

(11)特許出願公開番号

特開2017-109074

(P2017-109074A)

(43) 公開日 平成29年6月22日(2017.6.22)

(51) Int. Cl.
A61B 8/08

F 1
A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 22 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2016-164296 (P2016-164296)	(71) 出願人	000001270
(22) 出願日	平成28年8月25日 (2016. 8. 25)		コニカミノルタ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2015-244110 (P2015-244110)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(32) 優先日	平成27年12月15日 (2015. 12. 15)	(74) 代理人	110001254
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		特許業務法人光陽国際特許事務所
		(72) 発明者	占部 真樹子
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	高木 一也
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 DD01 EE10 JC05 JC09 KK29 KK30 KK31

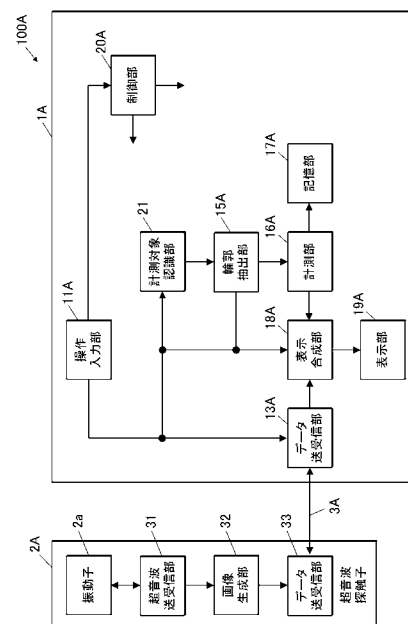
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】計測対象物の特徴量計測において、操作負担を低減しつつ計測の精度を高めることである。

【解決手段】超音波画像診断装置 100 Aは、駆動信号を超音波探触子 2 Aの振動子 2 aに供給し、振動子 2 aを介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する超音波送受信部 3 1と、生成された音線データから断層画像データを生成する画像生成部 3 2と、生成された断層画像データから計測対象物が所定時間安定して描出されていることを認識し、認識された場合に計測実行モードに遷移し、遷移された場合に、計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する計測対象認識部 2 1と、取得された初期条件情報を用いて、生成された断層画像データから計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部 1 5 Aと、抽出された輪郭に基づいて計測対象物の径情報を取得し、径情報から計測対象物の特徴量を算出する計測部 1 6 Aと、を備える。

【選択図】図 10



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記生成された断層画像データから前記被検体の計測対象物が所定時間安定して描出されていることを認識し、認識された場合に当該計測対象物の計測実行モードに遷移する計測対象認識部と、

前記計測実行モードに遷移された場合に、前記計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する計測部と、を備える超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記初期条件取得部は、輪郭抽出用の初期条件情報の操作入力を受け付けて取得する請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記初期条件取得部は、前記生成された断層画像データから輪郭抽出用の初期条件情報を取得する請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の第一の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された第一の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 1 の径及び前記第 1 の径と直交する第 2 の径を取得し、前記第 1 の径及び前記第 2 の径から前記計測対象物の特徴量としての当該計測対象物の縦横比を算出する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記受信部は、前記被検体の計測対象物の最大径面と当該最大径面に直交する断面に対応する位置で超音波を送受信することで取得した受信信号に基づいて音線データを生成し、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された最大径面の断層画像データから前記計測対象物の第二の輪郭を抽出し、前記最大径面に直交する断面の断層画像データから前記計測対象物の第三の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された最大径面に対応する前記第二の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 3 の径及び前記第 3 の径と直交する第 4 の径を取得し、前記抽出された最大径面に直交する断面に対応する前記第三の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 5 の径を取得し、前記第 3 の径及び前記第 4 の径と前記第 5 の径とから前記計測対象物の特徴量としての計測対象物径を算出する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の第四の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された第四の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 6 の径及び前記第 6 の径と直交する第 7 の径を取得し、前記第 6 の径及び前記第 7 の径から前記計測対象物の特徴量としての容積を算出する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記受信部は、前記被検体の計測対象物の最大径面と当該最大径面に直交する断面に対応する位置で超音波を送受信することで取得した受信信号に基づいて音線データを生成し、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された最大径面の断層画像データから前記計測対象物の第五の輪郭を抽出し、前記最大径面に直交する断面の断層画像データから前記計測対象物の第六の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された最大径面に対応する前記第五の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 8 の径及び前記第 8 の径と直交する第 9 の径を取得し、前記抽出された最大径面に直交する断面に対応する前記第六の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 10 の径を取得し、前記第 8 の径及び前記第 9 の径と前記第 10 の径とから前記計測対象物の特徴量としての容積を算出する請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 8】

前記輪郭抽出部は、前記初期条件情報と前記断層画像データとに基づいてグラフカット法により前記輪郭を抽出する請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 9】

前記初期条件情報は、グラフカット法の指定領域設定用の点の位置情報、矩形若しくは直線の端点の位置情報、又は前景及び背景の輝度情報である請求項 8 に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 10】

前記輪郭抽出部は、前記初期条件情報と前記断層画像データとに基づいて動的輪郭法により前記輪郭を抽出する請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 11】

前記初期条件情報は、動的輪郭法の初期輪郭設定用の点の位置情報、矩形若しくは直線の端点の位置情報、又は初期輪郭である請求項 10 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 12】

前記抽出された輪郭の計測マーカの位置の補正情報の入力を受け付ける操作入力部を備え、

前記計測部は、前記入力された補正情報により補正した計測マーカから前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 13】

初期状態の計測マーカを中心とした所定の領域を設定し、前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、前記所定の領域及び移動中の計測マーカを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し、当該移動中の計測マーカが前記所定の領域以内の場合は、前記所定の領域外の場合よりも、前記操作入力部の単位時間当たりの計測マーカの移動量を小さくして、当該移動中の計測マーカを表示させる第 1 の表示制御部を備える請求項 12 に記載の超音波画像診断装置。

40

【請求項 14】

前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し、当該移動中の計測マーカの位置における断層画像データの輝度勾配情報が所定の閾値以上の場合は、所定の閾値より小さい場合よりも、前記操作入力部の単位時間当たりの計測マーカの移動量を小さくして、当該移動中の計測マーカを表示させる第 2 の表示制御部を備える請求項 12 又は 13 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 15】

前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し

50

、１つの計測マーカの補正情報の入力に応じて、複数の計測マーカを連動して同一方向又は拡大縮小方向に移動して表示を行う第３の表示制御部を備える請求項１２から１４のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項１６】

前記計測実行モードへの遷移時に、当該計測実行モードへの遷移を示す表示情報を表示部に表示させる第４の表示制御部を備える請求項１から１５のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項１７】

前記算出された計測対象物の特徴量を出力部に出力する出力制御部を備える請求項１から１６のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項１８】

前記計測対象認識部は、前記生成された複数の断層画像データのフレーム全体又はフレーム内の所定部分の差分を算出し、算出した差分値が所定の閾値以下である場合に、前記計測実行モードに遷移する請求項１から１７のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置。

【請求項１９】

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

20

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記被検体の計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する計測部と、を備える超音波画像診断装置。

【請求項２０】

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

30

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記被検体の計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された複数フレームの断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された複数フレームの輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報をそれぞれ取得する計測部と、

前記取得された複数フレームの径情報のうち１フレームの径情報を選択する選択部と、を備え、

前記計測部は、前記選択された径情報から前記計測対象物の特徴量を算出する超音波画像診断装置。

40

【請求項２１】

前記選択部は、前記取得された複数フレームの径情報のうち最大の径情報を自動的に選択する請求項２０に記載の超音波画像診断装置。

【請求項２２】

前記選択部は、前記取得された複数フレームの径情報のうちの１フレームの径情報の選択入力を受け付ける請求項２０に記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

50

本発明は、超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波探触子を体表から当てるという簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子が超音波画像として得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査を行うことができる。超音波診断を行うために用いられ、超音波画像を表示する超音波画像診断装置が知られている。

【0003】

また、超音波画像診断装置を用いて、被検体の計測対象物としての腫瘤をスキャンして表示し、その腫瘤の特徴量を計測することが行われている。腫瘤の計測対象となる特徴量は、主に縦横比、腫瘤径である。腫瘤は、悪性腫瘍である場合、硬くて扁平化しにくい特性を有する。このため、縦横比は、主に検診時に、腫瘤の良性・悪性を鑑別するために用いられる。また、腫瘤径は、主に術前化学療法の経時的な治療効果を見るために用いられる。

10

【0004】

従来、超音波画像診断装置を用いて、ユーザーの操作により、超音波画像上の腫瘤に対し、被検体の皮膚面に平行な横径にキャリパーマークを指定し、次いでそれに直交する縦径のキャリパーマークを指定し、キャリパーマークから得られた横径及び縦径を用いてユーザーが腫瘤の縦横比を暗算していた。また、従来、同じくユーザーの操作により、超音波画像上の腫瘤に対し、縦、横、斜め方向等の最大径にキャリパーマークを指定して、キャリパーマークから得られた径情報を用いてユーザーが腫瘤径を暗算していた。しかし、ユーザーの負担を低減するため、腫瘤の特徴量の計測を一部自動化した装置が知られている。

20

【0005】

例えば、操作者が腫瘤の最大横径 L を指定し、それに対して $k \cdot L$ (k : 操作者が予め設定する良悪鑑別用の係数)の縦径ガイドを表示する超音波診断装置が知られている(特許文献1参照)。また、反トラフ法を用いて関心領域を識別し、グレイレベルを三次元プロットして関心領域をセグメント分割し、セグメント分割した領域で最大の領域を主要患部とし、当該主要患部(腫瘤)に最も適合する楕円の短軸の比を用いて縦横比を自動的に決定する超音波システムが知られている(特許文献2参照)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-204962号公報

【特許文献2】特開2005-193017号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、特許文献1に記載の超音波診断装置では、縦横比が所定の基準値を超えているか否かは視認できるが、ユーザーが手を加えないと縦横比の計測が実施できなかった。腫瘤の縦径及び横径を計測するには、ユーザーが4点を指定しなければならず、ユーザーの操作が煩雑であった。

40

【0008】

また、特許文献2に記載の超音波システムでは、計測対象と計測対象でないものの選別ができず、また縦横比が近似値(腫瘤が楕円であるとした値)であるため、計測精度が不十分であった。

【0009】

本発明の課題は、計測対象物の特徴量計測において、操作負担を低減しつつ計測の精度を高めることである。

【課題を解決するための手段】

50

【 0 0 1 0 】

上記課題を解決するため、請求項 1 に記載の発明は、

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記生成された断層画像データから前記被検体の計測対象物が所定時間安定して描出されていることを認識し、認識された場合に当該計測対象物の計測実行モードに遷移する計測対象認識部と、

前記計測実行モードに遷移された場合に、前記計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する計測部と、を備える。

【 0 0 1 1 】

請求項 2 に記載の発明は、請求項 1 に記載の超音波画像診断装置において、

前記初期条件取得部は、輪郭抽出用の初期条件情報の操作入力を受け付けて取得する。

【 0 0 1 2 】

請求項 3 に記載の発明は、請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像診断装置において、

前記初期条件取得部は、前記生成された断層画像データから輪郭抽出用の初期条件情報を取得する。

【 0 0 1 3 】

請求項 4 に記載の発明は、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の第一の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された第一の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 1 の径及び前記第 1 の径と直交する第 2 の径を取得し、前記第 1 の径及び前記第 2 の径から前記計測対象物の特徴量としての当該計測対象物の縦横比を算出する。

【 0 0 1 4 】

請求項 5 に記載の発明は、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記受信部は、前記被検体の計測対象物の最大径面と当該最大径面に直交する断面に対応する位置で超音波を送受信することで取得した受信信号に基づいて音線データを生成し、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された最大径面の断層画像データから前記計測対象物の第二の輪郭を抽出し、前記最大径面に直交する断面の断層画像データから前記計測対象物の第三の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された最大径面に対応する前記第二の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 3 の径及び前記第 3 の径と直交する第 4 の径を取得し、前記抽出された最大径面に直交する断面に対応する前記第三の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第 5 の径を取得し、前記第 3 の径及び前記第 4 の径と前記第 5 の径とから前記計測対象物の特徴量としての計測対象物径を算出する。

【 0 0 1 5 】

請求項 6 に記載の発明は、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の第四の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された第四の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第6の径及び前記第6の径と直交する第7の径を取得し、前記第6の径及び前記第7の径から前記計測対象物の特徴量としての容積を算出する。

【0016】

請求項7に記載の発明は、請求項6に記載の超音波画像診断装置において、

前記受信部は、前記被検体の計測対象物の最大径面と当該最大径面に直交する断面に対応する位置で超音波を送受信することで取得した受信信号に基づいて音線データを生成し、

前記輪郭抽出部は、前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された最大径面の断層画像データから前記計測対象物の第五の輪郭を抽出し、前記最大径面に直交する断面の断層画像データから前記計測対象物の第六の輪郭を抽出し、

前記計測部は、前記抽出された最大径面に対応する前記第五の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第8の径及び前記第8の径と直交する第9の径を取得し、前記抽出された最大径面に直交する断面に対応する前記第六の輪郭に基づいて、前記計測対象物の径情報として第10の径を取得し、前記第8の径及び前記第9の径と前記第10の径とから前記計測対象物の特徴量としての容積を算出する。

【0017】

請求項8に記載の発明は、請求項1から7のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記輪郭抽出部は、前記初期条件情報と前記断層画像データとに基づいてグラフカット法により前記輪郭を抽出する。

【0018】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載の超音波画像診断装置において、

前記初期条件情報は、グラフカット法の指定領域設定用の点の位置情報、矩形若しくは直線の端点の位置情報、又は前景及び背景の輝度情報である。

【0019】

請求項10に記載の発明は、請求項1から7のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記輪郭抽出部は、前記初期条件情報と前記断層画像データとに基づいて動的輪郭法により前記輪郭を抽出する。

【0020】

請求項11に記載の発明は、請求項10に記載の超音波画像診断装置において、

前記初期条件情報は、動的輪郭法の初期輪郭設定用の点の位置情報、矩形若しくは直線の端点の位置情報、又は初期輪郭である。

【0021】

請求項12に記載の発明は、請求項1から11のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記抽出された輪郭の計測マーカーの位置の補正情報の入力を受け付ける操作入力部を備え、

前記計測部は、前記入力された補正情報により補正した計測マーカーから前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する。

【0022】

請求項13に記載の発明は、請求項12に記載の超音波画像診断装置において、

初期状態の計測マーカーを中心とした所定の領域を設定し、前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカーの位置の移動の補正情報に基づいて、前記所定の領域及び移動中の計測マーカーを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し、当該移動中の計測マーカーが前記所定の領域以内の場合は、前記所定の領域外の場合よりも、前記操作入力部の単位時間当たりの計測マーカーの移動量を小さくして、当該移動中の計測マーカーを表示させる第1の表示制御部を備える。

【0023】

10

20

30

40

50

請求項 14 に記載の発明は、請求項 12 又は 13 に記載の超音波画像診断装置において

、
前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカーの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカーを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し、当該移動中の計測マーカーの位置における断層画像データの輝度勾配情報が所定の閾値以上の場合は、所定の閾値より小さい場合よりも、前記操作入力部の単位時間当たりの計測マーカーの移動量を小さくして、当該移動中の計測マーカーを表示させる第 2 の表示制御部を備える。

【0024】

請求項 15 に記載の発明は、請求項 12 から 14 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記操作入力部から入力される輪郭の計測マーカーの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカーを含む断層画像データを生成して表示部にリアルタイムに表示し、1つの計測マーカーの補正情報の入力に応じて、複数の計測マーカーを連動して同一方向又は拡大縮小方向に移動して表示を行う第 3 の表示制御部を備える。

【0025】

請求項 16 に記載の発明は、請求項 1 から 15 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記計測実行モードへの遷移時に、当該計測実行モードへの遷移を示す表示情報を表示部に表示させる第 4 の表示制御部を備える。

【0026】

請求項 17 に記載の発明は、請求項 1 から 16 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記算出された計測対象物の特徴量を出力部に出力する出力制御部を備える。

【0027】

請求項 18 に記載の発明は、請求項 1 から 17 のいずれか一項に記載の超音波画像診断装置において、

前記計測対象認識部は、前記生成された複数の断層画像データのフレーム全体又はフレーム内の所定部分の差分を算出し、算出した差分値が所定の閾値以下である場合に、前記計測実行モードに遷移する。

【0028】

請求項 19 に記載の発明は、

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記被検体の計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報を取得し、当該径情報から当該計測対象物の特徴量を算出する計測部と、を備える。

【0029】

請求項 20 に記載の発明は、

駆動信号に応じて送信超音波を被検体に送信し、反射超音波を受信して受信信号を生成する超音波探触子により超音波を送受信する超音波画像診断装置であって、

駆動信号を前記超音波探触子の振動子に供給する送信部と、

前記振動子を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する受信部と、

前記生成された音線データから前記被検体の断層画像データを生成する画像生成部と、

前記被検体の計測対象物の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する初期条件取得部と、

10

20

30

40

50

前記取得された初期条件情報を用いて、前記生成された複数フレームの断層画像データから前記計測対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された複数フレームの輪郭に基づいて前記計測対象物の径情報をそれぞれ取得する計測部と、

前記取得された複数フレームの径情報のうち1フレームの径情報を選択する選択部と、を備え、

前記計測部は、前記選択された径情報から前記計測対象物の特徴量を算出する。

【0030】

請求項21に記載の発明は、請求項20に記載の超音波画像診断装置において、

前記選択部は、前記取得された複数フレームの径情報のうち最大の径情報を自動的に選択する。

10

【0031】

請求項22に記載の発明は、請求項20に記載の超音波画像診断装置において、

前記選択部は、前記取得された複数フレームの径情報のうちの1フレームの径情報の選択入力を受け付ける。

【発明の効果】

【0032】

本発明によれば、計測対象物の特徴量計測において、操作負担を低減しつつ計測の精度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

20

【0033】

【図1】本発明の第1の実施の形態の第1の超音波画像診断装置の外観図である。

【図2】第1の超音波画像診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図3】(a)は、縦横比計測モードにおいて計測する腫瘍の径情報を示す図である。(b)は、腫瘍径計測モードにおいて最大径面で計測する腫瘍の径情報を示す図である。(c)は、腫瘍径計測モードにおいて最大径面に直交する断面で計測する腫瘍の径情報を示す図である。

【図4】腫瘍縦横比計測処理を示すフローチャートである。

【図5】腫瘍の中心点を指定した第1の表示画像を示す模式図である。

【図6】計測マーカーを配置した第2の表示画像を示す模式図である。

30

【図7】(a)は、ROIを指定した第3の表示画像を示す模式図である。(b)は、直線を指定した第4の表示画像を示す模式図である。

【図8】腫瘍径計測処理を示すフローチャートである。

【図9】腫瘍の最大径面の表示画像と、最大径面に直交する断面の表示画像と、を有する第5の表示画像を示す模式図である。

【図10】第2の実施の形態の第2の超音波画像診断装置の機能構成を示すブロック図である。

【図11】膀胱を含むBモード画像を有する第6の表示画像を示す模式図である。

【図12】第1の計測対象物容積計測処理を示すフローチャートである。

【図13】膀胱を含む一断面のBモード画像を有する第7の表示画像を示す模式図である。

40

【図14】第2の計測対象物容積計測処理を示すフローチャートである。

【図15】図13の第7の表示画像の直交断面のBモード画像を有する第8の表示画像を示す模式図である。

【図16】膀胱を含むBモード画像を有する第9の表示画像を示す模式図である。

【図17】(a)は、一断面の垂直方向の基準線における輝度プロファイルを示す図である。(b)は、(a)の垂直方向の基準線の基準点からの水平方向の基準線における輝度プロファイルを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

50

添付図面を参照して本発明に係る第 1、第 2 の実施の形態、変形例を順に詳細に説明する。なお、本発明は、図示例に限定されるものではない。

【0035】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ~ 図 9 を参照して、本発明に係る第 1 の実施の形態を説明する。先ず、図 1 を参照して、本実施の形態の超音波画像処理装置としての超音波画像診断装置 100 の全体構成を説明する。図 1 は、本実施の形態の超音波画像診断装置 100 の外観図である。

【0036】

図 1 に示すように、超音波画像診断装置 100 は、超音波画像診断装置本体 1 と、超音波探触子 2 と、を備える。超音波探触子 2 は、図示しない生体等の被検体内に対して超音波（送信超音波）を送信するとともに、この被検体内で反射した超音波の反射波（反射超音波：エコー）を受信する。超音波画像診断装置本体 1 は、超音波探触子 2 とケーブル 3 を介して接続され、超音波探触子 2 に電気信号の駆動信号を送信することによって超音波探触子 2 に被検体に対して送信超音波を送信させるとともに、超音波探触子 2 にて受信した被検体内からの反射超音波に応じて超音波探触子 2 で生成された電気信号である受信信号に基づいて被検体内の内部状態を超音波画像として画像化する。また、超音波画像診断装置本体 1 は、後述する操作入力部 11、表示部 19 を備える。

【0037】

超音波探触子 2 は、圧電素子からなる振動子 2a（図 2 参照）を備えており、この振動子 2a は、例えば、方位方向（走査方向）に一次元アレイ状に複数配列されている。本実施の形態では、例えば、192 個の振動子 2a を備えた超音波探触子 2 を用いている。なお、振動子 2a は、二次元アレイ状に配列されたものであってもよい。また、振動子 2a の個数は、任意に設定することができる。また、本実施の形態では、超音波探触子 2 としてリニア電子スキャンプローブを用いて、リニア走査方式による超音波の走査を行うものとするが、セクタ走査方式あるいはコンベックス走査方式の何れの方式を採用することもできる。超音波画像診断装置本体 1 と超音波探触子 2 との通信は、ケーブル 3 を介する有線通信に代えて、UWB（Ultra Wide Band）等の無線通信により行うこととしてもよい。

【0038】

次いで、図 2、図 3 を参照して、超音波画像診断装置 100 の機能構成を説明する。図 2 は、超音波画像診断装置 100 の機能構成を示すブロック図である。図 3（a）は、縦横比計測モードにおいて計測する被検体の計測対象物としての腫瘍の径情報を示す図である。図 3（b）は、腫瘍径計測モードにおいて最大径面で計測する腫瘍の径情報を示す図である。図 3（c）は、腫瘍径計測モードにおいて最大径面に直交する断面で計測する腫瘍の径情報を示す図である。

【0039】

図 2 に示すように、超音波画像診断装置本体 1 は、例えば、操作入力部 11 と、送信部 12 と、受信部 13 と、画像生成部 14 と、輪郭抽出部 15 と、計測部 16 と、記憶部 17 と、第 1、第 2 の表示制御部、出力制御部としての表示合成部 18 と、出力部としての表示部 19 と、制御部 20 と、を備える。

【0040】

操作入力部 11 は、例えば、診断開始を指示するコマンド、被検体の個人情報等のデータ、及び、超音波画像を表示部 19 に表示するための各種パラメータの入力などを行うための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード、表示部 19 の表示画面に一体的に設けたタッチパネル等を備えており、操作信号を制御部 20 に出力する。特に、操作入力部 11 は、縦横比計測モード又は腫瘍径計測モードの指定、輪郭抽出用の初期条件情報、腫瘍の径情報の計測マーカーの位置の修正情報の入力を受け付ける。

【0041】

ここで、図 3（a）、図 3（b）を参照して、計測モードの説明を行う。縦横比計測モードは、主に検診時に使用する計測モードであり、図 3（a）に示すように、ハローを含

10

20

30

40

50

まない腫瘍 T 1 について、皮膚面 S K 1 に平行な最大の横径 W と、それに直交する最大の縦径 D とを計測し、腫瘍 T 1 の特徴量としての縦横比を次式 (1) により算出して表示するモードである。

縦横比 = D / W ... (1)

【 0 0 4 2 】

乳腺分野におけるハローとは、腫瘍の低エコー部の周りの境界部高エコー部である。縦横比計測モードにおけるハローを含まない腫瘍の計測の境界は、周囲 (腫瘍ではない領域) との輝度差が、後述するハローを含む場合よりも大きい境界であるものとする。このため、腫瘍 T 1 は、腫瘍本体部としての低エコー部のみからなる。横径 W、縦径 D の端点は、腫瘍の低エコー部の輪郭上又は輪郭の寸法補助線上 (例えば、図 3 (a) の縦径 D の輪郭の寸法補助線) にとられる。

【 0 0 4 3 】

腫瘍径計測モードは、主に術前化学療法の経時的な治療効果を持つときに使用する計測モードであり、図 3 (b) に示すように、腫瘍本体部としての低エコー部 T 2 1 とハロー T 2 2 とを含む腫瘍 T 2 について、腫瘍 T 2 の径が最大の断面である最大径面における腫瘍 T 2 の最大の横径 a 及び縦径 c を計測し、図 3 (c) に示すように、腫瘍 T 2 について、腫瘍 T 2 の最大径面に直交する断面における腫瘍 T 2 の最大の横径 b を計測し、腫瘍 T 2 の特徴量としての腫瘍径を次式 (2) により算出して表示するモードである。

腫瘍径 = $a * b * c$... (2)

但し、a, b, c の単位は、[mm] 又は [cm] である。

【 0 0 4 4 】

腫瘍径計測モードにおけるハローを含む腫瘍の計測の境界は、周囲との輝度差はハローを含まない場合の輝度差よりも小さいが視認できる境界であるものとする。腫瘍径計測モードでは、二断面での計測が必要である。また、腫瘍径計測モードで算出した腫瘍の腫瘍径は、過去の計測値 (算出値) と比較して用いられることが多い。横径 a, b、縦径 c の端点は、腫瘍のハローの輪郭上又は輪郭の寸法補助線上にとられる。

【 0 0 4 5 】

図 2 に戻り、送信部 1 2 は、制御部 2 0 の制御に従って、超音波探触子 2 にケーブル 3 を介して電気信号である駆動信号を供給して超音波探触子 2 に送信超音波を発生させる回路である。また、送信部 1 2 は、例えば、クロック発生回路、遅延回路、パルス発生回路を備えている。クロック発生回路は、駆動信号の送信タイミングや送信周波数を決定するクロック信号を発生させる回路である。遅延回路は、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を設定し、設定された遅延時間だけ駆動信号の送信を遅延させて送信超音波によって構成される送信ビームの集束 (送信ビームフォーミング) 等を行うための回路である。パルス発生回路は、設定された電圧及び時間間隔で駆動信号としてのパルス信号を発生させるための回路である。上述のように構成された送信部 1 2 は、制御部 2 0 の制御に従って、駆動信号を供給する複数の振動子 2 a を、超音波の送受信毎に所定数ずらしながら順次切り替え、出力の選択された複数の振動子 2 a に対して駆動信号を供給することにより走査 (スキャン) を行う。

【 0 0 4 6 】

受信部 1 3 は、制御部 2 0 の制御に従って、超音波探触子 2 からケーブル 3 を介して電気信号である受信信号を受信する回路である。受信部 1 3 は、例えば、増幅器、A / D 変換回路、整相加算回路を備えている。増幅器は、受信信号を、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に、予め設定された増幅率で増幅させるための回路である。A / D 変換回路は、増幅された受信信号をアナログ - デジタル変換 (A / D 変換) するための回路である。整相加算回路は、A / D 変換された受信信号に対して、振動子 2 a 毎に対応した個別経路毎に遅延時間を与えて時相を整え、これらを加算 (整相加算) して音線データを生成するための回路である。すなわち、整相加算回路は、振動子 2 a 毎の受信信号に対して受信ビームフォーミングを行って音線データを生成する。

【 0 0 4 7 】

画像生成部 14 は、制御部 20 の制御に従って、受信部 13 からの音線データに対して包絡線検波処理や対数圧縮などを実施し、ダイナミックレンジやゲインの調整を行って輝度変換することにより、断層画像データとしての B (Brightness) モード画像データを生成する。すなわち、B モード画像データは、受信信号の強さを輝度によって表したものである。

【0048】

また、画像生成部 14 は、D R A M (Dynamic Random Access Memory) などの半導体メモリによって構成された画像メモリ部 (図示略) を備えている。画像生成部 14 は、生成した B モード画像データをフレーム単位で画像メモリ部に記憶する。

【0049】

また、画像生成部 14 は、画像メモリ部から適宜読みだした超音波画像データに対して適宜画像フィルタ処理や時間平滑化処理などの画像処理を施し、表示部 19 へ表示するための表示画像パターンに走査変換する。

【0050】

輪郭抽出部 15 は、制御部 20 の制御に従って、所定の画像処理方法を用いて、画像生成部 14 により生成された B モード画像データから被検体の腫瘍の輪郭を抽出し、その輪郭データを出力する。本実施の形態では、輪郭抽出部 15 の画像処理方法の一例として、動的輪郭法、例えば S n a k e s 法を用いることとする。

【0051】

S n a k e s 法は、画像平面上のある曲線上で、内部変形エネルギー、外部ポテンシャルエネルギーの線形和として表されるエネルギー関数を用い、エネルギー関数が最小となるようにその形状を修正し、輪郭線の抽出を行う方法である。

【0052】

つまり、次式 (3) で与えられるエネルギー関数 $E(v)$ を最小化するように閉曲線 (境界線) を決定する。

$$E(v) = S(v) + P(v) \quad \dots (3)$$

但し、 $S(v)$ は内部変形エネルギーである。 $P(v)$ は外部ポテンシャルエネルギー $\{v(s) = [x(s), y(s)]\}$ である。 s は閉曲線の弧長パラメータである。

【0053】

具体的には、初期輪郭を設定し、初期輪郭上の 1 つの輪郭点 (頂点) の近傍の複数の画素に対して、次式 (4) で示される局所エネルギー E_{snakes} を計算し、最も小さいものを新たな輪郭点として設定する。

$$E_{snakes} = \alpha E_{int} + \beta E_{image} \quad \dots (4)$$

但し、 E_{int} は輪郭線の内部変形エネルギーである。 E_{image} は輪郭線と画像との適合度を表す画像エネルギーである。 α, β は各エネルギーの重みづけのためのパラメータである。

【0054】

内部変形エネルギー E_{int} は、次式 (5) により表される。

$$E_{int} = (w_1 |v_s|^2 + w_2 |v_{ss}|^2) / 2 \quad \dots (5)$$

但し、 w_1, w_2 は重みを示す定数である。 v_s は v の一階微分である。 v_{ss} は v の二階微分である。 v は輪郭線のパラメータ表現である。

【0055】

画像エネルギー E_{image} は、次式 (6) により表される。

$$E_{image} = - (G_g * I)^2 \quad \dots (6)$$

但し、 G_g はガウシアンフィルタである。 Δ^2 はラプラシアンフィルタである。 I は輝度値である。

【0056】

上記の 1 つの輪郭点の近傍の複数の画素における局所エネルギー E_{snakes} の計算及び新たな輪郭点の設定の処理を、輪郭上の全ての輪郭点について実行し、新たな輪郭点からなる輪郭を設定する。また、新たな輪郭の設定の処理は、予め定めた条件に達するまで、繰

10

20

30

40

50

り返し実行される。この予め定めた条件とは、例えば、輪郭上の輪郭点の総移動量が所定閾値以下になることや、輪郭の設定の繰り返し回数が所定閾値を超えることとする。

【 0 0 5 7 】

このようにして、輪郭抽出部 1 5 は、S n a k e s 法により、B モード画像上の腫瘍の輪郭を抽出する。腫瘍は、複雑な形状であることも多いので、あまり形状拘束を行わないのが望ましく、パラメータ α よりもパラメータ β の重みを大きくして処理を行う。

【 0 0 5 8 】

なお、輪郭抽出部 1 5 の画像処理方法は、S n a k e s 法に限定されるものではなく、グラフカット法等、他の画像処理方法を用いてもよい。グラフカット法は、次式 (7) で表されるエネルギー関数 $E (X)$ を最小化するように境界 (輪郭) を抽出する。

【 数 1 】

$$E(X) = \sum_{i \in v} E1(xi) + \sum_{(i,j) \in \varepsilon} E2(xi, xj) \quad \cdots (7)$$

但し、 X , x_i , x_j はラベルである。E1はS n a k e s 法のE imageと類似の特徴量で、画素と対象 (腫瘍) との適合度 (例えば、対象との色 (輝度) の類似度) を示す。E2はS n a k e s 法のE intと類似の特徴量で、形状拘束の役割を果たす特徴量 (例えば、隣り合う境界点がどのような関係であるべきか) である。 v は場所 (サイト) の集合である。 ε は隣接する場所の組の集合である。

【 0 0 5 9 】

具体的には、ラベルは、腫瘍か腫瘍でないかを示すラベルとなる。サイトは、画素となる。隣接関係は、画素の隣接関係となる。式 (7) の右辺第 1 項は、データ項であり、その画素の色 (輝度値) から、腫瘍らしいか腫瘍でないらしいかを示す項となる。式 (7) の右辺第 2 項は、平滑化項であり、隣接した画素間のラベルを滑らかにする項である。

【 0 0 6 0 】

そして、輪郭抽出部 1 5 は、式 (7) のエネルギー関数 $E (X)$ に基づき、グラフを作成する。グラフは、腫瘍か腫瘍でないかのラベルを示すソース及びシンクの 2 つのターミナルと、複数の画素に対応する複数のノードと、ターミナル及び各ノードの間のリンクと、を有する。各リンクには、切断のコスト (エネルギー) が設定される。そして、輪郭抽出部 1 5 は、コストが最小 (エネルギー関数 $E (X)$ が最小) となるように 2 つのターミナル間でグラフを切断し、その切断面を腫瘍の輪郭とする。グラフカット法では腫瘍以外の対象物の輪郭も抽出されることがあるため、その場合は複数の輪郭のうち最大のものを腫瘍の輪郭として抽出する。

【 0 0 6 1 】

計測部 1 6 は、制御部 2 0 の制御に従って、輪郭抽出部 1 5 から入力された輪郭データから、腫瘍の径情報計測用の計測マーカーの位置情報と、径情報と、径情報に基づく特徴量と、を算出し、計測マーカーの位置情報、径情報及び特徴量を表示合成部 1 8 に出力し、径情報及び特徴量を記憶部 1 7 に記憶する。

【 0 0 6 2 】

縦横比計測モードにおいて、計測マーカーの位置情報とは、横径 W 及び縦径 D と、輪郭データに基づく腫瘍の輪郭又は輪郭の寸法補助線との交点である。また、径情報とは、横径 W 及び縦径 D である。また、特徴量とは、腫瘍の縦横比である。

【 0 0 6 3 】

腫瘍径計測モードにおいて、計測マーカーの位置情報とは、最大径面の横径 a 及び縦径 c 、最大径面に直交する断面の横径 b と、各断面の輪郭データに基づく腫瘍の輪郭又は輪郭の寸法補助線との交点である。また、径情報とは、横径 a , b 及び縦径 c である。また、特徴量とは、腫瘍径である。

【 0 0 6 4 】

記憶部 1 7 は、フラッシュメモリ、H D D (Hard Disk Drive)、S S D (Solid State Drive) 等の情報の書き込み及び読み出しが可能な記憶部である。

【 0 0 6 5 】

表示合成部 1 8 は、制御部 2 0 の制御に従って、画像生成部 1 4 から入力された B モード画像データと、計測部 1 6 から出力された計測マーカの位置情報に応じた計測マーカ、径情報、特徴量と、をそのまま又は適宜合成して表示画像データを生成し、表示画像データの画像信号を表示部 1 9 に出力する。

【 0 0 6 6 】

表示部 1 9 は、L C D (Liquid Crystal Display)、C R T (Cathode-Ray Tube) ディスプレイ、有機 E L (Electronic Luminescence) ディスプレイ、無機 E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示装置が適用可能である。表示部 1 9 は、表示合成部 1 8 から入力された表示画像データの画像信号に従って、表示画面上に表示画像を表示する。

10

【 0 0 6 7 】

制御部 2 0 は、例えば、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) を備え、R O M に記憶されているシステムプログラム等の各種処理プログラムを読み出して R A M に展開し、展開したプログラムに従って超音波画像診断装置本体 1 の各部の動作を集中制御する。R O M は、半導体等の不揮発メモリ等により構成され、超音波画像診断装置 1 0 0 に対応するシステムプログラム及び該システムプログラム上で実行可能な各種処理プログラムや、ガンマテーブル等の各種データ等を記憶する。これらのプログラムは、コンピュータが読み取り可能なプログラムコードの形態で格納され、C P U は、当該プログラムコードに従った動作を逐次実行する。R A M は、C P U により実行される各種プログラム及びこれらプログラムに係るデータを一時的に記憶するワークエリアを形成する。特に、制御部 2 0 の R O M には、腫瘍縦横比計測プログラム、腫瘍径計測プログラムが記憶されているものとする。なお、制御部 2 0 は、超音波画像診断装置本体 1 の各部を制御するが、図 2 上では、その制御を示す線を省略している。

20

【 0 0 6 8 】

超音波画像診断装置 1 0 0 が備える送信部 1 2、受信部 1 3、画像生成部 1 4、輪郭抽出部 1 5、計測部 1 6、表示合成部 1 8、制御部 2 0 について、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能は、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。集積回路とは、例えば L S I (Large Scale Integration) であり、L S I は集積度の違いにより、I C、システム L S I、スーパー L S I、ウルトラ L S I と呼称されることもある。また、集積回路化の手法は L S I に限るものではなく、専用回路又は汎用プロセッサで実現してもよいし、F P G A (Field Programmable Gate Array) や L S I 内部の回路セルの接続や設定を再構成可能なりコンフィギュラブル・プロセッサを利用してもよい。また、各々の機能ブロックの一部又は全部の機能をソフトウェアにより実行するようにしてもよい。この場合、このソフトウェアは一つ又はそれ以上の R O M などの記憶媒体、光ディスク、又はハードディスクなどに記憶されており、このソフトウェアが演算処理器により実行される。上記事項は、第 2 の実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 A の各部にも同様に適用される。第 2 の実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 A の計測対象認識部 2 1 の一部又は全部の機能も、集積回路などのハードウェア回路として実現することができる。

30

40

【 0 0 6 9 】

次に、図 4 ~ 図 9 を参照して、超音波画像診断装置 1 0 0 の動作を説明する。より具体的には、制御部 2 0 で実行される腫瘍縦横比計測処理、腫瘍径計測処理を説明する。先ず、図 4 ~ 図 7 を参照して、腫瘍縦横比計測処理を説明する。図 4 は、腫瘍縦横比計測処理を示すフローチャートである。図 5 は、例えば腫瘍の中心点 P 1 を指定した表示画像 F 1 を示す模式図である。図 6 は、計測マーカ M 1 1、M 1 2、M 1 3、M 1 4 を配置した表示画像 F 2 を示す模式図である。図 7 (a) は、R O I (Region of Interest: 関心領域) R 1 を指定した表示画像 F 3 を示す模式図である。図 7 (b) は、直線 L 1 を指定した表示画像 F 4 を示す模式図である。

【 0 0 7 0 】

50

腫瘍縦横比計測処理は、超音波送受信により得られるBモード画像データから腫瘍の縦径及び横径を取得し、縦横比を算出する処理である。例えば、操作入力部11を介して、被検体の検査者としてのユーザー（技師、医師等）から腫瘍縦横比計測モードの指定が入力されたことをトリガとして、制御部20は、ROMに記憶されている腫瘍縦横比計測プログラムに従い、各部を制御して、腫瘍縦横比計測処理を実行する。

【0071】

予め、ユーザーは、腫瘍の縦横比計測のために、超音波探触子2を操作して、腫瘍を有する被検体に当てる。そして、図4に示すように、送信部12及び受信部13は、超音波探触子2を介してBモード画像用の超音波の送受信をフレーム単位で行う（ステップS11）。

10

【0072】

そして、画像生成部14は、ステップS11による超音波送受信に対応するBモード画像データを生成し、輪郭抽出部15及び表示合成部18に出力し、表示合成部18は、入力されたBモード画像データに基づきBモード画像を表示部19にリアルタイム（ライブ）表示する（ステップS12）。

【0073】

ユーザーは、表示されるBモード画像にて計測対象の最大の横径を有する画像を確認する。そして、操作入力部11は、ユーザーからのリアルタイム表示のBモード画像を静止させるフリーズ操作の入力を受け付け、表示合成部18は、フリーズ操作に応じてフリーズ操作時以前の複数フレーム（シネフレーム）のBモード画像データを表示部19に表示し、操作入力部11は、ユーザーからの表示された複数フレームのBモード画像のうちの計測対象画像（計測対象のフレームのBモード画像）の選択入力を受け付ける（ステップS13）。そして、表示合成部18は、ステップS13で入力された計測対象画像のBモード画像データに基づき計測対象画像を表示部19に表示する（ステップS14）。

20

【0074】

そして、操作入力部11は、ユーザーからの輪郭抽出用の初期条件情報を受け付ける（ステップS15）。輪郭抽出用の初期条件情報は、ユーザーが指定する一点の位置情報であり、これをSnake法における初期輪郭の中心点の位置情報として使用する。この点を初期輪郭設定用の点とする。輪郭抽出の精度を上げるため、ユーザーは腫瘍の中心付近の一点を指定することが好ましい。なお、Snake法の上記式（4）のパラメータ α 、 β は、予め記憶部17に記憶されているものとする。

30

【0075】

そして、輪郭抽出部15は、ステップS13で入力された初期条件情報と記憶部17に記憶されたパラメータ α 、 β とを用いて、ステップS13で選択された計測対象画像のBモード画像データからハローを含まない腫瘍の輪郭を抽出して輪郭データを生成し、その輪郭データを、計測部16を介して表示合成部18に出力し、表示合成部18は、入力されたBモード画像データと、初期輪郭設定用の点の位置情報と、輪郭データとに基づき、Bモード画像上に輪郭を有する合成画像データを生成し、当該合成画像データに基づく合成画像を表示部19に表示する（ステップS16）。ステップS16において、輪郭抽出部15は、初期条件情報の初期輪郭設定用の点を中心点とする所定径の円又は楕円を初期輪郭として設定し、Snake法により初期輪郭に基づきBモード画像データから輪郭を抽出する。この構成によれば、初期条件情報として入力された一点を中心として初期輪郭を設定するため、ユーザーの操作負担を低くすることができる。

40

一般的に、腫瘍は周辺組織に比べて低輝度であるため、ハローを含まない腫瘍の輪郭を抽出する際は、初期輪郭の中心から外側に輪郭候補点を探索するようにし、低輝度から高輝度に変化する点を抽出するように画像エネルギーE imageを設定すればよい。

【0076】

ステップS16では、例えば、図5に示す表示画像F1が表示される。表示画像F1は、腫瘍T3がスキャンされたBモード画像であり、中心点P1及び輪郭C1が合成されている。腫瘍T3は、腫瘍本体部としての低エコー部T31と、低エコー部T31を囲む高

50

エコー部としてのハロー T 3 2 と、を有する。輪郭 C 1 は、低エコー部 T 3 1 の輪郭に合せるように生成される。

【0077】

そして、計測部 1 6 は、ステップ S 1 3 で抽出された輪郭データを用いて、腫瘍の縦横比用の横径及び縦径の端点としての 4 点の計測マーカーの位置情報を生成し又は後述するステップ S 1 9 で修正された計測マーカーの位置情報を用いて、表示合成部 1 8 は、入力された B モード画像データと、輪郭データと、生成された計測マーカーの位置情報に基づき、合成画像データを生成し、B モード画像上に輪郭及び計測マーカーを有する当該合成画像データに基づく合成画像を表示部 1 9 に表示する（ステップ S 1 7）。

【0078】

ステップ S 1 7 では、例えば、図 6 に示す表示画像 F 2 が表示される。表示画像 F 2 は、腫瘍 T 3 がスキャンされた B モード画像であり、輪郭 C 1 及び計測マーカー M 1 1 , M 1 2 , M 1 3 , M 1 4 が合成されている。計測マーカー M 1 1 , M 1 2 は、初期状態では、被検体の皮膚面としての表示画像 F 2 の上辺に平行で腫瘍 T 3 の最大の横径をとる直線と輪郭 C 1 との交点に配置される。計測マーカー M 1 3 , M 1 4 は、計測マーカー M 1 1 , M 1 2 を結ぶ直線に直交し腫瘍 T 3 の最大の縦径をとる直線と輪郭 C 1 との交点に配置される。計測マーカー M 1 1 , M 1 2 , M 1 3 , M 1 4 は、腫瘍 T 3 の最大の横径、縦径をとるために、各直線と輪郭 C 1 の寸法補助線との交点に配置されることとしてもよい。

【0079】

そして、制御部 2 0 は、操作入力部 1 1 を介して、ユーザーから計測マーカーの位置の補正情報の入力があるか否かを判別する（ステップ S 1 8）。補正情報の入力がある場合（ステップ S 1 8 ; Y E S）、計測部 1 6 は、ステップ S 1 8 で入力された補正情報に基づいて、ステップ S 1 7 で生成された計測マーカーの位置情報を補正し（ステップ S 1 9）、ステップ S 1 7 に移行する。

【0080】

計測マーカーの位置の補正情報の入力は、例えば、操作入力部 1 1 のトラックボール、カーソルボタン等を用いて計測マーカーを選択して移動し決定することにより行う。図 6 に示すように、例えば、計測マーカー M 1 1 を移動して補正後の計測マーカー M 1 1 a とする場合、補正対象の計測マーカー M 1 1 から所定距離の円形の領域 A R 1 内では、移動中の計測マーカー M 1 1 におけるトラックボール等の単位時間当たりの移動量を小さくして補正の微調整を可能にし、領域 A R 1 外では、移動中の計測マーカー M 1 1 におけるトラックボール等の単位時間当たりの移動量を大きくして補正時間の短縮を図る構成としてもよい。具体的には、予め、領域 A R 1 の形状、大きさを示す領域 A R 1 データが記憶部 1 7 に記憶されている。表示合成部 1 8 は記憶部 1 7 に記憶された領域 A R 1 データに基づいて、初期状態（移動前）の計測マーカー M 1 1 を中心とした領域 A R 1 を設定し、操作入力部 1 1 から入力される計測マーカー M 1 1 の位置の移動の補正情報に基づいて、領域 A R 1、移動中の計測マーカー M 1 1、輪郭 C 1 を含む表示画像 F 2 の合成画像データを生成して表示部 1 9 にリアルタイムに表示し、移動中の計測マーカー M 1 1 が領域 A R 1 以内の場合は、領域 A R 1 外の場合よりも、操作入力部 1 1 のトラックボール等の単位時間当たりの移動量を小さくして、移動中の計測マーカー M 1 1 を表示させる。なお、領域 A R 1 の形状は、円形に限定されるものではなく、矩形等、他の形状としてもよい。また、領域 A R 1 の表示は必須ではない。所定の領域を用いた計測マーカー M 1 2 , M 1 3 , M 1 4 の補正も、上記領域 A R 1 を用いた計測マーカー M 1 1 の補正と同様である。

【0081】

また、補正対象で移動中の計測マーカー M 1 1 付近の B モード画像の輝度勾配が所定の閾値以上の場合に、移動中の計測マーカー M 1 1 におけるトラックボール等の単位時間当たりの移動量（移動スピード）を小さくし、輝度勾配が所定の閾値より小さく略変化していない場合に、移動中の計測マーカー M 1 1 におけるトラックボール等の単位時間当たりの移動量を大きくして補正時間の短縮を図る構成としてもよい。具体的には、予め、輝度勾配情報の所定の閾値が記憶部 1 7 に記憶されている。表示合成部 1 8 は、操作入力部 1

10

20

30

40

50

1 から入力される計測マーカー M 1 1 の位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカー M 1 1、輪郭 C 1 を含む表示画像 F 2 の合成画像データを生成して表示部 1 9 にリアルタイムに表示し、移動中の計測マーカー M 1 1 における位置の B モード画像データの輝度勾配情報が記憶部 1 7 に記憶された輝度勾配情報の所定の閾値以上の場合、所定の閾値より小さい場合よりも、操作入力部 1 1 のトラックボール等の単位時間当たりの移動量を小さくして、移動中の計測マーカー M 1 1 を表示させる。また、輝度勾配情報を用いた計測マーカー M 1 2、M 1 3、M 1 4 の補正も、上記輝度勾配情報を用いた計測マーカー M 1 1 の補正と同様である。また、計測部 1 6 は、計測マーカーの位置情報の決定後に、移動先の計測マーカーの輝度勾配情報を記憶部 1 7 に記憶しておき、次の計測マーカーの配置時に、B モード画像上の前回記憶した輝度勾配情報に対応する位置に計測マーカーを自動的に移動して配置する構成としてもよい。

10

【0082】

また、記憶部 1 7 に記憶した補正後の移動先の計測マーカーの輝度勾配情報は、次の輪郭抽出時に、式 (4) の画像エネルギー E_{image} を、記憶した輝度勾配情報が近いと評価が上がる (値を下げる) ように設定する構成としてもよい。

【0083】

補正情報の入力がない場合 (ステップ S 1 8 ; NO)、計測部 1 6 は、現在の計測マーカー M 1 1、M 1 2、M 1 3、M 1 4 の位置情報から、腫瘍の横径、縦径を取得する (ステップ S 2 0)。そして、計測部 1 6 は、取得した横径 W、縦径 D を用いて、式 (1) により、腫瘍の縦横比を算出し、腫瘍の横径 W、縦径 D と、算出された腫瘍の縦横比とを記憶部 1 7 に記憶し、表示合成部 1 8 は、取得された腫瘍の横径 W、縦径 D と、算出された腫瘍の縦横比とを表示部 1 9 に表示し (ステップ S 2 1)、腫瘍縦横比計測処理を終了する。

20

【0084】

なお、ステップ S 1 5 において入力される輪郭抽出用の初期条件情報は、初期輪郭の中心点の位置情報に限定されるものではない。例えば、図 7 (a) に示すように、腫瘍 T 3 を有する表示画像 F 3 において、初期条件情報として ROI の矩形 R 1 の設定用情報を入力する構成としてもよい。ROI としての矩形 R 1 は、腫瘍 T 3 を囲むように入力される。矩形 R 1 の設定用情報は、例えば、矩形 R 1 の左上の点と右下の点との位置情報や、矩形 R 1 の中心点と 1 つの頂点とを結ぶ直線の 2 つの端点の位置情報や、矩形 R 1 の大きさが予め設定されている場合の矩形 R 1 の中心点の位置情報等である。初期輪郭は、矩形 R 1 に内接する円又は楕円とするか、ROI としての矩形 R 1 内の B モード画像に対して二値化処理を実施し、低エコー域の境界を初期輪郭とする。そして、輪郭の探索処理は画像全体ではなく ROI 内の画素に対して実施する。この構成によれば、輪郭の探索範囲が狭くなり輪郭抽出の性能 (精度及び抽出速度) の向上が期待できる。

30

【0085】

また、ステップ S 1 5 において、例えば、図 7 (b) に示すように、腫瘍 T 3 を有する表示画像 F 4 において、初期条件情報として直線 L 1 の設定用情報を入力する構成としてもよい。直線 L 1 は、皮膚面に平行であり、腫瘍 T 3 を貫く (横切る) ように入力される。直線 L 1 の設定用情報は、例えば、直線 L 1 の 2 つの端点の位置情報である。初期輪郭は、直線 L 1 の 2 つの端点を直径とする円又は楕円である。このとき、直線 L 1 と低エコー域の交点を抽出し、その 2 点を通る円あるいは楕円を初期輪郭とすることで、腫瘍の輪郭に近い点を通る初期輪郭を設定することができ、輪郭抽出の性能を向上できる。

40

【0086】

また、ステップ S 1 6 において、輪郭抽出部 1 5 は、グラフカット法により輪郭を算出する構成としてもよい。この構成では、ステップ S 1 5 で輪郭抽出用の初期条件情報として、矩形、円、楕円等の指定領域の設定用情報が操作入力される。輪郭抽出部 1 5 は、例えば、入力した設定用情報に基づく指定領域の B モード画像の輝度値の平均値や、画素数が一番多い輝度値等を、腫瘍以外の領域 (背景領域) の輝度値として設定し、指定領域の重心等の輝度値を、腫瘍の領域の輝度値として、式 (7) を設定し、この設定した式 (7

50

）を用いて、グラフカット法による輪郭抽出を行う。指定領域の設定用情報は、例えば、指定領域が円である場合の当該円の直径又は半径の直線の２つの端点の位置情報や、指定領域の形状及び大きさが予め設定されている場合の指定領域の中心点等の位置情報等である。また、操作回数が多くなるが、操作入力部１１は、ユーザーからの、輪郭抽出用の初期条件情報として、Ｂモード画像における腫瘍の領域の輝度値を示す点と、背景領域の輝度値を示す点と、の２点の指定入力を受け付け、輪郭抽出部１５が、入力された２点の輝度値を用いてグラフカット法により腫瘍の輪郭抽出を行う構成としてもよい。

【００８７】

なお、操作入力部１１は、ユーザーからの、タッチパネルで腫瘍を包含する形状を、動的輪郭法による初期条件情報の初期輪郭や、グラフカット法による指定領域として、指定入力を受け付けてもよい。

10

【００８８】

次いで、図８及び図９を参照して、腫瘍径計測処理を説明する。図８は、腫瘍径計測処理を示すフローチャートである。図９は、腫瘍Ｔ４の最大径面の表示画像Ｆ５１と、最大径面に直交する断面の表示画像Ｆ５２と、を有する表示画像Ｆ５を示す模式図である。

【００８９】

腫瘍径計測処理は、超音波送受信により得られるＢモード画像データから腫瘍の縦径及び横径を計測し、腫瘍径を算出する処理である。例えば、操作入力部１１を介して、ユーザーから腫瘍径計測モードの指定が入力されたことをトリガとして、制御部２０は、ＲＯＭに記憶されている腫瘍径計測プログラムに従い、各部を制御して、腫瘍径計測処理を実行する。

20

【００９０】

超音波画像診断装置１００において、先ず、図４の腫瘍縦横比計測処理のステップＳ１１，Ｓ１２と同様に、送信部１２、受信部１３、画像生成部１４及び表示合成部１８は、超音波送受信及びＢモード画像データ生成及び表示を行う（ステップＳ３１，Ｓ３２）。ユーザーは、超音波探触子２を操作して、腫瘍を有する被検体に当て、超音波探触子２を皮膚面上で回転させる等しながら表示されたＢモード画像を目視し、Ｂモード画像上で腫瘍の径が最大となる最大径面を探索する。

そして、図４のステップＳ１３，Ｓ１４と同様に、操作入力部１１、表示合成部１８は、最大径面でのユーザーからのフリーズ操作の入力を受け付け、複数フレーム（シネフレーム）のＢモード画像データを表示し、第一の計測対象画像として最大径面画像の選択入力を受け付け、選択された最大径面画像を表示部１９に表示する（ステップＳ３３，Ｓ３４）。

30

【００９１】

次いで、ユーザーは、フリーズ操作を解除する。操作入力部１１がユーザーからのフリーズ操作解除の入力を受け付けると、ステップＳ３２と同様なステップＳ３５が行われる。ユーザーは、再びＢモード画像を目視しながら、超音波探触子２を皮膚面上で回転させる等して、最大径面に直交する断面に合せる。そして、ステップＳ３３と同様に、操作入力部１１、表示合成部１８は、最大径面に直交する断面でのユーザーからのフリーズ操作の入力を受け付け、複数フレームのＢモード画像データを表示し、第二の計測対象画像として最大径面の直交断面画像の選択入力を受け付け、選択された最大径面画像を表示部１９に表示する（ステップＳ３６，Ｓ３７）。このとき、第一の計測対象画像を画面に表示しながら第二の計測対象画像の描出を行うと、第二の計測対象画像の探索が容易になる。

40

【００９２】

ステップＳ３８，Ｓ４０～Ｓ４２は、図４のステップＳ１５，Ｓ１７～Ｓ１９と同様である。但し、最大径面のＢモード画像と、最大径面に直交する断面のＢモード画像と、のそれぞれに対して、輪郭抽出用の初期条件情報の入力、計測マーカの表示、補正情報の入力を行う。

ハローを含む腫瘍の輪郭抽出は、ステップＳ３９において、輪郭抽出部１５が、最大径面画像と最大径面の直交断面画像とのＢモード画像データに対して、図４のステップＳ１

50

6と同じ処理を実施し、まずハローを含まない腫瘍の輪郭候補点を抽出する。その後、輪郭抽出部15は、初期輪郭の中心と輪郭候補点とを結ぶ直線上の輝度変化を解析し、ハローを含まない腫瘍の輪郭候補点より外側で高輝度から低輝度に変化する境界点を抽出する。輪郭抽出部15は、これを、ハローを含まない腫瘍の輪郭候補点それぞれに対して実施し、ハローを含む腫瘍の輪郭とする。この時、ハローを含まない腫瘍の輪郭候補点間を補完するようにして探索すると計算量は増加するが、輪郭抽出の精密性が向上する。上記高輝度から低輝度に変化する境界点の抽出では、例えば、輪郭の境界の輝度変化の所定の閾値が予め記憶部17に記憶され、輪郭抽出部15は、初期輪郭の中心と輪郭候補点とを結ぶ直線上でのハローを含まない腫瘍の輪郭候補点より外側の輝度変化が、記憶部17に記憶された所定の閾値以上となった点を境界点とする。

10

【0093】

ステップS40において、例えば、図9に示すように、腫瘍T4を有する表示画像F5が表示される。表示画像F5は、最大径面に対応する表示画像F51と、最大径面に直交する断面に対応する表示画像F52と、を有する。表示画像F51は、腫瘍T4がスキャンされたBモード画像であり、輪郭C2と、計測マーカーM21、M22、M23、M24とが合成されている。腫瘍T4は、腫瘍本体部としての低エコー部T41と、低エコー部T41を囲むハローT42と、を有する。

【0094】

計測マーカーM21、M22は、初期状態では、被検体の腫瘍T4の最大の横径をとる直線と輪郭C2との交点に配置される。計測マーカーM23、M24は、計測マーカーM21、M22を結ぶ直線に直交し腫瘍の最大の縦径をとる直線と輪郭C2との交点に配置される。計測マーカーM21、M22、M23、M24は、腫瘍T4の最大の横径、縦径をとるために、各直線と輪郭C2の寸法補助線との交点に配置されることとしてもよい。輪郭C2は、ハローT42の輪郭に合せるように生成される。

20

【0095】

表示画像F52は、腫瘍T4がスキャンされたBモード画像であり、輪郭C3と、計測マーカーM31、M32とが合成されている。計測マーカーM31、M32は、初期状態では、被検体の腫瘍T4の最大の横径をとる直線と輪郭C3との交点に配置される。計測マーカーM31、M32は、腫瘍T4の最大の横径をとるために、各直線と輪郭C3の寸法補助線との交点に配置されることとしてもよい。輪郭C3は、ハローT42の輪郭に合せるように生成される。また、所定領域又は輝度勾配情報を用いた計測マーカーM21、M22、M23、M24、M31、M32の修正も、図6の領域AR1又は輝度勾配情報を用いた計測マーカーM11の修正と同様である。

30

【0096】

そして、計測部16は、腫瘍の径情報として、最大径面の計測マーカーの位置情報に基づいて、腫瘍の横径及び縦径を取得し、最大径面に直交する断面の計測マーカーの位置情報に基づいて、横径を取得する(ステップS43)。

【0097】

そして、計測部16は、取得した最大径面の横径a、縦径c、及び最大径面に直交する断面の横径bを用いて、式(2)により腫瘍径を算出し、腫瘍の最大径面の横径a、縦径c、最大径面に直交する断面の横径bと、算出された腫瘍径とを記憶部17に記憶し、表示合成部18は、取得された腫瘍の最大径面の横径a、縦径c、最大径面に直交する断面の横径bと、算出された腫瘍径とを表示部19に表示し(ステップS44)、腫瘍径計測処理を終了する。

40

【0098】

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置100は、駆動信号を生成して超音波探触子2に出力する送信部12と、超音波探触子2により生成された受信信号に基づいて音線データを生成する受信部13と、生成された音線データから被検体のBモード画像データを生成する画像生成部14と、輪郭抽出用の初期条件情報の入力を受け付ける操作入力部11と、入力された初期条件情報を用いて、生成されたBモード画像データから腫

50

瘤の輪郭を抽出する輪郭抽出部 15 と、抽出された輪郭に基づいて腫瘤の径情報を取得し、当該径情報から当該腫瘤の特徴量を算出する計測部 16 と、を備える。

【0099】

このため、腫瘤の特徴量計測において、初期条件情報のみを操作入力し、自動的に輪郭を抽出し腫瘤の特徴量を算出するので、操作負担を低減でき、初期条件情報に基づき正確に抽出した輪郭に基づく径情報から腫瘤の特徴量を算出するので、特徴量の計測の精度を高めることができ、特徴量の客観性を上げることができる。

【0100】

また、腫瘤縦横比計測モードにおいて、輪郭抽出部 15 は、入力された初期条件情報を用いて、生成された B モード画像データからハローを含まない腫瘤の輪郭（周囲との輝度差がハローを含む場合と比較して大きい境界）を抽出し、計測部 16 は、抽出された輪郭に基づいて、腫瘤の横径及び縦径を取得し、当該横径及び縦径から腫瘤の縦横比を算出する。このため、腫瘤の縦横比計測において、操作負担を低減でき、計測時間を短縮でき、腫瘤の縦横比の精度を高めることができる。

【0101】

また、輪郭抽出部 15 は、初期条件情報と B モード画像データとに基づいて動的輪郭法により腫瘤の輪郭を算出する。このため、動的輪郭法により、腫瘤縦横比計測モードにおける輪郭を自動的に且つ精度よく抽出できる。

【0102】

また、腫瘤径計測モードにおいて、受信部 13 は、被検体の腫瘤の最大径面と当該最大径面に直交する断面に対応する位置で超音波が送受信された超音波探触子 2 により生成された受信信号に応じて音線データを生成する。輪郭抽出部 15 は、入力された初期条件情報を用いて、生成された腫瘤の最大径面の B モード画像データと最大径面に直交する断面の B モード画像データとからハローを含む腫瘤の輪郭（周囲との輝度差は、ハローを含まない腫瘤の輪郭の周囲との輝度差よりも小さいが視認できる境界）を抽出し、計測部 16 は、抽出された最大径面に対応する輪郭に基づいて、腫瘤の横径及び縦径を取得し、抽出された最大径面に直交する断面に対応する輪郭に基づいて、腫瘤の横径を取得し、最大径面に対応する横径及び縦径と最大径面に直交する断面に対応する横径とから腫瘤径を算出する。このため、腫瘤径計測において、操作負担を低減でき、計測時間を短縮でき、腫瘤径の精度を高めることができる。

【0103】

また、輪郭抽出部 15 は、初期条件情報と B モード画像データとに基づいて動的輪郭法により、最大径面の腫瘤の輪郭と最大径面に直交する断面の腫瘤の輪郭とを算出する。このため、動的輪郭法により、腫瘤径計測モードにおける輪郭を自動的に且つ精度よく抽出できる。

【0104】

また、初期条件情報は、動的輪郭法の初期輪郭設定用に操作入力部 11 から指定される点の位置情報、又は矩形若しくは直線の端点の位置情報である。このため、輪郭抽出のための初期輪郭を生成するために、1 点又は 2 点の位置情報を 1 回操作入力するのみでよいので、操作負担をより低減できる。

【0105】

また、グラフカット法を用いる場合、初期条件情報は、グラフカット法の指定領域設定用に操作入力部 11 から指定される点の位置情報、又は矩形若しくは直線の端点の位置情報である。このため、輪郭抽出のための指定領域を生成するために、1 点又は 2 点の位置情報を 1 回操作入力するのみでよいので、操作負担をより低減できる。

【0106】

また、操作入力部 11 は、抽出された輪郭の計測マーカーの補正情報の操作入力を受け付け、計測部 16 は、入力された補正情報により補正された計測マーカーに基づいて腫瘤の径情報を取得し、当該径情報から当該腫瘤の特徴量を算出する。このため、腫瘤の輪郭を自在に修正でき、腫瘤の特徴量の精度をより高めることができる。

【 0 1 0 7 】

また、超音波画像診断装置 1 0 0 は、初期状態の計測マーカを中心とした所定の領域 A R 1 を設定し、操作入力部 1 1 から入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、領域 A R 1 及び移動中の計測マーカを含む合成画像データを生成して表示部 1 9 にリアルタイムに表示し、移動中の計測マーカが領域 A R 1 以内の場合は、領域 A R 1 外の場合よりも、操作入力部 1 1 の単位時間当たりの計測マーカの移動量を小さくして、移動中の計測マーカを表示させる表示合成部 1 8 を備える。このため、計測マーカの修正を正確に行うことができるとともに、修正時間を短縮できる。

【 0 1 0 8 】

また、表示合成部 1 8 は、操作入力部 1 1 から入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカを含む B モード画像データを生成して表示部 1 9 にリアルタイムに表示し、移動中の計測マーカの位置における B モード画像データの輝度勾配情報が所定の閾値以上の場合は、所定の閾値より小さい場合よりも、操作入力部 1 1 の単位時間当たりの計測マーカの移動量を小さくして、移動中の計測マーカを表示させる。このため、計測マーカの修正を正確に行うことができるとともに、修正時間を短縮できる。

【 0 1 0 9 】

また、超音波画像診断装置 1 0 0 は、算出された腫瘍の特徴量を表示部 1 9 に表示させる表示合成部 1 8 を備える。このため、ユーザーは、腫瘍の特徴量を目視により容易に認識できる。

【 0 1 1 0 】

(第 2 の実施の形態)

図 1 0 ~ 図 1 5 を参照して、本発明に係る第 2 の実施の形態を説明する。先ず、図 1 0 を参照して、本実施の形態の装置構成を説明する。但し、第 1 の実施の形態の装置構成と同様な部分については、同じ符号を付してその説明を省略するものとする。図 1 0 は、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 A の機能構成を示すブロック図である。

【 0 1 1 1 】

第 1 の実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 は、計測対象物としての腫瘍の特徴量 (縦横比、腫瘍径) を計測するものであったが、本実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 A は、計測対象物としての臓器の 1 つである膀胱の特徴量としての容積を計測するものとして説明する。また、超音波画像診断装置 1 0 0 A は、第 1 の実施の形態の超音波画像診断装置 1 0 0 と同様な装置ではなく、汎用の携帯端末を利用した超音波画像診断のシステムである。図 1 に示すように、超音波画像診断装置 1 0 0 A は、超音波画像診断装置本体 1 A と、超音波探触子 2 A と、を備える。但し、これに限定されるものではなく、超音波画像診断装置 1 0 0 A が、例えば図 1 と同様な超音波探触子及び超音波画像診断装置本体を備える超音波画像診断装置である構成としてもよい。

【 0 1 1 2 】

超音波画像診断装置本体 1 A は、汎用の携帯端末であり、本実施の形態では、例えばタブレット P C (Personal Computer) であるものとする。超音波探触子 2 A は、超音波の送受信機能に加えて、超音波画像データの生成機能を有する。超音波画像診断装置本体 1 A と超音波探触子 2 A とは、ケーブル 3 A を介して接続されている。ケーブル 3 A の通信方式は、例えば、U S B (Universal Serial Bus) であるものとするが、これに限定されるものではない。

【 0 1 1 3 】

超音波探触子 2 A は、振動子 2 a と、超音波送受信部 3 1 と、画像生成部 3 2 と、データ送受信部 3 3 と、を備える。超音波画像診断装置本体 1 A は、操作入力部 1 1 A と、データ送受信部 1 3 A と、初期条件取得部としての計測対象認識部 2 1 と、輪郭抽出部 1 5 A と、計測部 1 6 A と、記憶部 1 7 A と、第 3、第 4 の表示制御部としての表示合成部 1 8 A と、表示部 1 9 A と、制御部 2 0 A と、を備える。

【 0 1 1 4 】

超音波送受信部 31 は、第 1 の実施の形態の送信部 12 及び受信部 13 と同様に、制御部 20A の制御に従って、駆動信号を生成して振動子 2a に供給し、また、振動子 2a から反射超音波に基づく受信信号を受信し、当該受信信号に基づく音線データを生成する回路である。なお、制御部 20A の制御信号は、データ送受信部 13A、ケーブル 3A、データ送受信部 33 を介して、超音波送受信部 31、画像生成部 32 に入力される。本実施の形態では、超音波探触子 2A の複数の振動子 2a が、コンベックス走査方式の配列であるものとして説明するが、この走査方式に限定されるものではない。

【0115】

画像生成部 32 は、画像生成部 14 と同様に、制御部 20A の制御に従って、超音波送受信部 31 から入力された音線データから B モード画像データを生成する回路である。データ送受信部 33 は、例えば USB の通信方式の通信部であり、ケーブル 3A を介して、データ送受信部 13A との間で、データの送受信を行う。例えば、データ送受信部 33 は、制御部 20A からの制御信号をデータ送受信部 13A から受信して、超音波送受信部 31、画像生成部 32 に出力する。また、データ送受信部 33 は、画像生成部 32 から入力された B モード画像データ等を受信して、データ送受信部 13A に送信する。

10

【0116】

操作入力部 11A は、表示部 19A の表示画面に一体的に設けられたタッチパネルであり、ユーザー（検査者）からのタッチ入力操作を受け付け、その操作情報を制御部 20A に出力する。データ送受信部 13A は、例えば USB の通信方式の通信部であり、ケーブル 3A を介して、データ送受信部 33 との間で、データの送受信を行う。例えば、データ送受信部 13A は、制御部 20A から入力された制御信号をデータ送受信部 13A に送信する。また、データ送受信部 13A は、B モード画像データ等をデータ送受信部 33 から受信して、計測対象認識部 21、表示合成部 18A に出力する。

20

【0117】

計測対象認識部 21 は、制御部 20A の制御に従って、データ送受信部 13A から入力されたライブの B モード画像データから計測対象物としての膀胱が所定時間変化しないかを認識し、認識された場合に、B モード画像データから輪郭抽出用の初期条件情報を取得し、計測実行モードへ遷移するための計測開始情報を生成して表示合成部 18A に出力し、B モード画像データ及び取得した初期条件情報を輪郭抽出部 15A に出力する処理部である。計測実行モードとは、計測対象物の特徴量の計測を実際に行うモードである。ここで、図 11 を参照して、計測対象認識部 21 の計測対象物の認識方法を説明する。図 11 は、膀胱 T6 を含む B モード画像 F61 を有する表示画像 F6 を示す模式図である。

30

【0118】

計測対象認識部 21 は、所定時間に描出された複数の B モード画像データを 2 フレームずつ比較する。具体的には 2 フレームの B モード画像データ間の全画素の差分値を算出し、全画素の差分値が所定の閾値以下であるかを判別し、所定の閾値以下である場合に、描出画像間に差分がないものと認識する。画像間に差分が無い状態が所定時間以上続いた場合に、計測対象物が所定時間安定して描出されていると自動的に判別する。フレーム間の全画素の差分値を求める方法としては、SSD (Sum of Squared Difference) 法や SAD (Sum of Absolute Difference) 法などがある。SSD 法は、2 フレームの画像データの同じ位置の各画素の輝度値の差の 2 倍の合計を全画素の差分値として算出する方法である。SAD 法は、2 フレームの画像データの同じ位置の画素の輝度値の差の絶対値の合計を差分として算出する方法である。このとき、ゲイン変更操作があった場合は、ゲイン値を用いて差分算出の補正を行うなどすれば、照明変動への対応も可能である。

40

【0119】

計測対象認識部 21 は、計測対象物の変化がないことを認識した場合に、計測実行モードの計測開始情報を生成して表示合成部 18A に出力し、計測を開始したタイミング以降にデータ送受信部 13A から入力された B モード画像データから、初期条件情報を取得する。例えば、図 11 に示す計測対象物としての膀胱 T6 が含まれる B モード画像 F61 の

50

画像データから、初期条件情報として、膀胱 T 6 の前景 V 1 及び背景 V 2 を自動的に取得する。前景 V 1 は、B モード画像 F 6 1 中の輝度値が所定の値より小さく、画像中心付近の画素（基準点 P 2）を中心に所定の半径を持つ円又は楕円の円周上の画素とする。ここで、膀胱等、中に液体が貯まった臓器は、B モード画像において、周辺組織に比べて低エコーあるいは無エコーで描出されるため、輝度値が小さくなる。このため、輝度値が小さく画像の中心付近の画素を基準点 P 2 とする。背景 V 2 は、前景 V 1 の中心点を中心として画像の端までに収まるサイズの円又は楕円の円周上の画素とする。

【0120】

輪郭抽出部 15 A は、第 1 の実施の形態の輪郭抽出部 15 と同様に、制御部 20 A の制御に従って、計測対象認識部 21 から入力された B モード画像データ及び初期条件情報に基づいて、グラフカット法により、B モード画像データ中の計測対象物の膀胱の輪郭を抽出し、抽出した輪郭の輪郭データを計測部 16 A に出力する処理部である。具体的には、輪郭抽出部 15 A は、計測対象認識部 21 から入力された初期条件情報としての膀胱の前景及び背景の輝度を用いて、グラフカット法により膀胱の輪郭を抽出する。例えば、初期条件情報の前景の領域の平均輝度がグラフカット法における膀胱の輝度として用いられ、初期条件情報の背景の領域の平均輝度がグラフカット法における膀胱の背景の輝度として用いられる。なお、輪郭抽出部 15 A は、計測対象認識部 21 から入力された初期条件情報としての膀胱の前景又は背景の円又は楕円を初期輪郭として用いて、動的輪郭法としての Snake's 法により膀胱の輪郭を抽出する構成としてもよい。

【0121】

計測部 16 A は、第 1 の実施の形態の計測部 16 と同様に、制御部 20 A の制御に従って、輪郭抽出部 15 A から入力された輪郭データ（補正された計測マーカー）から、計測対象物としての膀胱の径情報と、径情報に基づく特徴量と、を算出し、計測対象物の径情報及び特徴量を表示合成部 18 A に出力し、当該径情報及び特徴量を記憶部 17 に記憶する処理部である。本実施の形態では、計測部 16 A は、膀胱の特徴量として、容積を算出する。

【0122】

表示合成部 18 A は、第 1 の実施の形態の表示合成部 18 と同様に、制御部 20 A の制御に従って、データ送受信部 13 A から入力された B モード画像データと、計測部 16 A から入力された輪郭データ、計測マーカー、径情報、特徴量等と、をそのまま又は適宜合成して表示画像データを生成し、表示画像データの画像信号を表示部 19 A に出力する。

【0123】

表示部 19 A は、LCD、有機 EL ディスプレイ、無機 EL ディスプレイ等の携帯端末用の表示装置で構成され、第 1 の実施の形態の表示部 19 と同様に、表示合成部 18 A から入力された表示画像データの画像信号に従って、表示画面上に表示画像を表示する。

【0124】

制御部 20 A は、第 1 の実施の形態の制御部 20 と同様の構成を有し、超音波画像診断装置本体 1 A 及び超音波探触子 2 A の各部の動作を集中制御する。特に、制御部 20 A の ROM には、第 1 の計測対象物容積計測プログラム、第 2 の計測対象物容積計測プログラムが記憶されているものとする。なお、制御部 20 A は、超音波画像診断装置本体 1 A 及び超音波探触子 2 A の各部を制御するが、図 10 上では、その制御を示す線を省略している。

【0125】

次いで、図 12 ~ 図 15 を参照して、超音波画像診断装置 100 A の動作を説明する。図 12 は、第 1 の計測対象物容積計測処理を示すフローチャートである。図 13 は、膀胱 T 7 を含む一断面の B モード画像 F 7 1 を有する表示画像 F 7 を示す模式図である。図 14 は、第 2 の計測対象物容積計測処理を示すフローチャートである。図 15 は、図 13 の表示画像 F 7 の直交断面の B モード画像 F 8 1 を有する表示画像 F 8 を示す模式図である。

【0126】

図 1 2 を参照して、超音波画像診断装置 1 0 0 A で実行される第 1 の計測対象物容積計測処理を説明する。第 1 の計測対象物容積計測処理は、一断面の B モード画像データから、計測対象物としての膀胱が所定時間安定して描出されていることを自動的に認識し、当該膀胱の輪郭データ、径情報、特徴量としての容積を自動的に算出する処理である。例えば、

特定のプリセット時であること、あるいは自動計測の ON/OFF をあらかじめ設定しておき、ON の場合であることをトリガとして、制御部 2 0 A は、ROM に記憶されている第 1 の計測対象物容積計測プログラムに従い、各部を制御して、第 1 の計測対象物容積計測処理を実行する。

【0127】

超音波画像診断装置 1 0 0 A において、先ず、図 4 の腫瘍縦横比計測処理のステップ S 1 1 と同様に、超音波送受信部 3 1 は、B モード画像用の超音波の送受信をフレーム単位で開始する（ステップ S 5 1）。そして、図 4 のステップ S 1 2 と同様に、画像生成部 3 2、データ送受信部 3 3、1 3 A 及び表示合成部 1 8 A は、受信された超音波の受信信号に基づいて、B モード画像データ生成及び表示を行う（ステップ S 5 2）。ユーザーは、例えば、利き手に超音波探触子 2 A を持ち、もう片方の手に超音波画像診断装置本体 1 A を持ち、超音波探触子 2 A を操作して被検体に当て、超音波探触子 2 を皮膚面上で回転させる等しながら表示された B モード画像を目視し、B モード画像上で膀胱の径が最大となる断面で静止させる。

【0128】

そして、計測対象認識部 2 1 は、計測対象物認識として、SSD 法又は SAD 法により、ステップ S 5 2 で生成された B モード画像データの所定時間の 2 フレームの B モード画像データ間の各画素の差分の合計値を全画素の差分値として算出する（ステップ S 5 3）。そして、計測対象認識部 2 1 は、ステップ S 5 3 で算出した全画素の差分値が所定の閾値以下であり、計測対象物としての膀胱が所定時間安定して描出されていると認識したか否かを判別する（ステップ S 5 4）。計測対象物の安定した描出を認識していない場合（ステップ S 5 4；NO）、ステップ S 5 2 に移行される。

【0129】

計測対象物の安定した描出を認識した場合（ステップ S 5 4；YES）、計測対象認識部 2 1 は、計測実行モード開始（遷移）の計測開始情報を生成して表示合成部 1 8 A に出力し、表示合成部 1 8 は、計測開始情報を表示部 1 9 A に表示させる（ステップ S 5 5）。そして、計測対象認識部 2 1 は、計測実行モード開始後のタイミングで生成された B モード画像データから輪郭抽出用のパラメータとしての初期条件情報を取得して設定し、B モード画像データ及び設定した初期条件情報を輪郭抽出部 1 5 A に出力する（ステップ S 5 6）。

【0130】

そして、輪郭抽出部 1 5 A は、図 4 のステップ S 1 6 と同様に、ステップ S 5 5 で設定された初期条件情報を用いて、グラフカット法により、ステップ S 5 5 で入力された B モード画像データから計測対象物としての膀胱の輪郭を抽出して輪郭データを生成し、その輪郭データを、計測部 1 6 を介して表示合成部 1 8 に出力し、表示合成部 1 8 は、入力された B モード画像データと、輪郭データとに基づき、B モード画像上に輪郭を有する合成画像データを生成し、当該合成画像データに基づく合成画像を表示部 1 9 に表示する（ステップ S 5 7）。なお、ステップ S 5 7 において、輪郭抽出部 1 5 A は、ステップ S 5 5 で設定された初期条件情報と記憶部 1 7 に記憶されたパラメータ α 、 β とを用いて、Snake 法により、ステップ S 5 5 で入力された B モード画像データから計測対象物としての膀胱の輪郭を抽出して輪郭データを生成することとしてもよい。

【0131】

ステップ S 5 8 ~ S 6 0 は、図 4 のステップ S 1 7 ~ S 1 9 と同様である。ステップ S 5 8 では、例えば、図 1 3 に示す表示画像 F 7 が表示される。表示画像 F 7 は、膀胱 T 7 がスキャンされた B モード画像 F 7 1 を含む。B モード画像 F 7 1 上で、ステップ S 5 7

10

20

30

40

50

で抽出された膀胱 T 7 の輪郭 C 4 上に、計測マーカー M 4 1, M 4 2, M 4 3, M 4 4 が配置されている。計測マーカー M 4 1, M 4 2 は、輪郭 C 4 上の最大縦径 (図 1 3 上で実線の直線) の端点に配置されている。最大縦径は、必ずしも垂直方向とは限らない膀胱の輪郭の最大径である。計測マーカー M 4 3, M 4 4 は、輪郭 C 4 上の最大縦径に直交する最大横径 (図 1 3 上で破線の直線) の端点に配置されている。ステップ S 5 9, S 6 0 により、計測マーカー M 4 1, M 4 2, M 4 3, M 4 4 の補正情報の入力が可能である。また、ステップ S 5 8 ~ S 6 0 において、表示合成部 1 8 A は、操作入力部 1 1 A から入力される輪郭の計測マーカーの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカーを含む断層画像データを生成して表示部 1 9 A にリアルタイムに表示し、1 つの計測マーカーの補正情報の入力に応じて、複数の計測マーカーを連動して同一方向又は拡大縮小方向に移動して表示及び補正を行う構成としてもよい。

【 0 1 3 2 】

補正情報の入力がない場合 (ステップ S 5 9 ; N O)、計測部 1 6 A は、現在の計測マーカーの位置情報から、膀胱の径情報を取得する (ステップ S 6 1)。ステップ S 6 1 では、例えば、計測部 1 6 A は、径情報として、計測マーカー M 4 1, M 4 2 の間の最大縦径 d と、計測マーカー M 4 3, M 4 4 の間の最大横径 w と、を算出して取得する。

【 0 1 3 3 】

そして、計測部 1 6 A は、ステップ S 6 1 で取得した径情報を用いて、膀胱の容積を算出し、膀胱の径情報と、算出された膀胱の容積とを記憶部 1 7 に記憶し、膀胱の径情報、容積を表示合成部 1 8 A に出し、表示合成部 1 8 A は、取得された膀胱の径情報と、算出された膀胱の容積とを表示部 1 9 A に表示し (ステップ S 6 2)、第 1 の計測対象物容積計測処理を終了する。ステップ S 6 2 では、計測部 1 6 A は、例えば、ステップ S 6 1 で取得された最大縦径 d 、最大横径 w を用いて、次式 (8) 又は次式 (9) により、膀胱の容積 v を算出する。

$$v = d \times w \times d \times \pi / 6 \quad \dots (8)$$

$$v = d \times w \times w \times \pi / 6 \quad \dots (9)$$

ステップ S 6 2 において、式 (8)、式 (9) のどちらを用いるかを任意にユーザーが設定できてもよいし、最大縦径 d 、最大横径 w を式 (8) 及び式 (9) に代入して、容積 v の値が大きい方の式を用いる構成としてもよい。

【 0 1 3 4 】

次いで、図 1 4 を参照して、超音波画像診断装置 1 0 0 A で実行される第 2 の計測対象物容積計測処理を説明する。第 2 の計測対象物容積計測処理は、径が最大の一断面 (最大径面とする) の B モード画像データと最大径面に直交する一断面 (直交断面とする) の B モード画像データとの二断面の B モード画像データから、計測対象物としての膀胱が所定時間安定して描出されていることを自動的に認識し、当該膀胱の輪郭データ、径情報、特徴量としての容積を自動的に算出する処理である。例えば、操作入力部 1 1 A を介して、ユーザーから第 2 の計測対象物容積計測処理の実行指示が入力されたことをトリガとして、制御部 2 0 A は、ROM に記憶されている第 2 の計測対象物容積計測プログラムに従い、各部を制御して、第 2 の計測対象物容積計測処理を実行する。

【 0 1 3 5 】

ステップ S 7 1 ~ S 8 1 は、図 1 2 のステップ S 5 1 ~ S 6 1 と同様である。ステップ S 7 8 では、例えば、図 1 3 に示すように、最大径面の膀胱 T 7 を含む B モード画像 F 7 1 を有する表示画像 F 7 が表示され、膀胱 T 7 の輪郭 C 4 及び計測マーカー M 4 1, M 4 2, M 4 3, M 4 4 が表示される。ステップ S 8 1 では、例えば、膀胱 T 7 の径情報として、計測マーカー M 4 1, M 4 2 の間の最大縦径 d と、計測マーカー M 4 3, M 4 4 の間の最大横径 w と、が取得される。

【 0 1 3 6 】

そして、制御部 2 0 A は、ステップ S 8 1 で径情報が取得された計測対象物としての膀胱に直交する直交断面を描出させるための直交断面描出指示情報を生成して表示合成部 1 8 A に出し、表示合成部 1 8 A は、入力された直交断面描出指示情報を表示部 1 9 A に

表示する（ステップ S 8 2）。ユーザーは、再び B モード画像を目視しながら、超音波探触子 2 を皮膚面上で回転させる等して、最大径面に直交する直交断面の位置に合せる。

【0137】

ステップ S 8 3 ~ S 9 1 は、描出対象を直交断面とした場合のステップ S 7 2 ~ S 7 4、S 7 6 ~ S 8 1 と同様である。但し、ステップ S 8 8 では、例えば、図 1 5 に示すように、図 1 3 の表示画像 F 7 の直交断面の膀胱 T 7 を含む B モード画像 F 8 1 を有する表示画像 F 8 が表示され、膀胱 T 7 の輪郭 C 5 及び計測マーカー M 5 1、M 5 2 が表示される。計測マーカー M 5 1、M 5 2 は、輪郭 C 5 上の最大径の 2 つの端点に配置されている。ステップ S 9 1 では、例えば、計測マーカー M 5 1、M 5 2 の間の最大径 h が算出されて取得される。

10

【0138】

そして、計測部 1 6 A は、ステップ S 8 1、S 9 1 で取得した径情報を用いて、膀胱の容積を算出し、膀胱の径情報と、算出された膀胱の容積とを記憶部 1 7 に記憶し、膀胱の径情報、容積を表示合成部 1 8 A に出力し、表示合成部 1 8 A は、取得された膀胱の径情報と、算出された膀胱の径情報とを表示部 1 9 A に表示し（ステップ S 9 2）、第 2 の計測対象物容積計測処理を終了する。ステップ S 9 2 では、計測部 1 6 A は、例えば、ステップ S 8 1 で取得された最大縦径 d、最大横径 w と、ステップ S 9 1 で取得された最大径 h と、を用いて、次式（10）により、容積 v を算出する。

$$v = d \times w \times h \times \pi / 6 \quad \dots (10)$$

【0139】

20

以上、本実施の形態によれば、超音波画像診断装置 1 0 0 A は、駆動信号を超音波探触子 2 A の振動子 2 a に供給し、振動子 2 a を介して受信した受信信号に基づいて音線データを生成する超音波送受信部 3 1 と、生成された音線データから B モード画像データを生成する画像生成部 3 2 と、膀胱の輪郭抽出用の初期条件情報を取得する計測対象認識部 2 1 と、取得された初期条件情報を用いて、生成された B モード画像データから膀胱の輪郭を抽出する輪郭抽出部 1 5 A と、抽出された輪郭に基づいて膀胱の径情報を取得し、径情報から膀胱の特徴量を算出する計測部 1 6 A と、を備える。

【0140】

このため、膀胱の特徴量計測において、初期条件情報を取得し、自動的に輪郭を抽出し膀胱の特徴量を算出するので、操作負担をより低減でき、初期条件情報に基づき正確に抽出した輪郭に基づく径情報から膀胱の特徴量を算出するので、特徴量の計測の精度を高めることができ、特徴量の客観性を上げることができる。特に、超音波画像診断装置本体 1 A が携帯端末であるため、超音波画像診断装置本体 1 A 及び超音波探触子 2 A を片手ずつに把持してユーザーの両手がふさがる状況でも、操作負担が低減されているので、容易に膀胱の特徴量を計測できる。

30

【0141】

また、超音波画像診断装置 1 0 0 A は、生成された B モード画像データから膀胱が所定時間安定して描出されていることを認識し、認識された場合に計測実行モードに遷移し、遷移された場合に、輪郭抽出用の初期条件情報を取得する計測対象認識部 2 1 を備える。このため、自動的に計測を開始することができ、操作負担をさらに低減できる。

40

【0142】

また、計測対象認識部 2 1 は、生成された B モード画像データから輪郭抽出用の初期条件情報を取得する。このため、初期条件情報を自動的に取得でき、操作負担をさらに低減できる。

【0143】

また、輪郭抽出部 1 5 A は、取得された初期条件情報を用いて、生成された B モード画像データから計測対象物の最大径面の輪郭を抽出する。計測部 1 6 A は、抽出された輪郭に基づいて、膀胱の径情報として最大縦径及び最大縦径と直交する最大横径を取得し、最大縦径及び最大横径から膀胱の特徴量としての容積を算出する。このため、膀胱の容積計測において、操作負担を低減でき、計測時間を短縮でき、膀胱の容積の精度を高めること

50

ができる。また、径情報を用いて膀胱の容積を算出するので、面積を用いて膀胱の容積を算出する構成に比べて、膀胱の容積算出までの処理速度を速くすることができる。なお、膀胱の面積及び径情報を用いて膀胱の容積を算出する構成としてもよい。この構成により、膀胱の容積の精度を高めることができる。

【0144】

また、超音波送受信部31は、被検体の計測対象物の最大径面と当該最大径面に直交する断面とに対応する位置で超音波が送受信された振動子により生成された受信信号に基づいて音線データを生成する。輪郭抽出部15Aは、取得された初期条件情報を用いて、生成された最大径面のBモード画像データから膀胱の輪郭を抽出し、最大径面に直交する断面のBモード画像データから膀胱の輪郭を抽出する。計測部16Aは、抽出された最大径面に対応する輪郭に基づいて、膀胱の径情報として最大縦径及び最大縦径と直交する最大横径を取得し、抽出された最大径面に直交する断面に対応する輪郭に基づいて、膀胱の径情報として最大径を取得し、最大縦径及び最大横径と最大径とから膀胱の特徴量としての容積を算出する。このため、膀胱の容積計測において、二断面を使用することにより、膀胱の容積の精度をさらに高めることができる。

10

【0145】

また、輪郭抽出部15Aは、初期条件情報とBモード画像データとに基づいてグラフカット法により、膀胱の輪郭を算出する。このため、グラフカット法により、膀胱の容積計測における輪郭を自動的に且つ精度よく抽出できる。

【0146】

また、グラフカット法を用いる場合、初期条件情報は、グラフカット法の前景及び背景の輝度情報である。これらを自動取得することにより、輪郭抽出のための指定領域を生成するための情報の操作入力を行わなくてよく、操作負担をさらに低減できる。

20

【0147】

なお、Snakes法を用いて膀胱の輪郭を抽出する構成としてもよい。この場合、初期条件情報は、Snakes法の初期輪郭である。これを自動取得することにより、輪郭抽出のための初期輪郭を生成するための情報の操作入力行わなくてよく、操作負担をさらに低減できる。

【0148】

また、表示合成部18Aは、操作入力部11Aから入力される輪郭の計測マーカの位置の移動の補正情報に基づいて、移動中の計測マーカを含む断層画像データを生成して表示部19Aにリアルタイムに表示し、1つの計測マーカの補正情報の入力に応じて、複数の計測マーカを連動して同一方向又は拡大縮小方向に移動して表示及び補正を行う構成としてもよい。このため、輪郭抽出の癖に対して、全ての計測マーカで同じような補正をすることができる。

30

【0149】

また、表示合成部18Aは、計測実行モードへの遷移時に、当該計測実行モードの開始（遷移）を示す表示情報を表示部19Aに表示させる。このため、ユーザーが目視により計測実行モードへの遷移を容易に確認できる。

【0150】

また、計測対象認識部21は、生成された複数のBモード画像データのフレーム全体の差分を算出し、算出した差分値が所定の閾値以下である場合に、計測実行モードに遷移する。このため、検査者が超音波探触子2Aを移動して計測対象物の膀胱をとらえて静止して、計測実行モード開始の準備ができたことを自動的に精度よく検知でき、ユーザーがフリーズボタンを入力する手間を防ぎ、操作負担をさらに低減できる。

40

【0151】

（変形例）

図16及び図17を参照して、上記第2の実施の形態の変形例を説明する。本変形例では、第2の実施の形態の超音波画像診断装置100Aを用いるものとし、同様に、第1又は第2の計測対象物容積計測処理が実行される。但し、計測対象認識部21の計測対象物

50

が所定時間安定して描出されていることを認識する処理が異なるものであり、当該異なる処理のみについて説明し、他の装置構成及び処理の説明を省略する。

【0152】

図16、図17(a)、図17(b)を参照して、本変形例における計測対象認識部21の処理を説明する。図16は、膀胱T9を含むBモード画像F91を有する表示画像F9を示す模式図である。図17(a)は、一断面の垂直方向の基準線における輝度プロファイルを示す図である。図17(b)は、図17(a)の垂直方向の基準線の基準点からの水平方向の基準線における輝度プロファイルを示す図である。

【0153】

本変形例において、計測対象認識部21は、制御部20Aの制御に従って、データ送受信部13Aから入力されたライブのBモード画像データから計測対象物としての膀胱が所定時間変化しないことを認識し、認識された場合に、輪郭抽出の初期条件を取得し、計測実行モードへ遷移するための計測開始情報を生成して表示合成部18Aに出力し、Bモード画像データ及び取得した初期条件情報を輪郭抽出部15Aに出力する。

10

【0154】

ここで、計測対象物としての膀胱の所定時間安定した描出を認識するための処理を説明する。まず、計測対象認識部21は、所定時間に描出された膀胱を含むBモード画像に対して、皮膚面に垂直で且つBモード画像の左右方向(水平方向)の中央に垂直方向の基準線を設定する。例えば、図16に示すように、入力された膀胱T9を含むBモード画像F91(の表示画像F9)から、皮膚面SK2に垂直でBモード画像F71の左右方向の中央に垂直方向の基準線L2が設定される。基準線L2は、Bモード画像データのフレーム内のBモード画像中心の1本の音響線に対応する線である。そして、計測対象認識部21は、所定時間に描出されたBモード画像データ間の2フレームの垂直方向の基準線における輝度プロファイルを生成する。

20

【0155】

図17(a)に示すように、輝度プロファイルは、横軸に皮膚面からの距離(ピクセル数)、縦軸に輝度値(濃淡値Gray Value)をとって、基準線における輝度値をプロットして生成される。そして、計測対象認識部21は、所定時間の2フレームの基準線における輝度プロファイルについて、値と形状(輝度値高い→低い→高い)が変化するか否かを判別する。計測対象認識部21は、基準線の輝度プロファイルの値と形状の変化が閾値以下である場合に、計測対象物に変化がなく計測画像に差分がないものとして、計測対象物が所定時間安定して描出されていることを自動的に判別する。

30

【0156】

また、計測対象認識部21は、計測対象物を認識した場合に、計測実行モードの計測開始情報を生成して表示合成部18Aに出力し、計測を開始したタイミング以降にデータ送受信部13Aから入力されたBモード画像データから、初期条件情報を取得する。例えば、計測対象認識部21は、計測を開始したタイミング以降に入力されたBモード画像データの垂直方向の基準線の輝度プロファイル(例えば図17(a)に示す輝度プロファイル)を生成し、所定の低輝度の低輝度領域の幅W1(例えば図17(a)上では一点鎖線の両矢印)の中心を基準点とし、そこから所定の半径を持つ円又は楕円の円周上の画素を初期条件情報としての前景とし、低輝度領域を挟む高輝度領域の幅W2(例えば図17(a)上では実線の両矢印)を含むような直径を持つ円又は楕円の円周上の画素を初期条件情報としての背景とする。

40

【0157】

あるいは、計測対象認識部21は、計測を開始したタイミング以降に入力されたBモード画像データの垂直方向の基準線の輝度プロファイル(例えば図17(a)に示す輝度プロファイル)を生成し、所定の低輝度の低輝度領域の幅W1の中心を垂直方向の基準点とし、垂直方向の基準点及び幅W1に応じた所定の半径を前景の垂直方向の半径とし、低輝度領域を挟む高輝度部の幅W2を含むような半径を背景の垂直方向の半径とする。そして、計測対象認識部21は、設定した垂直方向の基準点から水平方向に基準線を設定し、水

50

平方向の基準線の輝度プロファイル（例えば図 17（b）に示す輝度プロファイル）を生成し、水平方向の輝度プロファイルに基づいて、所定の低輝度の低輝度領域の幅 W3（例えば図 17（b）上では一点鎖線の両矢印）の中心を水平方向の基準点とし、水平方向の基準点及び幅 W3 に応じた所定の半径を前景の水平方向の半径とし、低輝度領域を挟む高輝度領域の幅 W4（例えば図 17（b）上では実線の両矢印）を含むような半径を背景の水平方向の半径とし、これら垂直方向の半径及び水平方向の半径を持つ円又は楕円を初期条件情報としての前景、背景とする。このように、垂直方向の基準線の輝度プロファイルのみならず、水平方向の基準線の輝度プロファイルをも用いて初期条件情報の前景、背景を生成すれば、計測対象物としての膀胱の輪郭抽出の精度が向上する。

【0158】

10

計測対象認識部 21 は、図 12 の第 1 の計測対象物容積計測処理のステップ S53、図 13 の第 2 の計測対象物容積計測処理のステップ S73、S84 において、上述した本変形例の計測対象物の認識及び初期条件情報の取得の処理を実行する。

【0159】

以上、本変形例によれば、計測対象認識部 21 は、生成された B モード画像データの所定線上の輝度プロファイルを生成し、生成した輝度プロファイルを用いてグラフカット法の前景及び背景に基づく初期条件情報を取得する。このため、適切な初期条件情報を容易に取得でき、膀胱の輪郭を容易に精度よく抽出できる。

【0160】

また、計測対象認識部 21 は、生成された複数の B モード画像データのフレーム内の B モード画像中心の 1 本の音響線に対応する基準線 L2 の差分を算出し、算出した差分値が所定の閾値以下である場合に、計測実行モードに遷移する。このため、B モード画像の全ての画素の演算を行わなくても良く、演算量が減り、処理速度を早くすることができる。さらに、基準線 L2 をあらかじめ画面に表示して B モード画像の描出を行う場合、適切な位置に対象物を描出してもらうようにユーザーを誘導できる。

20

【0161】

なお、上記各実施の形態及び変形例における記述は、本発明に係る好適な超音波画像診断装置の一例であり、これに限定されるものではない。

【0162】

例えば、上記各実施の形態及び変形例では、自動的に抽出した輪郭を B モード画像上に表示する構成としたが、これに限定されるものではなく、抽出した輪郭を B モード画像上に表示しない構成としてもよい。

30

【0163】

また、上記各実施の形態及び変形例では、輪郭上又は輪郭の寸法補助線上に計測マーカーを初期配置する構成としたが、これに限定されるものではない。輪郭上又は輪郭の寸法補助線上の点から計測対象物の内部方向又は外部方向への所定距離をおいた位置に計測マーカーを初期配置する構成としてもよい。この構成によれば、計測マーカーの修正方向を一定方向（計測対象物の外部方向又は内部方向）に略統一することができ、計測マーカーの位置の修正の操作性を向上できる。

【0164】

40

また、上記各実施の形態及び変形例では、出力制御部としての表示合成部 18 が、計測対象物の径情報と、特徴量とを表示部 19 に表示する構成としたが、これに限定されるものではない。例えば、超音波画像診断装置 100 は、外部の装置や記憶部（図示略）に通信可能な出力制御部としての通信部を有し、通信部が、B モード画像データ、計測対象物の径情報及び特徴量を、外部の印刷装置、記憶装置等の出力部に送信して、それらの情報の印刷、記憶等をさせる構成としてもよい。

【0165】

また、上記第 1 の実施の形態、第 2 の実施の形態及び変形例の少なくとも 2 つを適宜組み合わせる構成としてもよい。例えば、第 1 の実施の形態において、図 4 の腫瘍縦横比計測処理のステップ S13、図 8 の腫瘍径計測処理のステップ S33、S36 を、図 12 の

50

ステップ S 5 3 , S 5 4 に代え、制御部 2 0 が、計測対象物としての腫瘍が所定時間変化しないことを認識し、認識した場合に計測実行モード（その後の処理）に遷移する構成としてもよい。

【 0 1 6 6 】

また、第 1 の実施の形態において、図 4 の腫瘍縦横比計測処理のステップ S 1 5 、図 8 の腫瘍径計測処理のステップ S 3 8 を、図 1 2 のステップ S 5 6 に代え、計測対象認識部 2 1 が、B モード画像データから輪郭抽出用のパラメーターとしての初期条件情報を自動的に取得する構成としてもよい。また、第 1 の実施の形態において、携帯端末としての超音波画像診断装置本体 1 A を有する超音波画像診断装置 1 0 0 A を用いて、腫瘍縦横比計測処理及び腫瘍径計測処理を実行する構成としてもよい。

10

【 0 1 6 7 】

また、第 1 の実施の形態において計測対象物を腫瘍とし、第 2 の実施の形態及び変形例において計測対象物を膀胱としたが、これに限定されるものではない。計測対象物を、腫瘍及び膀胱以外の、被検体の病変、臓器、組織、構造物等としてもよい。

【 0 1 6 8 】

また、第 2 の実施の形態、変形例において、計測モード遷移後の一断面の 1 フレームを用いて、膀胱の輪郭抽出及び径情報算出を行う構成としたが、これに限定されるものではない。輪郭抽出部 1 5 A が、（計測モード遷移後の）複数フレームを記憶部 1 7 A に記録しておき、各フレームの膀胱の輪郭抽出を行い、選択部としての計測部 1 6 A が、各フレームの輪郭データから径情報を算出し、算出された複数の径情報のうち最大の径情報を自動的に選択し、選択された最大の径情報から膀胱の容積を算出する構成としてもよい。この構成によれば、膀胱の特徴量計測において、初期条件情報を取得し、自動的に、輪郭を抽出し最大の径情報を選択し膀胱の特徴量を算出するので、ユーザーの作業負担をより低減できるとともに、初期条件情報に基づき正確に抽出した輪郭に基づく最大の径情報から膀胱の特徴量を算出するので、特徴量の計測の精度をより高めることができ、特徴量の客観性を上げることができる。

20

また、輪郭抽出部 1 5 A が、（計測モード遷移後の）複数フレームを記憶部 1 7 A に記録しておき、各フレームの膀胱の輪郭抽出を行い、計測部 1 6 A が、各フレームの輪郭データから径情報を算出し、選択部としての操作入力部 1 1 A が、算出された膀胱の複数の径情報のうちの 1 つの選択入力をユーザーから受け付け、計測部 1 6 A が、選択入力された径情報から膀胱の容積を算出する構成としてもよい。この構成によれば、膀胱の特徴量計測において、輪郭が明瞭に描出されている等、適切なフレームの径情報をユーザーが選択できるので、特徴量の計測の精度をより高めることができる。

30

【 0 1 6 9 】

また、二断面の場合にも、各断面について、輪郭抽出部 1 5 A が、（計測モード遷移後の）複数フレームを記憶部 1 7 A に記録しておき、それぞれ膀胱の輪郭抽出を行い、計測部 1 6 A が、各フレームの輪郭データから径情報を算出し、算出された複数の径情報のうち最大の径情報を自動的に選択し、選択された最大の径情報から膀胱の容積を算出する構成としてもよい。また、二断面の場合にも、各断面について、輪郭抽出部 1 5 A が、（計測モード遷移後の）複数フレームを記憶部 1 7 A に記録して置き、各フレームの膀胱の輪郭抽出を行い、計測部 1 6 A が、各フレームの輪郭データから径情報を算出し、操作入力部 1 1 A が、算出された膀胱の複数の径情報のうちの 1 つの選択入力をユーザーから受け付け、計測部 1 6 A は、選択入力された径情報から膀胱の容積を算出する構成としてもよい。

40

また、上記の複数フレームの径情報を算出し、算出した複数フレームの径情報から、自動的に又はユーザーの操作入力に応じて、1 フレームの径情報を選択し、選択した径情報を用いて計測対象物の特徴量を算出する構成を、第 1 の実施の形態等に適用する構成としてもよい。

【 0 1 7 0 】

また、以上の実施の形態における超音波画像診断装置 1 0 0 , 1 0 0 A を構成する各部

50

の細部構成及び細部動作に関して本発明の趣旨を逸脱することのない範囲で適宜変更可能である。

【符号の説明】

【0171】

100, 100A 超音波画像診断装置

1, 1A 超音波画像診断装置本体

11, 11A 操作入力部

12 送信部

13 受信部

13A データ送受信部

14 画像生成部

15, 15A 輪郭抽出部

16, 16A 計測部

17, 17A 記憶部

18, 18A 表示合成部

19, 19A 表示部

20, 20A 制御部

21 計測対象認識部

2, 2A 超音波探触子

2a 振動子

31 超音波送受信部

32 画像生成部

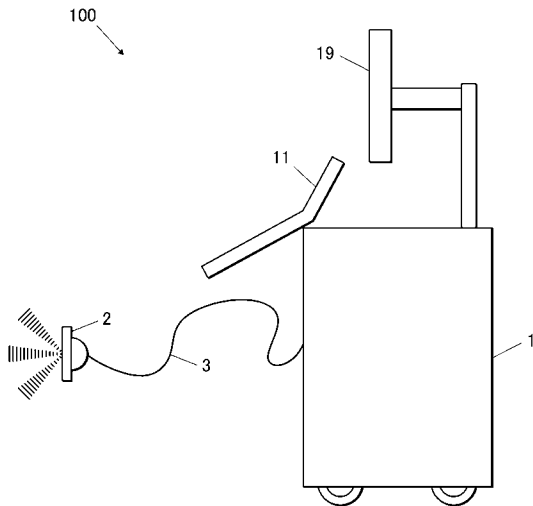
33 データ送受信部

3, 3A ケーブル

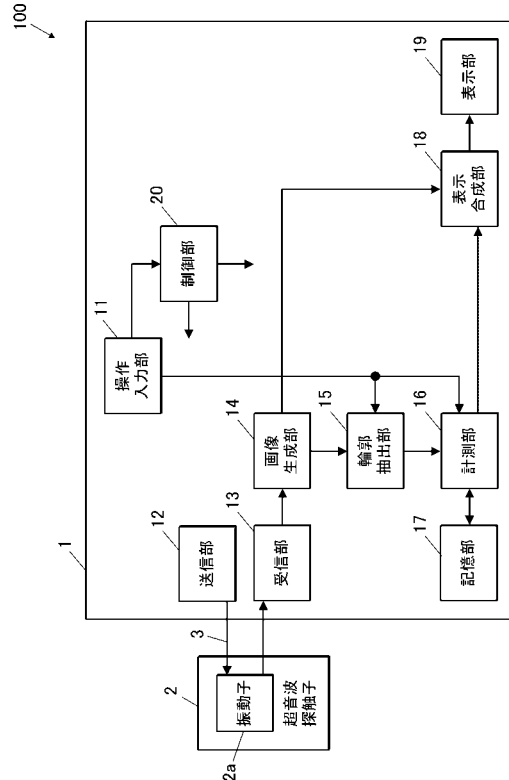
10

20

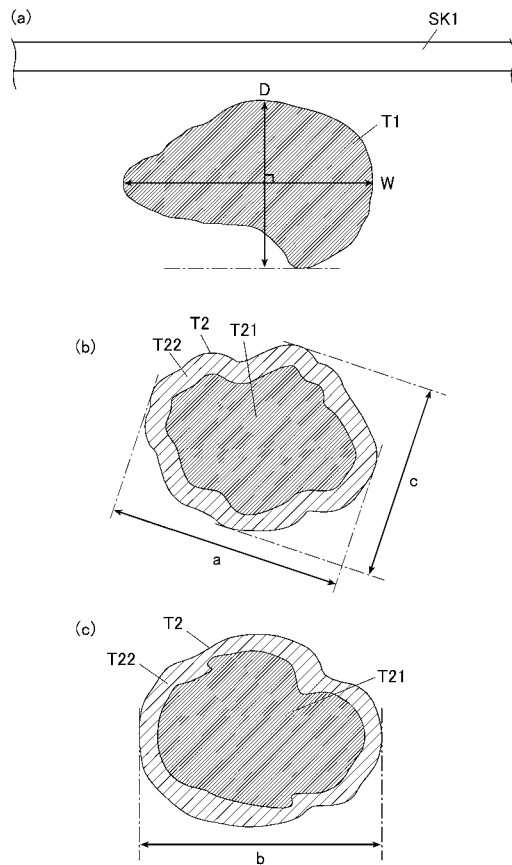
【図1】



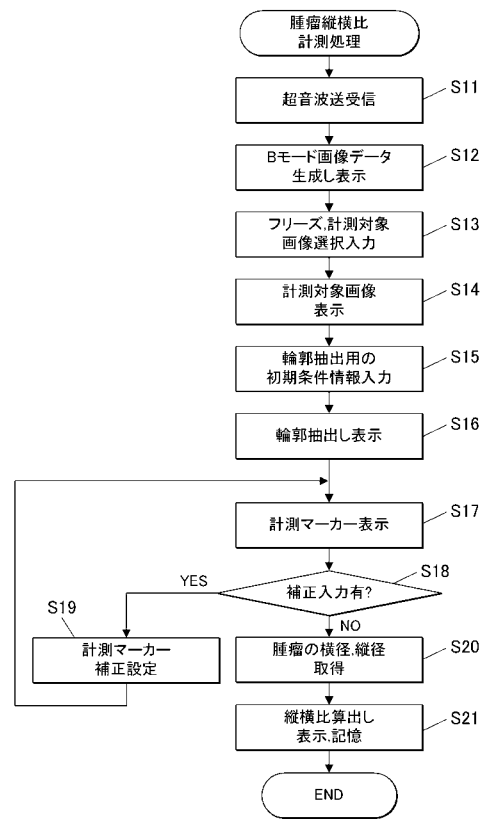
【図2】



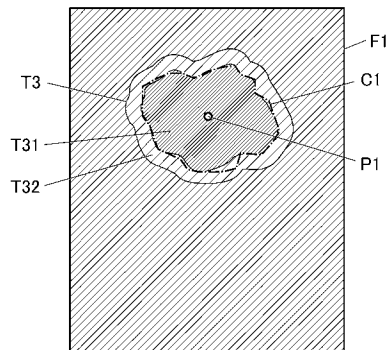
【図 3】



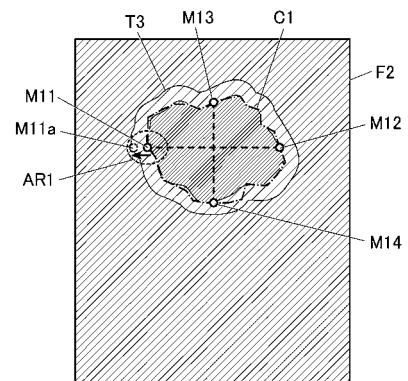
【図 4】



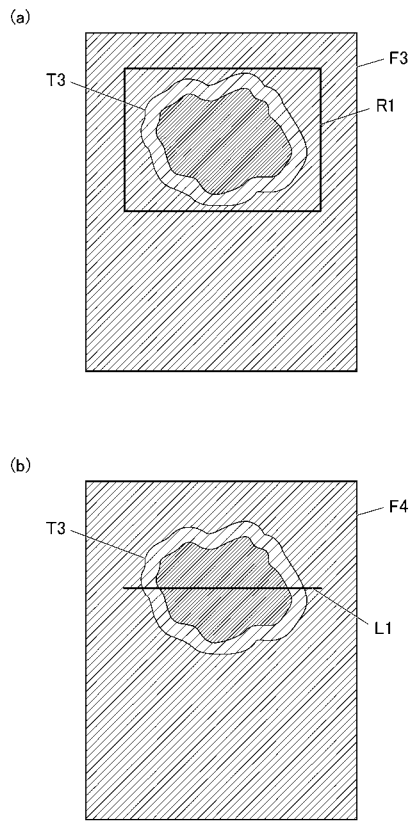
【図 5】



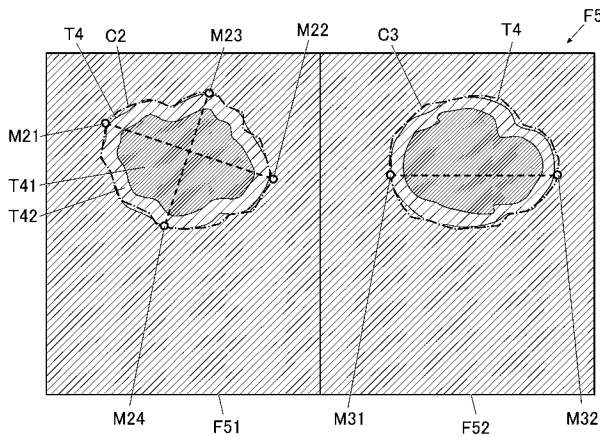
【図 6】



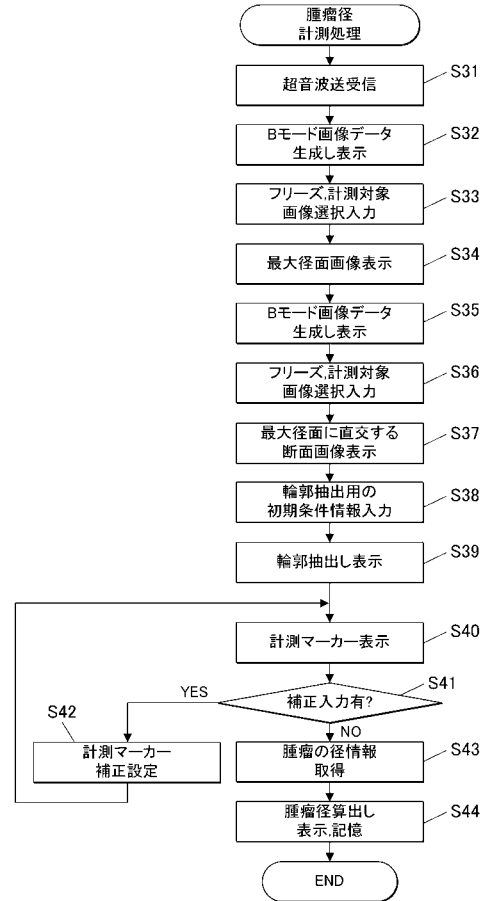
【図 7】



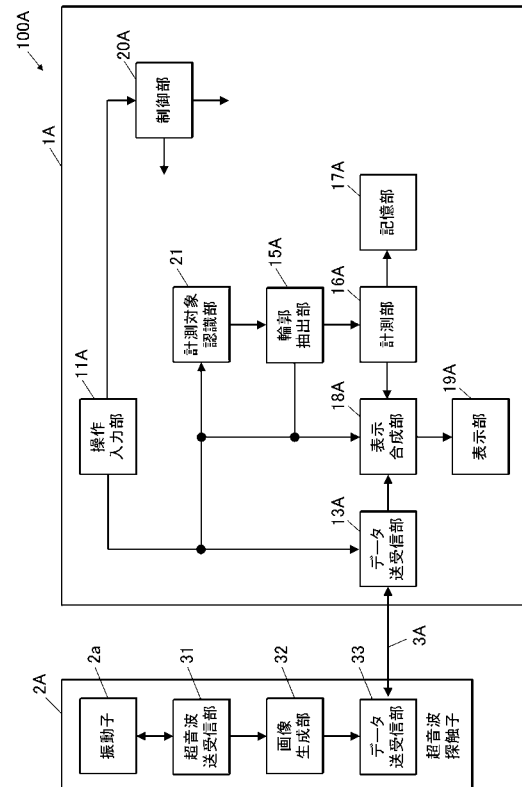
【図 9】



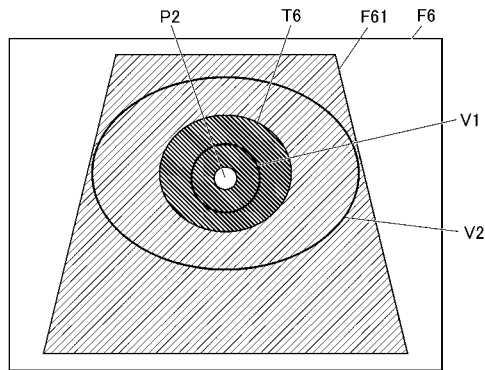
【図 8】



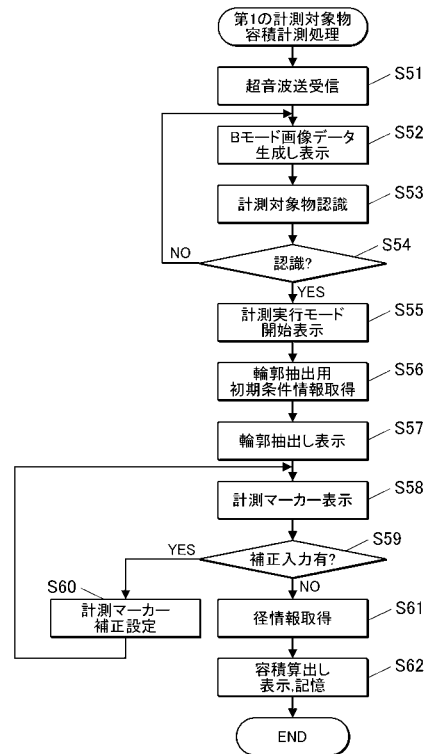
【図 10】



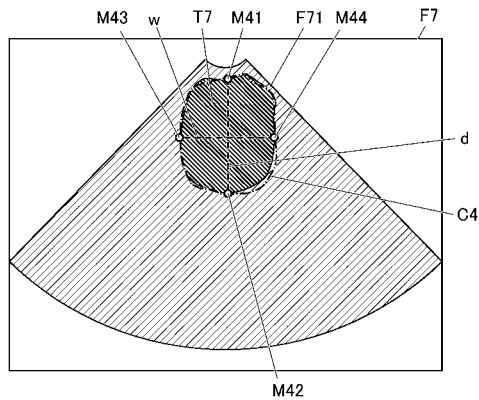
【図 1 1】



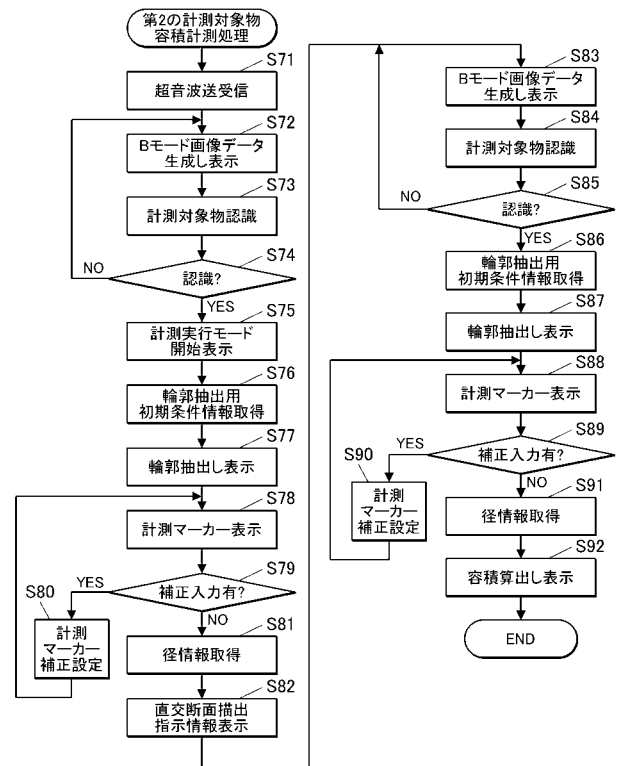
【図 1 2】



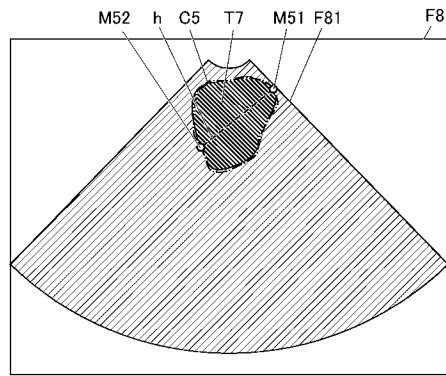
【図 1 3】



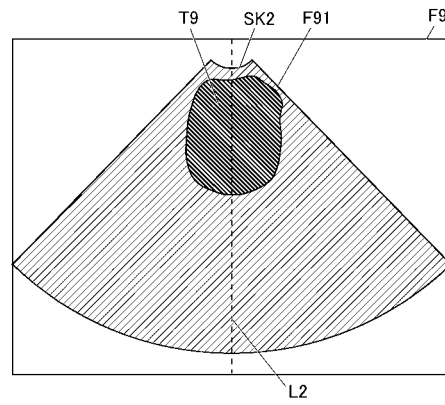
【図 1 4】



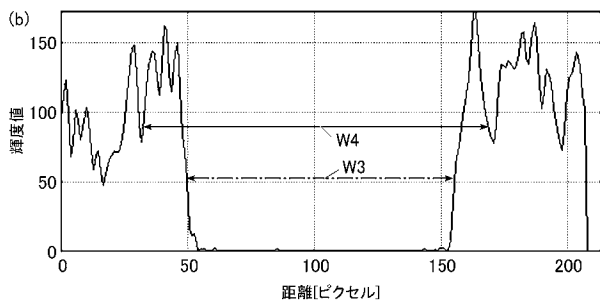
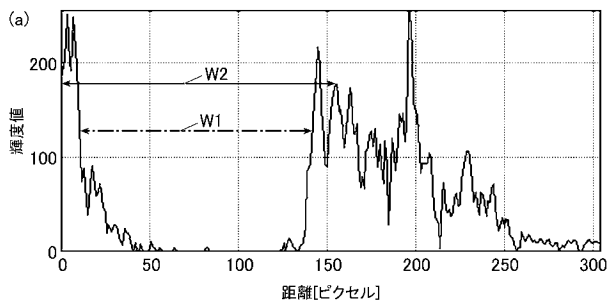
【図 15】



【図 16】



【図 17】



专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2017109074A	公开(公告)日	2017-06-22
申请号	JP2016164296	申请日	2016-08-25
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	占部真樹子 高木一也		
发明人	占部 真樹子 高木 一也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/52		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD01 4C601/EE10 4C601/JC05 4C601/JC09 4C601/KK29 4C601/KK30 4C601/KK31		
优先权	2015244110 2015-12-15 JP		
其他公开文献	JP2017109074A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提高测量精度，同时减少测量对象的特征量测量中的操作负担。 解决方案：超声波诊断成像设备100A将驱动信号提供给超声波探头2A的换能器2a，并基于经由换能器2a接收的接收信号生成超声波数据。发送/接收单元31，用于从所生成的声线数据生成断层图像数据的图像生成单元32，断层图像识别出要测量的对象在图像数据的预定时间段内被稳定地描绘，在识别时转换到测量执行模式，并且在转换的情况下，用于测量对象的轮廓提取的初始条件信息。通过使用所获取的初始条件信息，从所生成的断层图像数据，测量对轮廓提取单元15A，用于提取对象的轮廓；以及测量单元16A，用于基于提取的轮廓获取测量目标的直径信息，并根据直径信息计算测量目标的特征量。

