

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6274489号
(P6274489)

(45) 発行日 平成30年2月7日(2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日(2018.1.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2013-198712 (P2013-198712)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年9月25日 (2013. 9. 25)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-62570 (P2015-62570A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成27年4月9日 (2015. 4. 9)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年6月15日 (2016. 6. 15)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

付帯情報が付帯された複数の超音波画像を表示する表示部と、
 前記付帯情報に基づいて、前記複数の超音波画像のうち計測が未計測である未計測画像
 において、前記計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定するマーカ位置決定部と
 を具備し、
 前記表示部は、
 前記複数の超音波画像のうち前記未計測画像における前記マーカ表示位置に、前記計測
 マーカを表示すること、
 を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

付帯情報が付帯された2つの超音波画像を並列表示する表示部と、
 前記2つの超音波画像に関して対となる2つの計測部位のうち選択された計測部位に基
 づいて、前記選択された計測部位に関する超音波画像に対して、マーカ表示位置を決定す
 るマーカ位置決定部と、を具備し、
 前記表示部は、前記2つの超音波画像のうち前記選択された計測部位に関する超音波画
 像における前記マーカ表示位置に、計測に関する計測マーカを表示すること、
 を特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

前記付帯情報は、

20

前記複数の超音波画像各々を表示させる画像表示位置と、前記複数の超音波画像の種類に応じた計測項目と、前記計測の実行の有無とを有し、

前記マーカ位置決定部は、

前記画像表示位置と、前記計測項目と、前記計測の実行の有無とに基づいて、前記マーカ表示位置を決定すること、

を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記マーカ位置決定部は、

前記計測項目に基づいて、前記複数の超音波画像のうち前記計測マーカを重畳して表示する超音波画像を決定し、

前記表示部は、

前記決定された超音波画像における前記マーカ表示位置に前記計測マーカを表示すること、

を特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記付帯情報は、

被検体における診断部位と、前記計測の計測項目と、前記被検体の名称と、操作者の名称とのうち少なくともひとつに対応する前記計測の計測点を示すマーカ位置情報を有し、

前記マーカ位置決定部は、

前記マーカ位置情報に関する計測と同じ計測が前記超音波画像に対して実行されるとき、前記マーカ位置情報と前記付帯情報とに基づいて、前記マーカ表示位置を決定すること、

を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記付帯情報は、

被検体に対する生体波形において、前記複数の超音波画像を収集した収集時点を有し、

前記マーカ位置決定部は、

前記計測に関して選択された計測項目に関する前記生体波形の時相に基づいて、前記複数の超音波画像において、前記時相に含まれる前記収集時点に対応する超音波画像を特定し、

前記特定された超音波画像上に前記マーカ表示位置を決定すること、

を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記マーカ位置決定部は、

被検体における同一診断部位に関する前記複数の超音波画像が表示されている場合、前記複数の超音波画像のうちアクティブ状態として設定された超音波画像において、前記マーカ表示位置を決定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記マーカ位置決定部は、

被検体における異なる部位および異なる時点に関して発生された前記複数の超音波画像が表示されている場合、前記複数の超音波画像における境界上に、前記マーカ表示位置を決定すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示部は、

前記計測マーカが重畳される前記超音波画像の色相に応じて、前記計測マーカの表示態様を変更して、前記計測マーカを表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記表示態様は、
前記計測マーカの太さと色相と明度とのうち少なくともひとつであること、
を特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

超音波画像を含む複数の医用画像を、複数の医用画像のうち少なくともいずれかに付帯された付帯情報とともに記憶する記憶部と、

前記付帯情報に基づいて、前記複数の医用画像のうち計測が未計測である未計測画像において、前記計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定するマーカ位置決定部と、

前記医用画像とともに、前記計測マーカを前記複数の医用画像のうち前記未計測画像における前記マーカ表示位置に表示する表示部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

10

【請求項 1 2】

超音波画像を含む 2 つの医用画像を、2 つの医用画像それぞれに付帯された付帯情報とともに記憶する記憶部と、

前記 2 つの医用画像に関して対となる 2 つの計測部位のうち選択された計測部位に基づいて、前記選択された計測部位に関する医用画像に対して、計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定するマーカ位置決定部と

前記 2 つの医用画像を並列表示し、前記並列表示された 2 つの医用画像のうち前記選択された計測部位に関する医用画像における前記マーカ表示位置に前記計測マーカを表示する表示部と、

を具備することを特徴とする医用画像処理装置。

20

【請求項 1 3】

コンピュータに、

超音波画像を含む複数の医用画像を、複数の医用画像のうち少なくともいずれかに付帯された付帯情報とともに記憶させ、

前記付帯情報に基づいて、前記複数の医用画像のうち計測が未計測である未計測画像において、前記計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定させ、

前記医用画像とともに、前記計測マーカを前記複数の医用画像のうち前記未計測画像における前記マーカ表示位置で表示させること、

を特徴とする医用画像処理プログラム。

30

【請求項 1 4】

コンピュータに、

超音波画像を含む 2 つの医用画像を、2 つの医用画像それぞれに付帯された付帯情報とともに記憶させ、

前記 2 つの医用画像に関して対となる 2 つの計測部位のうち選択された計測部位に基づいて、前記選択された計測部位に関する医用画像に対して、計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定させ、

前記 2 つの医用画像を並列表示し、前記並列表示された 2 つの医用画像のうち前記選択された計測部位に関する医用画像における前記マーカ表示位置に前記計測マーカを表示させること、

を特徴とする医用画像処理プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像を計測するには、計測ツールの起動時に、計測点表示用マーカ（キャリパ）が表示される。次いで、トラックボールなどのユーザーインターフェースを用いて計測し

50

たい点までキャリパを移動させることにより、計測点を指定する必要がある。このため、超音波診断装置は、計測ツールの起動時に表示されたキャリパの位置から計測したい点までの距離が短くなるように、計測ツールの起動時のキャリパ表示位置を制御している。制御方法としては主に以下の様なものがある。

【0003】

・画像表示モードを確認し複数の画像が表示されている場合、分割されている画面の境界中央付近にキャリパを表示。

【0004】

・CHIモードで2画面表示の場合、両画面にキャリパを表示。

【0005】

・Twin View（ツインビュー）表示の場合、両画面にキャリパを表示。

【0006】

・AFI（羊水インデックス）計測が起動され、かつ4画面表示の場合、一箇所目の計測時左上の画面にキャリパを表示。二箇所目の計測時右上の画面のキャリパを表示。三箇所目の計測時右下の画面にキャリパを表示。四箇所目の計測時左下の画面にキャリパを表示。

【0007】

・2D（2次元）画像とトレース画像が同時に表示されている場合、トレース画像を計測する計測が起動された場合トレース画像側にキャリパを表示。2D画像を計測する様な計測が起動された場合、2D画像側にキャリパを表示。

【0008】

しかしながら、現在のキャリパ表示位置決定法では、例えば、1画面に同一モードの複数の画像が表示されている場合、計測ツール起動後にキャリパが分割画面中央付近に表示されるので、計測点したい点から離れた位置にキャリパが表示されてしまう問題がある。すなわち、計測ツール起動時に分割画面境界中央付近にカーソルが表示されるため、計測したい画像上（画面上）にカーソルを移動する必要がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

目的は、複数の医用画像の表示時において、複数の医用画像各々の付帯情報に基づいて、計測マーカのマーカ表示位置を決定することにより、計測ツールの起動時に表示された計測マーカの表示位置から計測したい点までの距離を短くすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本実施形態に係る超音波診断装置は、付帯情報が付帯された複数の超音波画像を表示する表示部と、前記付帯情報に基づいて、前記複数の超音波画像のうち前記計測に関する計測マーカのマーカ表示位置を決定するマーカ位置決定部とを具備し、前記表示部は、前記複数の超音波画像のうち前記未計測画像における前記マーカ表示位置に、前記計測マーカを表示すること、を特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成の一例を示す構成図である。

【図2】図2は、本実施形態に係り、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図3】図3は、本実施形態の第1の変形例に係り、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図4】図4は、本実施形態の第1の変形例に係り、ツインビューにおいて、未計測画像上に表示された計測マーカの一例を示す図である。

【図5】図5は、本実施形態の第1の変形例に係り、ツインビューにおいて、2つの超音波画像の境界線上の中央に表示された計測マーカの一例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 6】図 6 は、本実施形態の第 2 の変形例に係り、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、本実施形態の第 3 の変形例に係り、並列表示された右頸動脈像と左頸動脈像とにおいて、入力部を介して R i g h t C C A が入力されたときに表示される計測マーカの一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、本実施形態の第 4 の変形例に係り、2 画面表示された収縮期画像と拡張期画像とにおいて、収縮期に関する計測項目の選択により、右側の収縮期画像に表示された計測マーカの一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、本実施形態の第 4 の変形例に係り、心電波形において、境界時点と拡張期と収縮期との一例を示す図である。

10

【図 10】図 10 は、本実施形態の第 4 の変形例に係り、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図 11】図 11 は、本実施形態の第 5 の変形例に係り、同一診断部位表示において、アクティブ画像上に表示された計測マーカの一例を示す図である。

【図 12】図 12 は、本実施形態の第 6 の変形例に係り、相違診断部位表示において、2 つの超音波画像の境界の中央に表示された計測マーカの一例を示す図である。

【図 13】図 13 は、本実施形態の第 5 および第 6 の変形例に係り、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

【図 14】図 14 は、本実施形態の第 8 の変形例に係り、ツインビューにおいて、計測マーカ表示態様を変更して表示した一例を示す図である。

20

【図 15】図 15 は、本実施形態の第 8 の変形例に係り、計測マーカ表示態様変更処理の手順を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0013】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 11、装置本体 13、装置本体 13 に接続され操作者からの各種指示・命令・情報を装置本体 13 に取り込むための入力部 15、表示部 17 を有する。加えて本超音波診断装置 1 には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部およびネットワークが、インターフェース (I n t e r F a c e : 以下、I / F と呼ぶ) 部 31 を介して接続されてもよい。

30

【0014】

超音波プローブ 11 は、複数の圧電振動子と、整合層と、複数の圧電振動子の背面側に設けられるバッキング材とを有する。複数の圧電振動子は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子である。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ 11 の先端に装備される。以下、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。圧電振動子は、後述する送受信部 21 から供給される駆動信号に応答して超音波を発生する。超音波プローブ 11 を介して被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波 (以下、送信超音波と呼ぶ) は、被検体内の生体組織における音響インピーダンスの不連続面で反射される。

40

【0015】

圧電振動子は、反射された超音波を受信し、エコー信号を発生する。エコー信号の振幅は、超音波の反射に関する不連続面を境界とする音響インピーダンスの差に依存する。また、送信超音波が移動している血流、および心臓壁等の表面で反射された場合のエコー信号の周波数は、ドプラ効果により、移動体 (血流および心臓壁の表面) の超音波送信方向の速度成分に依存して偏移する。

【0016】

50

以下、超音波プローブ 11 は、1 次元アレイを複数の振動子の配列方向と直交する方向に揺動させて 3 次元走査を実行するメカニカル 4 次元プローブとして説明する。なお、超音波プローブ 11 は、1 次元アレイにより 2 次元走査するプローブであってもよい。また、超音波プローブ 11 は、メカニカル 4 次元プローブに限定されず、2 次元アレイプローブであってもよい。

【0017】

整合層は、被検体 P に対する超音波の送受信を効率よくするために、複数の圧電振動子の超音波放射面側に設けられる。バッキング材は、圧電振動子の後方への超音波の伝搬を防止する。

【0018】

装置本体 13 は、送受信部 21、画像発生部 23、記憶部 25、マーカ位置決定部 27、画像合成部 29、I/F 31、制御プロセッサ（中央演算処理装置：Central Processing Unit：以下 CPU と呼ぶ）33 を有する。

【0019】

送受信部 21 は、超音波プローブ 11 における複数の振動子各々を駆動する駆動信号を発生する。送受信部 21 は、複数の振動子各々に駆動信号を供給する。送受信部 21 は、複数の振動子各々により発生された受信エコー信号に基づいて、受信信号を発生する。具体的には、送受信部 21 は、それぞれ図示していない超音波送信ユニットと超音波受信ユニットとを有する。超音波送信ユニットは、それぞれ図示していないトリガ発生回路と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。超音波受信ユニットは、それぞれ図示していないプリアンプ回路と、受信遅延回路と、加算器とを有する。

【0020】

トリガ発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期： $1/f_r$ 秒）で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。トリガ発生回路は、所定のレート周波数でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。

【0021】

送信遅延回路は、複数のチャンネルごとに、送信超音波をビーム状に収束し、かつ送信指向性を決定するために必要な遅延時間（以下、送信遅延時間と呼ぶ）を、各レートパルスに与える。送信超音波の送信方向または送信遅延時間（以下、送信遅延パターンと呼ぶ）は、後述する記憶部 25 に記憶される。記憶部 25 に記憶された送信遅延パターンは、CPU 33 により超音波の送信時に参照される。遅延時間が付与されたレートパルスは、後述するパルサ回路に送られる。

【0022】

パルサ回路は、このレートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 11 の複数の圧電振動子ごとに電圧パルス（駆動信号）を印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。

【0023】

被検体の生体組織で反射されたエコー信号は、超音波プローブ 11 を介して受信エコー信号としてチャンネル毎に取り込まれる。プリアンプ回路は、超音波プローブ 11 を介して取り込まれた被検体からの受信エコー信号をチャンネル毎に増幅する。図示していないアナログディジタル変換器は、増幅された受信エコー信号をディジタル信号に変換する。

【0024】

受信遅延回路は、ディジタル信号に変換された受信エコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間（以下、受信遅延時間と呼ぶ）を与える。エコー信号の受信方向または受信遅延時間（以下、受信遅延パターンと呼ぶ）は、記憶部 25 に記憶される。記憶部 25 に記憶された受信遅延パターンは、CPU 33 により参照される。

【0025】

加算器は、遅延時間が与えられた複数のエコー信号を加算する。この加算により、超音波受信ユニットは、受信指向性に応じた方向からの反射成分を強調した受信信号（RF（

10

20

30

40

50

radio frequency) 信号ともいう) を発生する。この送信指向性と受信指向性により超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この総合的な指向性により、超音波ビーム(いわゆる「超音波走査線」)が決まる。

【0026】

超音波受信ユニットは、被走査領域内の各走査線における深さごとの受信信号を、後述する画像発生部23に出力する。なお、超音波受信ユニットは、1回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。

【0027】

画像発生部23は、それぞれ図示していないBモードデータ発生ユニットと、ドブラデータ発生ユニットと、図示していないデジタルスキャンコンバータ(Digital Scan Converter: 以下、DSCと呼ぶ)と画像メモリとを有する。

10

Bモードデータ発生ユニットは、図示していない包絡線検波器、対数変換器などを有する。包絡線検波器は、送受信部21から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。包絡線検波器は、包絡線検波された信号を、後述する対数変換器に出力する。対数変換器は、包絡線検波された信号に対して対数変換して弱い信号を相対的に強調する。Bモードデータ発生ユニットは、対数変換器により強調された信号に基づいて、各走査線における深さごとの信号値(Bモードデータ)を発生する。

【0028】

なお、超音波プローブ11がメカニカル4次元プローブである場合や2次元アレイプローブである場合、Bモードデータ発生ユニットは、被走査領域におけるアジマス(Azimuth)方向、エレベーション(Elevation)方向、深さ方向(以下レンジ(Range)方向と呼ぶ)にそれぞれ対応付けて配列された複数の信号値からなる3次元Bモードデータを発生してもよい。レンジ方向とは、走査線上の深さ方向である。アジマス方向とは例えば、1次元超音波振動子の配列方向に沿った電子走査方向である。エレベーション方向とは、1次元超音波振動子の機械的揺動方向である。なお、3次元Bモードデータは、複数の画素値または複数の輝度値などを、走査線に沿って、アジマス方向、エレベーション方向、レンジ方向にそれぞれ対応付けて配列させたデータであってもよい。以下、Bモードデータ発生ユニットで発生されるデータをまとめて、Bモードデータ呼ぶ。

20

【0029】

ドブラデータ発生ユニットは、図示していないミキサー、低域通過フィルタ(Low Pass Filter: 以下LPFと呼ぶ)、速度/分散/Power演算デバイス等を有する。ミキサーは、送受信部21から出力された受信信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。LPFは、ミキサーからの2種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラデータ発生ユニットは、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。

30

【0030】

なお、ドブラデータ発生ユニットは、ドブラ信号を発生するために、直交検波方式を用いてもよい。このとき、受信信号(RF信号)は、直交検波されIQ信号に変換される。ドブラデータ発生ユニットは、IQ信号を複素フーリエ変換することにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。ドブラ信号は、例えば、血流、組織、造影剤によるドブラ成分である。

40

【0031】

速度/分散/Power演算デバイスは、図示していないMTI(Moving Target Indicator)フィルタ、LPFフィルタ、自己相関演算器等を有する。なお、自己相関演算器の代わりに相互相関演算器を有していてもよい。MTIフィルタは、発生されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分(クラッタ成分)を除去する。MTIフィルタは、ドブラ信号から血流に関するド

50

ブラ成分（以下、血流ドブラ成分と呼ぶ）を抽出するために用いられる。LPFは、ドブラ信号から組織の移動に関するドブラ成分（以下、組織ドブラ成分と呼ぶ）を抽出するために用いられる。

【0032】

自己相関演算器は、血流ドブラ成分及び組織ドブラ成分に対して自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度（パワー）等を算出する。速度／分散／Power演算デバイスは、複数のドブラ信号に基づく血流および組織の平均速度値、分散値、ドブラ信号の反射強度等に基づいて、所定領域の各位置におけるカラードブラデータを発生する。以下、ドブラ信号とカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。なお、ドブラデータは、3次元的なデータ（以下、3次元ドブラデータと呼ぶ）であってもよい。以下、3次元ドブラデータと3次元Bモードデータとをまとめて、ボリュームデータと呼ぶ。

10

【0033】

画像発生部23は、所定の視線方向および視点と、ボリュームデータとに基づいて、透視投影または平行投影によるレンダリング処理により、視点に対応するレンダリング画像データを発生する。レンダリング処理は、例えば、サーフェスレンダリング処理、またはボリュームレンダリング処理、最大値投影（Maximum intensity projection：以下、MIPと呼ぶ）などである。画像発生部23は、3次元超音波データに基づいて、被検体に対する任意断面の任意断面画像データを発生する。任意断面画像データとは、例えば、断面変換（Multiplanar reconstruction：MPR）画像のデータである。

20

【0034】

画像発生部23は、Bモードデータ発生ユニットにより発生されたBモードデータに基づいて、Bモード画像を発生する。画像発生部23は、ドブラデータ発生ユニットにより発生されたドブラデータに基づいて、ドブラ画像を発生する。画像発生部23は、レンダリング画像データに基づいて、レンダリング画像を発生する。画像発生部23は、任意断面画像データに基づいて、任意断面画像を発生する。具体的には、画像発生部23は、DSCに対して、座標変換処理（リサンプリング）を実行する。座標変換処理とは、例えば、Bモードデータ、ドブラデータなどからなる超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する処理である。画像発生部23は、座標変換処理により、表示画像としての超音波画像を発生する。

30

【0035】

以下、画像発生部23により発生される画像（Bモード画像、ドブラ画像、レンダリング画像、任意断面画像）をまとめて超音波画像（第1超音波画像）と呼ぶ。すなわち、画像発生部23は、送受信部21から出力されたデータに基づいて、超音波画像を発生する。画像発生部23は、発生した超音波画像を、後述する画像合成部29および記憶部25等に出力する。

【0036】

画像メモリは、発生された超音波画像（Bモード画像、ドブラ画像、レンダリング画像、任意断面画像）に対応するデータ（以下、画像データと呼ぶ）を記憶する。画像メモリに記憶された画像データは、入力部15を介した操作者の指示により、読み出される。画像メモリは、例えば、フリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリに記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画を表示部17に表示させることも可能である。

40

【0037】

記憶部25は、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、複数の送信遅延パターン、本超音波診断装置1の装置制御プログラム、診断プロトコル、送受信条件等の各種データ群、診断情報（患者ID、医師の所見等）、送受信部21により発生された受信信号を記憶する。記憶部25は、画像発生部23により発生されたBモードデータ、ドブラデータ、ボリュームデータ、超音波画像（Bモード画像、平均速度画像、分散画像、パワ

50

ー画像、レンダリング画像、任意断面画像)などを記憶する。記憶部25に記憶された複数の超音波画像(第2超音波画像)は、画像発生部23により発生された超音波画像(第1超音波画像)を含むものとする。

【0038】

記憶部25は、超音波画像に係る計測に関する計測ツール(計測プログラム)を記憶する。計測ツールとは、長さ、面積、体積などの複数の計測項目に従って、超音波画像を計測するツールである。また、記憶部25は、計測項目に応じた計測マーカを記憶する。計測マーカとは、例えば、超音波画像上で、計測項目に対応する部分領域を計測するためのキャリパである。なお、複数の計測項目は、超音波画像の種類に応じて複数のグループに予め分類されて、記憶部25に記憶されていてもよい。複数のグループは、例えば、レンダリング画像を計測する複数の第1計測項目を有する第1グループと、レンダリング画像を除く2次元画像(Bモード画像、平均速度画像、分散画像、パワー画像、任意断面画像)を計測する複数の第2計測項目を有する第2グループとである。なお、計測項目を分類するグループは、2つに限定されず、例えば、ボリュームデータ、Bモードデータ、ドプラデータなど発生されたデータ、または超音波の送受信のモード(Bモード、ドプラモード、カラーモード、3次元および4次元モード)などに応じて計測項目は分類されてもよい。

10

【0039】

記憶部25は、画像発生部23により発生された超音波画像を含む複数の医用画像(複数の超音波画像)を、複数の医用画像各々に付帯する付帯情報とともに記憶する。ここで、付帯情報とは、後述する表示部17のモニタに表示される位置(以下、画像表示位置と呼ぶ)である。例えば、2つの超音波画像を並列して表示させるツインビュー(Twin View)において、レンダリング画像の画像表示位置は、モニタの表示領域の左側に対応する。また、ツインビューにおける任意断面画像の表示位置は、モニタの表示領域の右側に対応する。なお、4つの超音波画像を2×2でマトリクス状に表示させる場合、画像表示位置は、モニタの左上、左下、右上、右下となる。このとき、レンダリング画像は、例えば、左上に表示される。また、3つの任意断面画像(例えば、直交3断面意対応する超音波画像)は、例えば、左下、右上、右下に表示される。

20

【0040】

また、付帯情報は、複数の超音波画像各々に関する計測の有無、計測項目などを有している。超音波画像の計測に係る複数の計測項目は、レンダリング画像、任意断面画像、Bモード画像、ドプラ画像などに応じて予め分類されて、超音波画像(レンダリング画像、任意断面画像、Bモード画像、ドプラ画像など)の種類ごとに対応付けられて、記憶部25に記憶される。

30

【0041】

また、記憶部25は、後述する計測マーカ表示処理に関するプログラム(医用画像処理プログラム)を記憶する。記憶部25は、入力部15を介した計測ツールの起動を契機として、医用画像処理プログラムをCPU33に出力する。

【0042】

マーカ位置決定部27は、付帯情報に基づいて、計測マーカの表示位置(以下、マーカ表示位置と呼ぶ)を決定する。マーカ位置決定部27は、決定したマーカ表示位置を、後述するCPU33に出力する。

40

【0043】

具体的には、マーカ位置決定部27は、付帯情報における画像表示位置に基づいて、超音波画像上におけるマーカ表示位置を決定する。例えば、ツインビューにおいて、複数の超音波画像が表示されている場合、マーカ位置決定部27は、計測ツールの起動を契機として、複数の超音波画像から任意断面画像を特定する。マーカ位置決定部27は、特定した任意断面画像の画像表示位置を、マーカ表示位置として決定する。より詳細には、任意断面画像の画像表示位置が、モニタにおける画像表示領域の左側である場合、マーカ位置決定部27は、画像表示領域の左側にマーカ表示位置を決定する。一方、任意断面画像の

50

画像表示位置が、モニタにおける画像表示領域の右側である場合、マーカ位置決定部 27 は、画像表示領域の右側にマーカ表示位置を決定する。

【0044】

なお、マーカ位置決定部 27 は、後述する入力部 15 を介して入力された計測項目に基づいて、マーカ表示位置を決定してもよい。例えば、マーカ位置決定部 27 は、入力された計測項目が第 1 グループに含まれる場合、計測マーカを重畳して表示する画像として、レンダリング画像を決定する。マーカ位置決定部 27 は、レンダリング画像上にマーカ表示位置を決定する。なお、入力された計測項目が第 1 グループに含まれ、かつ複数のレンダリング画像が表示される場合、マーカ位置決定部 27 は、複数のレンダリング画像の中間（例えば、複数の超音波画像の境界上の中央）にマーカ表示位置を決定する。

10

【0045】

また、例えば、マーカ位置決定部 27 は、入力された計測項目が第 2 グループに含まれる場合、計測マーカを重畳して表示する画像として、任意断面画像を決定する。マーカ位置決定部 27 は、任意断面画像上にマーカ表示位置を決定する。なお、入力された計測項目が第 2 グループに含まれ、かつ複数の任意断面画像が表示される場合、マーカ位置決定部 27 は、複数の任意断面画像の中間にマーカ表示位置を決定する。

【0046】

画像合成部 29 は、超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。画像合成部 29 は、合成された画像を表示部 17 に出力する。画像合成部 29 は、入力部 15 を介して入力された計測ツールの起動を契機として、超音波画像上のマーカ表示位置に、計測マーカを合成する。画像合成部 29 は、計測マーカを合成した画像を、表示部 17 に出力する。

20

【0047】

I/F31 は、ネットワーク、図示していない外部記憶装置および生体信号計測部に関するインターフェースである。装置本体 13 によって得られた超音波画像等のデータおよび解析結果等は、I/F31 とネットワークとを介して他の装置に転送可能である。生体信号計測部は、被検体の生体波形を収集する。生体波形とは、例えば、被検体の心電波形、心音波形、脈波形、呼吸波形などである。以下、説明を簡単にするために、生体波形は心電波形であるものとする。この時、生体信号計測部は、心電計となる。

【0048】

30

CPU33 は、入力部 15 を介して操作者により入力された B モードとドプラモードに対する選択、フレームレート、被走査深度、送信開始・終了などに基づいて、記憶部 25 に記憶された送信遅延パターンと、受信遅延パターンと、装置制御プログラムとを読み出し、これらに従って装置本体 13 を制御する。

【0049】

CPU33 は、入力部 15 を介して計測ツールの起動が入力されると、マーカ表示位置を決定するために、マーカ位置決定部 27 を制御する。CPU33 は、超音波画像上において、決定されたマーカ表示位置に、計測マーカを合成するために、画像合成部 29 を制御する。CPU33 は、超音波画像のマーカ表示位置に計測マーカを合成した画像を表示させるために、表示部 17 を制御する。

40

【0050】

入力部 15 は、装置本体 13 に接続され、操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を装置本体 13 に取り込む。入力部 15 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を CPU33 に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、入力部 15 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を CPU33 に出力する。また、操作者が入力部 15 の終了ボタンまたはフリーズボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、装置本体 13 は一時停止状態となる。

50

【 0 0 5 1 】

具体的には、入力部 1 5 は、ツインビュー表示を実行するためのツインビュー表示ボタン、計測ツールの起動を入力する計測ツール起動ボタン、計測ツールを用いた計測における計測項目を選択して入力するダイヤル、トラックボール、表示画面上に表示されたカーソルなどを有する。なお、計測ツールの起動、計測項目の選択、ツインビューの実行などに関する入力は、表示部 1 7 の表示画面を覆うタッチパネルとして設けられてもよい。

【 0 0 5 2 】

入力部 1 5 は、トラックボールまたはマウスの操作により、表示部 1 7 のモニタに表示された計測マーカを、移動させる。入力部 1 5 は、決定ボタンを押下することにより、計測マーカの位置を決定する。このとき、計測マーカの背景となっている超音波画像上で、選択された計測項目に関する計測が実行される。

10

【 0 0 5 3 】

表示部 1 7 は、図示していないモニタを有する。表示部 1 7 は、画像発生部 2 3 により発生された種々の超音波画像を、モニタに表示させる。表示部 1 7 は、種々の超音波画像に対して、ブライトネス、コントラスト、ダイナミックレンジ、 γ 補正などの調整および、カラーマップの割り当てを実行してもよい。具体的には、表示部 1 7 は、ツインビュー表示の操作が実行されると、例えば、レンダリング画像と任意断面画像とを並列表示する。表示部 1 7 は、計測ツールの起動の指示を契機として、決定されたマーカ表示位置に計測マーカを、超音波画像とともに表示する。

【 0 0 5 4 】

20

(計測マーカ表示機能)

計測マーカ表示機能とは、付帯情報における画像表示位置と、計測項目とのうち少なくともひとつに基づいて、計測マーカを表示するマーカ表示位置を決定し、決定されたマーカ表示位置に計測マーカを表示する機能である。以下、計測マーカ表示機能に係る処理(以下、計測マーカ表示処理と呼ぶ)について説明する。

【 0 0 5 5 】

図 2 は、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

4 次元モード(または 3 次元モード)による超音波の送受信により、ボリュームデータが発生される(ステップ S a 1)。ボリュームデータに基づいて、断面画像とレンダリング画像とが発生される(ステップ S a 2)。断面画像とレンダリング画像とが、付帯情報(画像表示位置)とともに記憶部 2 5 に記憶される(ステップ S a 3)。

30

【 0 0 5 6 】

入力部 1 5 を介した操作者の指示により、計測ツールが起動される(ステップ S a 4)。付帯情報に基づいて、計測マーカのマーカ表示位置が決定される(ステップ S a 5)。マーカ表示位置は、例えば、計測される超音波画像の画像表示位置に基づいて決定される。なお、入力部 1 5 を介して計測項目が入力された場合、入力された計測項目が第 1 グループまたは第 2 グループのうちいずれのグループに属しているかが、マーカ位置決定部 2 7 により判定される。入力された計測項目が第 1 グループに属している場合、マーカ表示位置は、画像表示位置に基づいて、レンダリング画像上に設定される。入力された計測項目が第 2 グループに属している場合、マーカ表示位置は、画像表示位置に基づいて、断面画像上に設定される。

40

【 0 0 5 7 】

断面画像とレンダリング画像とともに、決定されたマーカ表示位置に、計測マーカが表示される(ステップ S a 6)。計測マーカを用いて、計測が実行される(ステップ S a 7)。

【 0 0 5 8 】

(第 1 の変形例)

本実施形態との相違は、表示部 1 7 に表示される超音波画像に対して計測の実行の有無に基づいて、マーカ表示位置を決定することにある。

【 0 0 5 9 】

50

記憶部 25 は、複数の超音波画像各々に対する計測の実行の有無を、超音波画像各々の付帯情報として記憶する。

【0060】

マーカ位置決定部 27 は、記憶部 25 から付帯情報を読み出す。マーカ位置決定部 27 は、付帯情報すなわち計測の実行の有無と画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定する。具体的には、マーカ位置決定部 27 は、表示された超音波画像において、未計測となっている超音波画像の画像表示位置を、マーカ表示位置として決定する。また、表示されている超音波画像がすでに計測が実行されている場合、マーカ位置決定部 27 は、表示されている超音波画像の境界線上の中央に、マーカ表示位置を決定する。また、表示されている超音波画像が未計測である場合、マーカ位置決定部 27 は、本実施形態における計測マーカ表示機能に従って、マーカ表示位置を決定する。

10

【0061】

(計測マーカ表示機能)

本変形例に係る計測マーカ表示機能とは、表示されている超音波画像のうち少なくとも一つの超音波画像に対して計測が実行されている場合、超音波画像に対する計測の実行の有無と、画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定する機能である。以下、説明を簡単にするために、表示部 17 のモニタには、ツインビューで 2 つの超音波画像が表示されるものとする。

【0062】

図 3 は、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

20

入力部 15 を介して計測ツールが起動される(ステップ S b 1)。表示されている超音波画像各々に関する付帯情報が、記憶部 25 から読み出される。モニタに並列表示された 2 つの超音波画像のうち、一方の超音波画像が未計測か否かが判定される(ステップ S b 2)。一方の超音波画像が未計測である場合、マーカ表示位置は、未計測の超音波画像(以下、未計測画像と呼ぶ)の画像表示位置に決定される(ステップ S b 3)。未計測画像において、計測マーカは、マーカ表示位置に表示される(ステップ S b 4)。

【0063】

図 4 は、ツインビューにおいて、未計測画像上に表示された計測マーカの一例を示す図である。図 4 において、未計測画像は、右側に示す超音波画像である。図 4 に示すように、計測マーカは、右側の超音波画像に表示される。

30

【0064】

なお、3 つの超音波画像が表示される場合(例えば、マルチプレーン表示)であって、未計測画像が 2 つある場合、マーカ表示位置は、未計測画像の境界線の中央に決定される。

【0065】

ツインビューにおける両者の超音波画像に対してすでに計測が実行されている場合、2 つの超音波画像の境界線上の中央に、マーカ表示位置が決定される(ステップ S b 5)。境界線上の中央をマーカ表示位置として、計測マーカが表示される(ステップ S b 6)。

【0066】

図 5 は、ツインビューにおいて、2 つの超音波画像の境界線上の中央に表示された計測マーカの一例を示す図である。図 5 における 2 つの超音波画像は、すでに計測が実行されている超音波画像である。図 5 に示すように、計測マーカは、2 つの超音波画像の境界線上の中央に表示される。

40

【0067】

計測マーカを用いて、計測が実行される(ステップ S b 7)。計測が実行された超音波画像の付帯情報が、計測済みとして更新される(ステップ S b 8)。更新された付帯情報が、計測された超音波画像に関連付けられて、記憶部 25 に記憶される。

【0068】

(第 2 の変形例)

本実施形態との相違は、過去に実行された計測の計測点に関する情報(以下、マーカ位

50

置情報と呼ぶ)を付帯情報として記憶し、マーカ位置情報に関する計測と同じ計測が表示された超音波画像に対して実行されるとき、マーカ位置情報と画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定することにある。

【0069】

記憶部25は、マーカ位置情報に関する計測項目とマーカ位置情報とを超音波画像とともに記憶する。なお、マーカ位置情報は、計測項目、診断部位、被検体名、操作者名などのうち少なくとも一つが関連付けられて記憶されてもよい。マーカ位置情報に関連付けられた計測項目、診断部位、被検体名、操作者名は、マーカ位置情報に組み込まれて記憶部25に記憶されてもよい。

【0070】

マーカ位置決定部27は、起動された計測ツールにおいて、マーカ位置情報に関する計測項目と同じ計測項目が入力(選択)されたとき、入力された計測項目と同じ計測項目に関するマーカ位置情報を、記憶部25から読み出す。マーカ位置決定部27は、読み出したマーカ位置情報における計測マーカの位置と、付帯情報における画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定する。

【0071】

なお、マーカ位置決定部27は、計測ツールが起動されると、表示された超音波画像に関する検査項目、診断部位、被検体名、操作者名などのうち少なくとも一つに基づいて、記憶部25に記憶されているマーカ位置情報を検索して読み出してもよい。また、入力された計測項目に対して複数のマーカ表示位置が決定される場合、マーカ位置決定部27は、複数のマーカ表示位置各々の決定に関するマーカ位置情報を、表示部17に出力する。このとき、表示部17には、複数のマーカ表示位置各々に関するマーカ位置情報(診断部位、被検体名、操作者名など)が、表示される。

【0072】

(計測マーカ表示機能)

本変形例に係る計測マーカ表示機能とは、付帯情報として記憶部25に記憶されたマーカ位置情報と画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定する機能である。

【0073】

図6は、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

入力部15を介して計測ツールが起動される(ステップSc1)。入力部15を介して、計測項目が入力される(ステップSc2)。入力された計測項目に基づいて、マーカ位置情報が、記憶部25から読み出される。読み出されたマーカ位置情報における計測マーカの位置と、付帯情報における画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置が決定される(ステップSc3)。マーカ表示位置に計測マーカが表示される(ステップSc4)。計測マーカを用いて、計測が実行される(ステップSc5)。計測の実行時における計測マーカの位置を、計測された超音波画像とともに、マーカ位置情報として、記憶部25に記憶される(ステップSc6)。

【0074】

(第3の変形例)

本実施形態との相違は、並列表示された2つの超音波画像に関して対となる2つの計測部位から選択された計測部位に基づいて、選択された計測部位に関する超音波画像において、マーカ表示位置を決定することにある。

【0075】

並列表示された2つの超音波画像とは、例えば、モニタにおける表示領域の右側に表示される右頸動脈像(右頸動脈を有する超音波画像)と、モニタにおける表示領域の左側に表示される左頸動脈像(左頸動脈を有する超音波画像)とである。対となる2つの計測部位とは、例えば、右総頸動脈(Right CCA(Common Carotid Artery))と、左総頸動脈(Left CCA(Common Carotid Artery))とである。以下、説明を簡単にするために、並列表示された2つの超音波画像は、右頸動脈像と左頸動脈像とであるものとする。また、対となる2つの計測部位と

は、右総頸動脈と左総頸動脈とであるものとする。なお、本変形例が適用可能な計測部位は、右総頸動脈と左総頸動脈とに限定されず、ツインビューにおいて、2つの超音波画像両者に対して計測が実行される計測部位であれば、どのような計測部位であってもよい。また、本変形例が適用可能な2つの超音波画像は、右頸動脈像と左頸動脈像とに限定されず、対となる計測項目にそれぞれ対応する2つの超音波画像であれば、どのような超音波画像であってもよい。

【0076】

マーカ位置決定部27は、右総頸動脈と左総頸動脈とのうち選択された計測部位に基づいて、選択された計測部位に対応する超音波画像（右頸動脈像または左頸動脈像）上に、マーカ表示位置を決定する。例えば、入力部15を介してRight CCAが入力されると、マーカ位置決定部27は、モニタにおける表示領域の右側に表示される右頸動脈像にマーカ表示位置を決定する。また、例えば、入力部15を介してLeft CCAが入力されると、マーカ位置決定部27は、モニタにおける表示領域の左側に表示される左頸動脈像にマーカ表示位置を決定する。

【0077】

図7は、並列表示された右頸動脈像と左頸動脈像とにおいて、入力部15を介してRight CCAが入力されたときに表示される計測マーカの一例を示す図である。図7に示すように、右頸動脈像は、モニタの表示領域の右側に表示される。入力部15を介して、Right CCAが入力されると、表示されている右頸動脈像に、計測マーカが表示される。

【0078】

（第4の変形例）

本実施形態との相違は、被検体に対する生体波形において、超音波画像の収集時点を付帯情報として記憶し、入力部15を介して入力された計測項目に関する生体波形の時相に基づいてこの時相に含まれる収集時点に対応する超音波画像を特定し、特定した超音波画像上にマーカ表示位置を決定することにある。以下、説明を簡単にするために、生体波形は、心電波形であるものとする。加えて、計測項目に関する心電波形の時相は、例えば、拡張期と収縮期であるものとする。また、本変形例において、モニタには被検体の心臓に関する2つの超音波画像が、並列表示されるものとする。

【0079】

本変形例において、モニタに並列表示される2つの超音波画像は、例えば以下の様にして収集して表示される。まず、被検体の心臓に対して、1画面表示で超音波走査が実行される。次いで、所望の超音波画像の収取後、フリーズ操作が入力される。表示部17は、1画面表示を2画面表示に切り替える。例えば、モニタの表示領域の左側において、収集した複数の超音波画像から拡張期の超音波画像（以下、拡張期画像と呼ぶ）が選択されると、表示部17は、モニタの表示領域の左側において、選択された超音波画像（拡張期画像）を表示する。次いで、例えば、モニタの表示領域の右側において、収集した複数の超音波画像から収縮期の超音波画像（以下、収縮期画像と呼ぶ）が選択されると、表示部17は、モニタの表示領域の右側において、選択された超音波画像（収縮期画像）を表示する。このとき、表示部17は、モニタの表示領域の左側には拡張期画像を表示し、モニタの表示領域の右側には収縮期画像を表示する。

【0080】

記憶部25は、I/F31を介して収集した心電波形において、超音波画像を収集した時点を、付帯情報として、収集した超音波画像とともに記憶する。記憶部25は、超音波画像を収集した時点を、心電波形とともに記憶する。

【0081】

拡張期画像と収縮期画像とが表示された2画面表示において、拡張期に関する計測項目が選択された場合、マーカ位置決定部27は、モニタの表示領域の左側、すなわち拡張期画像を表示している位置を、マーカ表示位置として決定する。また、収縮期に関する計測項目が選択された場合、マーカ位置決定部27は、モニタの表示領域の右側、すなわち収

縮期画像を表示している位置を、マーカ表示位置として決定する。

【 0 0 8 2 】

図 8 は、2 画面表示された収縮期画像と拡張期画像とにおいて、収縮期に関する計測項目の選択により、右側の収縮期画像に表示された計測マーカの一例を示す図である。2 画面表示において表示されている 2 つの超音波画像が、拡張期と収縮期とのうちいずれの時相であるかが記憶されていない場合、例えば、以下のようにして、2 つの超音波画像の時相が決定される。

【 0 0 8 3 】

マーカ位置決定部 2 7 は、収集時点と心電波形とに基づいて、収集時点の心電波形における時相（拡張期または収縮期）を決定する。

10

【 0 0 8 4 】

具体的には、マーカ位置決定部 2 7 は、記憶部 2 5 から心電波形を読み出す。マーカ位置決定部 2 7 は、読み出した心電波形において、拡張期と収縮期との境界となる時点（以下、境界時点と呼ぶ）を決定する。境界時点とは、例えば、心電波形の R 波の頂点の時点と T 波が終わる時点（以下、T 波終了時点と呼ぶ）である。T 波終了時点は、例えば、接線法により決定される。マーカ位置決定部 2 7 は、R 波の頂点の時点から T 波終了時点までの期間を、収縮期として決定する。マーカ位置決定部 2 7 は、心電波形において、収縮期を除く期間を、拡張期として決定する。なお、マーカ位置決定部 2 7 は、T 波終了時点から R 波の頂点の時点までの期間を、拡張期として決定してもよい。

【 0 0 8 5 】

20

図 9 は、心電波形において、境界時点と拡張期と収縮期との一例を示す図である。図 9 に示すように、マーカ位置決定部 2 7 は、心電波形において、T 波の頂点とこの頂点の時点より未来であって直近の T 波の変曲点と間の点における接線を計算する。マーカ位置決定部 2 7 は、計算された接線と心電波形の 0 V の直線との交点を、T 波終了時点として決定する。

【 0 0 8 6 】

マーカ位置決定部 2 7 は、表示部 1 7 に表示された 2 つの超音波画像の収集時点と、心電波形において決定された収縮期と拡張期とに基づいて、表示部 1 7 に表示された 2 つの超音波画像各々が収集された期間、すなわち収縮期または拡張期を決定する。具体的には、マーカ位置決定部 2 7 は、収集時点が拡張期の範囲内に含まれる場合、この収集時点に対応する超音波画像を、拡張期画像として決定する。マーカ位置決定部 2 7 は、収集時点が収縮期の範囲内に含まれる場合、この収集時点に対応する超音波画像を、収縮期画像として決定する。

30

【 0 0 8 7 】

マーカ位置決定部 2 7 は、計測項目に関する心電波形の時相（拡張期または収縮期）に基づいて、この時相に対応する超音波画像を特定する。マーカ位置決定部 2 7 は、特定した超音波画像上に、マーカ表示位置を決定する。

【 0 0 8 8 】

（計測マーカ表示機能）

本変形例に係る計測マーカ表示機能とは、被検体に対する心電波形を用いて、超音波画像の収集時点が付帯情報として記憶し、入力部 1 5 を介して入力された計測項目に関する心電波形の時相（拡張期又は収縮期）に基づいてこの時相に含まれる収集時点に対応する超音波画像を特定し、特定した超音波画像上にマーカ表示位置を決定することにある。

40

【 0 0 8 9 】

図 1 0 は、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

被検体に対する心電波形を用いて、超音波画像を収集した収集時点が、付帯情報として記憶される（ステップ S d 1）。入力部 1 5 を介して計測ツールが起動される（ステップ S d 2）。入力部 1 5 を介して、計測項目が入力される（ステップ S d 3）。選択された計測項目に基づいて、対応する心電波形の時相（拡張期または収縮期）が決定される（ステップ S d 4）。決定された時相（拡張期または収縮期）に含まれる収集時点に対応する

50

超音波画像が特定される（ステップ S d 5）。特定された超音波画像上に、マーカ表示位置が決定される（ステップ S d 6）。特定された超音波画像上のマーカ表示位置に、計測マーカが表示される（ステップ S d 7）。計測マーカを用いて、計測が実行される（ステップ S d 8）。

【 0 0 9 0 】

（第 5 の変形例）

本実施形態との相違は、被検体における同一診断部位に関する複数の超音波画像が表示されている場合、表示されている超音波画像のうちアクティブ状態となっている超音波画像において、マーカ表示位置を決定することにある。

【 0 0 9 1 】

10

入力部 1 5 は、被検体における同一診断部位（例えば、腹部）に関する 2 つの超音波画像を表示する表示態様（以下、同一診断部位表示と呼ぶ）を入力する。なお、同一診断部位表示において、表示される超音波画像の数は、2 つに限定されない。

【 0 0 9 2 】

表示部 1 7 は、同一診断部位表示があらかじめ入力されているとき、同一診断部位（例えば、腹部）に関する 2 つの超音波画像を表示する。

【 0 0 9 3 】

マーカ位置決定部 2 7 は、同一診断部位表示が実行されているときにおいて計測ツールが起動されると、計測ツールの起動時においてアクティブとなっている超音波画像（以下、アクティブ画像と呼ぶ）上に、マーカ表示位置を決定する。

20

【 0 0 9 4 】

図 1 1 は、同一診断部位表示において、アクティブ画像上に表示された計測マーカの一例を示す図である。図 1 1 に示すように、同一診断部位表示において、右側の超音波画像がアクティブとなっているときに計測ツールが起動されると、右側の超音波画像上に計測マーカが表示される。

【 0 0 9 5 】

（第 6 の変形例）

本実施形態との相違は、被検体における異なる診断部位および異なる時点に関する 2 つの超音波画像が表示されている場合、表示されている 2 つの超音波画像における境界上に、マーカ表示位置を決定することにある。

30

【 0 0 9 6 】

入力部 1 5 は、被検体における異なる診断部位および異なる時点に関する 2 つの超音波画像を表示する表示態様（以下、相違診断部位表示と呼ぶ）を入力する。なお、相違診断部位表示において、表示される超音波画像の数は、2 つに限定されない。

【 0 0 9 7 】

表示部 1 7 は、相違診断部位表示があらかじめ入力されているとき、相違診断部位（例えば、頸部動脈、循環器系、心臓系）に関する 2 つの超音波画像を表示する。

【 0 0 9 8 】

マーカ位置決定部 2 7 は、相違診断部位表示が実行されているときにおいて計測ツールが起動されると、2 つの超音波画像の境界線上の中央を、マーカ表示位置として決定する。

40

【 0 0 9 9 】

図 1 2 は、相違診断部位表示において、2 つの超音波画像の境界の中央に表示された計測マーカの一例を示す図である。図 1 2 に示すように、相違診断部位表示において、2 つの超音波画像は、診断部位および収集時点が異なる。図 1 2 に示すように、相違診断部位表示において、計測ツールが起動されると、2 つの超音波画像の境界の中央に計測マーカが表示される。

【 0 1 0 0 】

（計測マーカ表示機能）

以下で説明する計測マーカ表示機能は、第 5 の変形例と第 6 の変形例とに関する計測マ

50

ーカ表示機能に関する説明である。すなわち、本計測マーカ表示機能は、同一診断部位表示の場合において、表示されている超音波画像のうちアクティブ状態となっている超音波画像においてマーカ表示位置を決定し、相違診断部位表示において、表示されている2つの超音波画像における境界上にマーカ表示位置を決定する機能である。

【0101】

図13は、計測マーカ表示処理の手順を示すフローチャートの一例を示す図である。

入力部15を介して、同一診断部位表示または相違診断部位表示が入力される（ステップSe1）。入力部15を介して計測ツールが起動される（ステップSe2）。同一診断部位表示であれば（ステップSe3）、同一診断部位表示における2つの超音波画像のうち、アクティブ状態となっている超音波画像（アクティブ画像）が特定される（ステップSe4）。アクティブ画像の中央が、マーカ表示位置として決定される（ステップSe5）。

10

【0102】

相違診断部位表示であれば（ステップSe3）、相違診断部位表示における2つの超音波画像の境界の中央が、マーカ表示位置として決定される（ステップSe6）。マーカ表示位置に、計測マーカが表示される（ステップSe7）。計測マーカを用いて、計測が実行される（ステップSe8）。

【0103】

（第7の変形例）

本実施形態との相違は、本実施形態および第1乃至第6変形例に係るマーカ表示位置の複数の決定処理（以下、マーカ表示位置決定処理と呼ぶ）を、予め設定することにある。なお、マーカ表示位置決定処理は、単独または複数予め設定されてもよい。また、マーカ表示位置決定処理は、入力部15を介して、操作者により選択されてあらかじめ設定することも可能である。

20

【0104】

（第8の変形例）

本実施形態との相違は、計測マーカが重畳される超音波画像の色相に応じて、計測マーカの表示態様を、操作者にとって視認性を向上させる表示態様に変更して、計測マーカを表示することにある。

【0105】

表示部17は、例えば、ツインビューにおいて、2つの超音波画像の両者に計測マーカを表示する。表示部17は、計測マーカが重畳される超音波画像の色相に応じて、計測マーカの表示態様を、操作者にとって視認性を向上させる表示態様に変更して、計測マーカを表示する。表示態様は、例えば、計測マーカの太さと色相と明度などである。なお、計測マーカの表示態様を変更して表示することは、ツインビューに限定されず、任意の数の超音波画像上に計測マーカを重畳して表示することに適用可能である。

30

【0106】

記憶部25は、所定の色差および明度差、計測マーカの複数の太さを記憶する。

【0107】

CPU33は、計測マーカの背景の超音波画像の色相に基づいて、計測マーカの色相と、計測マーカの背景の超音波画像の色相とが、所定の色差を有するように、計測マーカの色相を決定する。CPU33は、計測マーカの背景の超音波画像の明度に基づいて、計測マーカの明度と、計測マーカの背景の超音波画像の明度とが、所定の明度差を有するように、計測マーカの明度を決定する。CPU33は、計測マーカの色相と、計測マーカの背景の超音波画像の色相との色差、または計測マーカの明度と計測マーカの背景の超音波画像の明度との明度差に基づいて、計測マーカの太さを決定する。CPU33は、決定した色相、明度、計測マーカの太さなどを、表示部17に出力する。

40

【0108】

すなわち、CPU33は、計測マーカと背景の超音波画像とにおいて、所定の色差および所定の明度差未満であれば、計測ツールの表示態様（色相、明度、太さ）を、操作者に

50

として視認性を向上させる表示態様（色相、明度、太さ）に変更する。これにより、表示される計測マーカと、背景の超音波画像とは、所定の色差および所定の明度差を有して、モニタに表示される。

【0109】

図14は、ツインビューにおいて、計測マーカ表示態様を変更して表示した一例を示す図である。図14に示すように、計測マーカの表示態様は、背景となる超音波画像の色相、明度などに応じて適宜変更される。

【0110】

（計測マーカ表示態様変更機能）

計測マーカ表示態様変更機能とは、計測マーカが重畳される超音波画像の色相に応じて、計測マーカの表示態様を、操作者にとって視認性を向上させる表示態様に変更する機能である。以下、計測マーカ表示態様変更機能に関する処理（以下、計測マーカ表示態様変更処理と呼ぶ）について説明する。

【0111】

図15は、計測マーカ表示態様変更処理の手順を示すフローチャートである。

入力部15を介した操作者の指示により、計測ツールが起動される（ステップSf1）。計測マーカと背景の超音波画像との間の色差および明度差が、所定の色差および所定の明度差未満であれば（ステップSf2）、計測マーカの表示態様は、視認性を向上させた表示態様に変更される（ステップSf3）。計測マーカは、変更された表示態様（色相、明度、太さ）で表示される（ステップSf4）。

【0112】

計測マーカと背景の超音波画像との間の色差および明度差が、所定の色差および所定の明度差以上であれば（ステップSf2）、表示態様（色相、明度、太さ）を非変更で、計測マーカは表示される（ステップSf5）。計測マーカを用いて、計測が実行される（ステップSf6）。

【0113】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本実施形態の超音波診断装置1によれば、付帯情報における画像表示位置と、計測項目とのうち少なくともひとつに基づいて、計測マーカを表示するマーカ表示位置を決定し、決定されたマーカ表示位置に計測マーカを表示することができる。すなわち、本実施形態によれば、4次元モード（または3次元モード）において、ほぼすべての計測を任意断面画像上で行うため、計測ツールの起動時において、任意断面画像上に計測ツールを表示することができる。これにより、操作者が所望する計測点まで計測ツールを移動させる移動量を、低減させることができる。

【0114】

本実施形態における第1の変形例の超音波診断装置1によれば、表示部17に表示される超音波画像に対して計測の実行の有無に基づいて、マーカ表示位置を決定することができる。これにより、未計測の超音波画像に対して、計測マーカを表示させることができる。また、第1の変形例によれば、表示された2つの超音波画像が未計測である場合、2つの超音波画像の境界の中央に計測ツールを表示することができる。これにより、第1の変形例によれば、未計測のいずれの超音波画像に対しても、計測ツールの移動距離を短くするような位置に、計測マーカを表示させることができる。

【0115】

本実施形態における第2の変形例の超音波診断装置1によれば、マーカ位置情報に関する計測と同じ計測が表示された超音波画像に対して実行されるとき、マーカ位置情報と画像表示位置とに基づいて、マーカ表示位置を決定することができる。超音波診断装置1における検査は診断部位ごとに検査手順を定め、この検査手順に則って検査を行うことが一般的である。このため、同じ診断部位の検査ならば被検体が異なっても同じような超音波画像が表示される。このことから、第2の変形例によれば、同じような超音波画像が表示され、かつ計測ツールが起動されたとき、過去の計測に基づいた最適な位置に計測ツ

10

20

30

40

50

ルを表示することができる。

【0116】

本実施形態における第3の変形例の超音波診断装置1によれば、並列表示された2つの超音波画像に関して対となる2つの計測部位のうち選択された計測部位に基づいて、選択された計測部位に関する超音波画像上に、マーカ表示位置を決定することができる。これにより、2つの超音波画像の両者を計測する場合において、選択された計測項目に応じて、計測が実行される超音波画像上に計測ツールを表示することができる。

【0117】

本実施形態における第4の変形例の超音波診断装置1によれば、被検体に対する生体波形（例えば心電波形）において、超音波画像の収集時点を付帯情報として記憶し、入力部15を介して入力された計測項目に関する生体波形の時相に基づいてこの時相に含まれる収集時点に対応する超音波画像を特定し、特定した超音波画像上にマーカ表示位置を決定することができる。これにより、計測項目に関する生体波形の時相に対応する超音波画像上に、計測マーカを表示することができる。

【0118】

本実施形態における第5の変形例の超音波診断装置1によれば、被検体における同一診断部位に関する複数の超音波画像が表示されている場合、表示されている超音波画像のうちアクティブ状態となっている超音波画像において、マーカ表示位置を決定することができる。計測ツールの起動時にアクティブだった超音波画像は、計測ツールの起動時まで操作者がこの超音波画像上で何かの作業をしていた、または、操作者が明示的にこの超音波画像をアクティブにしていた超音波画像である。このため、第5の変形例においては、操作者が所望するアクティブな超音波画像に計測ツールを表示することができる。

【0119】

本実施形態における第6の変形例の超音波診断装置1によれば、被検体における異なる診断部位および異なる時点に関する2つの超音波画像が表示されている場合、表示されている2つの超音波画像における境界上に、マーカ表示位置を決定することができる。すなわち、第6の変形例によれば、異なる診断部位、時点を表示する様なプリセット（例えば頸部動脈、循環器系、心臓系）の場合、操作者がどの超音波画像に対して計測を所望しているのか判断できないため、特定の超音波画像上に計測ツールを表示するのではなく、どの超音波画像に対しても計測ツールの移動量が少なくなるように、計測ツールを表示することができる。

【0120】

本実施形態における第7の変形例の超音波診断装置1によれば、本実施形態および第1乃至第6変形例に係るマーカ表示位置の複数の決定処理（以下、マーカ表示位置決定処理と呼ぶ）を、予め設定することができる。これにより、マーカ表示位置決定処理の適用状況を拡大することができ、操作者に対する利便性を向上させることができる。

【0121】

本実施形態における第8の変形例の超音波診断装置1によれば、計測マーカが重畳される超音波画像の色相に応じて、計測マーカの表示態様を、操作者にとって視認性を向上させる表示態様に変更して、計測マーカを表示することができる。第8の変形例によれば、例えば、ドブラデータに基づいて発生されたカラードブラ画像、パワードブラ画像などのカラー表示に係る超音波画像において、計測マーカの視認性を向上させることができる。

【0122】

以上のことから、本超音波診断装置によれば、計測ツールの起動後、状況に応じて操作者が計測を所望する超音波画像に関して計測ツールを表示することができる。これにより、表示された計測ツールの位置から操作者が所望する計測点までの距離が短くなる。これらのことから、本超音波診断装置1によれば、操作者に対する操作性が向上する。この結果、本超音波診断装置1によれば、被検体に対する診断効率が向上し、計測ツールの使用において操作者に対する負担を低減させることができる。

【0123】

10

20

30

40

50

また、本実施形態の変形例として、本超音波診断装置 1 の技術的思想を医用画像処理装置 2 で実現する場合には、例えば図 1 の構成図における点線内の構成要素を有するものとなる。医用画像処理装置 2 において、本実施形態に係る計測マーカ表示処理は、例えば、図 2 のステップ S a 3 乃至ステップ S a 7 の処理に対応する。これらの処理については、実施形態と同様である。また、第 1 の変形乃至第 8 の変形例を適用した医用画像処理装置 2 は、発生された超音波画像および生体波形を、予め記憶部 2 5 に記憶する。第 1 の変形乃至第 8 の変形例における各処理は、医用画像処理装置において実行可能である。また、医用画像処理装置 2 に係る本実施形態および第 1 乃至第 8 の変形例において、計測マーカを重畳して表示させる画像は、超音波画像に限定されず、任意の医用画像についてマーカ表示位置を決定し、計測マーカを表示されることも可能である。

10

【0124】

加えて、実施形態に係る各機能は、当該処理を実行する医用画像処理プログラム（計測マーカ表示処理および計測マーカ表示態様変更処理に関するプログラム）をワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク（ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、DVD など）、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【0125】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

20

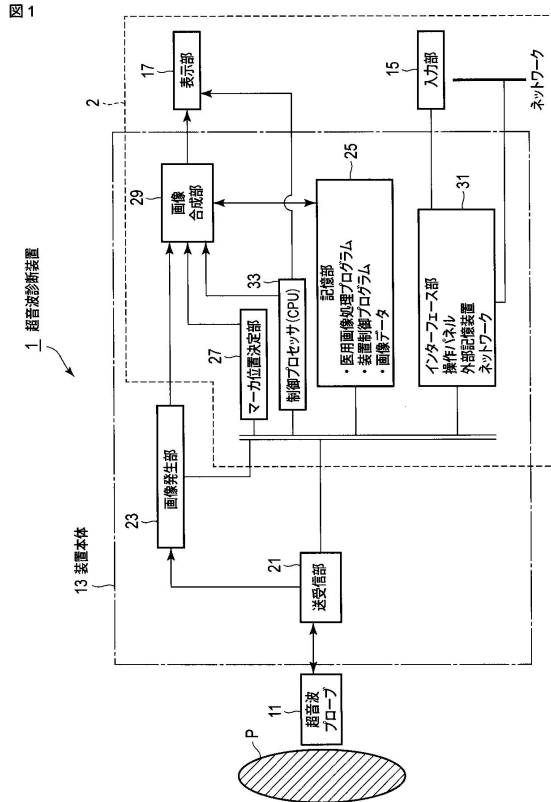
【符号の説明】

【0126】

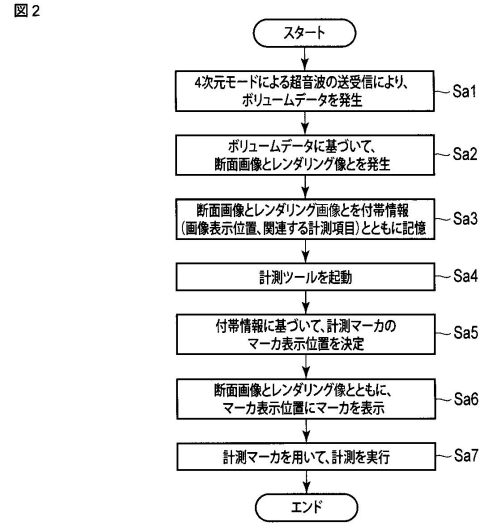
1 ... 超音波診断装置、2 ... 医用画像処理装置、11 ... 超音波プローブ、13 ... 装置本体、15 ... 入力部、17 ... 表示部、21 ... 送受信部、23 ... 画像発生部、25 ... 記憶部、27 ... マーカ位置決定部、29 ... 画像合成部、31 ... インターフェース（I/F）部、33 ... 制御プロセッサ（CPU）

30

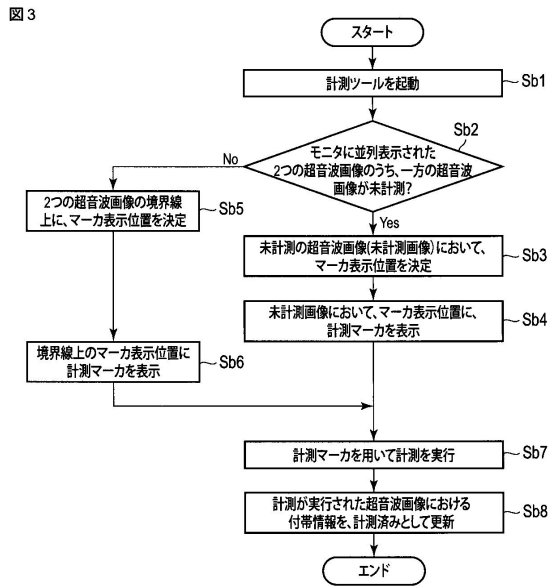
【図 1】



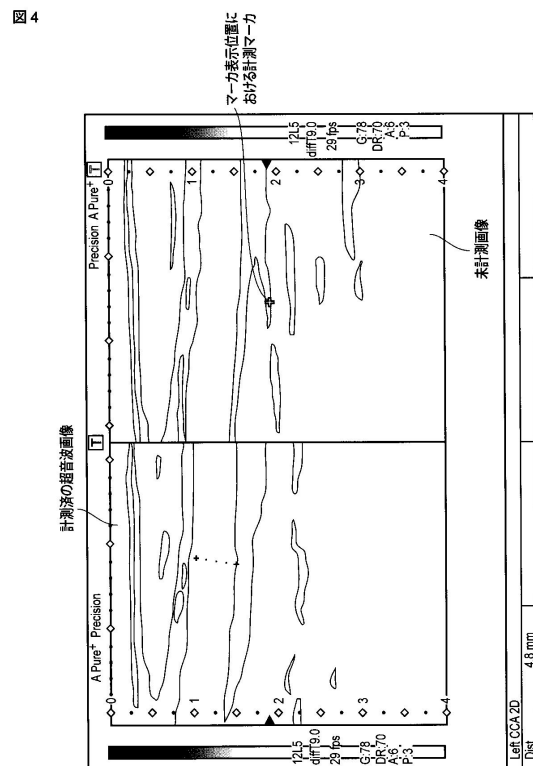
【図 2】



【図 3】

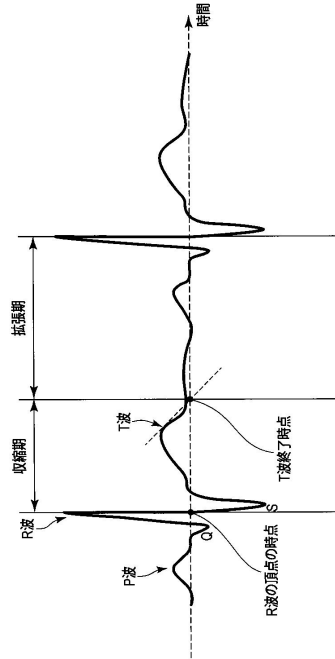


【図 4】



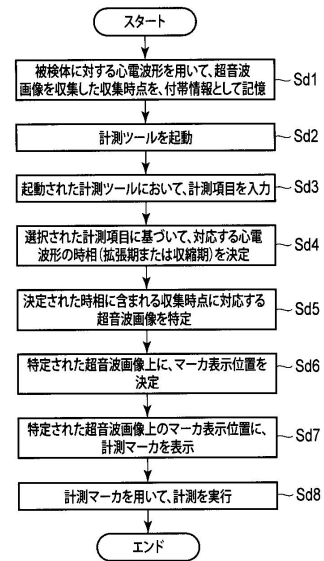
【図 9】

図 9



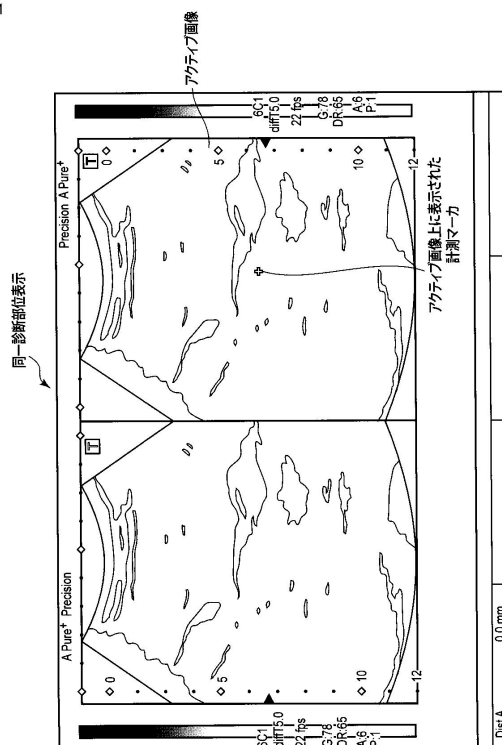
【図 10】

図 10



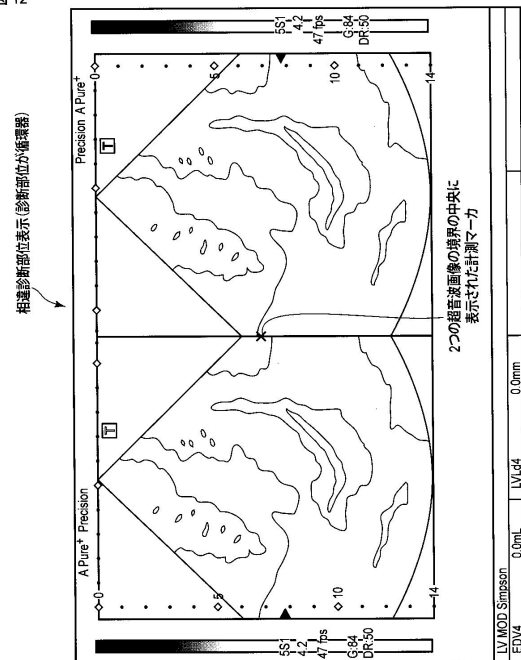
【図 11】

図 11



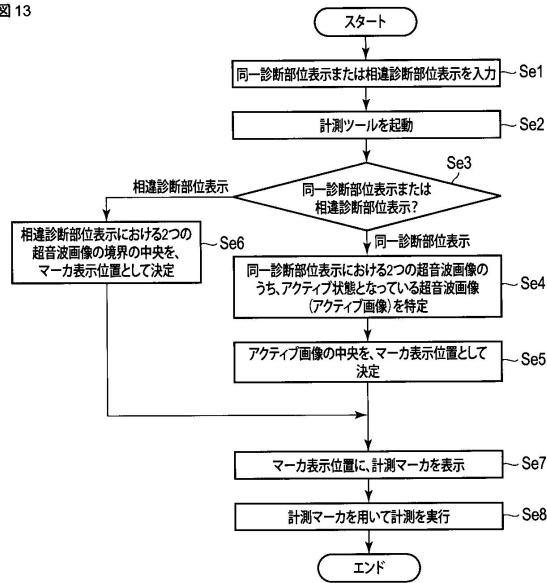
【図 12】

図 12



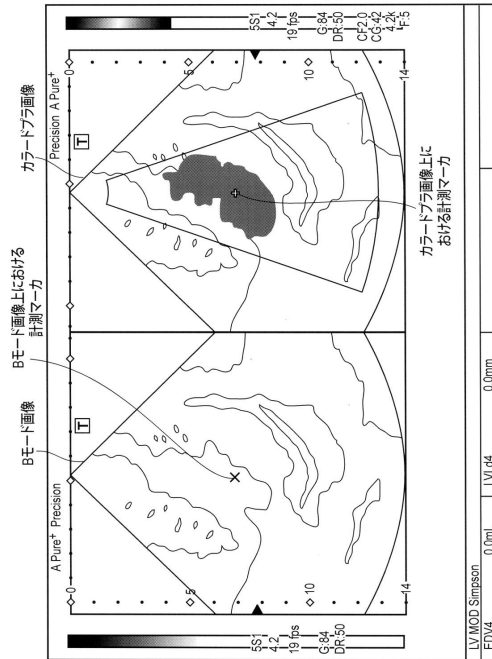
【図 13】

図 13



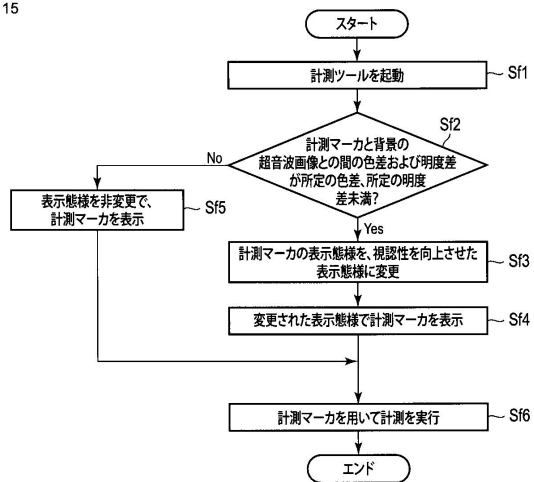
【図 14】

図 14



【図 15】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 中嶋 修
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 武藤 義美
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 渡辺 正毅
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 松永 智史
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤井 友和
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 1 4 6 8 7 6 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 3 5 9 6 1 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 0 7 5 1 5 5 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 3 0 6 5 1 4 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP6274489B2	公开(公告)日	2018-02-07
申请号	JP2013198712	申请日	2013-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	中嶋修 武藤義美 渡辺正毅 松永智史 藤井友和		
发明人	中嶋 修 武藤 義美 渡辺 正毅 松永 智史 藤井 友和		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/LL40		
代理人(译)	中村誠 河野直樹 井上 正 岡田隆		
其他公开文献	JP2015062570A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(修改) 本发明公开了多个医用图像的显示时，基于所述多个医学图像的附加信息的每个，通过确定测量标记的标记显示位置时，从显示的测量标记的显示位置在测量工具开始提供一种超声波诊断装置，以缩短被测量到点的距离。一种超声波诊断装置1的超声波发送给受试者，用于从所述对象，基于所接收的反射波的第一超声图像接收反射波生成超声波探头11图像生成单元23，其基于连接到任何多个第二超声图像包括第一超声图像，用于确定所述测量标记相关的测量的标记显示位置的标记位置测定的至少补充信息第27节以及显示单元17，用于在标记显示位置处将测量标记与超声图像一起显示。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6274489号 (P6274489)
(45) 発行日 平成30年2月7日 (2018. 2. 7)	(24) 登録日 平成30年1月19日 (2018. 1. 19)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 14	
請求項の数 14 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-198712 (P2013-198712)	(73) 特許権者 594164542 キヤノンメディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成25年9月25日 (2013. 9. 25)	栃木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特開2015-62570 (P2015-62570A)	(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊	
(43) 公開日 平成27年4月9日 (2015. 4. 9)	(74) 代理人 100108930 弁理士 橋原 淑弘	
審査請求日 平成28年6月15日 (2016. 6. 15)	(74) 代理人 100088683 弁理士 中村 誠	
	(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久	
	(74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司	
	(74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置および医用画像処理プログラム		