 13 は、例えば、ステップ S 6 で算出された膀胱領域 B R 2 の面積を参照して、被検体 S の縦方向に沿った複数の断層面に対応する第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 のうち、膀胱領域 B R 2 の面積が最大となる代表フレームを選択し、図 12 に示すように、選択された代表フレームの超音波画像 U 2 における膀胱領域 B R 2 から、被検体 S の縦方向 D 2 における膀胱 B の最大径と、被検体 S の奥行方向における膀胱 B の最大径を計測する。この際に、最大径計測部 13 は、例えば、膀胱領域 B R 2 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ最大の長さを有する計測線 M L 2 と、膀胱領域 B R 2 の輪郭上の 2 点を端点とし且つ計測線 M L 2 と直交する方向において最大の長さを有する計測線 M L 3 を超音波画像 U 2 上に配置し、配置された計測線 M L 2 の長さを被検体 S の縦方向 D 2 に

40

50

における膀胱 B の最大径として計測し、計測線 M L 3 の長さを被検体 S の奥行方向における膀胱 B の最大径として計測することができる。

【 0 0 7 5 】

続くステップ S 1 2 において、膀胱体積算出部 1 5 は、ステップ S 1 1 で計測された、被検体 S の横方向 D 1、縦方向 D 2、奥行方向のそれぞれにおける膀胱 B の最大径を、図 9 に示すような楕円体 E の X 方向の最大径 L X、Y 方向の最大径 L Y、Z 方向の最大径 L Z に当てはめ且つ円周率を π として、 $(L X \times L Y \times L Z) / (6 \pi)$ を計算することにより、被検体 S の膀胱 B の体積を算出する。また、図示しないが、膀胱体積算出部 1 5 は、算出された被検体 S の膀胱 B の体積を、被検体 S の膀胱 B 内の尿量として表示部 7 に表示する。

10

ステップ S 1 2 の処理が完了すると、超音波診断装置 1 の動作が終了する。

【 0 0 7 6 】

以上から、走査成否判定部 1 2 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるため、全ての超音波画像 U 1 において膀胱領域 B R 1 が明瞭に描出された第 1 群の複数フレームの超音波画像 U 1 と、全ての超音波画像 U 2 において膀胱領域 B R 2 が明瞭に描出された第 2 群の複数フレームの超音波画像 U 2 から、最大径計測部 1 3 により、被検体 S の横方向 D 1、縦方向 D 2、奥行方向のそれぞれの最大径が精度良く計測され、膀胱体積算出部 1 5 により、計測された被検体 S の膀胱 B の横方向の最大径と、縦方向の最大径と、奥行方向の最大径に基づいて、被検体 S の膀胱 B の体積が膀胱 B 内の尿量として算出される。そのため、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、被検体 S の膀胱 B 内の尿量を精度良く計測することができる。

20

【 0 0 7 7 】

なお、ステップ S 2 において、入力装置 1 7 を介してユーザにより超音波画像 U 1、U 2 を保存する旨の指示がなされたことをトリガとして画像メモリ 9 への超音波画像 U 1、U 2 の保存が開始され、ステップ S 4 において、入力装置 1 7 を介してユーザにより超音波画像 U 1、U 2 の保存を終了する旨の指示がなされたことをトリガとして超音波画像 U 1、U 2 の保存が終了することが例示されているが、超音波画像 U 1、U 2 の保存を開始するトリガ、超音波画像 U 1、U 2 の保存を終了するトリガは、これに限定されない。

【 0 0 7 8 】

例えば、ステップ S 2 において、超音波画像 U 1、U 2 の保存が開始されたか否かの判定がなされる代わりに、超音波画像 U 1、U 2 の保存が自動的に開始されることができ

30

る。また、ステップ S 2 で超音波画像 U 1、U 2 の保存が開始された時点から、例えば 1 5 秒間等、一定時間が経過した場合に、超音波画像 U 1、U 2 の保存を終了することもできる。

また、例えば、取得された超音波画像 U 1、U 2 を解析することにより、超音波プローブ 2 が被検体 S に接触しているか、被検体 S から離れているかを判定する図示しないプローブ接触判定部を超音波診断装置 1 に備え、プローブ接触判定部により超音波プローブ 2 が被検体 S に接触していると判定されたことをトリガとして超音波画像 U 1、U 2 の保存を開始し、プローブ接触判定部により超音波プローブ 2 が被検体 S から離れていると判定されたことをトリガとして超音波画像 U 1、U 2 の保存を終了することもできる。

40

【 0 0 7 9 】

また、ステップ S 7 において被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合に、ステップ S 8 で超音波ビームの走査が失敗した旨が報知され、ステップ S 2 に戻り、新たに超音波画像 U 1、U 2 を保存するか否かの判定が行われるが、超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合でも、画像メモリ 9 に既に保存されている複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 を用いて被検体 S の膀胱 B 内の尿量を算出することもできる。

【 0 0 8 0 】

例えば、特徴量算出部 1 1 により特徴量として膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が算出された場合に、最大径計測部 1 3 は、図 1 6 に示すように、算出された面積が時間軸に対し

50

て極端に変化する変化点CP4と変化点CP5の間の区間T1に対応するフレームの超音波画像を除いた複数フレームの超音波画像U1、U2から、面積が最大となる超音波画像を代表フレームとして選択して、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。膀胱体積算出部15は、このようにして最大径計測部13により計測された膀胱領域BR1、BR2の最大径に基づいて、被検体Sの膀胱Bの体積を、被検体Sの膀胱B内の尿量として算出する。

これにより、特徴量が連続的に変化する複数フレームの超音波画像U1、U2のみを用いて被検体Sの膀胱B内の尿量を算出することができるので、尿量の計測精度を向上させることが可能である。

【0081】

また、特徴量算出部11が超音波画像U1、U2における膀胱領域BR1、BR2の面積を特徴量として算出することが例示されているが、特徴量算出部11は、膀胱領域BR1、BR2の径を特徴量として算出することもできる。例えば、超音波プローブ2が図10に示す第1接触位置PP1に配置され、被検体Sの横方向D1に沿った膀胱Bの断層面が超音波画像U1に描出される場合に、特徴量算出部11は、図11に示すように、膀胱領域BR1の径として、計測線ML1により表される膀胱領域BR1の径を算出することができる。ここで、計測線ML1により表される膀胱領域BR1の径とは、超音波画像U1の横方向における膀胱領域BR1の最大径であり、被検体Sの横方向D1における被検体Sの膀胱Bの最大径に相当する。

【0082】

また、例えば、超音波プローブ2が図10に示す第2接触位置PP2に配置され、被検体Sの縦方向D2に沿った膀胱Bの断層面が超音波画像U2に描出される場合に、特徴量算出部11は、図12に示すように、膀胱領域BR2の径として、計測線ML2により表される膀胱領域BR2の径または計測線ML3により表される膀胱領域BR2の径を算出することができる。ここで、計測線ML2により表される膀胱領域BR2の径とは、膀胱領域BR2の最大径であり、被検体Sの奥行方向における被検体Sの膀胱Bの最大径に相当している。また、計測線ML3により表される膀胱領域BR2の径とは、計測線ML2に直交する方向における膀胱領域BR2の最大径であり、被検体Sの縦方向D2における被検体Sの膀胱Bの最大径に相当している。

【0083】

また、走査成否判定部12は、例えば、特徴量算出部11により超音波画像U1、U2における膀胱領域BR1、BR2の径が特徴量として算出され、時系列に連続するいずれのフレーム間における膀胱領域BR1、BR2の径の差分も定められたしきい値より小さい場合に、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における膀胱領域BR1、BR2の最大値の差分が定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。また、最大径計測部13は、特徴量算出部11により算出された膀胱領域BR1、BR2の径を参照して、複数フレームの超音波画像のうち、膀胱領域BR1、BR2の径が最大となるフレームの超音波画像を代表フレームとして選択し、選択されたフレームの超音波画像における膀胱領域BR1、BR2から計測された径を、被検体Sの横方向D1、縦方向D2、奥行方向における被検体Sの膀胱Bの最大径とすることができる。さらに、膀胱体積算出部15は、最大径計測部13により計測された被検体Sの横方向D1、縦方向D2、奥行方向における膀胱Bの最大径に基づいて、膀胱Bの体積を膀胱B内の尿量として算出する。

【0084】

このように、特徴量算出部11により超音波画像U1、U2における膀胱領域BR1、BR2の径が特徴量として算出された場合でも、膀胱領域BR1、BR2の面積が特徴量として算出された場合と同様に、走査成否判定部12により、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定され、超音波ビームの走査に成功した複数フレームの超音波画像U1、U2から、被検体Sの膀胱B内の尿量が算出されるため、被検

10

20

30

40

50

体 S の膀胱 B 内の尿量を精度良く計測することができる。

【0085】

また、例えば、特徴量算出部 11 は、超音波画像 U1、U2 における膀胱領域 BR1、BR2 の位置を特徴量として算出することもできる。例えば、特徴量算出部 11 は、図 17 に示すように、超音波画像 U3 における膀胱領域 BR3 の重心 CG1 の位置を特徴量として算出することができる。この場合に、走査成否判定部 12 は、時系列に連続する超音波画像 U3 と超音波画像 U4 から、超音波画像 U3 の膀胱領域 BR3 の重心 CG1 と超音波画像 U4 の膀胱領域 BR4 の重心 CG2 との間の重心間距離 LG を算出することができる。ここで、図 17 では、説明のために、超音波画像 U3 と超音波画像 U4 が互いに少しずれて配置されているが、実際には、ずれることなく互いに重なるように配置された状態で、膀胱領域 BR3 の重心 CG1 と膀胱領域 BR4 の重心 CG2 の間の重心間距離 LG が算出される。

10

【0086】

さらに、走査成否判定部 12 は、時系列に連続するいずれのフレーム間における重心間距離 LG も定められたしきい値より小さい場合に、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、時系列に連続する少なくとも 1 つのフレーム間における重心間距離 LG が定められたしきい値以上である場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。例えば、複数フレームの超音波画像から算出された複数の重心間距離 LG のうち、図 18 に示すように、定められたしきい値 H1 以上の重心間距離 LG が存在する場合に、走査成否判定部 12 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

20

【0087】

なお、走査成否判定部 12 は、時系列に連続するフレーム間における重心間距離 LG を用いた超音波ビームの走査の成否判定と、時系列に連続するフレーム間における膀胱領域 BR3 の面積の差分または膀胱領域 BR3 の径の差分を用いた超音波ビームの成否判定の双方を行い、双方の成否判定で超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、超音波ビームの走査が成功したという最終的な判定を下し、少なくとも一方の判定で超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合に、超音波ビームの走査が失敗した旨の最終的な判定を下すこともできる。これにより、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功した複数フレームの超音波画像 U3、U4 を精度良く取得することができるため、被検体 S の膀胱 B 内の尿量の計測精度を向上させることができる。

30

【0088】

また、最大径計測部 13 は、走査成否判定部 12 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合でも、例えば、図 18 に示すように、重心間距離 LG が定められたしきい値 H1 よりも大きくなる区間 T2 のフレーム以外の複数フレームの超音波画像から、被検体 S の横方向 D1、縦方向 D2、奥行方向における膀胱 B の最大径を計測することもできる。この場合に、膀胱体積算出部 15 により、超音波ビームの走査が成功したフレームの超音波画像のみを用いて被検体 S の膀胱 B の体積が算出されるため、膀胱 B 内の尿量の計測精度を向上させることができる。

【0089】

40

また、例えば、特徴量算出部 11 は、図 19 に示すように、超音波画像 U3、U4 における膀胱領域 BR3、BR4 の面積と位置を特徴量として算出することもできる。この場合に、走査成否判定部 12 は、時系列に連続する超音波画像 U3 と超音波画像 U4 から、超音波画像 U3 における膀胱領域 BR3 と超音波画像 U4 における膀胱領域 BR4 の少なくとも一方が占める領域 RA の面積に対する、膀胱領域 BR3 と膀胱領域 BR4 が互いに重なり合う領域 RB の面積の比を算出することができる。ここで、図 19 では、説明のために、超音波画像 U3 と超音波画像 U4 が互いに少しずれて配置されているが、実際には、ずれることなく互いに重なるように配置された状態で、領域 RA の面積に対する領域 RB の面積の比が算出される。

【0090】

50

ここで、図 4 に示すように、超音波プローブ 2 は、定められた角度範囲 A で傾けられるが、走査面 P S 1 が被検体 S の膀胱 B の中心 C を通る状態から、超音波プローブ 2 が傾けられていくと、走査面 P S 1 は、膀胱 B の中心 C から徐々に離れていく。この際に、超音波画像 U 3、U 4 における膀胱領域 B R 3、B R 4 の面積は、徐々に減少して、0 に近づいていく。そのため、超音波プローブ 2 の傾き角度 W が角度範囲 A の下限値から上限値まで変化するように、超音波プローブ 2 が傾けられた場合には、領域 R A に対する領域 R B の比は、例えば図 20 に示すように、時系列における両端部にそれぞれ極小値 P A、P B と変化点 C P 6、C P 7 を有する。そのため、走査成否判定部 12 は、例えば、時系列における両端部の変化点 C P 6 と変化点 C P 7 との間の区間 T 3 内で、領域 R A の面積に対する領域 R B の面積の比が、図 20 に示すように、定められたしきい値 H 2 以上の場合に、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定し、領域 R A の面積に対する領域 R B の面積の比が、図 21 に示すように、定められたしきい値 H 2 より小さい場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。

10

【0091】

なお、走査成否判定部 12 は、時系列に連続するフレーム間における領域 R A の面積に対する領域 R B の面積の比を用いた超音波ビームの走査の成否判定と、時系列に連続するフレーム間における膀胱領域 B R 3 の面積の差分または膀胱領域 B R 3 の径の差分を用いた超音波ビームの成否判定の双方を行い、双方の成否判定で超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、超音波ビームの走査が成功したという最終的な判定を下し、少なくとも一方の判定で超音波ビームの判定が失敗したと判定された場合に、超音波ビームの走査が失敗した旨の最終的な判定を下すこともできる。これにより、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功した複数フレームの超音波画像 U 3、U 4 を精度良く取得することができるため、被検体 S の膀胱 B 内の尿量の計測精度を向上させることができる。

20

【0092】

また、最大径計測部 13 は、走査成否判定部 12 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定された場合でも、例えば、図 21 に示すように、領域 R A の面積に対する領域 R B の面積の比が定められたしきい値よりも小さくなる区間 T 4 のフレーム以外の複数フレームの超音波画像から、被検体 S の横方向 D 1、縦方向 D 2、奥行方向における膀胱 B の最大径を計測することもできる。この場合に、膀胱体積算出部 15 により、超音波ビームの走査が成功したフレームの超音波画像のみを用いて被検体 S の膀胱 B の体積が算出されるため、膀胱 B 内の尿量の計測精度を向上させることができる。

30

【0093】

また、実施の形態 1 では、まず、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱 B の断層面を描出する第 1 群の超音波画像 U 1 を得るために、図 10 に示すように第 1 接触位置 P P 1 に超音波プローブ 2 を配置し、次に、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱 B の断層面を描出する第 2 群の超音波画像 U 2 を得るために、第 2 接触位置 P P 2 に超音波プローブ 2 を配置しているが、先に、超音波プローブ 2 を第 2 接触位置 P P 2 に配置して第 2 群の超音波画像 U 2 を取得し、次に、超音波プローブ 2 を第 1 接触位置 P P 1 に配置して第 1 群の超音波画像 U 1 を取得してもよい。

40

【0094】

また、例えば、超音波診断装置 1 の動作を開始する際に、報知部 14 により、被検体 S の横方向 D 1 における膀胱 B の断層面を撮影する旨または被検体 S の縦方向 D 2 の断層面を撮影する旨が報知されてもよい。図示しないが、例えば、報知部 14 は、被検体 S の横方向 D 1 における膀胱 B の断層面を撮影する旨を表す情報または被検体 S の縦方向 D 2 における膀胱 B の断層面を撮影する旨を表す情報を、表示部 7 に表示することができる。

【0095】

実施の形態 2

実施の形態 1 では、図 4 に示すように、被検体 S に対する超音波プローブ 2 の接触位置を一定としたまま、回転軸 R を中心として超音波プローブ 2 を回転することにより、定め

50

られた角度範囲Aの下限值から上限値まで、または、上限値から下限値まで超音波プローブ2の傾き角度Wを変化させる1回の超音波ビームの走査が実施されているが、複数回の超音波ビームの走査が連続して実施されてもよい。

【0096】

この場合にも、走査成否判定部12は、1回の超音波ビームの走査のみが実施される場合と同様に、複数フレームの超音波画像U1、U2において特徴量算出部11により算出された特徴量の変化が時系列において連続である場合に、被検体Sの膀胱Bに対する複数回の超音波ビームの走査が成功したと判定し、複数フレームの超音波画像U1、U2において算出された特徴量の変化が時系列において不連続である場合に、複数回の超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

10

【0097】

例えば、特徴量算出部11により、複数フレームの超音波画像U1、U2における膀胱領域BR1、BR2の面積が算出された場合に、走査成否判定部12は、図22に示すように、面積の値が時間軸に対して連続であり、時系列に連続するいずれのフレーム間における膀胱領域BR1、BR2の面積の差分値も定められたしきい値より小さい場合に、被検体Sの膀胱Bに対する複数回の超音波ビームの走査が成功したと判定することができる。また、走査成否判定部12は、図23に示すように、膀胱領域BR1、BR2の面積の時系列における変化が不連続であり、時系列に連続する少なくとも1つのフレーム間における膀胱領域BR1、BR2の面積の差分値がしきい値以上である場合に、被検体Sの膀胱Bに対する複数回の超音波ビームの走査が失敗したと判定することができる。図23に示す例では、複数フレームの超音波画像U1、U2の膀胱領域BR1、BR2の面積は、前後フレーム間における膀胱領域BR1、BR2の面積の差分が定められたしきい値以上となる変化点CP8、CP9を有している。

20

【0098】

このようにして、複数回の超音波ビームの走査が実施された場合でも、1回の超音波ビームの走査のみが行われた場合と同様に、走査成否判定部12により、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるため、超音波ビームの走査が成功したフレームの超音波画像U1、U2のみを用いて被検体Sの膀胱B内の尿量が計測され、膀胱B内の尿量の計測精度を向上させることができる。

【0099】

なお、走査成否判定部12は、被検体Sの膀胱Bに対する複数回の超音波ビームの走査が実施されながら画像取得部8により取得された複数フレームの超音波画像U1、U2が全体として連続であるか否かにより、複数回の超音波ビームの走査が成功したか否かを判定しているが、複数回の超音波ビームの走査のうち、それぞれの超音波ビームの走査に対して、超音波ビームの走査が成功したか否かの判定を行うこともできる。

30

【0100】

この際に、例えば、複数フレームの超音波画像U1、U2において特徴量算出部11により膀胱領域BR1、BR2の面積が算出された場合に、走査成否判定部12は、図22に示すように、定められたしきい値H3より小さい膀胱領域BR1、BR2の面積の極小値P1、P2、P3、P4を検出し、極小値P1を示す時間軸上の位置と極小値P2を示す時間軸上の位置との間の区間T5、極小値P2を示す時間軸上の位置と極小値P3を示す時間軸上の位置との間の区間T6、極小値P3を示す時間軸上の位置と極小値P4を示す時間軸上の位置との間の区間T7を、それぞれ1回の超音波ビームの走査が実施された区間として推定する。走査成否判定部12は、このようにして推定した区間T5、T6、T7について、それぞれ、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する。図22に示す例では、区間T5、T6、T7のいずれにおいても、膀胱領域BR1、BR2の面積が時間軸に対して連続であるため、走査成否判定部12は、区間T5、T6、T7のそれぞれについて、超音波ビームの走査が成功したと判定する。

40

【0101】

この場合に、最大径計測部13は、例えば、区間T5、T6、T7に対応する複数フレ

50

ームの超音波画像U1、U2のうち、膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる1枚の代表フレームの超音波画像を選択し、選択された代表フレームの超音波画像から、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。また、最大径計測部13は、例えば、区間T5に対応する複数フレームの超音波画像において膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる第1の代表フレームの超音波画像と、区間T6に対応する複数フレームの超音波画像において膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる第2の代表フレームの超音波画像と、区間T7に対応する複数フレームの超音波画像において膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる第3の代表フレームの超音波画像を選択し、選択された第1、第2、第3の代表フレームの超音波画像から、それぞれ、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。さらに、最大径計測部13は、第1、第2、第3の代表フレームの超音波画像から計測された膀胱領域BR1、BR2の最大径を平均することにより、膀胱領域BR1、BR2の最終的な最大径を計測することができる。

10

【0102】

また、例えば、図23に示すように、走査成否判定部12により、4つの区間T5、T6、T7、T8が推定され、区間T6、T8において膀胱領域BR1、BR2の面積が時間軸に対して連続であり、区間T5、T7において膀胱領域BR1、BR2の面積の時系列における変化が不連続である場合には、走査成否判定部12は、区間T6、T8について超音波ビームの走査が成功したと判定し、区間T5、T7について超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【0103】

20

この場合に、最大径計測部13は、区間T5、T6、T7、T8に対応する複数フレームの超音波画像U1、U2のうち、走査成否判定部12により被検体Sの膀胱Bに対して超音波ビームの走査が成功したと判定された区間T6、T8に対応する複数フレームの超音波画像U1、U2を用いて、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。例えば、最大径計測部13は、区間T6、T8に対応する複数フレームの超音波画像U1、U2のうち、膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる1枚の代表フレームの超音波画像を選択し、選択された代表フレームの超音波画像から、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。

【0104】

また、最大径計測部13は、例えば、区間T6に対応する複数フレームの超音波画像U1、U2において膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる第1の代表フレームの超音波画像と、区間T8に対応する複数フレームの超音波画像U1、U2において膀胱領域BR1、BR2の面積が最大となる第2の代表フレームの超音波画像を選択し、選択された第1、第2の代表フレームの超音波画像から、それぞれ、膀胱領域BR1、BR2の最大径を計測することができる。さらに、最大径計測部13は、第1、第2の代表フレームの超音波画像から計測された膀胱領域BR1、BR2の最大径を平均することにより、膀胱領域BR1、BR2の最終的な最大径を計測することができる。

30

【0105】

このようにして、走査成否判定部12により、複数回の超音波ビームの走査からそれぞれ1回の超音波ビームの走査に相当する時間軸上の区間T5～T8が推定され、推定された区間T5～T8のそれぞれについて被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されることにより、例えば、複数回の超音波ビームの走査が実施されながら取得された複数フレームの超音波画像U1、U2において、特徴量の変化が不連続である場合でも、膀胱領域BR1、BR2が鮮明に描出された複数フレームの超音波画像U1、U2のみを用いて被検体Sの膀胱B内の尿量が計測されることが可能である。

40

【0106】

また、実施の形態2において、走査成否判定部12は、超音波画像U1、U2における膀胱領域BR1、BR2の面積の、時系列に連続するフレーム間における変化に基づいて、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定しているが、時系列に連続するフレーム間における膀胱領域BR1、BR2の重心間距離LGに基づいて

50

超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することもできる。また、走査成否判定部 12 は、時系列に連続するフレーム間における膀胱領域 B R 1、B R 2 の少なくとも一方が占める領域 R A に面積に対する、膀胱領域 B R 1、B R 2 が互いに重なり合う領域 R B の面積の比に基づいて超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することもできる。これらの場合においても、膀胱領域 B R 1、B R 2 が鮮明に描出された複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 のみを用いて被検体 S の膀胱 B 内の尿量が計測されることができる。

【0107】

実施の形態 3

被検体 S の膀胱 B の体積は、膀胱 B を図 9 に示すような楕円体 E とみなし、楕円体 E の X 方向の最大径 L X、Y 方向の最大径 L Y、Z 方向の最大径 L Z に相当する、被検体 S の横方向 D 1、縦方向 D 2、奥行方向における膀胱 B の最大径に基づいて算出されるため、超音波ビームの走査が実施される際には、被検体 S の横方向 D 1、縦方向 D 2、奥行方向における膀胱 B の最大径を精度良く計測し、膀胱 B の体積を精度良く算出するために、図 4 に示すように、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置していることが望ましい。

【0108】

このように、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心の直上に位置し、定められた角度範囲 A にわたって超音波プローブ 2 が一定の速度で傾けられている場合に、例えば、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 において特徴量算出部 11 により特徴量として算出される膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積は、図 24 に示すように、時間軸方向に対称性を有している。そのため、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における特徴量の時間軸に対する分布が時間軸方向に対称性を有している場合には、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置していると判断することができる。

【0109】

実施の形態 1、2 では、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 において特徴量算出部 11 により算出された膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積等の特徴量が時系列に連続であるか否かによって、走査成否判定部 12 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるが、走査成否判定部 12 は、さらに、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における特徴量の時間軸に対する分布が時間軸方向に対して対称性を有しているか否かを判断し、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における特徴量の時間軸に対する分布の対称性を加味して、超音波ビームの走査が成功したか否かを判定することができる。

【0110】

例えば、特徴量算出部 11 により、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 において膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が特徴量として算出された場合に、図 24 に示すように、走査成否判定部 12 は、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積において、定められたしきい値 H 4 より小さい極小値 P 6、P 7 を検出し、且つ、定められたしきい値 H 5 より大きい極大値 M P 1 を検出する。走査成否判定部 12 は、極小値 P 6 を示す時間軸上の位置と極大値 M P 1 を示す時間軸上の位置との間の区間 T 9 の時間幅と、極大値 M P 1 を示す時間軸上の位置と極小値 P 7 を示す時間軸上の位置との間の区間 T 10 の時間幅が互いに等しい場合に、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布が時間軸方向に対称性を有していると認め、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅が互いに異なる場合に、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布が時間軸方向に非対称であると認める。

【0111】

ここで、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅が互いに等しいとは、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅が互いに概ね一致していることをいう。すなわち、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅との差が、定められた範囲内にある場合に、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅が互いに等しいというものとする。また、区間 T 9 の時間幅と区間 T 10 の時間幅との差が、定められた範囲の外側にある場合に、区間 T 9 の時間幅と区間

T 1 0 の時間幅が互いに異なるというものとする。

【 0 1 1 2 】

図 2 4 に示す例では、区間 T 9 の時間幅と区間 T 1 0 の時間幅が互いに等しいため、走査成否判定部 1 2 は、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布が、時間軸方向に対称性を有していると認める。さらに、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が時間軸に対して連続である場合に、走査成否判定部 1 2 は、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したと判定する。

この場合には、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置した状態で画像取得部 8 により取得され、且つ、被検体 S の膀胱 B が鮮明に描出された複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 から、膀胱領域 B R 1、B R 2 の最大径が計測され、計測された膀胱領域 B R 1、B R 2 の最大径に基づいて被検体 S の膀胱 B の体積が、膀胱 B 内の尿量として計測されるため、尿量の計測精度が向上する。

【 0 1 1 3 】

また、走査成否判定部 1 2 は、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布が時間軸方向に対称性を有していると認められた場合であっても、例えば、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が時系列に極端に変化する変化点を有している場合には、超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【 0 1 1 4 】

また、図 2 5 に示すように、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心の直上からずれた位置に配置され、定められた角度範囲 A にわたって超音波プローブが一定の速度で傾けられている場合に、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 において特徴量算出部 1 1 により特徴量として算出される膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布は、図 2 6 に示すように、時間軸方向に非対称である。

【 0 1 1 5 】

図 2 6 に示す例では、定められたしきい値 H 4 より小さい膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の極小値 P 8 を示す時間軸上の位置と定められたしきい値 H 5 より大きい膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の極大値 M P 2 を示す時間軸上の位置との間の区間 T 1 1 の時間幅と、極大値 M P 2 とを示す時間軸上の位置と定められたしきい値 H 4 より小さい膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の極小値 P 9 を示す時間軸上の位置との間の区間 T 1 2 の時間幅が、互いに異なる。そのため、走査成否判定部 1 2 は、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の分布が時間軸方向に対称性を有していると認めず、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

【 0 1 1 6 】

以上から、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置によれば、走査成否判定部 1 2 により、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における特徴量の分布の時間軸方向の対称性がさらに加味されて、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるため、被検体 S の膀胱 B 内の尿量の計測精度をさらに向上させることができる。

【 0 1 1 7 】

実施の形態 4

実施の形態 3 では、走査成否判定部 1 2 により、時間軸に対する特徴量の分布が時間軸方向に対称性を有していると認められた場合に、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に配置されていると判断され、時間軸に対する特徴量の分布の対称性が認められない場合に、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上からずれた位置に配置されていると判断されているが、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に配置されているか否かを判断する方法は、これに限定されない。

【 0 1 1 8 】

図 2 7 に、本発明の実施の形態 4 に係る超音波診断装置 1 A の構成を示す。超音波診断

10

20

30

40

50

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、走査成否判定部 1 2 の代わりに走査成否判定部 1 2 A が備えられ、装置制御部 1 6 の代わりに装置制御部 1 6 A が備えられ、傾き角度センサ 2 B と、目標距離推定部 2 5 と、プローブ移動案内部 2 6 が新たに追加されたものである。

【0119】

超音波診断装置 1 A において、超音波プローブ 2 に傾き角度センサ 2 B が内蔵され、傾き角度センサ 2 B に、走査成否判定部 1 2 A と、目標距離推定部 2 5 が接続されている。また、目標距離推定部 2 5 に、特徴量算出部 1 1 とプローブ移動案内部 2 6 が接続されている。また、プローブ移動案内部 2 6 に、表示制御部 6 が接続されている。

また、表示制御部 6、画像取得部 8、膀胱抽出部 1 0、特徴量算出部 1 1、走査成否判定部 1 2 A、最大径計測部 1 3、報知部 1 4、膀胱体積算出部 1 5、装置制御部 1 6 A、目標距離推定部 2 5 およびプローブ移動案内部 2 6 により、プロセッサ 1 9 A が構成されている。

10

【0120】

傾き角度センサ 2 B は、図 4 および図 5 に示す超音波プローブ 2 の傾き角度 W を計測するものである。例えば、傾き角度センサ 2 B は、いわゆるジャイロセンサ、加速度センサ、磁気センサ等を含み、ジャイロセンサ、加速度センサ、磁気センサ等から得られた電気信号を、周知の計算方法等を用いて超音波プローブ 2 の傾き角度 W に換算する。ここで、超音波プローブ 2 の傾き角度 W は、振動子アレイ 2 A の法線方向が被検体 S の体表に対して垂直な方向を向いている状態の超音波プローブ 2 において 0 度を示し、その状態から傾くほど、大きな値を有するものとする。

20

なお、傾き角度センサ 2 B は、超音波プローブ 2 に内蔵されているが、超音波プローブ 2 に内蔵される代わりに、超音波プローブ 2 に装着されることもできる。

【0121】

ここで、図 4 に示すように、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置している場合には、超音波プローブ 2 の振動子アレイ 2 A の中心における振動子アレイ 2 A の法線方向が被検体 S の体表に対して垂直な方向を向いている状態において、特徴量算出部 1 1 により算出される膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積、径等の特徴量が最大となる。そのため、例えば、傾き角度センサ 2 B により計測された超音波プローブ 2 の傾き角度が 0 度となる時刻において、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積、径等の特徴量が最大となるか否かにより、超音波プローブ 2 が被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置しているか否かを判断することができる。

30

【0122】

そこで、走査成否判定部 1 2 A は、傾き角度センサ 2 B により計測された超音波プローブ 2 の傾き角度 W と、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 において特徴量算出部 1 1 により算出された特徴量の時間軸に対する分布との関係を加味して、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する。例えば、特徴量算出部 1 1 により、複数フレームの超音波画像 U 1、U 2 における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が特徴量として算出された場合に、走査成否判定部 1 2 A は、時系列に連続するいずれのフレーム間における膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積の差分値も定められたしきい値より小さく、且つ、図 2 8 に示すように、時間軸において、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が極大値を示す位置が、傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と一致していると認められる場合に、超音波ビームの走査が成功したと判定する。

40

【0123】

図 2 8 に示す例では、時刻 Q 1 と時刻 Q 3 において、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が極小値となり且つ超音波プローブ 2 の傾き角度 W が極大値となっている。また、時刻 Q 2 において、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が極大値 M P 3 となり且つ超音波プローブ 2 の傾き角度 W が極小値 A 1 となっている。

【0124】

ここで、時間軸において、膀胱領域 B R 1、B R 2 の面積が極大値を示す位置が、傾き

50

角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と一致するとは、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置が、傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と概ね一致することをいう。すなわち、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置と傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置との間の区間に対応する時間間隔が定められた範囲内にある場合に、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置が、傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と一致するというものとする。また、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置と傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置との間の区間に対応する時間間隔が定められた範囲の外側にある場合には、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置が、傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と一致していないというものとする。

10

【0125】

また、例えば、走査成否判定部 12 A は、時系列に連続する少なくとも 1 つのフレーム間における膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積の差分値が定められたしきい値以上であるか、図 29 に示すように、時間軸において、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値を示す位置が、傾き角度センサ 2 B により計測された傾き角度 W が極小値を示す位置と一致していると認められない場合に、超音波ビームの走査が失敗したと判定する。

図 29 に示す例では、膀胱領域 $BR1$ 、 $BR2$ の面積が極大値 $MP4$ となる時刻 $Q4$ が、超音波プローブ 2 の傾き角度 W が極小値 $A2$ となる時刻 Q と一致していない。

【0126】

20

目標距離推定部 25 は、画像取得部 8 により取得された複数フレームの超音波画像 $U1$ 、 $U2$ のうち、被検体 S の膀胱 B の中心 C を通る断層面を表すフレームの超音波画像と、傾き角度センサ 2 B により計測された超音波プローブ 2 の傾き角度 W に基づいて、被検体 S の体表に沿った方向における、被検体 S の膀胱 B の中心 C と、被検体 S に対する超音波プローブ 2 の接触位置との距離を推定する。

【0127】

例えば、図 30 に示されるように、目標距離推定部 25 は、複数フレームの超音波画像 $U1$ のうち、超音波画像 $U1$ における膀胱領域 $BR1$ の面積または径が最大となるフレームを、超音波プローブ 2 からの走査面 $PS3$ が被検体 S の膀胱 B の中心 C を通るフレーム、すなわち、被検体 S の膀胱 B の中心 C を通る断層面を表す超音波画像として選択する。また、目標距離推定部 25 は、選択されたフレームの超音波画像から、被検体 S に対する超音波プローブ 2 の接触位置と、被検体 S の膀胱 B の中心 C までの距離 $DC1$ を計測する。

30

【0128】

さらに、目標距離推定部 25 は、計測された距離 $DC1$ と、傾き角度センサ 2 B により計測された超音波プローブ 2 の傾き角度 W を用いて、 $DC1 \times \sin(W)$ を計算することにより、被検体 S の体表に沿った方向における、被検体 S の膀胱 B の中心 C と、被検体 S に対する超音波プローブ 2 の接触位置との距離 $DC2$ 、すなわち、被検体 S に対する超音波プローブ 2 の接触位置と、被検体 S の膀胱 B の直上の位置との間の距離 $DC2$ を推定することができる。

【0129】

40

プローブ移動案内部 26 は、目標距離推定部 25 により推定された距離 $DC2$ だけ、被検体 S の体表に沿って超音波プローブ 2 を移動させることにより、超音波プローブ 2 を被検体 S の膀胱 B の中心 C の直上に位置させるように、ユーザに対する案内を行う。例えば、プローブ移動案内部 26 は、図 31 に示すように、目標距離推定部 25 により推定された距離だけ、被検体 S の体表に沿って超音波プローブ 2 を移動させる旨の情報を、表示部 7 に表示することができる。図 31 に示す例では、「プローブを左に XX cm 移動してください。」というテキストデータを含むガイドパネル $G3$ が、超音波画像 $U1$ に重畳して表示部 7 に表示されている。

なお、図示しないが、超音波診断装置 1 A がスピーカを備えている場合に、プローブ移動案内部 26 は、ユーザへの案内を、スピーカを介した音声により行うことができる。

50

【0130】

以上により、実施の形態4に係る超音波診断装置1Aによれば、時間軸において、特徴量算出部11により算出された特徴量が極値を示す位置が、傾き角度センサ2Bにより計測された傾き角度Wが極値を示す位置と一致するか否かを加味して被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるため、被検体Sの膀胱B内の尿量の計測精度をさらに向上させることができる。

【0131】

また、時間軸において、特徴量算出部11により算出された特徴量が極値を示す位置が、傾き角度センサ2Bにより計測された傾き角度Wが極値を示す位置と一致していない場合に、目標距離推定部25により、被検体Sに対する超音波プローブ2の接触位置と、被検体Sの膀胱Bの直上の位置との間の距離DC2が推定され、推定された距離DC2に基づいて、プローブ移動案内部26により、推定された距離DC2だけ、被検体Sの体表に沿って超音波プローブ2を移動させる旨がユーザに案内されるため、ユーザは、被検体Sの膀胱Bの直上の位置に超音波プローブ2を容易に配置して、被検体Sの膀胱B内の尿量の計測精度をさらに向上させることができる。

【0132】

実施の形態5

実施の形態1に係る超音波診断装置1は、超音波プローブ2、表示部7、入力装置17がプロセッサ19に直接的に接続される構成を有しているが、例えば、超音波プローブ2、表示部7、入力装置17がネットワークを介して互いに間接的に接続されることもできる。

図32に示すように、実施の形態5にかかる超音波診断装置1Bは、超音波プローブ2、表示部7、入力装置17がネットワークNWを介して診断装置本体BDに接続されたものである。診断装置本体BD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、超音波プローブ2と、表示部7と、入力装置17とを除いたものである。

【0133】

ここで、ユーザにより超音波プローブ2が被検体Sに押し付けられた状態で、超音波プローブ2の振動子アレイ2Aから被検体Sの内部に向けて超音波ビームが送信されると、振動子アレイ2Aにより、被検体Sの内部で反射された超音波エコーが受信されて受信信号が生成される。超音波プローブ2は、生成された受信信号を、ネットワークNWを介して診断装置本体BDに送信する。このようにして超音波プローブ2から送信された受信信号は、ネットワークNWを介して診断装置本体BDのプロセッサ19の画像取得部8に受信され、画像取得部8により、受信信号に基づいて超音波画像U1、U2が生成される。

【0134】

画像取得部8により生成された超音波画像U1、U2は、表示制御部6および画像メモリ9に送出される。表示制御部6は、画像取得部8から受け取った超音波画像U1、U2に対して所定の処理を施し、さらに、所定の処理が施された超音波画像U1、U2を、ネットワークNWを介して表示部7に送信する。このようにして、診断装置本体BDのプロセッサ19の表示制御部6から送信された超音波画像U1、U2は、ネットワークNWを介して表示部7により受信され、表示部7に表示される。

【0135】

また、プロセッサ19の膀胱抽出部10は、画像メモリ9に保存された複数フレームの超音波画像から、被検体Sの膀胱Bを表す膀胱領域BR1、BR2を抽出する。

特徴量算出部11は、複数フレームの超音波画像U1、U2において、膀胱抽出部10により抽出された膀胱領域BR1、BR2の特徴を表す、膀胱領域BR1、BR2の面積等の特徴量を算出する。

【0136】

また、走査成否判定部12は、複数フレームの超音波画像U1、U2において特徴量算出部11により算出された特徴量に基づいて、被検体Sの膀胱Bに対する超音波ビームの走査が成功したか否かを判定する。

最大径計測部 13 は、走査成否判定部 12 により、超音波ビームの走査が成功したと判定された場合に、画像メモリ 9 に保存されている複数フレームの超音波画像 U1、U2 から、膀胱領域 BR1、BR2 の最大径を計測する。

【0137】

膀胱体積算出部 15 は、最大径計測部 13 により計測された膀胱領域 BR1、BR2 の最大径に基づいて、被検体 S の膀胱 B の体積を、膀胱 B 内の尿量として算出する。このようにして算出された膀胱 B 内の尿量を表す情報は、表示制御部 6 に送出され、さらに、表示制御部 6 から、ネットワーク NW を介して表示部 7 に送信される。表示部 7 は、被検体 S の膀胱 B 内の尿量を表す情報を受け取り、表示する。

【0138】

以上のように、本発明の実施の形態 5 に係る超音波診断装置 1B によれば、超音波プローブ 2、表示部 7、入力装置 17、診断装置本体 BD がネットワーク NW を介してそれぞれ接続されている場合でも、実施の形態 1 の超音波診断装置 1 と同様に、走査成否判定部 12 により、被検体 S の膀胱 B に対する超音波ビームの走査が成功したか否かが判定されるため、超音波ビームの走査が成功したフレームの超音波画像 U1、U2 のみを用いて被検体 S の膀胱 B 内の尿量が計測され、膀胱 B 内の尿量の計測精度を向上させることができる。

【0139】

また、超音波プローブ 2、表示部 7、入力装置 17 がネットワーク NW を介して診断装置本体 BD と接続されているため、診断装置本体 BD を、いわゆる遠隔サーバとして使用することができる。これにより、例えば、ユーザは、超音波プローブ 2 と表示部 7 と入力装置 17 のみをユーザの手元に用意することにより、被検体 S の超音波診断を行うことができるため、超音波診断の際の利便性を向上することができる。

また、例えば、いわゆるタブレットと呼ばれる携帯型の薄型コンピュータが表示部 7 および入力装置 17 として使用される場合には、ユーザは、より容易に被検体 S の超音波診断を行うことができ、超音波診断の際の利便性をさらに向上させることができる。

【0140】

なお、超音波プローブ 2、表示部 7、入力装置 17 がネットワーク NW を介して診断装置本体 BD に接続されているが、超音波プローブ 2、表示部 7、入力装置 17、診断装置本体 BD は、ネットワーク NW に有線接続されていてもよく、無線接続されていてもよい。

また、実施の形態 5 の態様は、実施の形態 1 に適用されることが説明されているが、実施の形態 2、3、4 についても同様に適用されることができる。

【符号の説明】

【0141】

1 超音波診断装置、2 超音波プローブ、2A 振動子アレイ、3 送信部、4 受信部、5 画像生成部、6 表示制御部、7 表示部、8 画像取得部、9 画像メモリ、10 膀胱抽出部、11 特徴量算出部、12 走査成否判定部、13 最大径計測部、14 報知部、15 膀胱体積算出部、16 装置制御部、17 入力装置、18 格納部、19 プロセッサ、20 増幅部、21 AD変換部、22 信号処理部、23 DSC、24 画像処理部、A 角度範囲、A1、A2、P1、P2、P3、P4、P5、P6、P7、P8、P9 極小値、B 膀胱、BR1、BR2、BR3、BR4 膀胱領域、D1 横方向、D2 縦方向、C 中心、CP1、CP2、CP3、CP4、CP5、CP6、CP7、CP8、CP9 変化点、DC1、DC2 距離、E 楕円体、G1、G2、G3 ガイドパネル、H1、H2、H3、H4、H5 しきい値、LX、LY、LZ 最大径、ML1、ML2、ML3 計測線、MP1、MP2、MP3、MP4 極大値、PA、PB 極小値、PP1 第1接触位置、PP2 第2接触位置、PS1、PS2、PS3 走査面、Q1、Q2、Q3、Q4、Q5 時刻、R 回転軸、RA、RB

領域、S 被検体、T1、T2、T3、T4、T5、T6、T7、T8、T9、T10、T11、T12 区間、U1、U2、U3、U4 超音波画像、W 傾き角度。

10

20

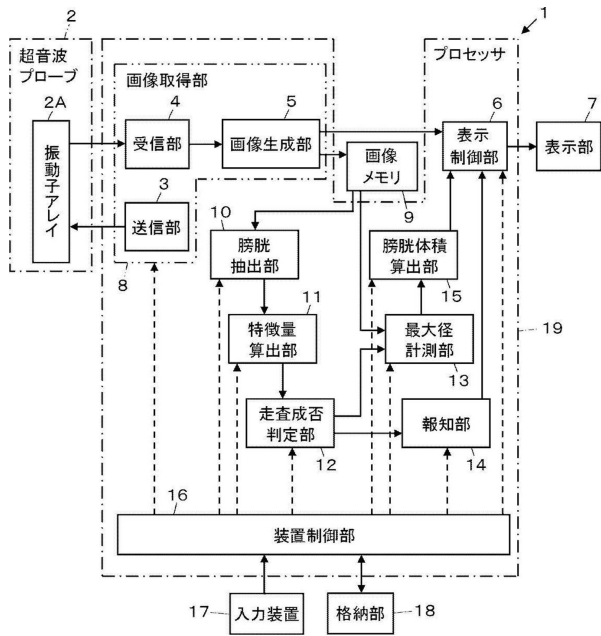
30

40

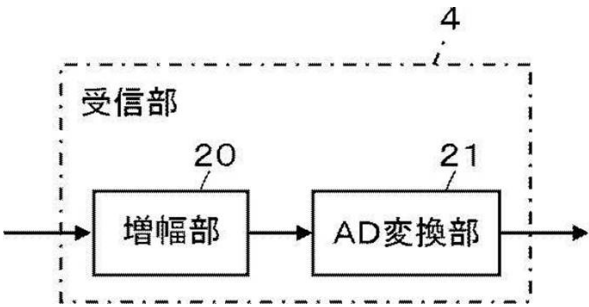
50

【図面】

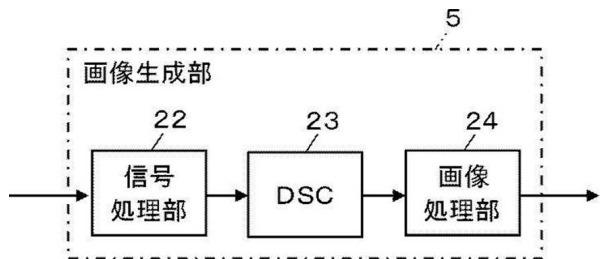
【図 1】



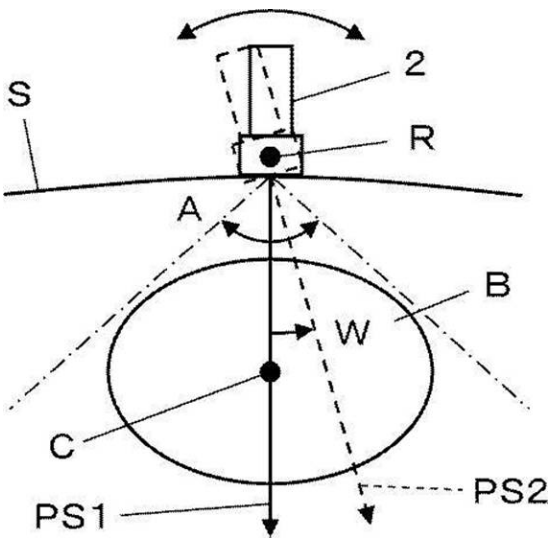
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

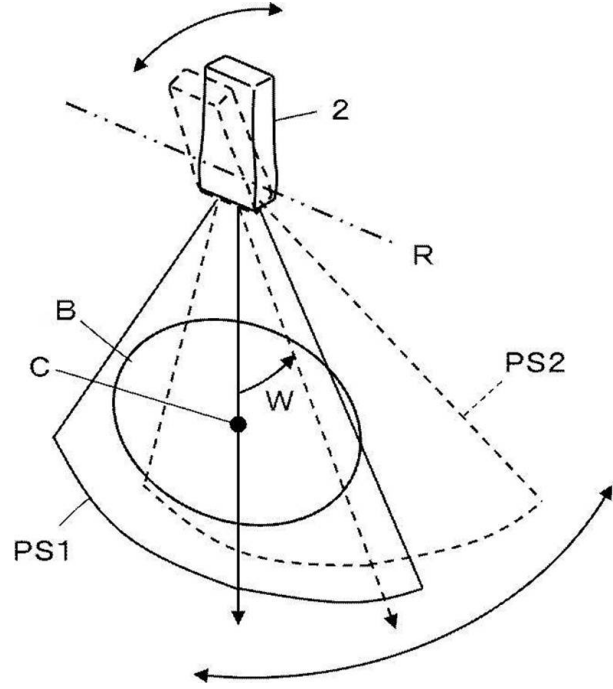
20

30

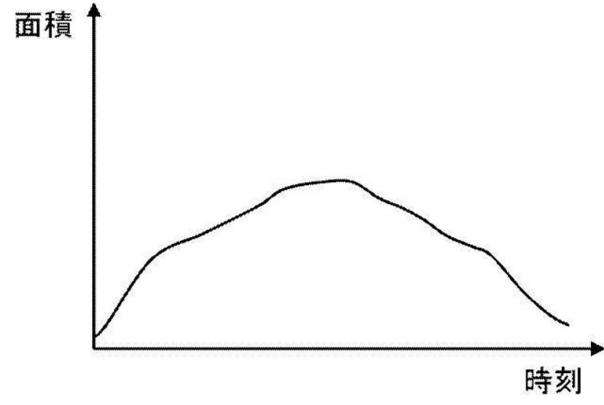
40

50

【図 5】



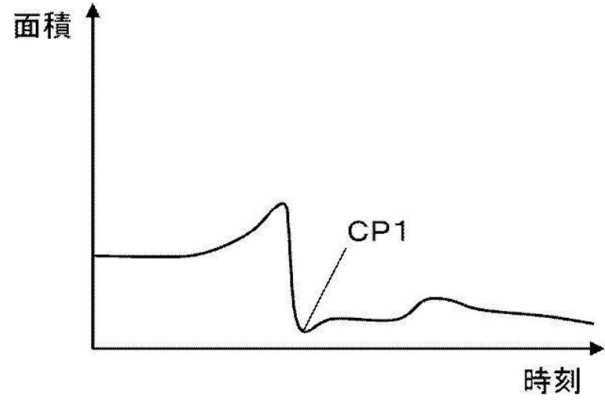
【図 6】



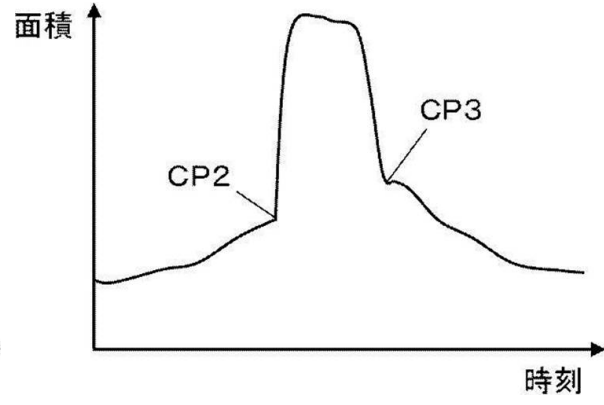
10

20

【図 7】



【図 8】

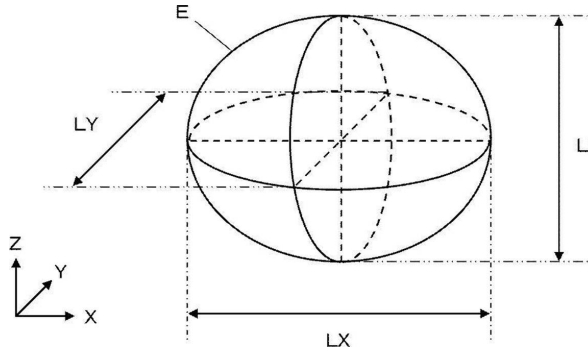


30

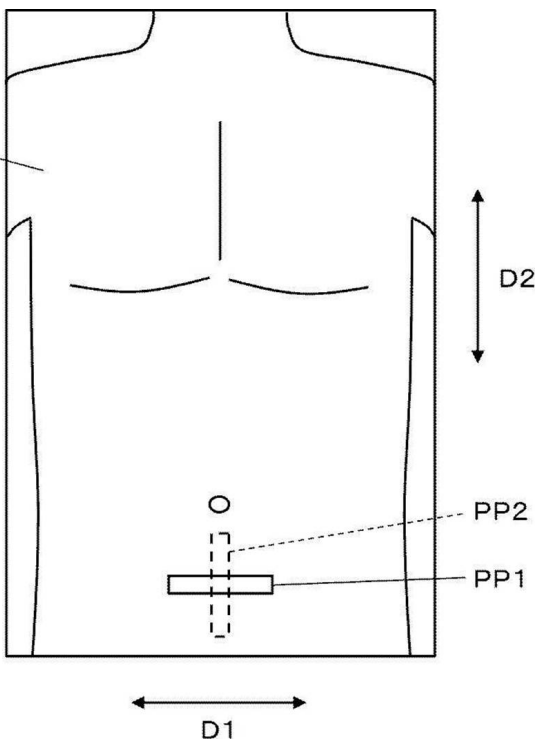
40

50

【図 9】



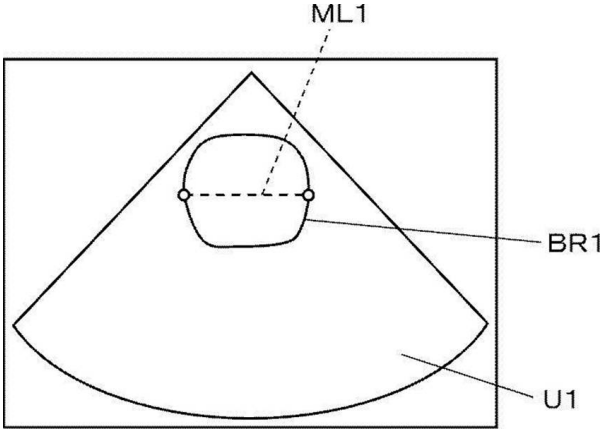
【図 10】



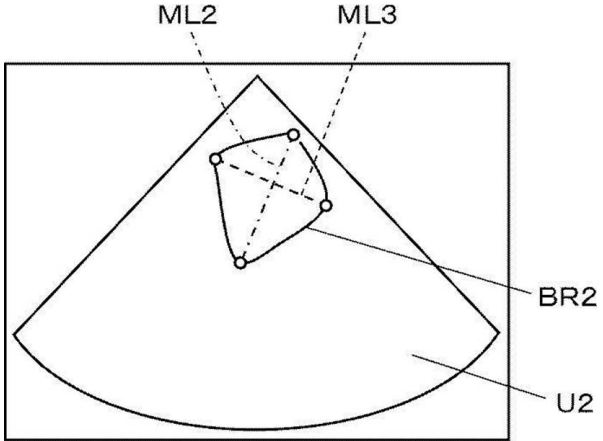
10

20

【図 11】



【図 12】

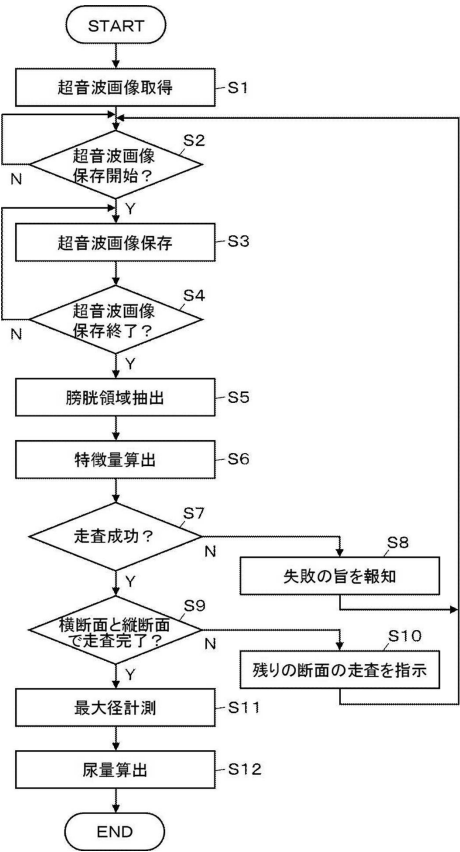


30

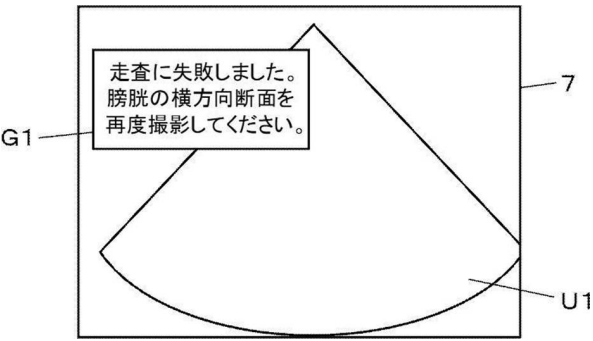
40

50

【図 1 3】



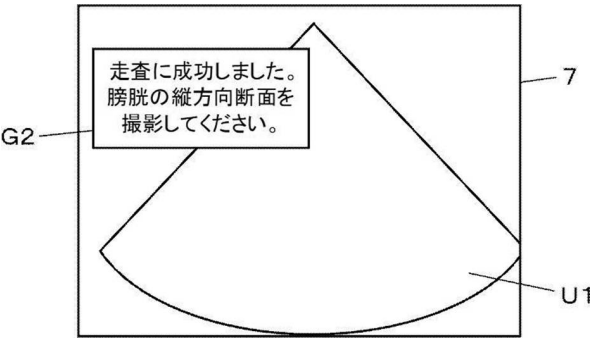
【図 1 4】



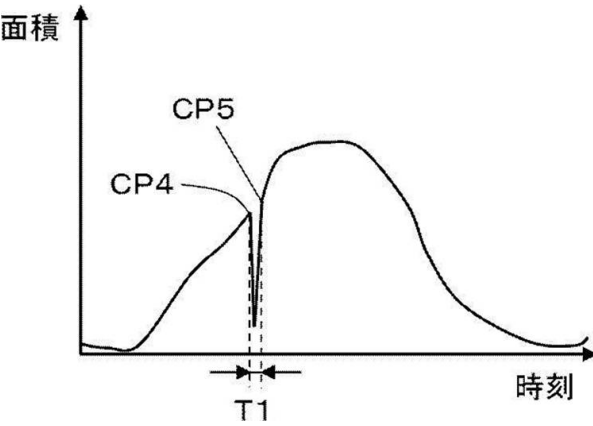
10

20

【図 1 5】



【図 1 6】

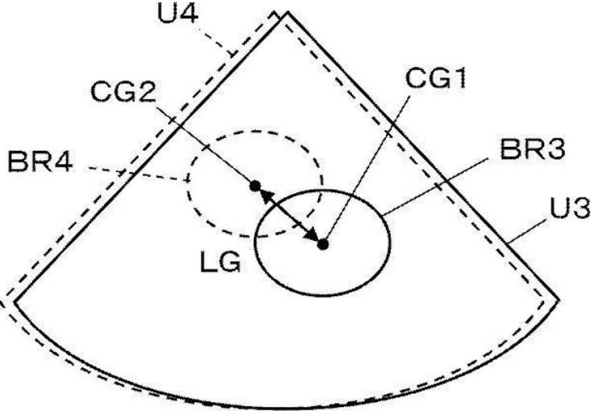


30

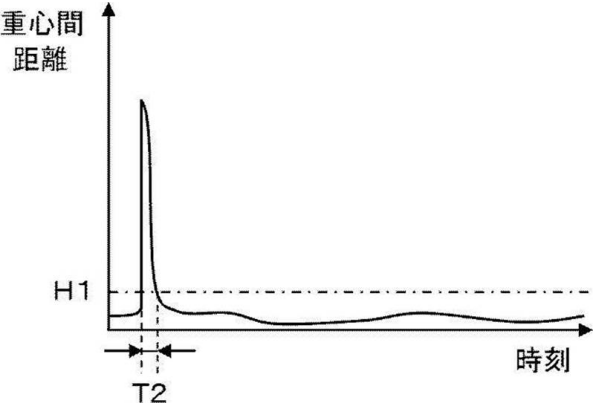
40

50

【図 17】

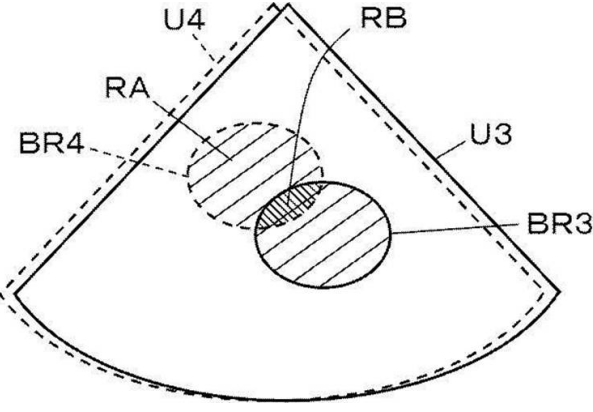


【図 18】

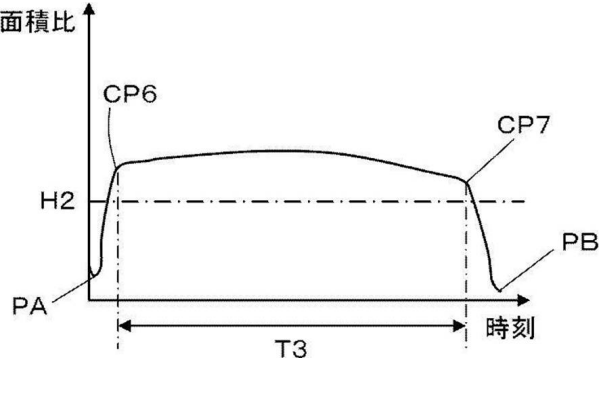


10

【図 19】

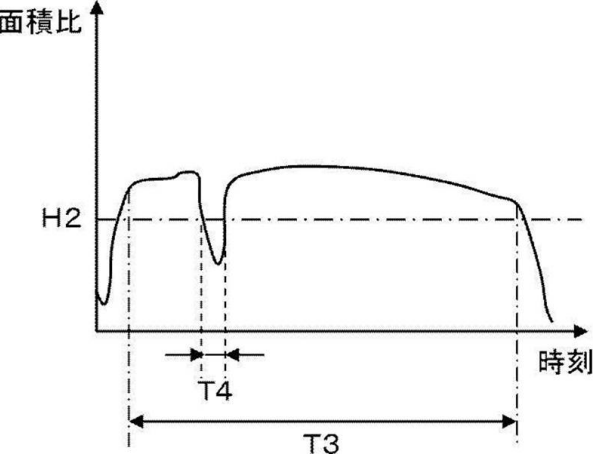


【図 20】

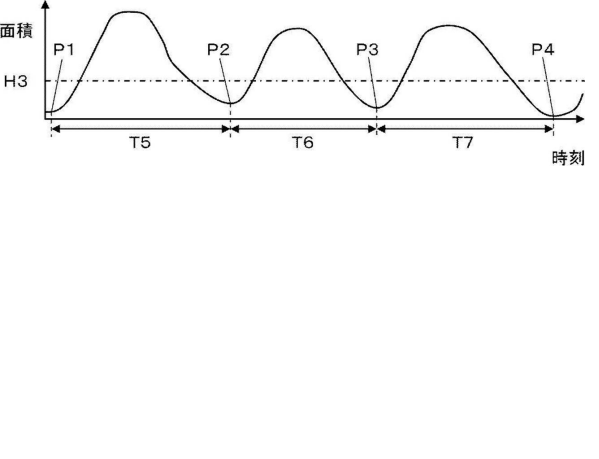


20

【図 21】



【図 22】

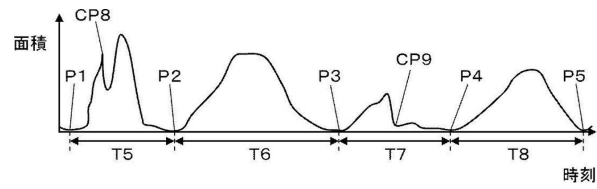


30

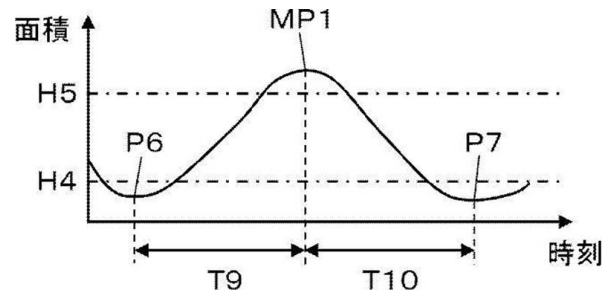
40

50

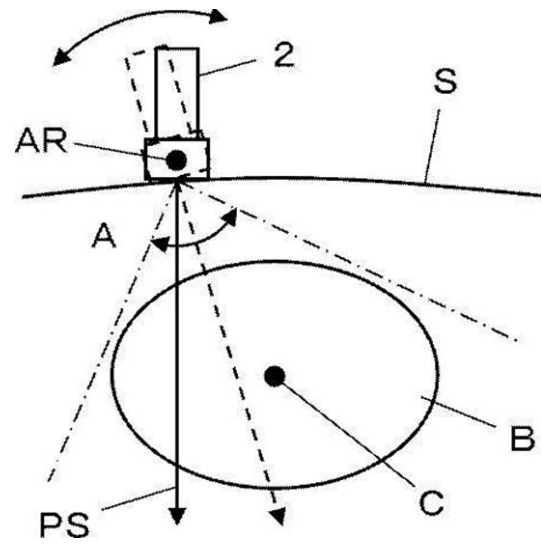
【図 2 3】



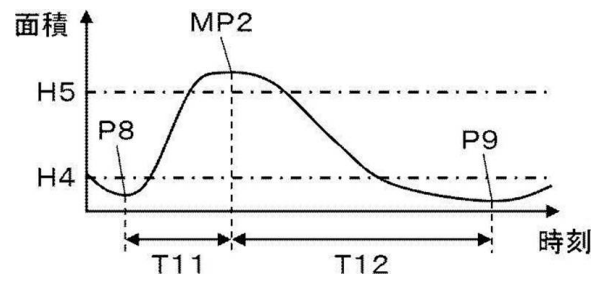
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



10

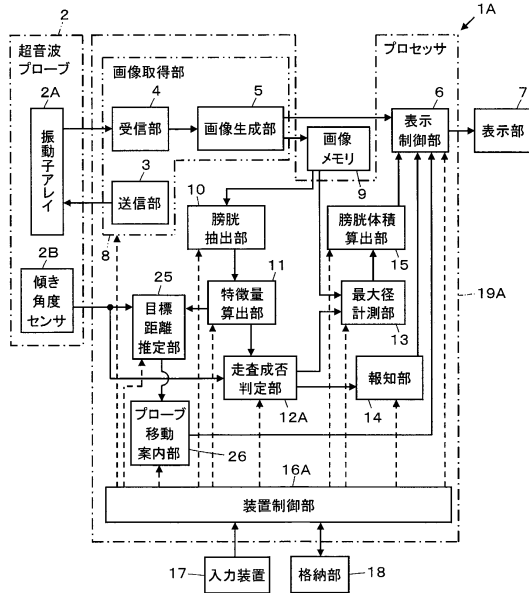
20

30

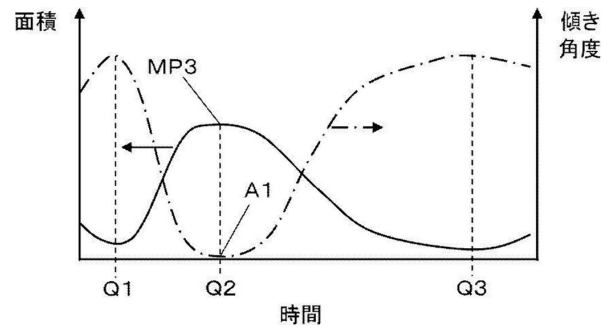
40

50

【図 27】

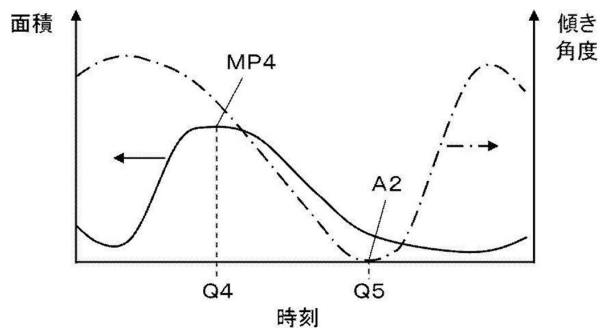


【図 28】

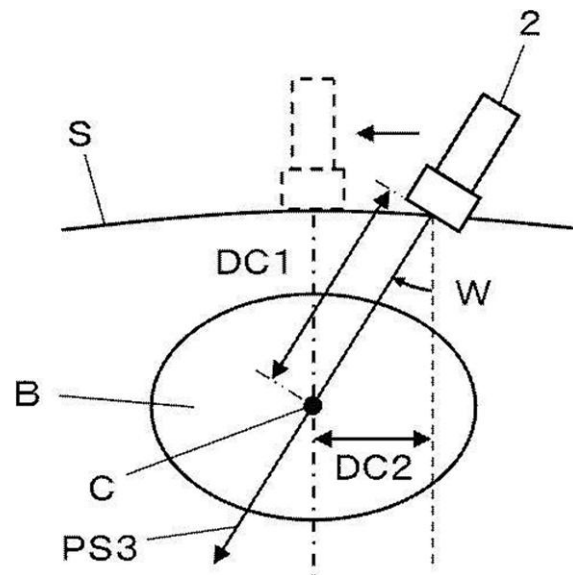


10

【圖 29】



【図 30】



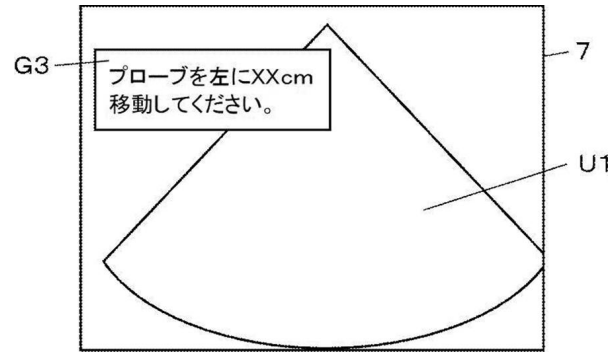
20

30

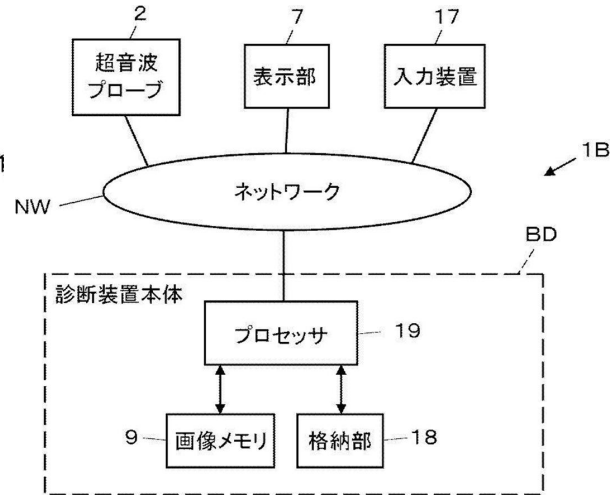
40

50

【図 3 1】



【図 3 2】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2016-140589 (JP, A)
 特開 2013-192779 (JP, A)
 特開 2001-37756 (JP, A)
 特開 2001-276066 (JP, A)
(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
 A61B 8/00