

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7199556号  
(P7199556)

(45)発行日 令和5年1月5日(2023.1.5)

(24)登録日 令和4年12月22日(2022.12.22)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 Z D M

請求項の数 18 (全39頁)

(21)出願番号	特願2021-546570(P2021-546570)	(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
(86)(22)出願日	令和2年8月27日(2020.8.27)	(74)代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/032409	(74)代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
(87)国際公開番号	WO2021/054076	(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
(87)国際公開日	令和3年3月25日(2021.3.25)	審査官	富永 昌彦
審査請求日	令和4年3月2日(2022.3.2)		
(31)優先権主張番号	特願2019-169129(P2019-169129)		
(32)優先日	令和1年9月18日(2019.9.18)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

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の傾き角度を検出する傾き角度センサと、  
モニタと、

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、

前記超音波プローブを前記被検体の体表に沿ってスライド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から前記特徴量算出部により算出される前記特徴量に基づいて前記超音波プローブによる走査断面における前記膀胱領域の2方向の第1最大径および第2最大径を計測し、且つ、前記特徴量算出部により算出された前記特徴量に基づいて最大特徴量を算出する第1計測部と、

前記特徴量算出部により算出された前記特徴量と、前記第1計測部により計測された前記最大特徴量との比率または差分を算出し、前記比率または前記差分を前記モニタに表示することにより、前記超音波プローブによる前記走査断面が前記第1最大径および前記第2最大径を示す断面となるようにユーザに対して前記超音波プローブの前記被検体の体表に

10

20

沿った目標スライド位置へのスライド操作をアシストする操作アシスト部と、

前記操作アシスト部によりアシストされた前記目標スライド位置におい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と前記傾き角度センサにより検出された前記超音波プローブの傾き角度とに基づいて前記超音波プローブによる前記走査断面に対して直交する断面における前記膀胱領域の第3最大径を計測する第2計測部と、

前記第1計測部により計測された前記第1最大径および前記第2最大径と前記第2計測部により計測された前記第3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と

を備える超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記特徴量算出部は、前記特徴量として前記超音波プローブによる前記走査断面における前記膀胱領域の前記2方向の第1径および第2径を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記特徴量算出部は、前記特徴量として前記超音波プローブによる前記走査断面における前記膀胱領域の前記2方向の第1径および第2径の積を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記特徴量算出部は、前記特徴量として前記超音波プローブによる前記走査断面における前記膀胱領域の面積を算出する請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項5】

前記第1計測部は、前記特徴量算出部により算出された前記特徴量が最大となる前記走査断面における前記2方向の第1径および第2径を前記第1最大径および前記第2最大径として計測する請求項1～4のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記操作アシスト部は、前記最大特徴量に対する前記特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、前記最大特徴量と前記特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、前記超音波プローブによる前記走査断面が前記第1最大径および前記第2最大径を示す断面である旨を前記モニタに表示する請求項1～5のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項7】

前記操作アシスト部は、前記ユーザに対して前記超音波プローブの前記目標スライド位置へのスライド操作をアシストするためのアシスト情報として、前記第1最大径と前記第2最大径を示す前記走査断面を表す前記超音波画像を前記モニタにさらに表示させる請求項1～6のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項8】

スピーカを備え、

前記操作アシスト部は、前記スピーカから音を発することにより前記ユーザに対して前記超音波プローブの前記目標スライド位置へのスライド操作をアシストする請求項1～7のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項9】

ランプを備え、

前記操作アシスト部は、前記ランプから光を発することにより前記ユーザに対して前記超音波プローブの前記目標スライド位置へのスライド操作をアシストする請求項1～8のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項10】

前記操作アシスト部は、前記傾き角度センサにより検出された前記超音波プローブの傾き角度がゼロとなる状態において前記特徴量算出部により算出された前記特徴量が、前記超音波プローブが前記目標スライド位置に配置され且つ前記傾き角度センサにより検出さ

50

れた前記超音波プローブの傾き角度がゼロとなる状態において前記特徴量算出部により算出された前記特徴量に対して定められた割合以下となった場合に、再度、前記ユーザに対して前記超音波プローブの前記目標スライド位置へのスライド操作をアシストする請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

前記第 2 計測部は、前記超音波プローブが前記走査断面の片側においてのみ傾斜することにより、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と前記超音波プローブの傾き角度とに基づいて前記第 3 最大径を計測する請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記第 2 計測部が前記第 3 最大径を計測する場合にのみ前記傾き角度センサが稼働するように前記傾き角度センサを制御する装置制御部を備える請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

少なくとも前記膀胱抽出部、前記特徴量算出部、前記第 1 計測部、前記操作アシスト部、前記第 2 計測部および前記膀胱体積算出部を含み且つ前記超音波プローブと無線通信により接続される装置本体を備え、

前記超音波プローブは、少なくとも、

前記傾き角度センサと、

前記第 2 計測部が前記第 3 最大径を計測する場合にのみ前記傾き角度センサが稼働するように前記傾き角度センサを制御するプローブ制御部と

を備える請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記第 1 計測部は、定められた走査時間内において前記特徴量算出部により算出された前記特徴量に基づいて前記第 1 最大径および前記第 2 最大径を計測する請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記ユーザが入力操作をするための入力装置を備え、

前記入力装置を介して前記ユーザにより、前記第 1 最大径および前記第 2 最大径を計測し直す旨の指示が入力された場合に、前記第 1 計測部は、再度、前記定められた走査時間内において、前記特徴量算出部により算出される前記特徴量に基づいて前記第 1 最大径および前記第 2 最大径を計測する請求項 14 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記走査時間は、前記入力装置を介した前記ユーザの入力操作に基づいて調整可能である請求項 15 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記第 1 計測部は、互いに連続するフレームの前記超音波画像における前記特徴量の差が定められた値より大きくなる場合に、前記連続するフレーム以外のフレームの前記超音波画像における前記特徴量に基づいて、前記第 1 最大径および前記第 2 最大径を計測する請求項 1 ~ 16 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

被検体に接触された超音波プローブにより、前記被検体に対して超音波ビームの走査を行い、

前記超音波プローブの傾き角度を検出し、

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面に対応する複数フレームの超音波画像を取得し、

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し、

前記超音波プローブを前記被検体の体表に沿ってスライドさせながら取得される超音波

10

20

30

40

50

画像から算出される前記特徴量に基づいて前記超音波プローブによる走査断面における前記膀胱領域の2方向の第1最大径および第2最大径を計測し、

前記特徴量に基づいて最大特徴量を算出し、

前記特徴量と前記最大特徴量との比率または差分を算出し、

前記比率または前記差分をアシスト情報として前記モニタに表示することにより、前記超音波プローブによる前記走査断面が前記第1最大径および前記第2最大径を示す断面となるようにユーザに対して前記超音波プローブの前記被検体の体表に沿った目標スライド位置へのスライド操作をアシストし、

アシストされた前記目標スライド位置において前記超音波プローブの傾き角度を変化させながら取得される超音波画像と、検出された前記超音波プローブの傾き角度とに基づいて前記超音波プローブによる前記走査断面に対して直交する断面における前記膀胱領域の第3最大径を計測し、

計測された前記第1最大径および前記第2最大径と、計測された前記第3最大径とに基づいて前記膀胱の体積を算出する

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、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その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、複数の超音波振動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超音波エコーに対応する電気信号が取得される。さらに、超音波診断装置は、得られた電気信号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、膀胱の縦方向の径と横方向の径が最大となる膀胱の断層画像と、膀胱の奥行方向の径が最大となる膀胱の断層画像をそれぞれ観察し、膀胱の径を手動で計測する必要があった。

【0004】

そこで、被検体の膀胱内の尿量を計測する際に生じるユーザの手間を省くために、特許文献1に開示される超音波診断装置が開発されている。特許文献1の超音波診断装置は、超音波プローブの傾き角度を計測する傾き角度センサが超音波プローブに含まれており、被検体の体表上に超音波プローブが接触した状態で超音波プローブが傾斜されながら計測された超音波プローブの傾き角度と、このときの超音波画像から算出された被検体の膀胱の最深部の位置とに基づいて、膀胱の奥行方向の径が算出される。また、被検体の体表上で超音波プローブが傾斜されている間に、膀胱の縦方向の径と横方向の径も算出され、得られた3方向の径に基づいて、膀胱内の尿量が算出される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

20

30

40

50

【文献】特開 2013 - 158348 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ここで、特許文献 1 の超音波診断装置を用いて被検体の膀胱内の尿量を計測する場合に、ユーザは、膀胱の奥行方向の最大径を算出するために、膀胱が超音波画像に描出されなくなるまで超音波プローブを傾斜させる必要がある。また、特許文献 1 の超音波診断装置では、超音波プローブを接触させる被検体上の位置をユーザが決める必要があるため、例えば、超音波プローブが被検体の膀胱の中心の直上からずれた位置に配置されることがあった。このように、超音波プローブが被検体の膀胱の中心の直上からずれた位置に配置されている場合には、ユーザは、超音波プローブが被検体の膀胱の中心の直上に配置されている場合よりも超音波プローブを大きく傾斜させる必要があり、超音波プローブが被検体の体表から離れてしまうこと、および、超音波プローブが被検体の体表上で滑って超音波プローブの位置がずれてしまうこと等が生じ、被検体の膀胱内の尿量を計測する精度が低下してしまうという問題があった。

10

【0007】

本発明は、このような従来の問題点を解決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高精度に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】

20

【0008】

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、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、超音波プローブの傾き角度を検出する傾き角度センサと、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、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、超音波プローブを被検体の体表に沿ってスライドさせながら画像取得部により取得される超音波画像から特徴量算出部により算出される特徴量に基づいて超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の 2 方向の第 1 最大径および第 2 最大径を計測する第 1 計測部と、超音波プローブによる走査断面が第 1 最大径および第 2 最大径を示す断面となるようにユーザに対して超音波プローブの被検体の体表に沿った目標スライド位置へのスライド操作をアシストする操作アシスト部と、操作アシスト部によりアシストされた目標スライド位置におい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と傾き角度センサにより検出された超音波プローブの傾き角度とに基づいて超音波プローブによる走査断面に対して直交する断面における膀胱領域の第 3 最大径を計測する第 2 計測部と、第 1 計測部により計測された第 1 最大径および第 2 最大径と第 2 計測部により計測された第 3 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とを備えることを特徴とする。

30

【0009】

40

特徴量算出部は、特徴量として超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の 2 方向の第 1 径および第 2 径を算出することができる。

もしくは、特徴量算出部は、特徴量として超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の 2 方向の第 1 径および第 2 径の積を算出することもできる。

もしくは、特徴量算出部は、特徴量として超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の面積を算出することもできる。

【0010】

また、第 1 計測部は、特徴量算出部により算出された特徴量が最大となる走査断面における 2 方向の第 1 径および第 2 径を第 1 最大径および第 2 最大径として計測することができる。

50

この際に、第1計測部は、特徴量算出部により算出された特徴量に基づいて最大特徴量を算出することができる。

【0011】

超音波診断装置は、超音波画像を表示するモニタを備え、操作アシスト部は、モニタにアシスト情報を表示することによりユーザに対して超音波プローブの目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

この際に、操作アシスト部は、特徴量算出部により算出された特徴量と、第1計測部により計測された最大特徴量との比率または差分をアシスト情報としてモニタに表示することができる。

【0012】

さらに、操作アシスト部は、最大特徴量に対する特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特徴量と特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブによる走査断面が第1最大径および第2最大径を示す断面である旨をモニタに表示することができる。

また、操作アシスト部は、アシスト情報として、第1最大径と第2最大径を示す走査断面を表す超音波画像をモニタにさらに表示させることができる。

【0013】

また、超音波診断装置は、スピーカを備え、操作アシスト部は、スピーカから音を発することによりユーザに対して超音波プローブの目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

また、超音波診断装置は、ランプを備え、操作アシスト部は、ランプから光を発することによりユーザに対して超音波プローブの目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

【0014】

また、操作アシスト部は、傾き角度センサにより検出された超音波プローブの傾き角度がゼロとなる状態において特徴量算出部により算出された特徴量が、超音波プローブが目標スライド位置に配置され且つ傾き角度センサにより検出された超音波プローブの傾き角度がゼロとなる状態において特徴量算出部により算出された特徴量に対して定められた割合以下となった場合に、再度、ユーザに対して超音波プローブの目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

【0015】

第2計測部は、超音波プローブが走査断面の片側においてのみ傾斜することにより、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と超音波プローブの傾き角度とに基づいて第3最大径を計測することができる。

【0016】

超音波診断装置は、第2計測部が第3最大径を計測する場合にのみ傾き角度センサが稼働するように傾き角度センサを制御する装置制御部を備えることができる。

もしくは、超音波診断装置は、少なくとも膀胱抽出部、特徴量算出部、第1計測部、操作アシスト部、第2計測部および膀胱体積算出部を含み且つ超音波プローブと無線通信により接続される装置本体を備え、超音波プローブは、少なくとも、傾き角度センサと、第2計測部が第3最大径を計測する場合にのみ傾き角度センサが稼働するように傾き角度センサを制御するプローブ制御部とを備えることもできる。

【0017】

また、第1計測部は、定められた走査時間内において特徴量算出部により算出された特徴量に基づいて第1最大径および第2最大径を計測することができる。

この際に、超音波診断装置は、ユーザが入力操作をするための入力装置を備え、入力装置を介してユーザにより、第1最大径および第2最大径を計測し直す旨の指示が入力された場合に、第1計測部は、再度、定められた走査時間内において、特徴量算出部により算出される特徴量に基づいて第1最大径および第2最大径を計測することができる。

ここで、走査時間は、入力装置を介したユーザの入力操作に基づいて調整可能であるこ

10

20

30

40

50

とが好ましい。

【0018】

また、第1計測部は、互いに連続するフレームの超音波画像における特徴量の差が定められた値より大きくなる場合に、連続するフレーム以外のフレームの超音波画像における特徴量に基づいて、第1最大径および第2最大径を計測することができる。

【0019】

本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、被検体に接触された超音波プローブにより、被検体に対して超音波ビームの走査を行い、超音波プローブの傾き角度を検出し、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、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し、超音波プローブを被検体の体表に沿ってスライドさせながら取得される超音波画像から算出される特徴量に基づいて超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の2方向の第1最大径および第2最大径を計測し、超音波プローブによる走査断面が第1最大径および第2最大径を示す断面となるようにユーザに対して超音波プローブの被検体の体表に沿った目標スライド位置へのスライド操作をアシストし、アシストされた目標スライド位置において超音波プローブの傾き角度を変化させながら取得される超音波画像と、検出された超音波プローブの傾き角度とに基づいて超音波プローブによる走査断面に対して直交する断面における膀胱領域の第3最大径を計測し、計測された第1最大径および第2最大径と、計測された第3最大径とに基づいて膀胱の体積を算出することを特徴とする。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、超音波診断装置が、超音波プローブの傾き角度を検出する傾き角度センサと、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、超音波プローブを被検体の体表に沿ってスライドさせながら画像取得部により取得される超音波画像から特徴量算出部により算出される特徴量に基づいて超音波プローブによる走査断面における膀胱領域の2方向の第1最大径および第2最大径を計測する第1計測部と、超音波プローブによる走査断面が第1最大径および第2最大径を示す断面となるようにユーザに対して超音波プローブの被検体の体表に沿った目標スライド位置へのスライド操作をアシストする操作アシスト部と、操作アシスト部によりアシストされた目標スライド位置におい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と傾き角度センサにより検出された超音波プローブの傾き角度とに基づいて超音波プローブによる走査断面に対して直交する断面における膀胱領域の第3最大径を計測する第2計測部と、第1計測部により計測された第1最大径および第2最大径と第2計測部により計測された第3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とを備えるため、被検体の膀胱内の尿量を高精度に計測することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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における送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】本発明の実施の形態1において膀胱領域を含む超音波画像の例を模式的に示す図である。

【図5】本発明の実施の形態1において表示されるアシスト情報の例を模式的に示す図である。

【図6】本発明の実施の形態1において表示される他のアシスト情報の例を模式的に示す図である。

10

20

30

40

50

【図 7】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 8】本発明の実施の形態 1 において超音波プローブが傾斜される様子を示す模式図である。

【図 9】本発明の実施の形態 1 において計測される被検体の体表から被検体の膀胱領域の最深部までの距離を模式的に示す図である。

【図 10】本発明の実施の形態 1 において計測される第 3 最大径を模式的に示す図である。

【図 11】楕円体の例を示す図である。

【図 12】本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャートである。

10

【図 13】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 14】本発明の実施の形態 1 において被検体の膀胱の第 1 最大径と第 2 最大径を算出する動作を示すフローチャートである。

【図 15】本発明の実施の形態 1 においてガイド表示の例を模式的に示す図である。

【図 16】本発明の実施の形態 1 において超音波プローブのスライド走査をアシストする動作を示すフローチャートである。

【図 17】本発明の実施の形態 1 において被検体の膀胱の第 3 最大径を算出する動作を示すフローチャートである。

【図 18】本発明の実施の形態 1 において被検体の膀胱内の尿量がモニタに表示される例を模式的に示す図である。

20

【図 19】本発明の実施の形態 1 におけるリトライボタンの例を示す図である。

【図 20】本発明の実施の形態 1 におけるアシスト情報として第 1 最大径および第 2 最大径を示す超音波画像がモニタに表示される例を模式的に示す図である。

【図 21】本発明の実施の形態 1 におけるアシスト情報として膀胱の最大面積に対する現在の膀胱の面積の比を表示する例を模式的に示す図である。

【図 22】本発明の実施の形態 1 におけるアシスト情報として膀胱の最大面積に対する現在の膀胱の面積の比と、第 1 最大径および第 2 最大径を示す超音波画像が表示される例を模式的に示す図である。

【図 23】本発明の実施の形態 1 において超音波画像表示領域と計測値表示領域の枠線が強調表示される例を模式的に示す図である。

30

【図 24】本発明の実施の形態 1 における被検体の膀胱の断層面の輪郭上に位置する複数の点を模式的に示す図である。

【図 25】本発明の実施の形態 1 の第 1 の変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 26】本発明の実施の形態 1 の第 2 の変形例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 27】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 28】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。

【発明を実施するための形態】

40

【0022】

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。

なお、本明細書において、「～」を用いて表される数値範囲は、「～」の前後に記載される数値を下限値および上限値として含む範囲を意味する。

本明細書において、「同一」、「同じ」は、技術分野で一般的に許容される誤差範囲を含むものとする。

【0023】

実施の形態 1

50

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。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、送受信回路 3、画像生成部 4、表示制御部 6 およびモニタ 7 が順次接続されている。ここで、送受信回路 3 と画像生成部 4 により、画像取得部 5 が構成されている。また、振動子アレイ 2 と送受信回路 3 は、超音波プローブ 2 1 に含まれている。また、画像生成部 4 に、膀胱抽出部 8 が接続されており、膀胱抽出部 8 に、特徴量算出部 9 と第 1 計測部 1 0 が接続されている。また、特徴量算出部 9 に、第 1 計測部 1 0 が接続されている。また、特徴量算出部 9 と第 1 計測部 1 0 に、操作アシスト部 1 1 が接続されており、操作アシスト部 1 1 に、表示制御部 6 が接続されている。また、画像生成部 4 に、画像メモリ 1 2 が接続され、画像メモリ 1 2 に、操作アシスト部 1 1 が接続されている。また、超音波プローブ 2 1 に、傾き角度センサ 1 3 が含まれている。また、膀胱抽出部 8 および傾き角度センサ 1 3 に、第 2 計測部 1 4 が接続されている。また、第 1 計測部 1 0 と第 2 計測部 1 4 に、膀胱体積算出部 1 5 が接続され、膀胱体積算出部 1 5 に、表示制御部 6 が接続されている。

10

**【 0 0 2 4 】**

また、送受信回路 3、画像生成部 4、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、特徴量算出部 9、第 1 計測部 1 0、操作アシスト部 1 1、傾き角度センサ 1 3、第 2 計測部 1 4 および膀胱体積算出部 1 5 に、装置制御部 1 6 が接続されている。また、装置制御部 1 6 に、入力装置 1 7 が接続されている。

振動子アレイ 2、送受信回路 3 および傾き角度センサ 1 3 は、超音波プローブ 2 1 に含まれている。また、画像生成部 4、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、特徴量算出部 9、第 1 計測部 1 0、操作アシスト部 1 1、第 2 計測部 1 4、膀胱体積算出部 1 5 および装置制御部 1 6 により、超音波診断装置 1 用のプロセッサ 2 2 が構成されている。また、超音波診断装置 1 は、プロセッサ 2 2 を含む図示しない装置本体を備えており、装置本体と超音波プローブ 2 1 とは互いに有線通信により接続されているものとする。

20

**【 0 0 2 5 】**

図 1 に示す超音波プローブ 2 1 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、それぞれ送受信回路 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、超音波エコーに基づく信号を出力する。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。

30

**【 0 0 2 6 】**

送受信回路 3 は、装置制御部 1 6 による制御の下で、振動子アレイ 2 から超音波を送信し且つ振動子アレイ 2 により取得された受信信号に基づいて音線信号を生成する。送受信回路 3 は、図 2 に示すように、振動子アレイ 2 に接続されるパルサ 2 3 と、振動子アレイ 2 から順次直列に接続される増幅部 2 4、A D (Analog Digital) 変換部 2 5、ビームフォーマ 2 6 を有している。

40

**【 0 0 2 7 】**

パルサ 2 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 1 6 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。

**【 0 0 2 8 】**

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

50

プローブ 2 1 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、電気信号である受信信号を発生させ、これらの受信信号を増幅部 2 4 に出力する。

【 0 0 2 9 】

増幅部 2 4 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信号を増幅し、増幅した信号を A D 変換部 2 5 に送信する。A D 変換部 2 5 は、増幅部 2 4 から送信された信号をデジタルの受信データに変換し、これらの受信データをビームフォーマ 2 6 に送信する。ビームフォーマ 2 6 は、装置制御部 1 6 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いて設定される音速または音速の分布に従い、A D 変換部 2 5 により変換された各受信データに対してそれぞれの遅延を与えて加算することにより、いわゆる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、A D 変換部 2 5 で変換された各受信データが整相加算され且つ超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が取得される。

10

【 0 0 3 0 】

画像生成部 4 は、図 3 に示されるように、信号処理部 2 7、D S C ( Digital Scan Converter : デジタルスキャンコンバータ ) 2 8 および画像処理部 2 9 が順次直列に接続された構成を有している。

信号処理部 2 7 は、送受信回路 3 のビームフォーマ 2 6 により生成された音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。

20

【 0 0 3 1 】

D S C 2 8 は、信号処理部 2 7 で生成された 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変換 ( ラスター変換 ) する。

画像処理部 2 9 は、D S C 2 8 から入力される B モード画像信号に階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、B モード画像信号を表示制御部 6、膀胱抽出部 8 および第 2 計測部 1 4 に出力する。以降は、画像処理部 2 9 により画像処理が施された B モード画像信号を、単に、超音波画像と呼ぶ。

【 0 0 3 2 】

膀胱抽出部 8 は、例えば図 4 に示すように、画像生成部 4 により生成された複数フレームの超音波画像 U 1 のそれぞれから膀胱領域 B R を抽出する。膀胱抽出部 8 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 ) の手法を用いて超音波画像 U 1 内の膀胱領域 B R を抽出することができる。また、膀胱抽出部 8 は、膀胱領域 B R 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 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。

30

40

【 0 0 3 3 】

特徴量算出部 9 は、膀胱抽出部 8 により膀胱領域 B R が抽出された複数フレームの超音波画像 U 1 のそれぞれにおいて、抽出された膀胱領域 B R に関する特徴量を算出する。特徴量算出部 9 は、例えば、抽出された膀胱領域 B R の 2 方向における径、これらの 2 方向における径の積、膀胱領域 B R の面積等の特徴量として算出することができる。ここで、膀胱領域 B R の 2 方向における径とは、図 4 に示すように、膀胱領域 B R の最大径である

50

第 1 径  $F_1$  と、この第 1 径  $F_1$  に沿った方向と直交する方向における膀胱領域  $B_R$  の最大径である第 2 径  $F_2$  のことを指す。

【 0 0 3 4 】

第 1 計測部 1 0 は、超音波プローブ 2 1 を被検体の体表に沿ってスライドさせながら画像取得部 5 により取得される超音波画像  $U_1$  から、特徴量算出部 9 により算出される特徴量に基づいて、超音波プローブ 2 1 による走査断面における膀胱領域  $B_R$  の互いに直交する 2 方向の第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$  を計測する。例えば、第 1 計測部 1 0 は、予め定められた走査時間内において超音波プローブ 2 1 が被検体の体表に沿ってスライドされている間に特徴量算出部 9 により算出される特徴量に基づいて最大特徴量を算出し、最大特徴量を示すフレームの超音波画像  $U_1$  を選び出し、その超音波画像  $U_1$  に含まれる膀胱領域  $B_R$  の 2 方向における第 1 径  $F_1$  および第 2 径  $F_2$  を、それぞれ、第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$  として算出することができる。

10

【 0 0 3 5 】

なお、超音波プローブ 2 1 を被検体の体表に沿ってスライドさせるとは、被検体の体表上に超音波プローブ 2 1 を接触させたまま、その超音波プローブ 2 1 を一定の方向に沿って移動させることであり、例えば、超音波プローブ 2 1 の傾き角度をほぼ一定に保ったまま被検体の体表上において超音波プローブ 2 1 を移動させることだけでなく、超音波プローブ 2 1 の移動を一旦中断して超音波プローブ 2 1 を傾斜させること、超音波プローブ 2 1 を移動しながら超音波プローブ 2 1 を傾斜させること等を含む。しかしながら、最大特徴量を算出する精度を向上させるためには、互いに平行な走査断面における膀胱領域  $B_R$  の特徴量が算出されることが望ましく、超音波プローブ 2 1 の傾き角度をほぼ一定に保ったまま被検体の体表上において超音波プローブ 2 1 が移動されることが望ましい。

20

【 0 0 3 6 】

操作アシスト部 1 1 は、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$  を示す断面となるように、超音波プローブ 2 1 の被検体の体表に沿った目標スライド位置へのスライド操作をユーザに対してアシストする。例えば、操作アシスト部 1 1 は、超音波プローブ 2 1 のスライド操作をユーザにアシストするためのアシスト情報をモニター 7 に表示することができる。この際に、操作アシスト部 1 1 は、例えば、特徴量算出部 9 により算出された現在の特徴量、第 1 計測部 1 0 により算出された最大特徴量、および、最大特徴量に対する現在の特徴量の比率をアシスト情報としてモニター 7 に表示することができる。

30

【 0 0 3 7 】

より具体的には、操作アシスト部 1 1 は、例えば図 5 に示すように、アシスト情報として、現在の第 1 径  $F_1$  および第 2 径  $F_2$ 、第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$ 、第 1 最大径  $G_1$  に対する第 1 径  $F_1$  の比率  $R_1$  および第 2 最大径  $G_2$  に対する第 2 径  $F_2$  の比率  $R_2$  をモニター 7 に表示することができる。図 5 に示す例では、モニター 7 が現在フレーム表示領域  $A_{U1}$  と計測値表示領域  $A_N$  とを有し、計測値表示領域  $A_N$  において、現在の第 1 径  $F_1$ 、第 2 径  $F_2$ 、第 1 最大径  $G_1$ 、第 2 最大径  $G_2$ 、第 1 最大径  $G_1$  に対する第 1 径  $F_1$  の比率  $R_1$ 、第 2 最大径  $G_2$  に対する第 2 径  $F_2$  の比率  $R_2$  のそれぞれの値が、アシスト情報として表示されている。また、現在フレーム表示領域  $A_{U1}$  に、画像取得部 5 により取得された現在の超音波画像  $U_1$  が表示されている。

40

【 0 0 3 8 】

また、操作アシスト部 1 1 は、第 1 計測部 1 0 により算出された最大特徴量に対する特徴量算出部 9 により算出された現在の特徴量の比率が、例えば 95 (%) 等の比率しきい値を超えた場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$  を示す断面である旨をモニター 7 に表示することができる。例えば、操作アシスト部 1 1 は、第 1 最大径  $G_1$  に対する第 1 径  $F_1$  の比率  $R_1$  が比率しきい値を超え且つ第 2 最大径  $G_2$  に対する第 2 径  $F_2$  の比率  $R_2$  が比率しきい値を超えた場合に、図 6 に示すように、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径  $G_1$  および第 2 最大径  $G_2$  を示す断面である旨のメッセージ  $M_1$  をモニター 7 に表示することができる。

50

## 【 0 0 3 9 】

図 6 に示す例では、「最大径を示す断面です。プローブを傾斜させてください。」というメッセージ M 1 がモニターに表示されている。ユーザは、このようなアシスト情報を確認しながら超音波プローブ 2 1 をスライド操作し、適切なスライド位置に超音波プローブ 2 1 を配置させる。

## 【 0 0 4 0 】

ここで、例えば図 7 に示すように、超音波プローブ 2 1 をアシストされた目標スライド位置に配置し、被検体 S に対する超音波プローブ 2 1 の接触位置を一定としたまま振動子アレイ 2 の配列方向に平行な回転軸 R を中心として超音波プローブ 2 1 を傾斜させる、いわゆるスウィング法により、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を変化させながら、画像取得部 5 により複数フレームの超音波画像 U 1 を取得することができる。なお、振動子アレイ 2 の配列方向および回転軸 R が延びる方向は、図 7 において紙面に垂直な方向であり、超音波プローブ 2 1 が回転軸 R を中心として回転することにより、超音波プローブ 2 1 から被検体 S 内に延びる走査断面 P S 1 が、回転軸 R を中心として回転する。

10

## 【 0 0 4 1 】

また、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A とは、超音波プローブ 2 1 の振動子アレイ 2 の中心における振動子アレイ 2 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 1 が傾斜した角度を表すものである。すなわち、傾き角度 A は、振動子アレイ 2 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 1 においてゼロであり、その状態から超音波プローブ 2 1 が傾斜するほど大きな値を有するものとする。図 7 および図 8 に示す例において、傾き角度 A 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断面 P S 1 と、超音波プローブ 2 1 が傾斜した状態における走査断面 P S 2 との間の回転角度として表されている。

20

## 【 0 0 4 2 】

傾き角度センサ 1 3 は、図 7 および図 8 に示すように、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を計測するものである。例えば、傾き角度センサ 1 3 は、いわゆるジャイロセンサ、加速度センサ、または、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 1 の傾き角度 A に換算する。

## 【 0 0 4 3 】

また、傾き角度センサ 1 3 は、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向を区別するために、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向に対応する符号を傾き角度 A に付与することができる。例えば、傾き角度 A がゼロとなる状態の超音波プローブ 2 1 による走査断面 P S 1 を基準として、走査断面 P S 1 の一方の側に超音波プローブ 2 1 が傾斜した場合に、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向を正の方向として、検出される傾き角度 A に正の符号を付与し、走査断面 P S 1 の他方の側に超音波プローブ 2 1 が傾斜した場合に、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向を負の方向として、検出される傾き角度 A に負の符号を付与することができる。

30

## 【 0 0 4 4 】

第 2 計測部 1 4 は、操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を変化させながら、画像取得部 5 により取得された超音波画像 U 1 と傾き角度センサ 1 3 により検出された超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A とに基づいて、傾き角度 A がゼロの状態の超音波プローブ 2 1 による走査断面 P S 1 に対して直交する断面における膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を計測する。ここで、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H とは、膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 に沿った方向と第 2 最大径 G 2 に沿った方向の双方に直交する方向における膀胱領域 B R の最大径のことを指す。

40

## 【 0 0 4 5 】

第 2 計測部 1 4 は、第 3 最大径 H を計測する際に、例えば、図 9 に示すように、画像取得部 5 により取得された超音波画像 U 1 を解析することにより、被検体 S の体表から膀胱抽出部 8 により抽出された膀胱領域 B R の最深部までの距離 L を計測し、算出された距離

50

Lと傾き角度センサ13により検出された超音波プローブ21の傾き角度Aを用いて、 $W = L \times |\sin(A)|$ の関係式により、膀胱領域BRの最深部から、傾き角度Aがゼロの状態の走査断面PS1までの距離である膀胱領域BRの第3方向長さWを算出することができる。ここで、 $\sin(A)$ は、傾き角度Aの正弦を表し、 $|\sin(A)|$ は、 $\sin(A)$ の絶対値を表す。また、第2計測部14は、例えば、超音波画像U1の上端部から膀胱領域BRの最深部までの走査線に沿った方向における最短距離を、被検体Sの体表から膀胱領域BRの最深部までの距離Lとして計測することができる。

【0046】

さらに、第2計測部14は、超音波プローブ21の傾き角度Aが変化している間に、第3方向長さWを算出し続け、例えば、図10に示すように、走査断面PS1を基準として、超音波プローブ21が正の方向に傾斜した場合に最大となる第3方向長さW1と、超音波プローブ21が負の方向に傾斜した場合に最大となる第3方向長さW2をそれぞれ算出し、算出された第3方向長さW1およびW2の和を計算することにより、第3最大径Hを算出することができる。

10

【0047】

図10に示す例では、走査断面PS1を基準として、超音波プローブ21が正の方向に傾斜した場合に計測された被検体Sの体表から膀胱領域BRの最深部までの距離L1とその際の超音波プローブ21の傾き角度A1を用いて、 $W1 = L1 \times |\sin(A1)|$ の関係式により、第3方向長さW1が算出されている。また、超音波プローブ21が負の方向に傾斜した場合に計測された被検体Sの体表から膀胱領域BRの最深部までの距離L2とその際の超音波プローブ21の傾き角度A2を用いて、 $W2 = L2 \times |\sin(A2)|$ の関係式により、第3方向長さW2が算出されている。

20

【0048】

なお、第2計測部14は、ユーザによる超音波プローブ21の傾斜操作が完了したか否かを判定し、超音波プローブ21の傾斜操作が完了したと判定した場合に、第3方向長さW1、W2を算出し、これらの和を計算することにより、第3最大径Hを算出することができる。例えば、超音波プローブ21の傾斜操作として、ユーザにより、超音波画像U1に膀胱領域BRが描出されなくなるまで正負それぞれの方向に超音波プローブ21が傾斜される際に、第2計測部14は、傾き角度センサ13により検出される傾き角度Aが、ゼロ、正の最大傾き角度、ゼロ、負の最大傾き角度、ゼロの順に推移するか、ゼロ、負の最大傾き角度、ゼロ、正の最大傾き角度、ゼロの順に推移したことを検知した場合に、ユーザによる超音波プローブ21の傾斜操作が完了したと判定することができる。ここで、走査断面PS1を基準として、ユーザが正の方向に超音波プローブ21を傾けていき、超音波画像U1上に膀胱領域BRが描出されなくなったときの超音波プローブ21の傾き角度Aを正の最大傾き角度と呼び、ユーザが負の方向に超音波プローブ21を傾けていき、超音波画像U1上に膀胱領域BRが描出されなくなったときの超音波プローブ21の傾き角度Aを負の最大傾き角度と呼ぶこととする。

30

【0049】

膀胱体積算出部15は、第1計測部10により計測された第1最大径G1および第2最大径G2と第2計測部14により計測された第3最大径Hとに基づいて、被検体Sの膀胱の体積を、被検体Sの膀胱内の尿量として算出する。膀胱は、一般的に概ね楕円体形状をしているため、膀胱体積算出部15は、膀胱の体積を楕円体の体積として算出する。ここで、図11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、円周率として、楕円体Eの体積は、 $(LX \times LY \times LZ) \times \pi / 6$ により算出されることが知られている。そのため、膀胱体積算出部15は、 $(第1最大径G1) \times (第2最大径G2) \times (第3最大径H) \times \pi / 6$ を計算することにより被検体Sの膀胱の体積を算出することができる。

40

【0050】

画像メモリ12は、画像取得部5により取得された超音波画像U1を保存するものであ

50

る。画像メモリ 12 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。

#### 【0051】

表示制御部 6 は、装置制御部 16 の制御の下、画像取得部 5 により取得された超音波画像 U1、操作アシスト部 11 によるアシスト情報等に所定の処理を施して、それらをモニター 7 に表示する。

モニター 7 は、表示制御部 6 による制御の下、画像取得部 5 により取得された超音波画像 U1、操作アシスト部 11 によるアシスト情報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。

#### 【0052】

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。

装置制御部 16 は、予め記憶している制御プログラム等に基づいて、超音波診断装置 1 の各部の制御を行う。

#### 【0053】

なお、画像生成部 4、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、特徴量算出部 9、第 1 計測部 10、操作アシスト部 11、第 2 計測部 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 22 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)、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 22 の画像生成部 4、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、特徴量算出部 9、第 1 計測部 10、操作アシスト部 11、第 2 計測部 14、膀胱体積算出部 15 および装置制御部 16 は、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されることもできる。

#### 【0055】

以下では、図 12 に示すフローチャートを用いて、実施の形態 1 の超音波診断装置 1 の操作を詳細に説明する。

まず、ステップ S1 において、超音波画像 U1 が生成され、生成された超音波画像 U1 がモニター 7 に表示される。この際に、まず、ユーザにより、被検体 S の体表上に超音波プローブ 21 が接触されて、送受信回路 3 のパルス 23 からの駆動信号に従って振動子アレイ 2 の複数の振動子から被検体 S 内に超音波ビームが送信され、被検体 S からの超音波エコーを受信した各振動子から受信信号が送受信回路 3 の増幅部 24 に出力される。受信信号は、増幅部 24 で増幅され、AD 変換部 25 で AD 変換された後、ビームフォーマ 26 で整相加算されて、音線信号が生成される。この音線信号は、画像生成部 4 において、信号処理部 27 で包絡線検波処理が施されることで B モード画像信号となり、DSC 28 および画像処理部 29 を経て表示制御部 6 に出力され、図 4 に示すように、表示制御部 6 の

10

20

30

40

50

制御の下で超音波画像U 1 がモニターに表示される。

【 0 0 5 6 】

この際に、ユーザは、例えば、図 1 3 に示すように、被検体 S に正面から対向したときの横方向 D 1、被検体 S の身長方向に沿った縦方向 D 2、横方向 D 1 と縦方向 D 2 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た場合に、被検体 S の横方向 D 1 に沿った膀胱の断層面を観察するための第 1 接触位置 P P 1 と、被検体 S の縦方向 D 2 に沿った膀胱の断層面を観察するための第 2 接触位置 P P 2 のいずれかに超音波プローブ 2 1 を配置して超音波画像 U 1 を撮影し、超音波画像 U 1 に膀胱領域 B R が描出されるように、超音波プローブ 2 1 の位置を調節する。

10

【 0 0 5 7 】

次に、ステップ S 2 において、装置制御部 1 6 により、被検体 S の膀胱内の尿量計測が開始されるか否かが判定される。例えば、装置制御部 1 6 は、入力装置 1 7 を介してユーザにより、尿量計測を開始する旨の指示が入力された場合に、被検体 S の膀胱内の尿量計測が開始されたと判定し、尿量計測を開始する旨の指示が入力されない場合に、被検体 S の膀胱内の尿量計測が開始されていないと判定することができる。例えば、ユーザが超音波プローブ 2 1 の位置の調節を続けており、入力装置 1 7 を介してユーザにより尿量計測を開始する旨の指示が入力されない場合には、被検体 S の膀胱内の尿量計測が開始されないと判定され、ステップ S 1 に戻り、超音波画像 U 1 が取得された後、ステップ S 2 に進む。また、例えばユーザが超音波プローブ 2 1 の位置調整を終えて、入力装置 1 7 を介してユーザにより尿量計測を開始する旨の指示が入力された場合に、被検体 S の膀胱内の尿量計測が開始されたと判定され、ステップ S 3 に進む。

20

【 0 0 5 8 】

ステップ S 3 において、第 1 計測部 1 0 は、定められた走査時間の間に画像取得部 5 により取得された超音波画像 U 1 に基づいて、超音波画像 U 1 に含まれる膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 を取得する。このステップ S 3 における超音波診断装置 1 の動作については、図 1 4 に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。

【 0 0 5 9 】

まず、ステップ S 8 において、装置制御部 1 6 は、時間の計測を開始する。このようにして計測された時間は、後述するように、定められた走査時間が経過したか否かの判定に用いられる。

30

次に、ステップ S 9 において、画像取得部 5 により、超音波画像 U 1 が取得される。この際に、ユーザは、超音波プローブ 2 1 をスライド操作しながら超音波画像 U 1 を撮影する。

【 0 0 6 0 】

続くステップ S 1 0 において、膀胱抽出部 8 は、ステップ S 9 で取得された超音波画像 U 1 に含まれる膀胱領域 B R を抽出する。膀胱抽出部 8 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) の手法を用いて超音波画像 U 1 内の膀胱領域 B R を抽出することができる。また、膀胱抽出部 8 は、膀胱領域 B R 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 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。

40

【 0 0 6 1 】

50

ステップ S 1 1 において、特徴量算出部 9 は、ステップ S 9 で抽出された膀胱領域 B R に関する特徴量を算出する。ここでは、説明のため、特徴量算出部 9 は、特徴量として膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 を算出するものとする。この際に、特徴量算出部 9 は、例えば図 4 に示すように、まず、超音波画像 U 1 内の膀胱領域 B R における最大径を第 1 径 F 1 として算出し、この第 1 径 F 1 に沿った方向とは直交する方向における膀胱領域 B R の最大径を第 2 径 F 2 として算出することができる。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 1 2 において、装置制御部 1 6 は、ステップ S 8 で時間の計測が開始された時点からの経過時間を参照して、定められた走査時間が経過したか否かを判定する。定められた走査時間が経過していないと判定された場合には、ステップ S 9 に戻り、超音波画像 U 1 が取得され、ステップ S 1 0 で膀胱領域 B R が抽出され、ステップ S 1 1 で膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 が算出される。このようにして、定められた走査時間が経過するまで、ステップ S 9 ~ ステップ S 1 2 の処理が繰り返される。ステップ S 1 2 において、定められた走査時間が経過したと判定された場合には、装置制御部 1 6 による時間の計測が終了し、ステップ S 1 3 に進む。

10

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 3 において、第 1 計測部 1 0 は、定められた走査時間の間になされたステップ S 9 ~ ステップ S 1 2 の繰り返しにより複数フレームの超音波画像 U 1 に対して算出された膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 および第 2 径 F 2 の双方が最大となるフレームを選択し、このフレームの超音波画像 U 1 における第 1 径 F 1 および第 2 径 F 2 を第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 として算出する。これにより、ステップ S 3 の処理が完了する。

20

【 0 0 6 4 】

図 1 2 に示すように、ステップ S 3 の処理が完了すると、ステップ S 4 に進む。

ステップ S 4 において、装置制御部 1 6 により、図 1 5 に示すように、定められた走査時間が経過した旨と、再度、超音波プローブ 2 1 による走査を促す旨のメッセージ M 2 がモニターに表示される。図 1 5 に示す例では、「走査時間が経過しました。再度走査をしてください。」というメッセージ M 2 がモニターに表示されている。ユーザは、このメッセージ M 2 を確認して、被検体 S の体表上において、再度、超音波プローブ 2 1 をスライド操作する。

【 0 0 6 5 】

続くステップ S 5 において、操作アシスト部 1 1 は、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように、超音波プローブ 2 1 の目標スライド位置へのスライド操作をユーザに対してアシストする。このステップ S 5 における超音波診断装置 1 の動作については、図 1 6 に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。

30

【 0 0 6 6 】

まず、ステップ S 1 4 において、画像取得部 5 により、超音波画像 U 1 が取得される。

次に、ステップ S 1 5 において、膀胱抽出部 8 により、ステップ S 1 4 で取得された超音波画像 U 1 に含まれる膀胱領域 B R が抽出される。

続くステップ S 1 6 において、特徴量算出部 9 により、特徴量として、ステップ S 1 5 で抽出された膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 が算出される。

40

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 7 において、操作アシスト部 1 1 は、ステップ S 3 で算出された第 1 最大径 G 1 に対するステップ S 1 6 で算出された第 1 径 F 1 の比率 R 1 と、ステップ S 3 で算出された第 2 最大径 G 2 に対するステップ S 1 6 で算出された第 2 径 F 2 の比率 R 2 を算出する。例えば、操作アシスト部 1 1 は、 $R 1 = ( F 1 / G 1 ) \times 1 0 0 ( \% )$ 、 $R 2 = ( F 2 / G 2 ) \times 1 0 0 ( \% )$  として、比率 R 1 、 R 2 を百分率として算出することができる。

【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 8 において、操作アシスト部 1 1 は、図 5 に示すように、アシスト情報と

50

して、ステップS 16で算出された第1径F 1および第2径F 2と、ステップS 3で算出された第1最大径G 1および第2最大径G 2と、ステップS 17で算出された比率R 1およびR 2を、超音波プローブ2 1のスライド操作をユーザに対してアシストするためのアシスト情報として、モニター7に表示する。ユーザは、このようにして表示されたアシスト情報を確認しながら超音波プローブ2 1のスライド操作を行うことにより、第1最大径G 1と第2最大径G 2を示す走査断面に相当する超音波画像U 1が取得されるように、超音波プローブ2 1の位置を容易に調節することができる。

【0069】

ステップS 19において、操作アシスト部1 1は、ステップS 17で算出された比率R 1およびR 2の双方が、定められた比率しきい値よりも大きいか否かを判定する。ここで、ステップS 17で算出された比率R 1およびR 2の少なくとも一方が、定められた比率しきい値以下であると判定された場合には、ステップS 14に戻る。ステップS 14で超音波画像U 1が取得され、ステップS 15で膀胱領域B Rが抽出され、ステップS 16で膀胱領域B Rの第1径F 1と第2径F 2が算出され、ステップS 17で第1最大径G 1に対する第1径F 1の比率R 1と第2最大径G 2に対する第2径F 2の比率R 2が算出され、ステップS 18で第1径F 1、第2径F 2、第1最大径G 1、第2最大径G 2、比率R 1、R 2がモニター7に表示されて、ステップS 19に進む。このようにして、ステップS 19において、比率R 1、R 2の双方が定められた比率しきい値よりも大きいと判定されるまで、ステップS 14～ステップS 19の処理が繰り返される。

【0070】

ステップS 19において、ステップS 17で算出された比率R 1、R 2の双方が定められた比率しきい値よりも大きいと判定された場合には、ステップS 20に進む。

ステップS 20において、操作アシスト部1 1は、図6に示すように、第1最大径G 1と第2最大径G 2を示す走査断面に相当する超音波画像U 1が取得される目標スライド位置に超音波プローブ2 1が配置されている旨を表すメッセージM 1をモニター7に表示する。図6に示す例では、「最大径を示す断面です。プローブを傾斜させてください。」というメッセージM 1がモニター7に表示されている。ユーザは、このようなメッセージM 1を確認することにより、超音波プローブ2 1を、第1最大径G 1および第2最大径G 2を示す走査断面に相当する超音波画像U 1が取得される目標スライド位置に、容易に配置することができる。このようにして、ステップS 5の処理が完了する。

【0071】

続くステップS 6において、第2計測部1 4は、膀胱領域B Rの第3最大径Hを取得する。このステップS 6における超音波診断装置1の動作については、図17に示すフローチャートを用いて詳細に説明する。

【0072】

まず、ユーザは、ステップS 5でモニター7に表示されたメッセージM 1を確認することにより、アシストされた目標スライド位置において超音波プローブ2 1の傾き角度Aを変化させるように、超音波プローブ2 1を傾斜させる。例えば、ユーザは、図7および図8に示すように、超音波プローブ2 1をアシストされた目標スライド位置に配置し、被検体Sに対する超音波プローブ2 1の接触位置を一定としたまま振動子アレイ2の配列方向に平行な回転軸Rを中心として超音波プローブ2 1を傾斜させる。これにより、超音波プローブ2 1から被検体S内に延びる走査断面が、回転軸Rを中心として回転する。ここで、ユーザによる超音波プローブ2 1の傾斜操作として、超音波画像U 1に膀胱領域B Rが描出されなくなるまで正負それぞれの方向に超音波プローブ2 1が傾斜されるものとする。

【0073】

このようにして、ユーザにより超音波プローブ2 1が傾斜されて超音波プローブ2 1の傾き角度Aが変化している間に、ステップS 21において、画像取得部5により、超音波画像U 1が取得される。

次に、ステップS 22において、膀胱抽出部8により、ステップS 21で取得された超音波画像U 1に含まれる膀胱領域B Rが抽出される。

## 【 0 0 7 4 】

続くステップ S 2 3 において、第 2 計測部 1 4 は、図 9 に示すように、ステップ S 2 1 で取得された超音波画像 U 1 を解析することにより、被検体 S の体表からステップ S 2 2 で抽出された膀胱領域 B R の最深部までの距離 L を計測する。例えば、第 2 計測部 1 4 は、超音波画像 U 1 の上端部から膀胱領域 B R の最深部までの走査線に沿った方向における最短距離を、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部までの距離 L として計測することができる。

## 【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 4 において、傾き角度センサ 1 3 は、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を検出する。この際に、傾き角度センサ 1 3 は、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向を区別するために、超音波プローブ 2 1 が傾斜する方向に対応する符号を傾き角度 A に付与することができる。例えば、傾き角度 A がゼロとなる状態の走査断面 P S 1 を基準として、正の方向に超音波プローブ 2 1 が傾斜した場合に、検出される傾き角度 A に正の符号を付与し、負の方向に超音波プローブ 2 1 が傾斜した場合に、検出される傾き角度 A に負の符号を付与することができる。

10

## 【 0 0 7 6 】

ステップ S 2 5 において、第 2 計測部 1 4 は、図 7 に示すように、膀胱領域 B R の第 3 方向長さ W を算出する。この際に、第 2 計測部 1 4 は、ステップ S 2 3 で算出された被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部までの距離 L とステップ S 2 4 で検出された超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を用いて、 $W = L \times |\sin(A)|$  の関係式により、膀胱領域 B R の最深部から、傾き角度 A がゼロの状態の走査断面 P S 1 までの距離である膀胱領域 B R の第 3 方向長さ W を算出することができる。

20

## 【 0 0 7 7 】

ステップ S 2 6 において、第 2 計測部 1 4 は、ユーザによる超音波プローブ 2 1 の傾斜操作が完了したか否かを判定する。例えば、第 2 計測部 1 4 は、傾き角度センサ 1 3 により検出される傾き角度 A が、ゼロ、正の最大傾き角度、ゼロ、負の最大傾き角度、ゼロの順に推移するか、ゼロ、負の最大傾き角度、ゼロ、正の最大傾き角度、ゼロの順に推移したことを検知した場合に、ユーザによる超音波プローブ 2 1 の傾斜操作が完了したと判定することができる。

## 【 0 0 7 8 】

ユーザによる超音波プローブ 2 1 の傾斜操作が完了していないとステップ S 2 6 で判定された場合には、ステップ S 2 1 に戻る。ステップ S 2 1 で、超音波画像 U 1 が取得され、ステップ S 2 2 で、超音波画像 U 1 に含まれる膀胱領域 B R が抽出され、ステップ S 2 3 で、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部までの距離 L が算出され、ステップ S 2 4 で、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A が取得され、ステップ S 2 5 で、膀胱領域 B R の第 3 方向長さ W が算出される。このようにして、ステップ S 2 6 において超音波プローブ 2 1 の傾斜操作が完了したと判定されるまで、ステップ S 2 1 ~ ステップ S 2 5 の処理が繰り返され、複数フレームの超音波画像 U 1 に対して、膀胱領域 B R の第 3 方向長さ W が算出される。

30

## 【 0 0 7 9 】

ステップ S 2 6 において、ユーザによる超音波プローブ 2 1 の傾斜操作が完了したと判定された場合に、ステップ S 2 7 に進む。

40

ステップ S 2 7 において、第 2 計測部 1 4 は、複数フレームの超音波画像 U 1 に対してステップ S 2 5 で算出された第 3 方向長さ W に基づいて、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を算出する。例えば、第 2 計測部 1 4 は、図 10 に示すように、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A がゼロとなる走査断面 P S 1 を基準として、超音波プローブ 2 1 が正の方向に傾斜した場合の最大の第 3 方向長さ W 1 と、超音波プローブ 2 1 が負の方向に傾斜した場合の最大の第 3 方向長さ W 2 を算出し、算出された第 3 方向長さ W 1、W 2 の和を計算することにより、第 3 最大径 H を算出することができる。

## 【 0 0 8 0 】

50

ここで、例えば、超音波プローブ 2 1 が傾斜される際に、超音波プローブ 2 1 が配置される位置が膀胱の中心 C の直上から離れた位置である場合には、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A が正の最大傾き角度または負の最大傾き角度となるまで超音波プローブ 2 1 を傾斜させるために、ユーザは、超音波プローブ 2 1 を大きく傾斜させなければならないことがある。この場合に、超音波プローブ 2 1 が大きく傾斜することにより、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表から離れてしまうこと、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表上で滑ることにより超音波プローブ 2 1 がアシストされた目標スライド位置からずれてしまうこと等があり、これらは、第 3 最大径 H の計測精度を低下させてしまう要因となる。

#### 【 0 0 8 1 】

ステップ S 5 において操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置は、被検体 S の膀胱の中心 C の直上近傍の位置であり、第 3 最大径 H が計測される際に、超音波プローブ 2 1 が必要以上に大きく傾斜されないため、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表から離れてしまうこと、超音波プローブ 2 1 のスライド位置がずれてしまうこと等が抑制され、第 3 最大径 H の計測精度が向上する。

#### 【 0 0 8 2 】

続くステップ S 7 において、膀胱体積算出部 1 5 は、ステップ S 3 で取得された膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 と、ステップ S 6 で取得された膀胱領域 B R の第 3 最大径 H とに基づいて、被検体 S の膀胱の体積を、被検体 S の膀胱内の尿量として算出する。より具体的には、膀胱体積算出部 1 5 は、 $(第 1 最大径 G 1) \times (第 2 最大径 G 2) \times (第 3 最大径 H) \times \pi / 6$  を計算することにより被検体 S の膀胱の体積を算出することができる。さらに、膀胱体積算出部 1 5 は、算出された被検体 S の膀胱内の尿量 J を、例えば図 1 8 に示すように、モニター 7 に表示する。

これにより、超音波診断装置 1 が被検体 S の膀胱内の尿量 J を計測する動作が終了する。

#### 【 0 0 8 3 】

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、操作アシスト部 1 1 が、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように超音波プローブ 2 1 の目標スライド位置へのスライド操作を、ユーザに対してアシストし、操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を変化させながら取得される超音波画像 U 1 と超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A に基づいて膀胱領域 B R の第 3 最大径 H が計測されるため、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の膀胱の中心 C の直上近傍の位置に配置された状態で第 3 最大径 H が計測され、この際に、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表から離れてしまうこと、超音波プローブ 2 1 のスライド位置がずれてしまうこと等が抑制され、被検体 S の膀胱内の尿量 J を高精度に計測することができる。

#### 【 0 0 8 4 】

また、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、超音波プローブ 2 1 のスライド操作および傾斜操作を行うだけで自動的に且つ精度良く被検体 S の膀胱内の尿量 J を計測することができるため、尿量計測におけるユーザの手間を省き、たとえ熟練度の低いユーザであっても、容易に被検体 S の膀胱内の尿量 J を計測することができる。

また、ユーザは、超音波診断装置 1 を用いることにより、例えば、片手で超音波プローブ 2 1 を操作するだけで尿量 J の計測ができるため、超音波プローブ 2 1 を操作していない手で他の作業をする等、超音波診断におけるユーザの作業効率を向上させることもできる。

#### 【 0 0 8 5 】

なお、いわゆる受信フォーカス処理を行うビームフォーマ 2 6 は、送受信回路 3 に含まれているが、例えば、画像生成部 4 に含まれることもできる。この場合であっても、ビームフォーマ 2 6 が送受信回路 3 に含まれる場合と同様に、画像生成部 4 により超音波画像 U 1 が生成される。

また、画像生成部 4 は、プロセッサ 2 2 に含まれているが、超音波プローブ 2 1 に含まれていてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 6 】

また、装置制御部 1 6 が、ステップ S 8 において時間の計測を開始し、ステップ S 1 2 において定められた走査時間が経過したか否かを判定することが説明されているが、装置制御部 1 6 は、例えば、ステップ S 8 で時間の計測が開始されてから現在までの経過時間および定められた走査時間をモニターに表示することもできる。また、装置制御部 1 6 は、例えば、定められた走査時間までの残り時間をモニターに表示することもできる。また、装置制御部 1 6 は、例えば、ステップ S 8 で時間の計測が開始されてから現在までの経過時間または定められた走査時間までの残り時間を表す棒グラフおよび円グラフ等の画像をモニターに表示することもできる。

## 【 0 0 8 7 】

また、定められた走査時間は、例えば、入力装置 1 7 を介したユーザの入力操作により、設定されることができる。例えば、使用される超音波診断装置 1 毎に定められた走査時間が設定されることにより、超音波診断装置 1 が使用される病院、診療科等の場所に応じた走査時間の設定が可能である。

## 【 0 0 8 8 】

また、例えば、超音波診断装置 1 を使用するユーザ毎に走査時間が設定されることもできる。例えば、ユーザを識別するための複数のユーザ識別情報が記憶され、記憶された複数のユーザ識別情報に対してそれぞれ定められた走査時間が設定されることができる。この場合には、例えば、入力装置 1 7 を介してユーザにより、自身に対応するユーザ識別情報が入力されると、そのユーザ識別情報に対して設定された走査時間を用いてステップ S 1 2 の判定が行われる。熟練度の高いユーザは、短い走査時間の間に第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す超音波画像 U 1 を得ることが想定されるが、熟練度の低いユーザは、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す超音波画像 U 1 を得るために多大な時間を要することがあると想定されるため、例えば、ユーザの熟練度が低いほど長い走査時間が設定されることにより、熟練度の低いユーザであっても、尿量 J を高精度に計測することができる。

## 【 0 0 8 9 】

また、第 1 計測部 1 0 は、ステップ S 3 において膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 を計測している途中で、入力装置 1 7 を介してユーザの指示が入力されることにより、膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 を新たに計測し直すことができる。より具体的には、入力装置 1 7 を介してユーザにより、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測し直す旨の指示が入力された場合に、装置制御部 1 6 は、時間の計測を新たに開始し、第 1 計測部 1 0 は、再度、定められた走査時間において、特徴量算出部 9 により算出される特徴量に基づいて第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測することができる。

## 【 0 0 9 0 】

例えば、図 1 9 に示すように、モニターにリトライボタン R T を表示し、入力装置 1 7 を介してユーザによりリトライボタン R T が押されることにより、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測し直す旨の指示が入力されることができる。ユーザによりリトライボタン R T が押されると、ステップ S 8 に戻り、装置制御部 1 6 による時間の計測が新たに開始され、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 が計測し直される。これにより、例えば、超音波画像 U 1 において膀胱領域 B R が明確に描出されなかった場合等に、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測し直すことができるため、尿量 J を高精度に計測することができる。

## 【 0 0 9 1 】

また、入力装置 1 7 を介してユーザにより、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測し直す旨の指示が入力された回数に応じて、定められた走査時間を設定することもできる。例えば、1 回の尿量計測において、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測し直す旨の指示が入力される毎に、走査時間が長くなるように、走査時間が自動的に設定されることができる。また、1 回の尿量計測当たりの、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2

10

20

30

40

50

を計測し直す旨の指示が入力された頻度に応じて、ユーザ識別情報毎に走査時間が設定されることもできる。

【0092】

例えば、入力装置17を介してユーザ識別情報が入力された状態で、1回の尿量計測中に、第1最大径G1および第2最大径G2を計測し直す旨の指示が複数回繰り返して入力された場合に、第1最大径G1および第2最大径G2を計測し直す旨の指示が入力された回数が多いほど走査時間が長くなるように、走査時間が自動的に設定され、設定された走査時間が、入力されたユーザ識別情報と関連付けて記憶される。

このようにして、第1最大径G1および第2最大径G2を計測し直す旨の指示が入力された回数に応じて走査時間が設定されることにより、超音波診断装置1を使用するユーザの熟練度に合わせて尿量Jの計測を行うことができる。

10

【0093】

また、図5および図6に示すように、アシスト情報として、現在の第1径F1および第2径F2と、第1最大径G1および第2最大径G2と、比率R1およびR2とがモニター7に表示されることが説明されているが、これらのうち、現在の第1径F1および第2径F2と、第1最大径G1および第2最大径G2のみがモニター7に表示されることもできる。また、現在の第1径F1および第2径F2と、比率R1およびR2のみがモニター7に表示されることもできる。このような場合であっても、ユーザは、モニター7に表示されたアシスト情報を確認することにより、第1最大径G1および第2最大径G2を示す超音波画像U1が取得される目標スライド位置に、容易に超音波プローブ21を配置することができる。

20

【0094】

また、操作アシスト部11は、現在の第1径F1および第2径F2と、第1最大径G1および第2最大径G2と、比率R1およびR2と、第1最大径G1と第2最大径G2を示す走査断面に相当する超音波画像U1が取得される目標スライド位置に超音波プローブ21が配置されている旨を表すメッセージM1に加えて、他のアシスト情報をモニター7に表示することもできる。例えば、操作アシスト部11は、超音波画像U1内の膀胱領域BRに重畳して、第1径F1および第2径F2を表す計測線およびいわゆるキャリパ等をアシスト情報として表示することもできる。ここで、キャリパとは、第1径F1および第2径F2に対応する計測線の両端に位置し、第1径F1および第2径F2が計測される際に、膀胱領域BRの輪郭上のどの2点間の距離が計測されたかを示すものである。

30

【0095】

また、操作アシスト部11は、図20に示すように、アシスト情報として、第1最大径G1および第2最大径G2を示す超音波画像U2をモニター7に表示することもできる。この際に、操作アシスト部11は、例えば画像メモリ12を参照して超音波画像U2を選び出し、選び出された超音波画像U2をモニター7に表示することができる。図20に示す例では、モニター7は、現在フレーム表示領域AU1と計測値表示領域ANの他に、最大フレーム表示領域AU2を有し、最大フレーム表示領域AU2に、第1最大径G1および第2最大径G2を示す超音波画像U2が表示されている。

【0096】

このように、アシスト情報として、第1最大径G1および第2最大径G2を示す超音波画像U2がさらにモニター7に表示されると、ユーザは、現在フレーム表示領域AU1に表示された超音波画像U1と、最大フレーム表示領域AU2に表示されている超音波画像U2とを比較することにより、第1最大径G1および第2最大径G2を示す超音波画像U1を描出する目標スライド位置に超音波プローブ21を容易に配置することができる。

40

【0097】

また、操作アシスト部11は、第1最大径G1に対する現在の第1径F1の比率R1と第2最大径G2に対する現在の第2径F2の比率R2をアシスト情報としてモニター7に表示する代わりに、例えば、第1最大径G1と現在の第1径F1との差分、および、第2最大径G2と現在の第2径F2との差分をアシスト情報としてモニター7に表示することもで

50

きる。ここで、操作アシスト部 11 は、第 1 最大径 G 1 と現在の第 1 径 F 1 との差分、および、第 2 最大径 G 2 と現在の第 2 径 F 2 との差分として、単純に、第 1 最大径 G 1 の値と現在の第 1 径 F 1 値との差 ( G 1 - F 1 )、および、第 2 最大径 G 2 の値と現在の第 2 径 F 2 の値との差 ( G 2 - F 2 ) を計算することができる。また、操作アシスト部 11 は、第 1 最大径 G 1 と現在の第 1 径 F 1 との差分、および、第 2 最大径 G 2 と現在の第 2 径 F 2 との差分として、第 1 最大径 G 1 の値に対する現在の第 1 径 F 1 の値の変化率 ( G 1 - F 1 ) / G 1、および、第 2 最大径 G 2 の値に対する現在の第 2 径 F 2 の値の変化率 ( G 2 - F 2 ) / G 2 を計算することもできる。なお、これらの変化率は、百分率として算出されることもできる。

【 0 0 9 8 】

このようにして、第 1 最大径 G 1 と現在の第 1 径 F 1 との差分、および、第 2 最大径 G 2 と現在の第 2 径 F 2 との差分が算出された場合に、操作アシスト部 11 は、第 1 最大径 G 1 と現在の第 1 径 F 1 との差分、および、第 2 最大径 G 2 と現在の第 2 径 F 2 との差分の双方が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 21 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨をモニター 7 に表示することができる。

【 0 0 9 9 】

また、特徴量算出部 9 により算出される特徴量として、膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 が示されているが、特徴量は、特にこれに限定されない。例えば、特徴量算出部 9 は、膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積を特徴量として算出することができる。この場合に、第 1 計測部 10 は、定められた走査時間において複数フレームの超音波画像 U 1 に対して算出された膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積が最大となるフレームの超音波画像 U 1 を選択し、選択された超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を算出することができる。

【 0 1 0 0 】

この場合に、操作アシスト部 11 は、現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積、および、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積に対する現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積の比率を、アシスト情報としてモニター 7 に表示することができる。また、操作アシスト部 11 は、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積に対する現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積の比率の代わりに、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積と、現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積との差分をアシスト情報としてモニター 7 に表示することもできる。

【 0 1 0 1 】

さらに、操作アシスト部 11 は、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積に対する現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積の比率が比率しきい値を超えた場合、または、第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 との積と、現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 と第 2 径 F 2 との積との差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 21 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨をモニター 7 に表示することができる。

【 0 1 0 2 】

また、例えば、特徴量算出部 9 は、膀胱領域 B R の面積を特徴量として算出することもできる。この場合に、第 1 計測部 10 は、定められた走査時間において複数フレームの超音波画像 U 1 に対して算出された膀胱領域 B R の面積が最大となるフレームの超音波画像 U 1 を選択し、選択された超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を算出することができる。

【 0 1 0 3 】

また、操作アシスト部 11 は、図 21 に示すように、現在フレームの超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R の面積と、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R の最大面積と、最大面積に対する現在の膀胱領域 B R の面積の比率を、アシスト情報としてモニター 7 に表示することができる。図 21 に示す例では、計測

10

20

30

40

50

値表示領域 A N において、現在の膀胱領域 B R の面積、膀胱領域 B R の最大面積および膀胱領域 B R の最大面積に対する現在の膀胱領域 B R の面積の比率のそれぞれの値が表示されている。また、操作アシスト部 1 1 は、膀胱領域 B R の最大面積に対する現在の膀胱領域 B R の面積の比率をモニターに表示する代わりに、膀胱領域 B R の最大面積と現在の膀胱領域 B R の面積との差分をアシスト情報としてモニターに表示することもできる。また、図 2 2 に示すように、操作アシスト部 1 1 は、膀胱領域 B R の最大面積を示す超音波画像 U 2 すなわち第 1 最大径 G 1 と第 2 最大径 G 2 を示す超音波画像 U 2 をモニターに表示することもできる。

#### 【 0 1 0 4 】

さらに、操作アシスト部 1 1 は、膀胱領域 B R の最大面積に対する現在の膀胱領域 B R の面積の比率が比率しきい値を超えた場合、または、膀胱領域 B R の最大面積と現在の膀胱領域 B R の面積の差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨をモニターに表示することができる。

10

#### 【 0 1 0 5 】

このように、操作アシスト部 1 1 は、最大特微量に対する特微量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特微量と特微量との差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨をモニターに表示するため、ユーザは、このような表示を確認することにより、超音波プローブ 2 1 を、目標スライド位置に容易に配置することができる。

20

#### 【 0 1 0 6 】

また、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨をモニターに表示する例として、図 6 に示すように、メッセージ M 1 をモニターに表示することが示されているが、特にこれに限定されない。例えば、操作アシスト部 1 1 は、図 2 3 に示すように、現在フレーム表示領域 A U 1 および計測値表示領域 A N の枠線の表示態様を変化させることにより、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨を表すこともできる。ここで、枠線の表示態様を変化させるとは、枠線の色を変化させること、枠線の太さを変化させること、実線により構成される枠線を破線等の形式の異なった線により構成される枠線に変化させること等を含む。

30

#### 【 0 1 0 7 】

また、現在フレーム表示領域 A U 1 および計測値表示領域 A N の枠線の表示態様を変化させることに限定されず、例えば、モニターの枠線の表示態様を変化させること、現在の特微量の値の表示態様を変化させること、最大特微量に対する現在の特微量の比率または最大特微量と現在の特微量との差分の表示態様を変化させること、現在フレームの超音波画像 U 1 における膀胱領域 B R の表示態様を変化させること等がなされることもできる。

#### 【 0 1 0 8 】

また、最大特微量に対する現在の特微量の比率に対応する 1 つの比率しきい値、または、最大特微量と現在の特微量との差分に対応する 1 つの差分しきい値が設定されていることが説明されているが、最大特微量に対する現在の特微量の比率に対応する複数の比率しきい値、または、最大特微量と現在の特微量との差分に対応する複数の差分しきい値が設定されることもできる。例えば、最大特微量に対する現在の特微量の比率に対応して、第 1 の比率しきい値と、第 1 の比率しきい値よりも大きい第 2 の比率しきい値が設定されている場合に、操作アシスト部 1 1 は、最大特微量に対する現在の特微量の比率が第 1 の比率しきい値を超えた場合と、第 2 の比率しきい値を超えた場合に、それぞれ、アシスト情報をモニターに表示することができる。

40

#### 【 0 1 0 9 】

より具体的には、例えば、最大特微量に対する現在の特微量の比率が第 1 の比率しきい値以下のときに現在フレーム表示領域 A U 1 の枠線と計測値表示領域 A N の枠線が黒色により表示されており、操作アシスト部 1 1 は、最大特微量に対する現在の特微量の比率が

50

第 1 の比率しきい値を超えた場合に、現在フレーム表示領域 A U 1 の枠線と計測値表示領域 A N の枠線を青色により表示し、最大特徴量に対する現在の特徴量の比率が第 2 の比率しきい値を超えた場合に、現在フレーム表示領域 A U 1 の枠線と計測値表示領域 A N の枠線を赤色により表示することができる。

【 0 1 1 0 】

このようにして、操作アシスト部 1 1 が、最大特徴量に対する現在の特徴量の比率の値、または、最大特徴量と現在の特徴量との差分の値に応じて、アシスト情報を段階的にモニターに表示することにより、ユーザは、超音波プローブ 2 1 の現在のスライド位置と、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す超音波画像 U 1 が取得される目標スライド位置との関係を容易に把握することができるため、目標スライド位置に超音波プローブ 2 1 を容易に配置することができる。

10

【 0 1 1 1 】

また、第 2 計測部 1 4 が、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A がゼロとなる走査断面 P S 1 を基準として、超音波プローブ 2 1 が正の方向に傾斜した場合の最大の第 3 方向長さ W 1 と、超音波プローブ 2 1 が負の方向に傾斜した場合の最大の第 3 方向長さ W 2 を算出し、これらの第 3 方向長さ W 1 および W 2 の和を計算することにより、第 3 最大径 H を算出することが説明されているが、第 3 方向長さ W 1 または W 2 のいずれかを用いて第 3 最大径 H を算出することもできる。例えば、第 2 計測部 1 4 は、操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置が、被検体 S の膀胱の中心の直上に位置しているとみなして、第 3 方向長さ W 1 または W 2 の 2 倍の値を第 3 最大径 H の値として算出することができる。

20

【 0 1 1 2 】

また、この場合に、ユーザは、走査断面 P S 1 の片側においてのみ、すなわち、走査断面 P S 1 を基準として正の方向または負の方向に、超音波プローブ 2 1 を傾斜させるだけで、第 3 最大径 H を得ることができる。そのため、ユーザは、より容易に被検体 S の膀胱内の尿量 J を計測することができる。

【 0 1 1 3 】

また、第 2 計測部 1 4 は、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部までの距離 L と超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を用いて、 $W = L \times |\sin(A)|$  の関係式により、第 3 方向長さ W を算出し、算出された第 3 方向長さ W に基づいて、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を算出しているが、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を算出する方法は、これに限定されない。

30

【 0 1 1 4 】

例えば、第 2 計測部 1 4 は、図 2 4 に示すように、超音波プローブ 2 1 が回転軸 R を中心としてユーザにより傾斜されている間に、それぞれの走査断面 P S 3 に対応する超音波画像 U 1 に対して、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部 P 1 までの距離 L と、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最浅部 P 2 までの距離 K を算出し、複数フレームの超音波画像 U 1 に対して算出された被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部 P 1 までの距離 L と、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最浅部 P 2 までの距離 K と、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A に基づいて、回転軸 R に直交する走査断面における膀胱領域 B R の輪郭 T を取得することができる。第 2 計測部 1 4 は、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A がゼロの状態の走査断面 P S 1 に直交する方向における膀胱領域 B R の輪郭 T の最大径を、第 3 最大径 H として算出することができる。なお、第 2 計測部 1 4 は、例えば、超音波画像 U 1 の上端部から膀胱領域 B R の最浅部 P 2 までの走査線に沿った方向における最短距離を、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最浅部 P 2 までの距離 K として算出することができる。

40

【 0 1 1 5 】

また、第 2 計測部 1 4 は、超音波プローブ 2 1 が回転軸 R を中心としてユーザにより傾斜されている間に取得された複数フレームの超音波画像 U 1 に対して、膀胱抽出部 8 により抽出された膀胱領域 B R に基づいて、膀胱領域 B R の 3 次元モデルを構築し、構築された膀胱領域 B R の 3 次元モデルに基づいて、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を算出すること

50

もできる。

【0116】

また、操作アシスト部11が、超音波プローブ21による走査断面が第1最大径G1および第2最大径G2を示す断面である旨をモニター7に表示することが説明されているが、超音波プローブ21による走査断面が第1最大径G1および第2最大径G2を示す断面である旨をユーザに報知する方法は、これに限定されない。

【0117】

例えば、操作アシスト部11は、スピーカから発せられる音により、ユーザに報知することもできる。図25に、実施の形態1の第1の変形例に係る超音波診断装置1Aの構成を示す。超音波診断装置1Aは、図1に示す超音波診断装置1において、スピーカ31が追加され、装置制御部16の代わりに装置制御部16Aが備えられ、プロセッサ22の代わりにプロセッサ22Aが備えられたものである。スピーカ31は、操作アシスト部11および装置制御部16Aに接続されている。

10

【0118】

操作アシスト部11は、最大特徴量に対する特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特徴量と特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、スピーカ31から音を発することにより、超音波プローブ21による走査断面が第1最大径G1および第2最大径G2を示す断面である旨をユーザに報知する等、超音波プローブ21の目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

【0119】

また、例えば、操作アシスト部11は、ランプから発せられる光により、ユーザに報知することができる。図26に、実施の形態1の第2の変形例に係る超音波診断装置1Bの構成を示す。超音波診断装置1Bは、図1に示す超音波診断装置1において、ランプ32が追加され、装置制御部16の代わりに装置制御部16Bが備えられ、プロセッサ22の代わりにプロセッサ22Bが備えられたものである。ランプ32は、操作アシスト部11および装置制御部16Bに接続されている。

20

【0120】

操作アシスト部11は、最大特徴量に対する特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特徴量と特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、ランプ32から光を発することにより、超音波プローブ21による走査断面が第1最大径G1および第2最大径G2を示す断面である旨をユーザに報知する等、超音波プローブ21の目標スライド位置へのスライド操作をアシストすることができる。

30

【0121】

また、特に、熟練度の低いユーザが超音波プローブ21の傾斜操作を行う場合には、操作アシスト部11によりアシストされた目標スライド位置に超音波プローブ21が配置されていても、超音波プローブ21を傾斜させている途中で、被検体Sの体表上を超音波プローブ21が滑ってしまうこと等により、超音波プローブ21のスライド位置が操作アシスト部11によりアシストされた目標スライド位置からずれてしまう可能性がある。

【0122】

操作アシスト部11は、例えば、傾き角度センサ13により検出された超音波プローブ21の傾き角度Aがゼロとなる状態における特徴量が、操作アシスト部11によりアシストされた目標スライド位置に超音波プローブ21が位置し且つその傾き角度Aがゼロの状態における特徴量に対して定められた割合以下となった場合に、再度、ユーザに超音波プローブ21のスライド操作をアシストすることができる。これにより、熟練度の低いユーザが超音波プローブ21の傾斜操作を行う場合であっても、被検体Sの膀胱の直上近傍に超音波プローブ21を配置させながら、超音波プローブ21の傾斜操作を行うことができ、尿量Jを高精度に計測することができる。

40

【0123】

ここで、一般的に、超音波画像を解析して被検体S内の組織を抽出する場合に、超音波画像内に抽出対象の組織が明瞭に抽出されていない等により、抽出対象の組織が正常に抽

50

出されない場合がある。そのため、例えば、ユーザにより、定められた走査時間の間に超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表上をスライド操作されながら超音波画像 U 1 が取得されている場合に、膀胱抽出部 8 により、超音波画像 U 1 内の膀胱領域 B R が正常に抽出されないことが生じる場合が考えられる。このような場合には、正常に抽出されなかった膀胱領域 B R に対して特徴量算出部 9 により算出される膀胱領域 B R の特徴量が、正常に抽出された膀胱領域 B R の特徴量と比較して、非常に小さくなるか、または、非常に大きくなることが予想される。

#### 【 0 1 2 4 】

そこで、第 1 計測部 1 0 は、互いに連続するフレームの超音波画像 U 1 における特徴量の差が定められた値より大きくなる場合に、それらの連続するフレームを除外し、その他の複数フレームの超音波画像 U 1 における特徴量に基づいて、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測することができる。また、第 1 計測部 1 0 は、特徴量算出部 9 により複数フレームの超音波画像 U 1 に対して算出された特徴量のうち、時系列に連続する前のフレームの超音波画像 U 1 における特徴量との差および時系列に連続する後のフレームの超音波画像 U 1 における特徴量との差がいずれも定められた値より大きくなる特徴量を除外し、その他の特徴量に基づいて、第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測することもできる。これにより、尿量 J をより高精度に計測することができる。

10

#### 【 0 1 2 5 】

また、ステップ S 6 の処理において、被検体 S の体表から膀胱領域 B R の最深部 P 1 までの距離 L を算出するステップ S 2 3 が完了した後に、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を取得するステップ S 2 4 が行われているが、ステップ S 2 4 は、ステップ S 2 1 ~ ステップ S 2 6 のループ内において、ステップ S 2 1 の直前、ステップ S 2 2 の直前またはステップ S 2 3 の直前に行われることもできる。

20

#### 【 0 1 2 6 】

また、傾き角度センサ 1 3 は、常に、超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を検出することができるが、第 2 計測部 1 4 が膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を計測する場合にのみ稼働するように、装置制御部 1 6 により制御されることもできる。このように、装置制御部 1 6 が、第 2 計測部 1 4 が膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を計測する場合にのみ稼働するように傾き角度センサ 1 3 を制御することにより、超音波診断装置 1 における消費電力を低減することができる。

30

#### 【 0 1 2 7 】

##### 実施の形態 2

実施の形態 1 において、プロセッサ 2 2 を有する図示しない装置本体と超音波プローブ 2 1 とは、互いに有線通信により接続されているが、装置本体と超音波プローブ 2 1 は、いわゆる無線通信により接続されることもできる。

図 2 7 に、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 C の構成を示す。超音波診断装置 1 C は、互いに無線通信により接続された超音波プローブ 4 1 と装置本体 5 1 を備えている。

#### 【 0 1 2 8 】

超音波プローブ 4 1 は、図 1 に示す実施の形態 1 における超音波プローブ 2 1 において、画像生成部 4、無線通信回路 4 2、プローブ制御部 4 3 およびバッテリー 4 5 が追加されたものである。ここで、超音波プローブ 4 1 における画像生成部 4 は、実施の形態 1 における画像生成部 4 と同一である。超音波プローブ 4 1 において、振動子アレイ 2 に送受信回路 3 が接続され、送受信回路 3 に画像生成部 4 が接続されている。また、画像生成部 4 に、無線通信回路 4 2 が接続されている。無線通信回路 4 2 は、装置本体 5 1 と無線通信により接続される。また、送受信回路 3、画像生成部 4、傾き角度センサ 1 3 および無線通信回路 4 2 に、プローブ制御部 4 3 が接続されている。また、画像生成部 4 とプローブ制御部 4 3 により、プローブ側プロセッサ 4 4 が構成されている。また、超音波プローブ 4 1 に、バッテリー 4 5 が内蔵されている。

40

#### 【 0 1 2 9 】

50

装置本体 5 1 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、振動子アレイ 2、送受信回路 3 および傾き角度センサ 1 3 を含む超音波プローブ 2 1 と、画像生成部 4 とが除かれ、装置制御部 1 6 の代わりに本体制御部 1 6 C が備えられ、無線通信回路 5 2 が追加されたものである。装置本体 5 1 の無線通信回路 5 2 は、超音波プローブ 4 1 と無線通信により接続される。また、無線通信回路 5 2 に、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、第 2 計測部 1 4 および本体制御部 1 6 C が接続されている。また、表示制御部 6、膀胱抽出部 8、特徴量算出部 9、第 1 計測部 1 0、操作アシスト部 1 1、第 2 計測部 1 4、膀胱体積算出部 1 5 および本体制御部 1 6 C により、本体側プロセッサ 2 2 C が構成されている。また、図示しないが、送受信回路 3 と画像生成部 4 により、画像取得部 5 が構成されている。

10

**【 0 1 3 0 】**

超音波プローブ 4 1 の画像生成部 4 は、送受信回路 3 のビームフォーマ 2 6 により生成された音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じた減衰の補正、包絡線検波処理、ラスタ変換、階調処理等を施すことにより超音波画像 U 1 を生成する。また、画像生成部 4 は、生成された超音波画像 U 1 を無線通信回路 4 2 に送出する。

傾き角度センサ 1 3 は、超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を検出し、検出された傾き角度 A を表す情報を無線通信回路 4 2 に送出する。

**【 0 1 3 1 】**

超音波プローブ 4 1 の無線通信回路 4 2 は、電波の送信および受信を行うためのアンテナを含んでおり、プローブ制御部 4 3 の制御の下で、画像生成部 4 により生成された超音波画像 U 1 および傾き角度センサ 1 3 により検出された超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を表す情報等に基づいてキャリアを変調して、超音波画像 U 1 および超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A 等を表す伝送信号を生成する。無線通信回路 4 2 は、このようにして生成された伝送信号をアンテナに供給してアンテナから電波を送信することにより、超音波画像 U 1 および超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を表す情報等を装置本体 5 1 の無線通信回路 5 2 に対して順次無線送信する。キャリアの変調方式としては、A S K (Amplitude Shift Keying : 振幅偏移変調)、P S K (Phase Shift Keying : 位相偏移変調)、Q P S K (Quadrature Phase Shift Keying : 四位相偏移変調)、1 6 Q A M (16 Quadrature Amplitude Modulation : 16 直角位相振幅変調) 等が用いられる。

20

**【 0 1 3 2 】**

また、超音波プローブ 4 1 の無線通信回路 4 2 および装置本体 5 1 の無線通信回路 5 2 の間の無線通信は、例えば、5 G (5th Generation : 第 5 世代移動通信システム)、4 G (4th Generation : 第 4 世代移動通信システム) 等の移動体通信に関する通信規格、W i F i (登録商標)、B l u e t o o t h (登録商標)、U W B (Ultra Wide Band : 超広帯域無線システム) 等の近距離無線通信に関する通信規格に従ってなされることができる。

30

**【 0 1 3 3 】**

プローブ制御部 4 3 は、予め記憶している超音波プローブ 4 1 用の制御プログラム等に基づいて、超音波プローブ 4 1 の各部の制御を行う。

バッテリー 4 5 は、超音波プローブ 4 1 の各回路に電力を供給する。

40

**【 0 1 3 4 】**

装置本体 5 1 の無線通信回路 5 2 は、電波の送信および受信を行うためのアンテナを含んでおり、本体制御部 1 6 C の制御の下で、超音波プローブ 4 1 の無線通信回路 4 2 により無線送信された超音波画像 U 1 および超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A 等を表す伝送信号をアンテナにより受信し、受信した伝送信号を復調することにより、超音波画像 U 1 および超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を表す情報等を出力する。また、無線通信回路 5 2 は、出力された超音波画像 U 1 を、表示制御部 6、膀胱抽出部 8 および第 2 計測部 1 4 に送出し、出力された超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を第 2 計測部 1 4 に送出する。

**【 0 1 3 5 】**

膀胱抽出部 8 は、無線通信回路 5 2 から順次送出される複数フレームの超音波画像 U 1

50

のそれぞれから膀胱領域 B R を抽出する。

特徴量算出部 9 は、複数フレームの超音波画像 U 1 のそれぞれにおいて、膀胱抽出部 8 により抽出された膀胱領域 B R の特徴量を算出する。

第 1 計測部 1 0 は、ユーザにより超音波プローブ 4 1 が被検体 S の体表に沿ってスライドされながら画像生成部 4 により生成された超音波画像 U 1 から特徴量算出部 9 により算出される特徴量に基づいて、膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測する。

#### 【 0 1 3 6 】

操作アシスト部 1 1 は、超音波プローブ 4 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように、超音波プローブ 4 1 の目標スライド位置へのスライド操作をユーザに対してアシストする。例えば、操作アシスト部 1 1 は、図 5 に示すように、現在の超音波画像 U 1、現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1、第 2 径 F 2、第 1 最大径 G 1、第 2 最大径 G 2、第 1 最大径 G 1 に対する現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 の比率 R 1、第 2 最大径 G 2 に対する現在の膀胱領域 B R の第 2 径 F 2 の比率 R 2 等を、アシスト情報としてモニター 7 に表示することにより、ユーザへのアシストを行うことができる。また、図示しないが、操作アシスト部 1 1 は、第 1 最大径 G 1 と現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 との差分および第 2 最大径 G 2 と現在の膀胱領域 B R の第 2 径 F 2 との差分をアシスト情報としてモニター 7 に表示することもできる。

10

#### 【 0 1 3 7 】

また、操作アシスト部 1 1 は、例えば図 6 に示すように、第 1 最大径 G 1 に対する現在の第 1 径 F 1 の比率 R 1 および第 2 最大径 G 2 に対する現在の第 2 径 F 2 の比率 R 2 がいずれも比率しきい値を超えた場合、または、第 1 最大径 G 1 と現在の膀胱領域 B R の第 1 径 F 1 との差分および第 2 最大径 G 2 と現在の膀胱領域 B R の第 2 径 F 2 との差分がいずれも差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨のメッセージ M 1 をモニター 7 に表示することができる。

20

#### 【 0 1 3 8 】

このように、操作アシスト部 1 1 は、現在の膀胱領域 B R の特徴量、膀胱領域 B R の最大特徴量、最大特徴量に対する現在の膀胱領域 B R の特徴量の比率、最大特徴量と現在の膀胱領域 B R の特徴量との差分等をアシスト情報としてモニター 7 に表示することができる。また、操作アシスト部 1 1 は、最大特徴量に対する現在の膀胱領域 B R の特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特徴量と現在の膀胱領域 B R の特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨の情報をユーザに報知することができる。

30

#### 【 0 1 3 9 】

第 2 計測部 1 4 は、操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A を変化させながら画像生成部 4 により生成される超音波画像 U 1 と超音波プローブ 4 1 の傾き角度 A とに基づいて、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を計測する。

膀胱体積算出部 1 5 は、第 1 計測部 1 0 により計測された第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 と第 2 計測部 1 4 により計測された第 3 最大径 H とに基づいて、膀胱の体積を被検体 S の膀胱内の尿量 J として算出する。また、膀胱体積算出部 1 5 は、例えば図 1 8 に示すように、算出された尿量 J をモニター 7 に表示する。

40

#### 【 0 1 4 0 】

以上から、本発明の実施の形態 2 に係る超音波診断装置 1 C によれば、超音波プローブ 4 1 と装置本体 5 1 とが無線通信により互いに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、ユーザに対して、超音波プローブ 4 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように超音波プローブ 4 1 の目標スライド位置へのスライド操作がアシストされるため、アシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 4 1 の傾斜操作がユーザによりなされる際に、超音波プローブ 4

50

1が被検体Sの体表から離れてしまうこと、超音波プローブ41のスライド位置がずれてしまうこと等が抑制され、被検体Sの膀胱内の尿量Jを高精度に計測することができる。

【0141】

なお、実施の形態2に係る超音波診断装置1Cにおいても、実施の形態1の超音波診断装置1と同様に、傾き角度センサ13は、常に、超音波プローブ41の傾き角度Aを検出することができるが、装置本体51の第2計測部14が膀胱領域BRの第3最大径Hを計測する場合にのみ稼働するように、プローブ制御部43により制御されることができる。

【0142】

この場合に、例えば、第2計測部14による第3最大径Hの計測が開始されたことを表す計測開始情報が、装置本体51の本体制御部16Cから装置本体51の無線通信回路52を介して超音波プローブ41の無線通信回路42に無線送信され、計測開始情報が、超音波プローブ41の無線通信回路42からプローブ制御部43に送出されることにより、プローブ制御部43が、傾き角度センサ13の稼働を開始させることができる。また、例えば、第2計測部14による第3最大径Hの計測が終了したことを表す計測終了情報が、装置本体51の本体制御部16Cから装置本体51の無線通信回路52を介して超音波プローブ41の無線通信回路42に無線送信され、計測終了情報が、超音波プローブ41の無線通信回路42からプローブ制御部43に送出されることにより、プローブ制御部43が、傾き角度センサ13を停止させることができる。

【0143】

このように、超音波プローブ41と装置本体51とが無線通信により互いに接続される超音波診断装置1Cにおいて、プローブ制御部43により、装置本体51の第2計測部14が膀胱領域BRの第3最大径Hを計測する場合にのみ傾き角度センサ13が稼働するように、傾き角度センサ13が制御されることにより、特に、超音波プローブ41における消費電力を低減して、バッテリー45の消費を抑制することができる。

【0144】

実施の形態3

実施の形態1に係る超音波診断装置1において、超音波プローブ21、モニターおよび入力装置17がプロセッサ22を有する図示しない装置本体に有線通信により接続されているが、例えば、超音波プローブ21、モニター、入力装置17がネットワークに接続されることもできる。

【0145】

図28に、本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置1Dの構成を示す。実施の形態3に係る超音波診断装置1Dは、超音波プローブ21、モニターおよび入力装置17がネットワークNWを介して装置本体61に接続されたものである。装置本体61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21と、モニターと、入力装置17とが除かれ、プロセッサ22の代わりにプロセッサ22Dが備えられたものである。

【0146】

ここで、ユーザにより超音波プローブ21が被検体Sに押し付けられた状態で、超音波プローブ21の振動子アレイ2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2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、送受信回路3により、受信信号に基づいて音線信号が生成される。超音波プローブ21は、生成された音線信号を、ネットワークNWを介して装置本体61に送信する。このようにして超音波プローブ21から送信された音線信号は、ネットワークNWを介して装置本体61のプロセッサ22Dの画像生成部4に入力され、画像生成部4により、音線信号に基づいて超音波画像U1が生成される。

【0147】

装置本体61の膀胱抽出部8は、画像生成部4により生成される複数フレームの超音波画像U1のそれぞれから膀胱領域BRを抽出する。

特徴量算出部9は、複数フレームの超音波画像U1のそれぞれにおいて、膀胱抽出部8

10

20

30

40

50

により抽出された膀胱領域 B R の特徴量を算出する。

第 1 計測部 1 0 は、ユーザにより超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表に沿ってスライドされながら画像生成部 4 により生成された超音波画像 U 1 から特徴量算出部 9 により算出される特徴量に基づいて、膀胱領域 B R の第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を計測する。

【 0 1 4 8 】

操作アシスト部 1 1 は、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように、超音波プローブ 2 1 の目標スライド位置へのスライド操作をユーザに対してアシストする。例えば、操作アシスト部 1 1 は、現在の膀胱領域 B R の特徴量、膀胱領域 B R の最大特徴量、最大特徴量に対する現在の膀胱領域 B R の特徴量の比率、最大特徴量と現在の膀胱領域 B R の特徴量との差分等をアシスト情報としてモニタ 7 に表示することができる。また、操作アシスト部 1 1 は、最大特徴量に対する現在の膀胱領域 B R の特徴量の比率が比率しきい値を超えた場合、または、最大特徴量と現在の膀胱領域 B R の特徴量との差分が差分しきい値以下となった場合に、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面である旨の情報をユーザに報知することができる。

10

【 0 1 4 9 】

第 2 計測部 1 4 は、操作アシスト部 1 1 によりアシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A を変化させながら画像生成部 4 により生成される超音波画像 U 1 と超音波プローブ 2 1 の傾き角度 A とに基づいて、膀胱領域 B R の第 3 最大径 H を計測する。

20

膀胱体積算出部 1 5 は、第 1 計測部 1 0 により計測された第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 と第 2 計測部 1 4 により計測された第 3 最大径 H とに基づいて、膀胱の体積を被検体 S の膀胱内の尿量 J として算出する。また、膀胱体積算出部 1 5 は、例えば図 1 8 に示すように、算出された尿量 J をモニタ 7 に表示する。

【 0 1 5 0 】

以上から、本発明の実施の形態 3 に係る超音波診断装置 1 D によれば、超音波プローブ 2 1、モニタ 7、入力装置 1 7、装置本体 6 1 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 と同様にして、ユーザに対して、超音波プローブ 2 1 による走査断面が第 1 最大径 G 1 および第 2 最大径 G 2 を示す断面となるように超音波プローブ 2 1 の目標スライド位置へのスライド操作がアシストされるため、アシストされた目標スライド位置において超音波プローブ 4 1 の傾斜操作がユーザによりなされる際に、超音波プローブ 2 1 が被検体 S の体表から離れてしまうこと、超音波プローブ 2 1 のスライド位置がずれてしまうこと等が抑制され、被検体 S の膀胱内の尿量 J を高精度に計測することができる。

30

【 0 1 5 1 】

また、超音波プローブ 2 1、モニタ 7、入力装置 1 7 がネットワーク NW を介して装置本体 6 1 と接続されているため、装置本体 6 1 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 1 とモニタ 7 と入力装置 1 7 のみをユーザの手元に用意することにより、被検体 S に対する尿量計測を行うことができるため、尿量計測を行う際の利便性を向上することができる。

40

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モニタ 7 および入力装置 1 7 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 に対する尿量計測を行うことができ、尿量計測の際の利便性をさらに向上させることができる。

【 0 1 5 2 】

なお、超音波プローブ 2 1 と装置本体 6 1 は、ネットワーク NW を介して互いに接続されているが、これらは、有線通信によりネットワーク NW に接続されることができ、実施の形態 2 の超音波診断装置 1 C のように、無線通信によりネットワーク NW に接続されることもできる。また、モニタ 7 および入力装置 1 7 についても、有線通信によりネットワーク NW に接続されることができ、無線通信によりネットワーク NW に接続されることも

50

できる。

【符号の説明】

【0153】

1, 1A, 1B, 1C, 1D 超音波診断装置、2 振動子アレイ、3 送受信回路、4 画像生成部、5 画像取得部、6 表示制御部、7 モニタ、8 膀胱抽出部、9 特徴量算出部、10 第1計測部、11 操作アシスト部、12 画像メモリ、13 傾き角度センサ、14 第2計測部、15 膀胱体積算出部、16, 16A, 16B 装置制御部、16C 本体制御部、17 入力装置、21, 41 超音波プローブ、22, 22A, 22B, 22D プロセッサ、22C 本体側プロセッサ、23 パルサ、24 増幅部、25 AD変換部、26 ビームフォーマ、27 信号処理部、28 DSC、29 画像処理部、31 スピーカ、32 ランプ、42, 52 無線通信回路、43 プローブ制御部、44 プローブ側プロセッサ、45 バッテリ、51, 61 装置本体、A, A1, A2 傾き角度、AU1 現在フレーム表示領域、AN 計測値表示領域、BR 膀胱領域、C 中心、D1 横方向、D2 縦方向、E 楕円体、F1 第1径、F2 第2径、H 第3最大径、L, L1, L2, K 距離、LX, LY, LZ 最大径、M1, M2 メッセージ、NW ネットワーク、P1 最深部、P2 最浅部、PP1 第1接触位置、PP2 第2接触位置、PS1, PS2, PS3 走査断面、R 回転軸、RT リトライボタン、S 被検体、T 輪郭、U1, U2 超音波画像、W, W1, W2 第3方向長さ。

10

20

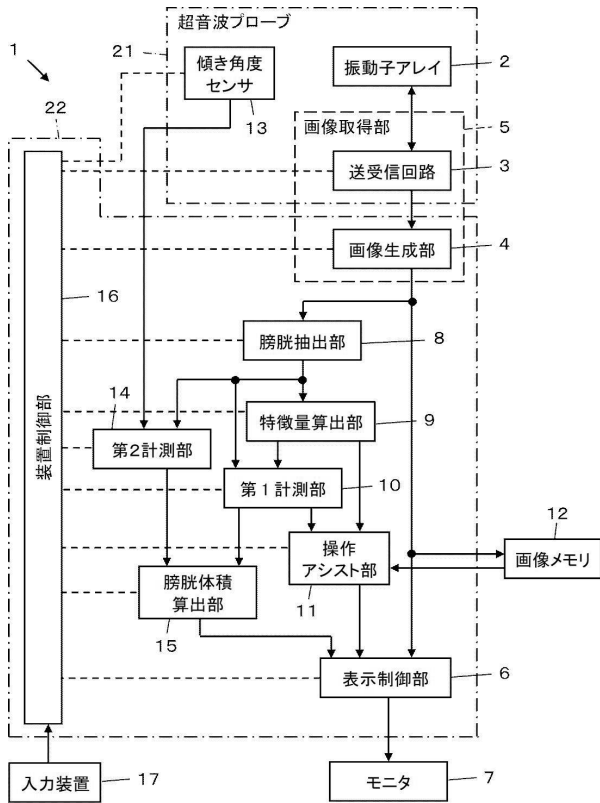
30

40

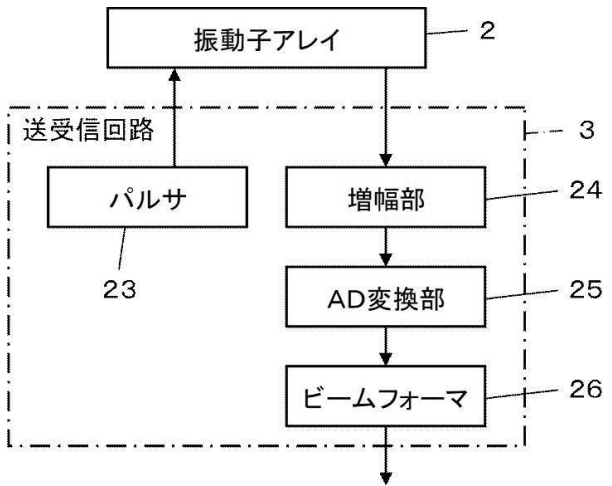
50

【図面】

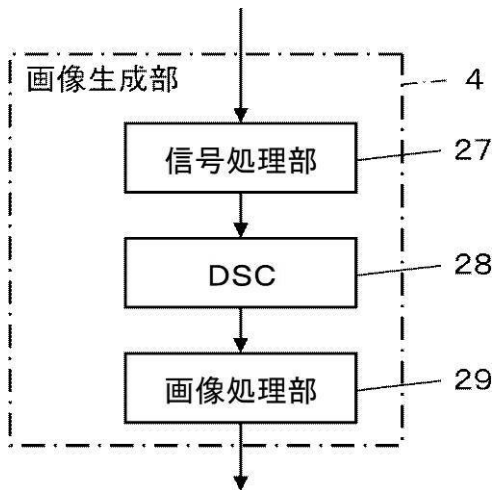
【図 1】



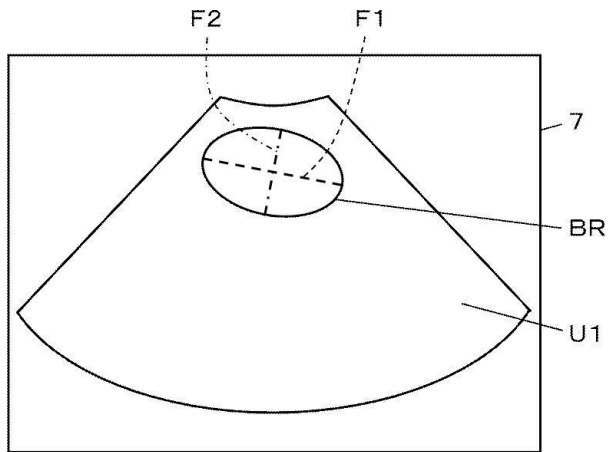
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

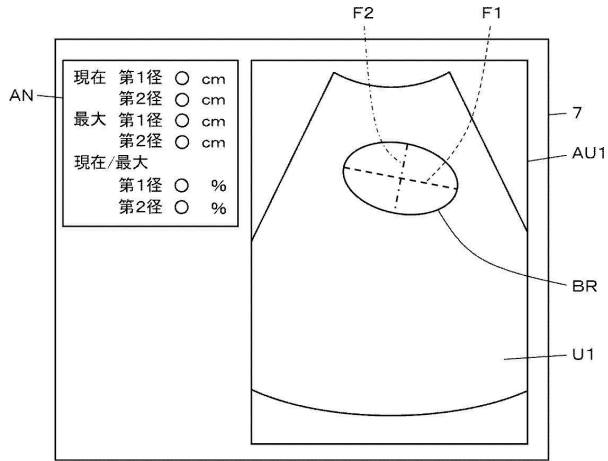
20

30

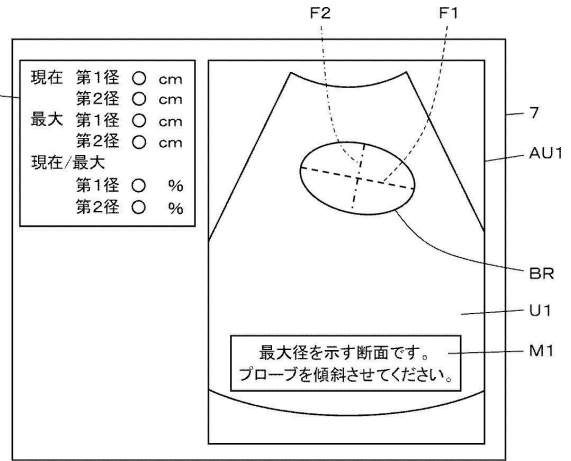
40

50

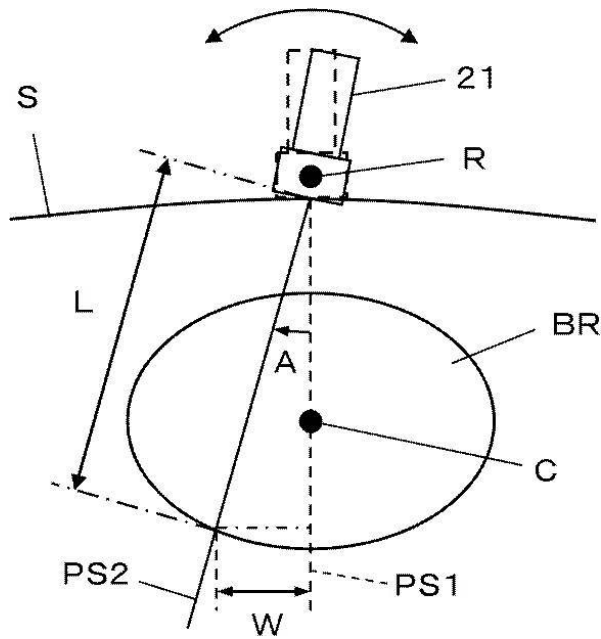
【図5】



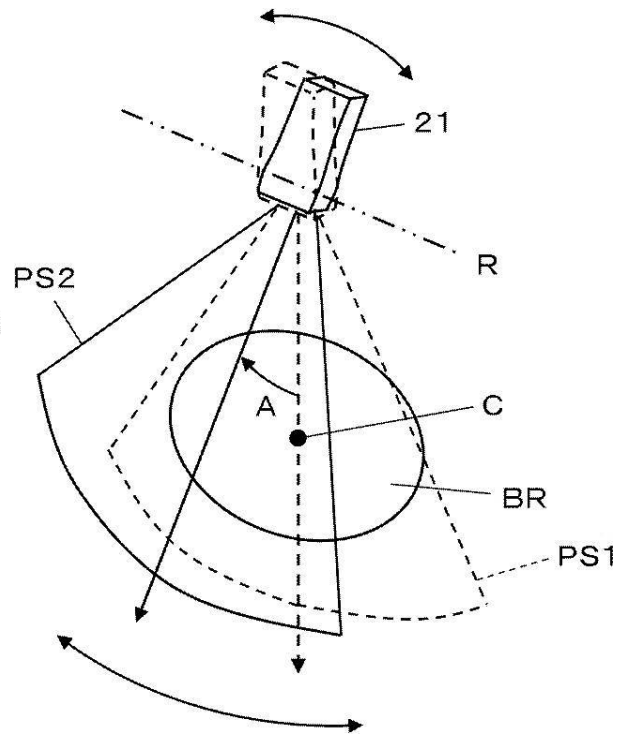
【図6】



【図7】



【図8】



10

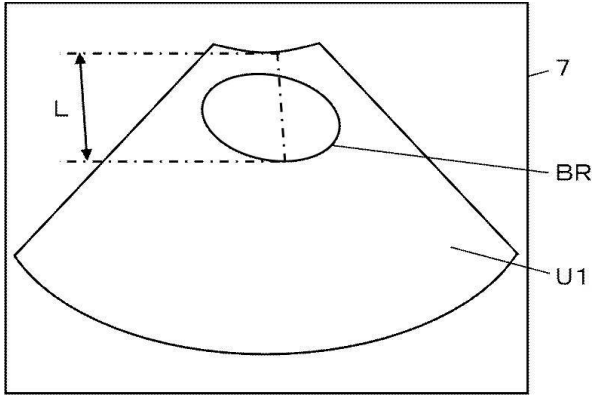
20

30

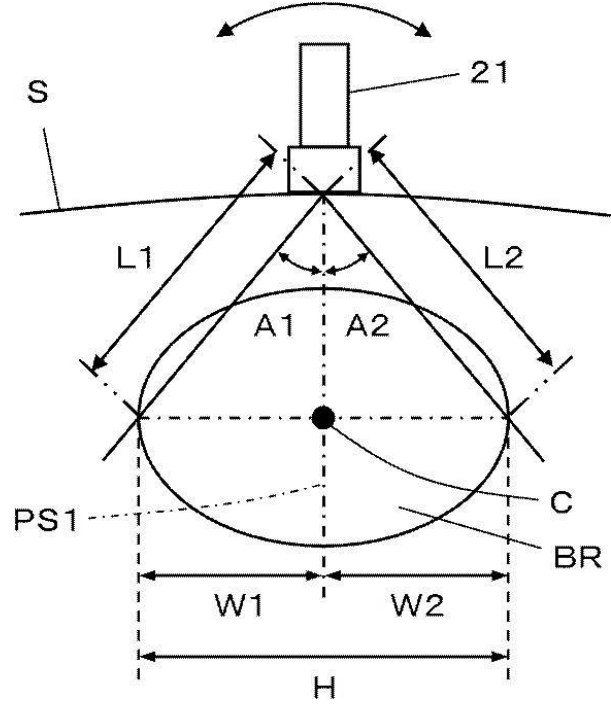
40

50

【図9】



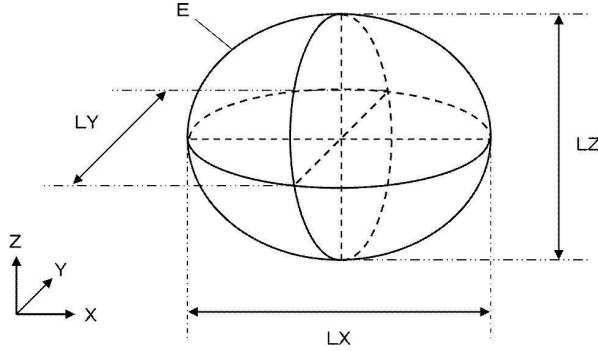
【図10】



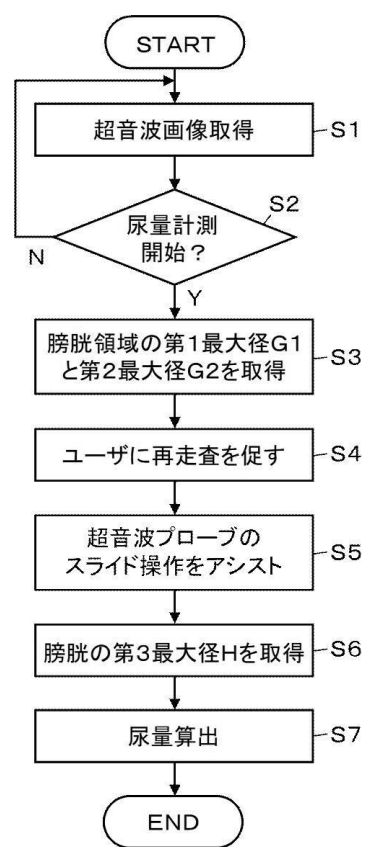
10

20

【図11】



【図12】

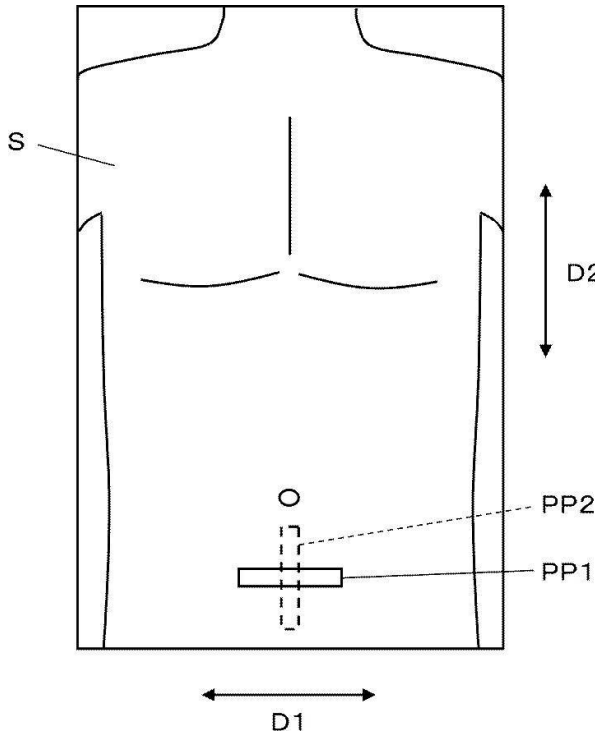


30

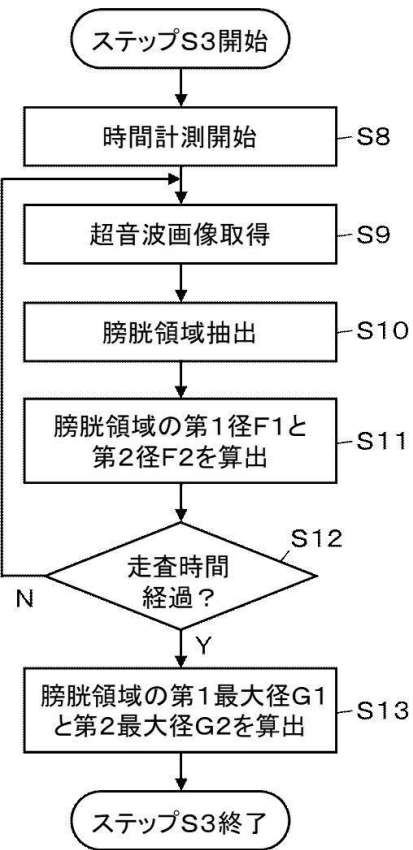
40

50

【図13】



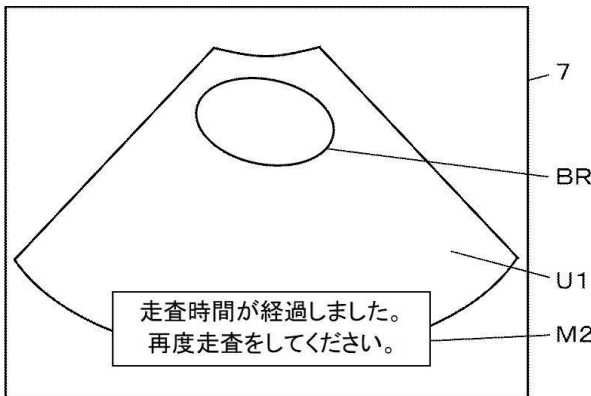
【図14】



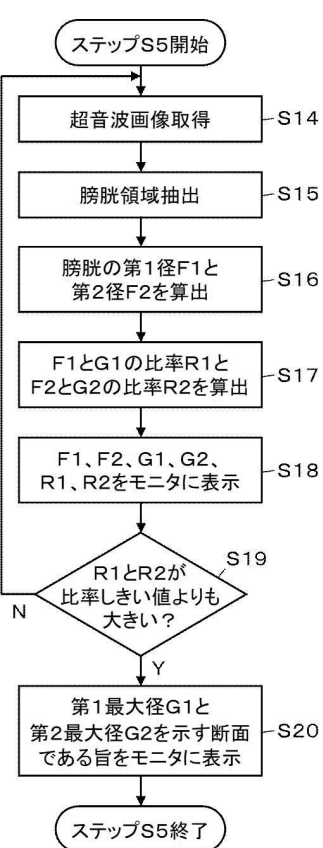
10

20

【図15】



【図16】

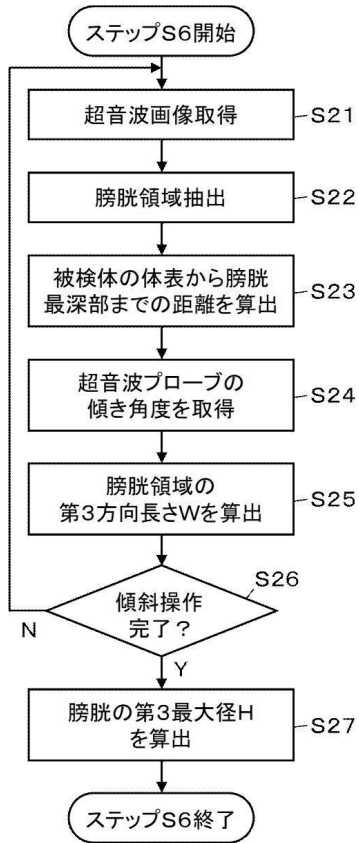


30

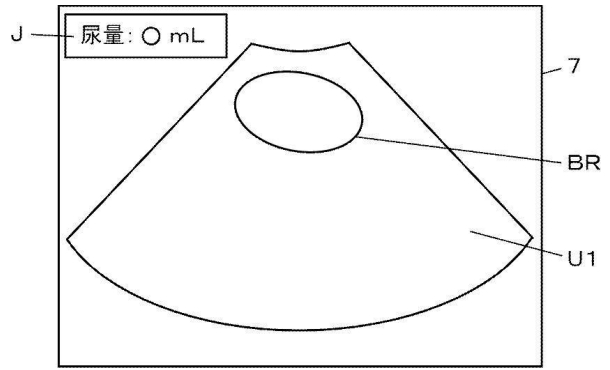
40

50

【図17】



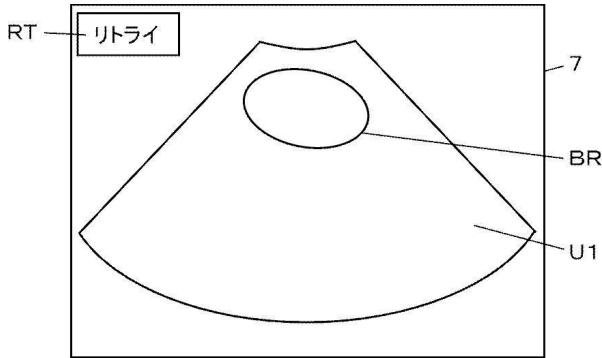
【図18】



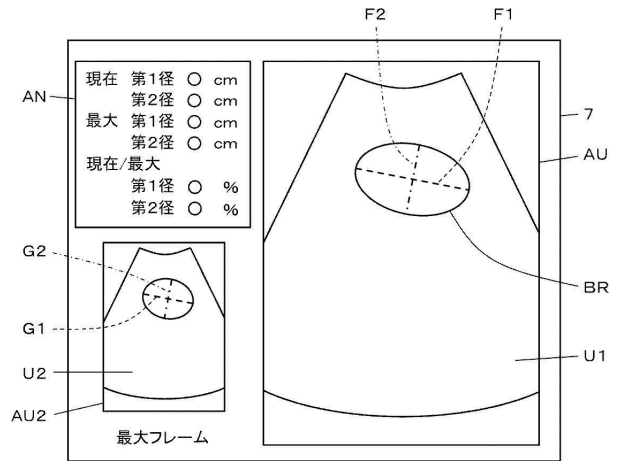
10

20

【図19】



【図20】

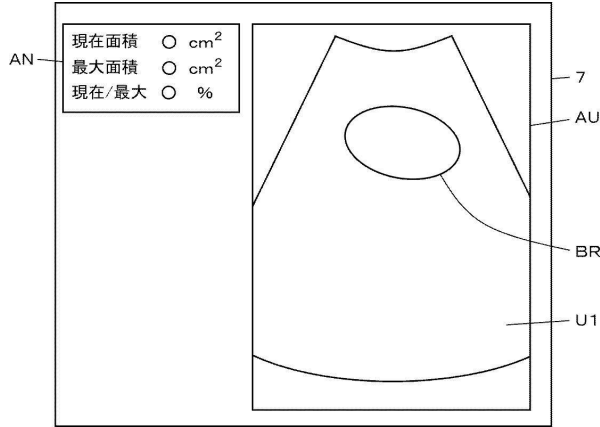


30

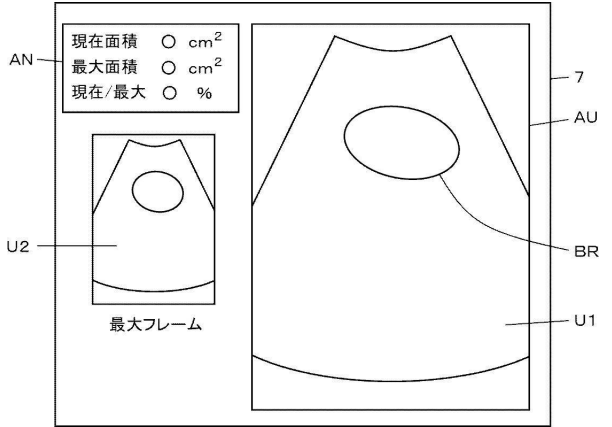
40

50

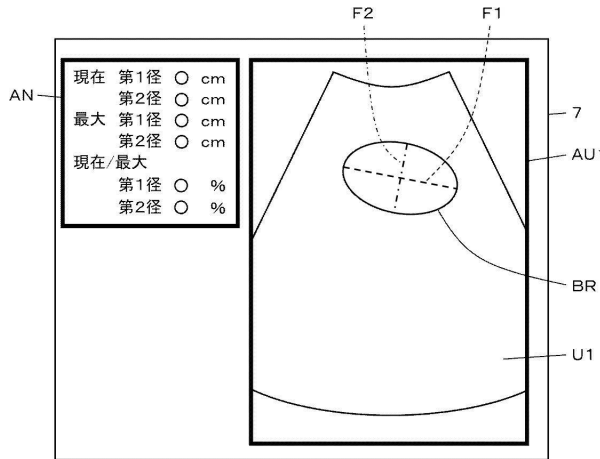
【図 2 1】



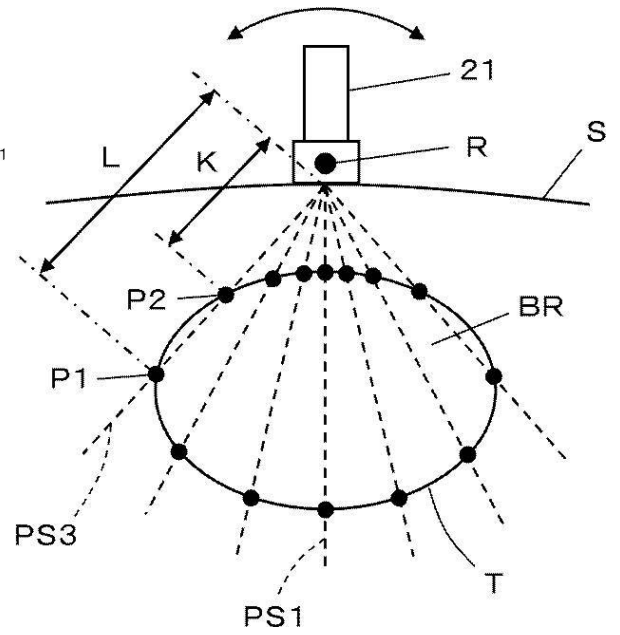
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



10

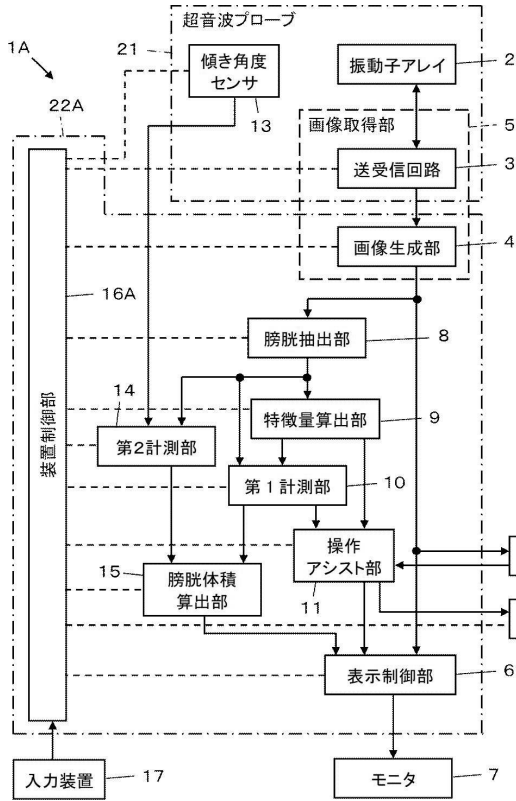
20

30

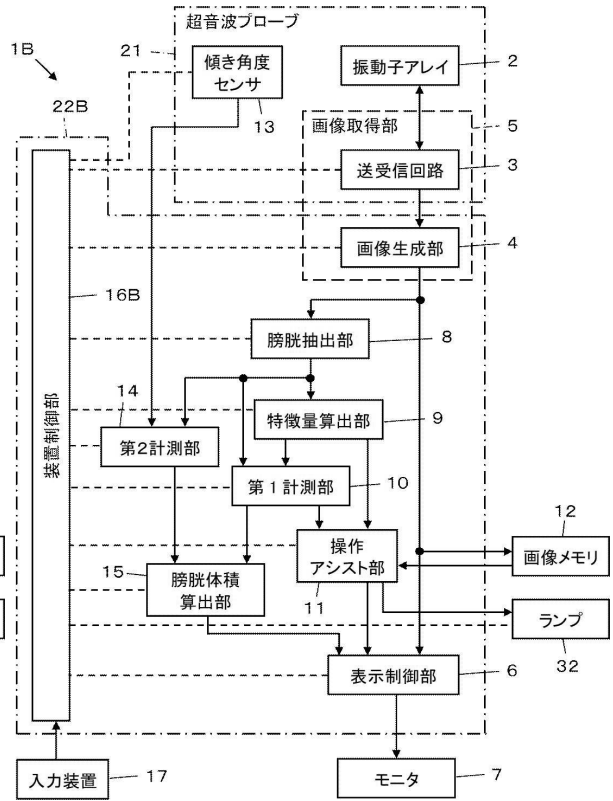
40

50

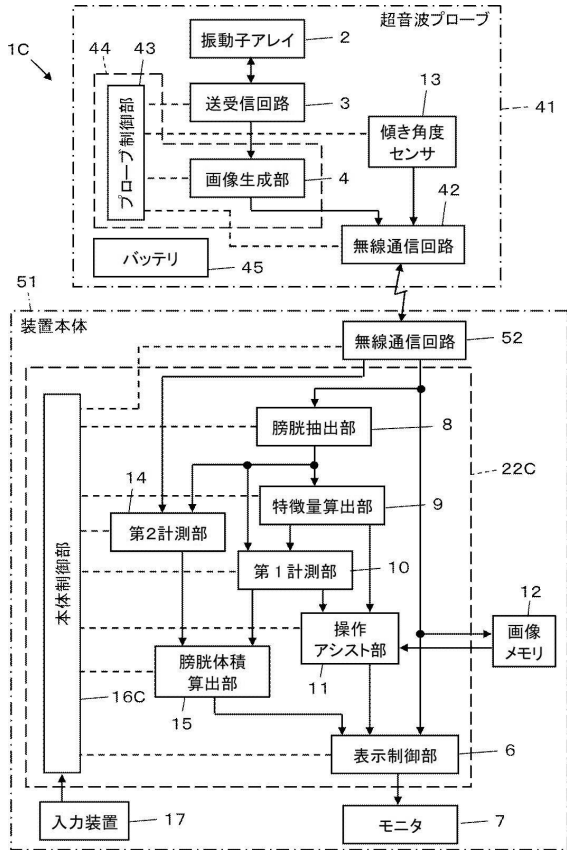
【図 25】



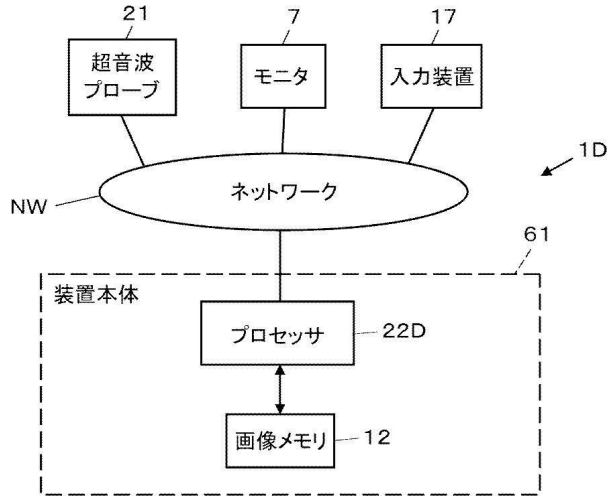
【図 26】



【図 27】



【図 28】



10

20

30

40

50

---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-158348(JP,A)  
特開2017-109074(JP,A)  
特開2003-204962(JP,A)  
国際公開第2019/150715(WO,A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15