

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-18525

(P2020-18525A)

(43) 公開日 令和2年2月6日 (2020. 2. 6)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2018-144095 (P2018-144095)
 (22) 出願日 平成30年7月31日 (2018. 7. 31)

(71) 出願人 594164542
 キヤノンメディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
 (74) 代理人 110001771
 特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
 (72) 発明者 永井 岳年
 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 キヤ
 ノンメディカルシステムズ株式会社内
 Fターム (参考) 4C601 BB02 BB03 EE11 FF08 GA33
 GB04 GB06 GD04 JC26 KK31
 KK47

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断システム

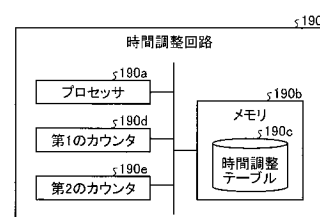
(57) 【要約】

【課題】超音波走査に用いられる超音波プローブと生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置との組合せがどのような組合せであっても、画像データと生体信号とを同期させること。

【解決手段】実施形態の超音波診断装置は、同期部を備える。同期部は、被検体に対する超音波走査を行うことによりエコー信号又は超音波データを出力する複数の超音波プローブのうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、前記被検体の生体信号を計測して当該生体信号を出力する複数の生体信号計測部のうち生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに応じた同期情報に基づいて、前記超音波走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく画像データ、及び、前記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部から出力される生体信号を同期させる。

。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対する超音波走査を行うことにより得られるエコー信号又は超音波データを出
力する複数の超音波プローブのうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、前記
被検体の生体信号を計測して当該生体信号を出力する複数の生体信号計測部のうち生体信
号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに応じた同期情報に基づいて、前記超音波
走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく画
像データ、及び、前記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部から出力される生体信
号を同期させる同期部、

を備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記同期部は、前記複数の超音波プローブのそれぞれと、前記複数の生体信号計測部の
それぞれとの組合せ毎に前記同期情報に対応付けられた情報を参照し、前記超音波走査に
用いられる超音波プローブ及び前記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せ
に対応する同期情報を取得する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記同期情報は、前記超音波プローブから出力される前記エコー信号に基づく超音波デ
ータの受信タイミング又は前記超音波プローブから出力される前記超音波データの受信タ
イミングと、前記生体信号計測部から出力される生体信号の受信タイミングとの時間差に
基づく情報である、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記同期情報には、画像データに対応する第 1 のカウンタに設定する第 1 のカウント開
始時間、及び、生体信号に対応する第 2 のカウンタに設定する第 2 のカウント開始時間が
含まれ、

前記同期部は、前記情報を参照し、前記超音波走査に用いられる超音波プローブ及び前
記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに対応する第 1 のカウント開始時
間及び第 2 のカウント開始時間を取得し、取得した第 1 のカウント開始時間を前記第 1 の
カウンタに設定し、取得した第 2 のカウント開始時間を前記第 2 のカウンタに設定する、

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記同期情報には、前記超音波プローブから出力される前記エコー信号に基づく超音波
データの受信タイミング又は前記超音波プローブから出力される前記超音波データの受信
タイミングと、前記生体信号計測部から出力される生体信号の受信タイミングとの時間差
が含まれ、

30

前記同期部は、前記情報を参照し、前記超音波走査に用いられる超音波プローブ及び前
記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに対応する時間差を取得し、取得
した時間差に基づいて、前記超音波走査に用いられる超音波プローブから出力される前記
エコー信号に基づく画像データ又は前記超音波走査に用いられる超音波プローブから出力
される前記超音波データに基づく画像データ、及び、前記生体信号の計測に用いられる生
体信号計測部から出力される生体信号を同期させる、

40

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記同期部は、更に、前記超音波走査に用いられる超音波プローブによる超音波走査の
走査モードに応じて、前記同期情報を取得する、請求項 1 ～ 5 のいずれか一つに記載の超
音波診断装置。

【請求項 7】

被検体に対する超音波走査を行うことにより得られるエコー信号又は超音波データを出
力する複数の超音波プローブと、

前記被検体の生体信号を計測して当該生体信号を出力する複数の生体信号計測部と、

前記複数の超音波プローブのうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、前記

50

複数の生体信号計測部のうち生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに応じた同期情報に基づいて、前記超音波走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく画像データ、及び、前記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部から出力される生体信号を同期させる同期部と、
を備える、超音波診断システム。

【請求項 8】

前記超音波プローブは、前記同期部を有する、請求項 7 に記載の超音波診断システム。

【請求項 9】

前記生体信号計測部は、前記同期部を有する、請求項 7 に記載の超音波診断システム。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

1つの生体信号計測装置から出力される生体信号と、1つの超音波プローブから出力されるエコー信号に基づく画像データとを同期させて表示する超音波診断装置がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

20

【特許文献 1】特開 2015 - 208416 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明が解決しようとする課題は、超音波走査に用いられる超音波プローブと生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、画像データと生体信号とを同期させることができる超音波診断装置及び超音波診断システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

30

実施形態の超音波診断装置は、同期部を備える。同期部は、被検体に対する超音波走査を行うことによりエコー信号又は超音波データを出力する複数の超音波プローブのうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、前記被検体の生体信号を計測して当該生体信号を出力する複数の生体信号計測部のうち生体信号の計測に用いられる生体信号計測部の組合せに応じた同期情報に基づいて、前記超音波走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく画像データ、及び、前記生体信号の計測に用いられる生体信号計測部から出力される生体信号を同期させる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断システムの構成例を示すブロック図である。

40

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路の構成例を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る時間調整テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

【図 5】図 5 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

50

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の一例について説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路が実行する処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態の変形例に係る時間調整回路の構成例を示すブロック図である。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る時間調整テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

【図 13】図 13 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断システムの構成例を示すブロック図である。

【図 14】図 14 は、第 2 の実施形態に係る時間調整回路の構成例を示すブロック図である。

【図 15】図 15 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断システムの構成例を示すブロック図である。

【図 16】図 16 は、第 3 の実施形態に係る時間調整回路の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

以下、図面を参照しながら、実施形態に係る超音波診断装置及び超音波診断システムを説明する。なお、一つの実施形態又は変形例に記載した内容は、他の実施形態又は他の変形例にも同様に適用されてもよい。

【0008】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 の構成例を示すブロック図である。図 1 に例示するように、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 は、超音波診断装置 2 及び複数の生体信号計測装置 200a, 200b を備える。超音波診断装置 2 は、装置本体 100 と、複数の超音波プローブ 101a, 101b と、入力装置 102 と、ディスプレイ 103 とを有する。なお、超音波診断システム 1 が備える生体信号計測装置の数は、2 つに限られず、3 つ以上であってもよい。また、超音波診断装置 2 が備える超音波プローブの数は、2 つに限られず、3 つ以上であってもよい。

【0009】

超音波診断システム 1 では、被検体 P に対する超音波走査が行われる場合には、同時に複数の超音波プローブ 101a, 101b が用いられるのではなく、複数の超音波プローブ 101a, 101b のうち 1 つの超音波プローブが用いられる。また、超音波診断システム 1 では、被検体 P の生体信号の計測が行われる場合には、同時に複数の生体信号計測装置 200a, 200b が用いられるのではなく、複数の生体信号計測装置 200a, 200b のうち 1 つの生体信号計測装置が用いられる。なお、図 1 の例では、超音波プローブ 101a 及び生体信号計測装置 200a が用いられる場合が図示されているが、これは一例である。超音波診断システム 1 において、超音波プローブ 101a 及び生体信号計測装置 200b が用いられる場合、超音波プローブ 101b 及び生体信号計測装置 200a が用いられる場合、及び、超音波プローブ 101b 及び生体信号計測装置 200b が用いられる場合のいずれの場合もあり得る。

【0010】

超音波プローブ 101a は、被検体 P に対する超音波走査を行うことにより得られるエコー信号を出力する。超音波プローブ 101a は、複数の圧電振動子（振動素子）102a を有する。また、超音波プローブ 101b は、複数の圧電振動子 102b を有する。複

10

20

30

40

50

数の圧電振動子 102a には、装置本体 100 が有する送受信回路 110 の送信回路 110a から駆動信号が供給される。また、複数の圧電振動子 102b には、超音波プローブ 101b が有する送受信回路 111 の送信回路 112 から駆動信号が供給される。そして、複数の圧電振動子 102a, 102b は、駆動信号に基づき超音波を発生する。また、複数の圧電振動子 102a, 102b は、被検体 P からのエコー（反射波）を受信し、受信したエコーを電気信号（エコー信号）に変換する。そして、第 1 の実施形態では、圧電振動子 102a は、エコー信号を送受信回路 110 の受信回路 110b に出力する。また、圧電振動子 102b は、エコー信号を送受信回路 111 の受信回路 113 に出力する。

【0011】

超音波プローブ 101a, 101b は、例えば、更に、圧電振動子 102a, 102b に設けられる整合層と、圧電振動子 102a, 102b から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。

【0012】

被検体 P 内の 2 次元領域の走査（2 次元走査）を行なう場合、操作者は、例えば、複数の圧電振動子が一列で配置された 1D アレイプローブを超音波プローブ 101a, 101b として装置本体 100 に接続する。1D アレイプローブは、リニア型超音波プローブ、コンベックス型超音波プローブ、セクタ型超音波プローブ等である。また、被検体 P 内の 3 次元領域の走査（3 次元走査）を行なう場合、操作者は、例えば、メカニカル 4D プローブや 2D アレイプローブを超音波プローブ 101a, 101b として装置本体 100 と接続する。メカニカル 4D プローブは、1D アレイプローブのように一列で配列された複数の圧電振動子を用いて 2 次元走査が可能であるとともに、複数の圧電振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで 3 次元走査が可能である。また、2D アレイプローブは、マトリックス状に配置された複数の圧電振動子により 3 次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送信することで 2 次元走査が可能である。

【0013】

複数の圧電振動子 102a, 102b から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコーとして複数の圧電振動子 102a, 102b にて受信される。受信されるエコーの振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0014】

ここで、超音波プローブ 101a は、装置本体 100 と有線により通信可能である。例えば、超音波プローブ 101a は、Ethernet（登録商標）等の有線通信規格に基づく有線通信により、装置本体 100 と通信を行う。例えば、超音波プローブ 101a は、ケーブル（図示せず）を介して装置本体 100 と接続可能であり、装置本体 100 から送信された駆動信号を受信する。また、超音波プローブ 101a は、ケーブルを介して、装置本体 100 にエコー信号を送信する。例えば、超音波プローブ 101a は、所定の時間間隔でエコー信号を送信する。ここでいう所定の時間間隔の一例としては、 $(1 / PRF) \text{ ms}$ が挙げられる。

【0015】

超音波プローブ 101b は、被検体 P に対する超音波走査を行うことにより得られる超音波データを出力する。超音波プローブ 101b は、超音波プローブ 101b が受信したエコーに基づいて超音波データを生成する。超音波データには、B モードデータ及びドプラデータが含まれる。超音波プローブ 101b は、超音波プローブ 101b が受信した被検体 P の 2 次元領域に対応するエコーに基づいて 2 次元の超音波データを生成可能である。また、超音波プローブ 101b は、超音波プローブ 101b が受信した被検体 P の 3 次元領域に対応するエコーに基づいて 3 次元の超音波データを生成可能である。図 1 に示すように、超音波プローブ 101b は、上述した圧電振動子 102b に加えて、更に、送受

10

20

30

40

50

信回路 1 1 1 と、B モード処理回路 1 3 0 b と、ドブラ処理回路 1 4 0 b と、制御回路 1 8 0 b とを有する。

【 0 0 1 6 】

送受信回路 1 1 1 は、制御回路 1 8 0 b による制御を受けて、超音波プローブ 1 0 1 b から超音波を送信させるとともに、超音波プローブ 1 0 1 b に超音波のエコーを受信させる。すなわち、超音波プローブ 1 0 1 b は、被検体 P に対する超音波走査（超音波スキャン）を行う。

【 0 0 1 7 】

送受信回路 1 1 1 は、送信回路 1 1 2 と受信回路 1 1 3 とを有する。送信回路 1 1 2 は、制御回路 1 8 0 b による制御を受けて、複数の圧電振動子 1 0 2 b から超音波を送信させる。送信回路 1 1 2 は、レートパルス発生回路と、送信遅延回路と、送信パルスとを有し、複数の圧電振動子 1 0 2 b に駆動信号を供給する。送信回路 1 1 2 は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査（スキャン）する場合、複数の圧電振動子 1 0 2 b から 2 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。また、送信回路 1 1 2 は、被検体 P 内の 3 次元領域を走査する場合、複数の圧電振動子 1 0 2 b から 3 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。

10

【 0 0 1 8 】

レートパルス発生回路は、所定のレート周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）で、送信超音波（送信ビーム）を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスが送信遅延回路を経由することで、異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスに電圧が印加される。例えば、送信遅延回路は、複数の圧電振動子 1 0 2 b から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子 1 0 2 b ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生回路により発生される各レートパルスに対して与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、複数の圧電振動子 1 0 2 b に駆動信号（駆動パルス）を印加する。なお、送信遅延回路は、各レートパルスに与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの超音波の送信方向を任意に調整する。

20

【 0 0 1 9 】

駆動パルスは、送信パルスから圧電振動子 1 0 2 b まで伝達した後に、圧電振動子 1 0 2 b において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動によって発生した超音波は、被検体 P の生体内部に送信される。ここで、圧電振動子 1 0 2 b ごとの異なる送信遅延時間を持った超音波は、集束されて、所定方向に伝搬していく。

30

【 0 0 2 0 】

なお、送信回路 1 1 2 は、制御回路 1 8 0 b による制御を受けて、所定の走査シーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有する。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【 0 0 2 1 】

圧電振動子 1 0 2 b により送信された超音波のエコーは、圧電振動子 1 0 2 b まで到達した後、圧電振動子 1 0 2 b において、機械的振動から電氣的信号（エコー信号）に変換され、受信回路 1 1 3 に入力される。

40

【 0 0 2 2 】

受信回路 1 1 3 は、制御回路 1 8 0 b による制御を受けて、圧電振動子 1 0 2 b から送信されたエコー信号に対して各種処理を行なってエコーデータを生成する。そして、受信回路 1 1 3 は、制御回路 1 8 0 b による制御を受けて、生成したエコーデータを超音波プローブ 1 0 1 b が備えるバッファメモリ（図示せず）に格納する。バッファメモリは、RAM（Random Access Memory）、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子によって実現される。

【 0 0 2 3 】

第 1 の実施形態では、受信回路 1 1 3 は、圧電振動子 1 0 2 b が送信したエコー信号を

50

受信する度にエコーデータを生成し、エコーデータを生成する度に、生成したエコーデータをバッファメモリに格納する。

【0024】

受信回路113は、プリアンプと、A/D(Analog to Digital)変換器と、直交検波回路等を有する。プリアンプは、エコー信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整(ゲイン補正)を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正されたエコー信号をA/D変換することで、ゲイン補正されたエコー信号をデジタル信号に変換する。直交検波回路は、A/D変換されたエコー信号をベースバンド帯域の同相信号(I信号、I:In-phase)と直交信号(Q信号、Q:Quadrature-phase)とに変換する。そして、直交検波回路は、I信号及びQ信号(IQ信号)をエコーデータとしてバッファメモリに格納する。

10

【0025】

受信回路113は、圧電振動子102bが送信した2次元のエコー信号から2次元のエコーデータを生成する。また、受信回路113は、圧電振動子102bが送信した3次元のエコー信号から3次元のエコーデータを生成する。

【0026】

Bモード処理回路130b及びドブラ処理回路140bは、バッファメモリからエコーデータを読み出し、読み出したエコーデータに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。

【0027】

Bモード処理回路130bは、バッファメモリから読み出したエコーデータに対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を行なって、サンプル点ごとの信号強度(振幅強度)が輝度の明さで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。Bモード処理回路130bは、生成したBモードデータを送信回路112に送信する。Bモード処理回路130は、例えば、プロセッサにより実現される。

20

【0028】

第1の実施形態では、Bモード処理回路130bは、バッファメモリにエコーデータが格納される度に、格納されたエコーデータを読み出す。そして、Bモード処理回路130bは、エコーデータを読み出す度に、読み出したエコーデータからBモードデータを生成する。そして、Bモード処理回路130bは、Bモードデータを生成する度に、生成したBモードデータを送信回路112に送信する。このように、Bモード処理回路130bは、リアルタイムで処理を行う。Bモード処理回路130は、例えば、プロセッサにより実現される。

30

【0029】

ドブラ処理回路140bは、バッファメモリから読み出したエコーデータを周波数解析することで、ドブラ効果に基づく移動体(血流や組織、造影剤エコー成分等)の運動情報を抽出し、抽出した運動情報を示すデータ(ドブラデータ)を生成する。例えば、ドブラ処理回路140bは、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値及び平均パワー値等を多点に渡り抽出し、抽出した移動体の運動情報を示すドブラデータを生成する。ドブラ処理回路140bは、生成したドブラデータを送信回路112に送信する。ドブラ処理回路140bは、例えば、プロセッサにより実現される。

40

【0030】

第1の実施形態では、ドブラ処理回路140bは、バッファメモリにエコーデータが格納される度に、格納されたエコーデータを読み出す。そして、ドブラ処理回路140bは、エコーデータを読み出す度に、読み出したエコーデータからドブラデータを生成する。そして、ドブラ処理回路140bは、ドブラデータを生成する度に、生成したドブラデータを送信回路112に送信する。このように、ドブラ処理回路140bは、リアルタイムで処理を行う。ドブラ処理回路140bは、例えば、プロセッサにより実現される。

【0031】

Bモード処理回路130b及びドブラ処理回路140bは、2次元のエコーデータ及び3次元のエコーデータの両方について処理可能である。

50

【0032】

制御回路180bは、超音波プローブ101bの処理全体を制御する。具体的には、制御回路180bは、超音波プローブ101bが備える入力装置（図示せず）を介して操作者から入力された各種設定要求や、超音波プローブ101bが備える記憶回路（図示せず）から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路111、Bモード処理回路130b及びドブラ処理回路140bの処理を制御する。制御回路180bは、例えば、プロセッサにより実現される。

【0033】

ここで、超音波プローブ101bは、Bluetooth（登録商標）等の無線通信規格に基づく無線通信により、装置本体100と通信を行う。例えば、超音波プローブ101bの送信回路112は、無線通信により、Bモード処理回路130bから送信されたBモードデータを装置本体100の無線インターフェース202に送信する。また、超音波プローブ101bの送信回路112は、無線通信により、ドブラ処理回路140bから送信されたドブラデータを装置本体100の無線インターフェース202に送信する。例えば、超音波プローブ101bの送信回路112は、所定の時間間隔でBモードデータ及びドブラデータを送信する。ここでいう所定の時間間隔の一例としては、 $(1/PRF)ms$ が挙げられる。

【0034】

入力装置102は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック、フリーズボタン等の入力手段により実現される。入力装置102は、超音波診断装置2の操作者からの各種設定要求を受け付け、受け付けた各種設定要求を装置本体100に転送する。例えば、入力装置102は、走査モードの指定を操作者から受付ける。これにより、画像生成回路150は、指定された走査モードで超音波画像データを生成する。なお、走査モードとしては、例えば、Bモード画像データを生成する「Bモード」、Mモード画像データを生成する「Mモード」、カラードブラ画像データを生成する「カラードブラモード」、パルス波（PW:Pulsed Wave）ドブラ法又は連続波（CW:Continuous Wave）ドブラ法でドブラ波形を示すドブラ波形データを生成する「PW,CWモード」が挙げられる。

【0035】

ディスプレイ103は、例えば、超音波診断装置2の操作者が入力装置102を用いて各種設定要求を入力するためのGUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体100において生成された超音波画像データにより示される超音波画像等を表示したりする。ディスプレイ103は、液晶モニタやCRT（Cathode Ray Tube）モニタ等によって実現される。

【0036】

生体信号計測装置200a, 200bは、被検体Pの生体信号を計測し、計測した生体信号を装置本体100に出力する。生体信号は、例えば、心電波形又は心音波形である。生体信号計測装置200a, 200bは、生体信号計測部の一例である。

【0037】

生体信号計測装置200aは、Bluetooth（登録商標）等の無線通信規格に基づく無線通信により、装置本体100と通信を行う。例えば、生体信号計測装置200aは、無線通信により、生体信号を装置本体100の無線インターフェース201に送信する。例えば、生体信号計測装置200aは、所定の時間間隔で生体信号を送信する。ここでいう所定の時間間隔の一例としては、生体信号計測装置200aが生体信号を計測する際の計測間隔（サンプリング間隔）が挙げられる。

【0038】

生体信号計測装置200bは、装置本体100と有線により通信を行う。例えば、生体信号計測装置200bは、Ethernet（登録商標）等の有線通信規格に基づく有線通信により、装置本体100と通信を行う。例えば、生体信号計測装置200bは、ケーブル（図示せず）を介して装置本体100と接続可能である。生体信号計測装置200b

10

20

30

40

50

は、ケーブルを介して、装置本体 100 に生体信号を送信する。例えば、生体信号計測装置 200 b は、所定の時間間隔で生体信号を送信する。ここでいう所定の時間間隔の一例としては、生体信号計測装置 200 b が生体信号を計測する際の計測間隔（サンプリング間隔）が挙げられる。

【0039】

装置本体 100 は、超音波プローブ 101 a が送信したエコー信号に基づいて超音波画像データを生成する。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 b が送信した超音波データ（B モードデータ及びドブラデータ）に基づいて超音波画像データを生成する。装置本体 100 は、超音波プローブ 101 a が送信した被検体 P の 2 次元領域に対応するエコー信号に基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能である。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 b が送信した 2 次元の超音波データに基づいて 2 次元の超音波画像データを生成可能である。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 a が送信した被検体 P の 3 次元領域に対応するエコー信号に基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能である。また、装置本体 100 は、超音波プローブ 101 b が送信した 3 次元の超音波データに基づいて 3 次元の超音波画像データを生成可能である。

10

【0040】

図 1 に示すように、装置本体 100 は、送受信回路 110 と、バッファメモリ 120 と、B モード処理回路 130 と、ドブラ処理回路 140 と、画像生成回路 150 と、画像メモリ 160 と、記憶回路 170 と、制御回路 180 と、複数の無線インターフェース 201, 202 とを有する。

20

【0041】

送受信回路 110 は、制御回路 180 による制御を受けて、超音波プローブ 101 a から超音波を送信させるとともに、超音波プローブ 101 a に超音波のエコーを受信させる。すなわち、超音波プローブ 101 a は、被検体 P に対する超音波走査を行う。

【0042】

送受信回路 110 は、送信回路 110 a と受信回路 110 b とを有する。送信回路 110 a は、制御回路 180 による制御を受けて、超音波プローブ 101 a の圧電振動子 102 a から超音波を送信させる。送信回路 110 a は、レートパルス発生回路と、送信遅延回路と、送信パルスとを有し、複数の圧電振動子 102 a に駆動信号を供給する。送信回路 110 a は、被検体 P 内の 2 次元領域を走査（スキャン）する場合、複数の圧電振動子 102 a から 2 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。また、送信回路 110 a は、被検体 P 内の 3 次元領域を走査する場合、複数の圧電振動子 102 a から 3 次元領域を走査するための超音波ビームを送信させる。

30

【0043】

レートパルス発生回路は、所定のレート周波数（PRF：Pulse Repetition Frequency）で、送信超音波（送信ビーム）を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。レートパルスが送信遅延回路を経由することで、異なる送信遅延時間を有した状態で送信パルスに電圧が印加される。例えば、送信遅延回路は、複数の圧電振動子 102 a から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子 102 a ごとの送信遅延時間を、レートパルス発生回路により発生される各レートパルスに対して与える。送信パルスは、かかるレートパルスに基づくタイミングで、複数の圧電振動子 102 a に駆動信号を印加する。なお、送信遅延回路は、各レートパルスに与える送信遅延時間を変化させることで、圧電振動子面からの超音波の送信方向を任意に調整する。

40

【0044】

駆動パルスは、送信パルスからケーブルを介して圧電振動子 102 a まで伝達した後に、圧電振動子 102 a において電気信号から機械的振動に変換される。この機械的振動によって発生した超音波は、被検体 P の生体内部に送信される。ここで、圧電振動子 102 a ごとに異なる送信遅延時間を持った超音波は、集束されて、所定方向に伝搬していく。

【0045】

なお、送信回路 110 a は、制御回路 180 による制御を受けて、所定の走査シーケン

50

スを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有する。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、または、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0046】

圧電振動子102aにより送信された超音波のエコーは、圧電振動子102aまで到達した後、圧電振動子102aにおいて、機械的振動から電氣的信号（エコー信号）に変換され、受信回路110bに入力される。

【0047】

受信回路110bは、制御回路180による制御を受けて、圧電振動子102aが送信したエコー信号に対して各種処理を行なってエコーデータを生成する。そして、受信回路110bは、制御回路180による制御を受けて、生成したエコーデータをバッファメモリ120に格納する。

【0048】

第1の実施形態では、受信回路110bは、圧電振動子102aが送信したエコー信号を受信する度にエコーデータを生成し、エコーデータを生成する度に、生成したエコーデータをバッファメモリ120に格納する。このように、受信回路110bは、リアルタイムで処理を行う。

【0049】

受信回路110bは、プリアンプと、A/D（Analog to Digital）変換器と、直交検波回路等を有する。プリアンプは、エコー信号をチャンネルごとに増幅してゲイン調整（ゲイン補正）を行なう。A/D変換器は、ゲイン補正されたエコー信号をA/D変換することで、ゲイン補正されたエコー信号をデジタル信号に変換する。直交検波回路は、A/D変換されたエコー信号をベースバンド帯域の同相信号（I信号）と直交信号（Q信号）とに変換する。そして、直交検波回路は、I信号及びQ信号（IQ信号）をエコーデータとしてバッファメモリ120に格納する。

【0050】

受信回路110bは、圧電振動子102aが送信した2次元のエコー信号から2次元のエコーデータを生成する。また、受信回路110bは、圧電振動子102aが送信した3次元のエコー信号から3次元のエコーデータを生成する。

【0051】

バッファメモリ120は、送受信回路110により生成されたエコーデータを一時的に記憶するメモリである。例えば、バッファメモリ120は、数フレーム分のエコーデータ、又は、数ボリューム分のエコーデータを記憶する。例えば、バッファメモリ120は、送受信回路110の制御により、所定数のフレーム分のエコーデータを記憶する。そして、バッファメモリ120は、新たに1フレーム分のエコーデータが送受信回路110により生成された場合、送受信回路110による制御を受けて、生成された時間が最も古い1フレーム分のエコーデータを破棄し、新たに生成された1フレーム分のエコーデータを記憶する。例えば、バッファメモリ120は、RAM、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子によって実現される。

【0052】

Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140は、バッファメモリ120からエコーデータを読み出し、読み出したエコーデータに対して、各種の信号処理を行う信号処理部である。

【0053】

Bモード処理回路130は、バッファメモリ120から読み出したエコーデータに対して、対数増幅及び包絡線検波処理等を行なって、サンプル点ごとの信号強度（振幅強度）が輝度の明るさで表現されるBモードデータを生成する。Bモード処理回路130は、生成したBモードデータを時間調整回路190に送信する。

【0054】

第1の実施形態では、Bモード処理回路130は、バッファメモリ120にエコーデー

10

20

30

40

50

タが格納される度に、格納されたエコーデータを読み出す。そして、Bモード処理回路130は、エコーデータを読み出す度に、読み出したエコーデータからBモードデータを生成する。そして、Bモード処理回路130は、Bモードデータを生成する度に、生成したBモードデータを時間調整回路190に送信する。このように、Bモード処理回路130は、リアルタイムで処理を行う。Bモード処理回路130は、例えば、プロセッサにより実現される。

【0055】

ドブラ処理回路140は、バッファメモリ120から読み出したエコーデータを周波数解析することで、ドブラ効果に基づく移動体（血流や組織、造影剤エコー成分等）の運動情報を抽出し、抽出した運動情報を示すデータ（ドブラデータ）を生成する。例えば、ドブラ処理回路140は、移動体の運動情報として、平均速度、平均分散値及び平均パワー値等を多点に渡り抽出し、抽出した移動体の運動情報を示すドブラデータを生成する。ドブラ処理回路140は、生成したドブラデータを時間調整回路190に出力する。

10

【0056】

第1の実施形態では、ドブラ処理回路140は、バッファメモリ120にエコーデータが格納される度に、格納されたエコーデータを読み出す。そして、ドブラ処理回路140は、エコーデータを読み出す度に、読み出したエコーデータからドブラデータを生成する。そして、ドブラ処理回路140は、ドブラデータを生成する度に、生成したドブラデータを時間調整回路190に送信する。このように、ドブラ処理回路140は、リアルタイムで処理を行う。ドブラ処理回路140は、例えば、プロセッサにより実現される。

20

【0057】

Bモード処理回路130及びドブラ処理回路140は、2次元のエコーデータ及び3次元のエコーデータの両方について処理可能である。

【0058】

無線インターフェース201は、生体信号計測装置200aにより送信される生体信号を受信する度に、受信した生体信号を時間調整回路190に送信する。また、無線インターフェース202は、超音波プローブ101bにより送信される超音波データ（Bモードデータ及びドブラデータ）を受信する度に、受信した超音波データを時間調整回路190に送信する。例えば、無線インターフェース201、202は、Bluetooth（登録商標）の規格に基づいたインターフェースである。

30

【0059】

時間調整回路190は、ディスプレイ103に表示させる超音波画像と生体信号との同期をとるために、超音波データ（Bモードデータ及びドブラデータ）及び生体信号に後述するカウント値を付加する。そして、時間調整回路190は、カウント値が付加された超音波データを画像生成回路150に送信する。また、時間調整回路190は、カウント値が付加された生体信号を画像メモリ160に格納する。時間調整回路190の詳細については後述する。

【0060】

画像生成回路150は、各種の超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路150は、カウント値が付加された超音波データからカウント値が付加された超音波画像データを生成する。画像生成回路150は、画像生成部の一例である。また、超音波画像データは、画像データの一部である。

40

【0061】

例えば、画像生成回路150は、時間調整回路190により送信されたカウント値が付加された2次元のBモードデータを受信した場合に、受信した2次元のBモードデータからエコーの強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。そして、画像生成回路150は、生成した2次元Bモード画像データの元となる2次元のBモードデータに付加されたカウント値を2次元Bモード画像データに付加する。そして、画像生成回路150は、カウント値が付加された2次元Bモード画像データを画像メモリ160に格納する。2次元Bモード画像データは、超音波画像データの一部である。

50

【 0 0 6 2 】

また、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信されたカウント値が付加された 2 次元のドブラデータを受信した場合に、受信した 2 次元のドブラデータから移動体の運動情報が映像化された 2 次元ドブラ画像データを生成する。2 次元ドブラ画像データは、速度画像データ、分散画像データ、パワー画像データ、又は、これらを組み合わせた画像データである。そして、画像生成回路 1 5 0 は、生成した 2 次元ドブラ画像データの元となるドブラデータに付加されたカウント値を 2 次元ドブラ画像データに付加する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、カウント値が付加された 2 次元ドブラ画像データを画像メモリ 1 6 0 に格納する。画像生成回路 1 5 0 は、プロセッサにより実現される。2 次元ドブラ画像データは、超音波画像データの一例である。

10

【 0 0 6 3 】

ここで、画像生成回路 1 5 0 は、リアルタイムで 2 次元 B モード画像データ及び 2 次元ドブラ画像データを生成することが可能である。例えば、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信されたカウント値が付加された超音波データ（B モードデータ又はドブラデータ）を受信する度に、受信した超音波データから超音波画像データを生成する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、超音波画像データを生成する度に、生成した超音波画像データの元となる超音波データに付加されたカウント値を超音波画像データに付加する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、カウント値を超音波画像データに付加する度に、カウント値が付加された超音波画像データを画像メモリ 1 6 0 に格納する。このように、画像生成回路 1 5 0 は、リアルタイムで、カウント値が付加された超音波画像データを生成し、画像メモリ 1 6 0 に格納する。

20

【 0 0 6 4 】

ここで、画像生成回路 1 5 0 は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（走査コンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。例えば、画像生成回路 1 5 0 は、超音波プローブ 1 0 1 による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 0 は、走査コンバート以外に種々の画像処理として、例えば、走査コンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成回路 1 5 0 は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

30

【 0 0 6 5 】

更に、画像生成回路 1 5 0 は、B モード処理回路 1 3 0 により生成された 3 次元の B モードデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元 B モード画像データを生成する。また、画像生成回路 1 5 0 は、ドブラ処理回路 1 4 0 により生成された 3 次元のドブラデータに対して座標変換を行なうことで、3 次元ドブラ画像データを生成する。すなわち、画像生成回路 1 5 0 は、「3 次元の B モード画像データ及び 3 次元ドブラ画像データ」を「3 次元超音波画像データ（ポリウムデータ）」として生成する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、ポリウムデータをディスプレイ 1 0 3 にて表示するための各種の 2 次元画像データを生成するために、ポリウムデータに対して様々なレンダリング処理を行なう。

40

【 0 0 6 6 】

画像生成回路 1 5 0 が行なうレンダリング処理としては、例えば、断面再構成法（MPR : Multi Planer Reconstruction）を行なってポリウムデータから MPR 画像データを生成する処理がある。また、画像生成回路 1 5 0 が行なうレンダリング処理としては、例えば、3 次元の情報を反映した 2 次元画像データを生成するポリウムレンダリング（VR : Volume Rendering）処理がある。

【 0 0 6 7 】

そして、画像生成回路 1 5 0 は、ポリウムデータから生成された 2 次元画像データに、この 2 次元画像データの元となるポリウムデータに付加されたカウント値を付加する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、カウント値が付加された 2 次元画像データを画像メモ

50

り 1 6 0 に格納する。ここで、画像生成回路 1 5 0 は、リアルタイムで、カウント値が付加されたボリュームデータからカウント値が付加された 2 次元画像データを生成してもよい。2 次元画像データは、超音波画像データの一例である。

【 0 0 6 8 】

また、画像生成回路 1 5 0 は、1 走査線上の時系列の B モードデータから、M モード画像データを生成することも可能である。例えば、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信されたカウント値が付加された時系列の B モードデータのうち、所定の 1 走査線上の時系列の B モードデータ (1 次元の B モードデータ) から M モード画像データを生成する。

【 0 0 6 9 】

ここで、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信される 1 つのカウント値が付加された 1 つの B モードデータごとに、このカウント値に対応する時間における部分画像データを生成する。この部分画像データは、M モード画像データを構成する複数の画像データのうちの 1 つの画像データであり、M モード画像データの一部の画像データである。そして、画像生成回路 1 5 0 は、生成した部分画像データの元となる B モードデータに付加されたカウント値を部分画像データに付加する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、カウント値が付加された部分画像データを画像メモリ 1 6 0 に格納する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、画像メモリ 1 6 0 に記憶された複数の部分画像データを結合することにより 1 つの M モード画像データを生成する。M モード画像データは、超音波画像データの一例である。

【 0 0 7 0 】

なお、画像生成回路 1 5 0 は、リアルタイムで M モード画像データを生成することが可能である。

【 0 0 7 1 】

また、画像生成回路 1 5 0 は、時系列のドブラデータから、ドブラデータが示す血流の速度情報 (例えば、平均速度) を時系列に沿ってプロットしたドブラ波形を示すドブラ波形データを生成することも可能である。例えば、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信されたカウント値が付加された時系列のドブラデータからドブラ波形データを生成する。

【 0 0 7 2 】

ここで、画像生成回路 1 5 0 は、時間調整回路 1 9 0 により送信される 1 つのカウント値が付加された 1 つのドブラデータごとに、このカウント値に対応する時間における部分画像データを生成する。この部分画像データは、ドブラ波形データを構成する複数の画像データのうちの 1 つの画像データであり、ドブラ波形データの一部の画像データである。そして、画像生成回路 1 5 0 は、生成した部分画像データの元となるドブラデータに付加されたカウント値を部分画像データに付加する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、カウント値が付加された部分画像データを画像メモリ 1 6 0 に格納する。そして、画像生成回路 1 5 0 は、画像メモリ 1 6 0 に記憶された複数の部分画像データを結合することにより 1 つのドブラ波形データを生成する。ドブラ波形データは、超音波画像データの一例である。

【 0 0 7 3 】

なお、画像生成回路 1 5 0 は、リアルタイムでドブラ波形データを生成することが可能である。

【 0 0 7 4 】

B モードデータ及びドブラデータは、走査コンバート処理前のデータ (超音波データ) であり、画像生成回路 1 5 0 が生成するデータは、走査コンバート処理後の表示用のデータ (超音波画像データ) である。なお、B モードデータ及びドブラデータは、生データ (Raw Data) とも呼ばれる。

【 0 0 7 5 】

画像メモリ 1 6 0 は、画像生成回路 1 5 0 により生成された各種の画像データを記憶す

10

20

30

40

50

るメモリである。また、画像メモリ１６０は、Ｂモード処理回路１３０及びドブラ処理回路１４０により生成されたデータも記憶する。また、画像メモリ１６０は、時間調整回路１９０により送信されたカウント値が付加された生体信号も記憶する。画像メモリ１６０が記憶するＢモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路１５０を経由して表示用の超音波画像データとなる。例えば、画像メモリ１６０は、ＲＡＭ、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

【００７６】

記憶回路１７０は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラム、その他の各種のプログラム、診断情報（例えば、患者ＩＤ、医師の所見等）、診断プロトコル、及び、各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、記憶回路１７０は、必要に応じて、画像メモリ１６０が記憶するデータの保管等にも使用される。例えば、記憶回路１７０は、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク又は光ディスクによって実現される。

【００７７】

制御回路１８０は、超音波診断装置２の処理全体を制御する。具体的には、制御回路１８０は、入力装置１０２を介して操作者から入力された各種設定要求や、記憶回路１７０から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路１１０、Ｂモード処理回路１３０、ドブラ処理回路１４０、画像生成回路１５０及び時間調整回路１９０の処理を制御する。制御回路１８０は、例えば、プロセッサにより実現される。

【００７８】

また、制御回路１８０は、画像メモリ１６０に記憶された各種の表示用の超音波画像データにより示される超音波画像を表示するようにディスプレイ１０３を制御する表示制御機能を有する。例えば、制御回路１８０は、画像メモリ１６０に記憶された超音波画像データに付加されたカウント値、及び、生体信号に付加されたカウント値に基づいて、超音波画像データが示す超音波画像及び生体信号の同期をとって、ディスプレイ１０３に表示させる。具体的には、制御回路１８０は、画像メモリ１６０に記憶された複数の超音波画像データ及び複数の生体信号の中から、同一のカウント値又は略同一のカウント値が付加された超音波画像データ及び生体信号を特定する。なお、略同一のカウント値とは、例えば、所定の微少な時間差を有する２つのカウント値である。そして、制御回路１８０は、特定した超音波画像データが示す超音波画像、及び、特定した生体信号を同期させてディスプレイ１０３に表示させる。制御回路１８０は、表示制御部の一例である。

【００７９】

また、制御回路１８０は、ディスプレイ１０３に超音波画像及び生体信号が表示されている状態で、入力装置１０２に含まれるフリーズボタンが操作者により押下された場合には、フリーズボタンが押下されたタイミングに表示されていた超音波画像及び生体信号を、表示させ続ける。すなわち、制御回路１８０は、フリーズボタンが押下されたタイミングに表示されていた超音波画像及び生体信号をフリーズ（静止）させる。制御回路１８０は、入力装置１０２を介してフリーズを解除する指示が操作者から入力されるまで、超音波画像及び生体信号をフリーズさせ続ける。

【００８０】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）、特定用途向け集積回路（Application Specific Integrated Circuit：ＡＳＩＣ）、若しくは、プログラマブル論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（Simple Programmable Logic Device：ＳＰＬＤ）、複合プログラマブル論理デバイス（Complex Programmable Logic Device：ＣＰＬＤ）、又は、フィールドプログラマブルゲートアレイ（Field Programmable Gate Array：ＦＰＧＡ））等の回路を意味する。プロセッサは、記憶回路１７０に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、記憶回路１７０にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込む

10

20

30

40

50

よう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせで1つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、図1における複数の構成要素を1つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

【0081】

以上、第1の実施形態に係る超音波診断システム1及び超音波診断装置2の全体構成について説明した。

【0082】

ここで、仮に、時間調整回路190が同時又は略同時に受信した超音波データ（Bモードデータ又はドプラデータ）及び生体信号に対して、同一又は略同一のカウント値を付加する場合について説明する。このような場合には、制御回路180によりディスプレイ103に同時に表示される超音波画像の心時相と生体信号の心時相とが一致せず、超音波画像の心時相と生体信号の心時相との同期がとれないことがある。

【0083】

このように、同期がとれなくなる理由の1つについて説明する。例えば、超音波プローブ101a又は超音波プローブ101bによりエコーが受信されるタイミングから、このエコーに基づく超音波データが時間調整回路190により受信されるタイミングまでの遅延時間（第1の遅延時間）がある。

【0084】

また、生体信号計測装置200a又は生体信号計測装置200bにより生体信号が計測されるタイミングから、生体信号が時間調整回路190により受信されるタイミングまでの遅延時間（第2の遅延時間）がある。

【0085】

ここで、第1の遅延時間と第2の遅延時間が同一又は略同一である場合には、超音波画像の心時相と生体信号の心時相との同期がとれる。一方、第1の遅延時間と第2の遅延時間が、同一でもなく略同一でもない場合には、超音波画像の心時相と生体信号の心時相との同期がとれなくなる。

【0086】

そのため、仮に、時間調整回路190が同時又は略同時に受信した超音波データ及び生体信号に対して、一定の時間差が付けられた2つのカウント値のそれぞれを付加すること考えられる。しかしながら、このような場合であっても、以下に説明する理由から、超音波画像の心時相と生体信号の心時相との同期がとれなくなることがある。

【0087】

例えば、有線通信を行う超音波プローブ101aにおける第1の遅延時間よりも、無線通信を行う超音波プローブ101bにおける第1の遅延時間の方が長くなる傾向がある。これは、無線通信のほうが、有線通信よりも時間がかかる傾向があるからである。同様に、有線通信を行う生体信号計測装置200bにおける第2の遅延時間よりも、無線通信を行う生体信号計測装置200aにおける第2の遅延時間の方が長くなる傾向がある。

【0088】

したがって、第1の遅延時間と第2の遅延時間の時間差は、一定ではない。このため、超音波データ及び生体信号に対して、一定の時間差が付けられた2つのカウント値のそれぞれを付加した場合であっても、超音波プローブ及び生体信号計測装置の組合せによっては、表示される超音波画像の心時相と生体信号の心時相との同期がとれないことがある。

【0089】

そこで、第1の実施形態に係る超音波診断システム1及び超音波診断装置2は、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができるように、以下に説明するように構成されている。

【0090】

10

20

30

40

50

図 2 は、第 1 の実施形態に係る時間調整回路 190 の構成例を示すブロック図である。図 2 に示すように、時間調整回路 190 は、プロセッサ 190 a と、メモリ 190 b と、第 1 のカウンタ 190 d と、第 2 のカウンタ 190 e とを備える。

【0091】

これらの時間調整回路 190 の構成要素のうち、第 1 のカウンタ 190 d は、超音波データ（B モードデータ及びドプラデータ）に付加されるカウント値をカウントするカウンタである。第 2 のカウンタ 190 e は、生体信号に付加されるカウント値をカウントするカウンタである。第 1 のカウンタ 190 d 及び第 2 のカウンタ 190 e は、プロセッサ 190 a による制御を受けて、時間をカウント値としてカウントする。例えば、第 1 のカウンタ 190 d 及び第 2 のカウンタ 190 e は、プロセッサ 190 a により設定された時間を開始時間として、開始時間からの経過時間をカウントする。

10

【0092】

メモリ 190 b には、時間調整テーブル 190 c が記憶されている。図 3 は、第 1 の実施形態に係る時間調整テーブル 190 c のデータ構造の一例を示す図である。

【0093】

図 3 に示すように、時間調整テーブル 190 c に登録されているレコードには、「プローブ ID」、「生体信号計測装置 ID」、「モード ID」、「第 1 のカウント開始時間」及び「第 2 のカウント開始時間」の複数の項目が含まれる。

【0094】

「プローブ ID」の項目には、超音波診断装置 2 において、超音波走査に用いられることが可能な複数の超音波プローブ 101 a, 101 b のそれぞれを識別するための ID (identification) が登録されている。以下の説明では、超音波プローブを識別するための ID を「プローブ ID」と表記する。すなわち、プローブ ID は、超音波プローブの種類を示す。例えば、プローブ ID は、超音波プローブの種類として、1D アレイプローブ、2D アレイプローブ及びメカニカル 4D アレイプローブのうちのいずれかの超音波プローブを示す。また、例えば、プローブ ID は、超音波プローブの種類として、装置本体 100 と無線通信を行う超音波プローブ、及び、装置本体 100 と有線通信を行う超音波プローブのうちのいずれかの超音波プローブを示す。

20

【0095】

また、「生体信号計測装置 ID」の項目には、超音波診断装置 2 において、生体信号の計測に用いられることが可能な複数の生体信号計測装置 200 a, 200 b のそれぞれを識別するための ID が登録されている。以下の説明では、生体信号計測装置を識別するための ID を「生体信号計測装置 ID」と表記する。

30

【0096】

また、「モード ID」の項目には、超音波診断装置 2 において、複数の走査モードのそれぞれを識別するための ID が登録されている。複数の走査モードとしては、例えば、上述した「B モード」、「M モード」、「カラードプラモード」及び「PW, CW モード」の 4 つのモードが挙げられる。以下の説明では、走査モードを識別するための ID を「モード ID」と表記する。

【0097】

第 1 の実施形態では、一例として、超音波走査に用いられることが可能な複数の超音波プローブ 101 a, 101 b の数が「2」であり、生体信号の計測に用いられることが可能な複数の生体信号計測装置の数が「2」であり、走査モードの数が「4」である。このため、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID の全ての組合せは、16 (2 × 2 × 4) 通りの組合せとなる。

40

【0098】

時間調整テーブル 190 c には、16 つのレコードが登録されている。そして、これらの 16 つのレコードのそれぞれには、上述したプローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID の全ての組合せのそれぞれが登録されている。そして、各レコードには、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID の組合せに対応付けられて後述の第 1 の

50

カウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間が登録されている。

【0099】

「第 1 のカウント開始時間」の項目には、第 1 のカウンタ 190 d が時間をカウントする際の開始時間（第 1 のカウント開始時間）が登録されている。また、「第 2 のカウント開始時間」の項目には、第 2 のカウンタ 190 e が時間をカウントする際の開始時間（第 2 のカウント開始時間）が登録されている。

【0100】

第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間の算出方法について説明する。例えば、超音波プローブ、生体信号計測装置及び走査モードの組合せ毎に、上述した第 1 の遅延時間及び上述した第 2 の遅延時間を実験又はシミュレーションにより求める。そして、第 1 の遅延時間と第 2 の遅延時間の差（時間差）を求める。具体的には、第 1 の遅延時間から第 2 の遅延時間を減じて時間差を求める。

【0101】

第 2 の遅延時間よりも第 1 の遅延時間の方が長い場合には、時間差は正の値となり、生体信号を時間調整回路 190 が受信するタイミングよりも、超音波データを時間調整回路 190 が受信するタイミングの方が遅いことになる。そこで、ディスプレイ 103 に表示される超音波画像と生体信号とを同期させるために、時間差を「 $D(m s)$ 」とし、第 1 のカウント開始時間を「 $N(m s)$ 」とすると、第 2 のカウント開始時間を「 $N + D(m s)$ 」とする。すなわち、時間差が相殺されて、ディスプレイ 103 に表示される超音波画像と生体信号との同期がとれるように、第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を求める。

【0102】

一方、第 1 の遅延時間よりも第 2 の遅延時間の方が長い場合には、時間差は負の値となり、超音波データを時間調整回路 190 が受信するタイミングよりも、生体信号を時間調整回路 190 が受信するタイミングの方が遅いことになる。そこで、ディスプレイ 103 に表示される超音波画像と生体信号とを同期させるために、時間差の絶対値を「 $D(m s)$ 」とし、第 2 のカウント開始時間を「 $N(m s)$ 」とすると、第 1 のカウント開始時間を「 $N + D(m s)$ 」とする。すなわち、この場合においても、時間差が相殺されて、ディスプレイ 103 に表示される超音波画像と生体信号との同期がとれるように、第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を求める。

【0103】

第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間は、超音波プローブ 101 a から出力されるエコー信号に基づく超音波データの受信タイミング又は超音波プローブ 101 b から出力される超音波データの受信タイミングと、生体信号計測装置 200 a 又は生体信号計測装置 200 b から出力される生体信号の受信タイミングとの時間差に基づく情報である。

【0104】

このようにして超音波プローブ、生体信号計測装置及び走査モードの組合せ毎に求められた第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間が、「第 1 のカウント開始時間」の項目及び「第 2 のカウント開始時間」の項目に登録される。

【0105】

例えば、図 3 に示す時間調整テーブル 190 c に登録された 1 番目のレコードは、プローブ ID「AA」により示される超音波プローブ 101 a が超音波走査に用いられ、生体信号計測装置 ID「BB」により示される生体信号計測装置 200 b が生体信号の計測に用いられ、走査モードがモード ID「B モード」により示される B モードである場合に、第 1 のカウント開始時間が「 $40(m s)$ 」で、第 2 のカウント開始時間が「 $48(m s)$ 」であることを示す。

【0106】

すなわち、時間調整テーブル 190 c の各レコードには、複数の超音波プローブ 101 a , 101 b のうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、複数の生体信号計測

10

20

30

40

50

装置 200a, 200b のうち生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せに応じた第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間が登録されている。また、時間調整テーブル 190c は、複数の超音波プローブ 101a, 101b のそれぞれと、複数の生体信号計測装置 200a, 200b のそれぞれとの組合せ毎に第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間が対応付けられた情報が登録されたテーブルである。また、第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間は、同期情報の一例である。

【0107】

図 2 の説明に戻り、プロセッサ 190a は、第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間に基づいて、超音波走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく超音波画像データ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置から出力される生体信号を同期させる。プロセッサ 190a は、同期部の一例である。

10

【0108】

プロセッサ 190a が実行する処理の一例について説明する。例えば、プロセッサ 190a は、制御回路 180 から、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブ ID、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置 ID、並びに、現在の走査モードを示すモード ID を取得する。

【0109】

例えば、制御回路 180 は、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を把握している。また、制御回路 180 は、現在の走査モードを把握している。そこで、プロセッサ 190a は、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブ ID、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置 ID、並びに、現在の走査モードを示すモード ID をプロセッサ 190a に送信させるための指示 (ID 送信指示) を制御回路 180 に送信する。制御回路 180 は、ID 送信指示を受信した場合に、ID 送信指示にしたがって、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID をプロセッサ 190a に送信する。このようにして、プロセッサ 190a は、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID を取得する。

20

【0110】

そして、プロセッサ 190a は、時間調整テーブル 190c を参照し、取得したプローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID に対応する第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を取得する。

30

【0111】

例えば、プロセッサ 190a は、時間調整テーブル 190c の全レコードの中から、取得したプローブ ID が「プローブ ID」の項目に登録され、取得した生体信号計測装置 ID が「生体信号計測装置 ID」の項目に登録され、取得したモード ID が「モード ID」の項目に登録されたレコードを特定する。そして、プロセッサ 190a は、特定したレコードの「第 1 のカウント開始時間」の項目に登録された第 1 のカウント開始時間を取得する。また、プロセッサ 190a は、特定したレコードの「第 2 のカウント開始時間」の項目に登録された第 2 のカウント開始時間を取得する。

40

【0112】

すなわち、プロセッサ 190a は、時間調整テーブル 190c を参照し、超音波走査に用いられる超音波プローブ及び生体信号の計測に用いられる生体信号装置の組合せに対応する第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を取得する。また、プロセッサ 190a は、更に、超音波走査に用いられる超音波プローブによる超音波走査の走査モードに応じて、第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を取得する。

【0113】

そして、プロセッサ 190a は、取得した第 1 のカウント開始時間を開始時間として第 1 のカウンタ 190d に設定し、第 1 のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第 1 のカウンタ 190d を制御する。また、プロセッサ 190a は、取得し

50

た第2のカウンタ開始時間を開始時間として第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウンタ開始時間からの経過時間のカウンタを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。これにより、第1のカウンタ190dは、超音波データ（Bモードデータ及びドプラデータ）に付加されるカウンタ値をカウンタし、第2のカウンタ190eは、生体信号に付加されるカウンタ値をカウンタする。また、第1のカウンタ190dによるカウンタの開始タイミング及び第2のカウンタ190eによるカウンタの開始タイミングは、同時である。

【0114】

そして、プロセッサ190aは、超音波データを受信する度に、受信した超音波データに、第1のカウンタ190dによりカウンタされたカウンタ値を付加する。例えば、プロセッサ190aは、受信した超音波データに、超音波データを受信したタイミングで第1のカウンタ190dによりカウンタされたカウンタ値を付加する。そして、プロセッサ190aは、超音波データにカウンタ値を付加する度に、カウンタ値が付加された超音波データを画像メモリ160に格納する。なお、プロセッサ190aが受信する超音波データには、Bモード処理回路130から送信されたBモードデータ、ドプラ処理回路140から送信されたドプラデータ、Bモード処理回路130bから送信されたBモードデータ、及び、ドプラ処理回路140bから送信されたドプラデータが含まれる。

10

【0115】

また、プロセッサ190aは、生体信号を受信する度に、受信した生体信号に、第2のカウンタ190eによりカウンタされたカウンタ値を付加する。例えば、プロセッサ190aは、受信した生体信号に、生体信号を受信したタイミングで第2のカウンタ190eによりカウンタされたカウンタ値を付加する。そして、プロセッサ190aは、生体信号にカウンタ値を付加する度に、カウンタ値が付加された生体信号を画像メモリ160に格納する。なお、プロセッサ190aが受信する生体信号には、生体信号計測装置200aから送信された生体信号、及び、生体信号計測装置200bから送信された生体信号が含まれる。

20

【0116】

このように、プロセッサ190aが、超音波データ及び生体信号に同期をとるためのカウンタ値を付加する。これにより、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。

30

【0117】

次に、図4～9を参照して、第1の実施形態に係る時間調整回路190が実行する処理の一例について説明する。図4～9は、第1の実施形態に係る時間調整回路190が実行する処理の一例について説明するための図である。

【0118】

なお、図4～9において、超音波プローブ101bが超音波走査に用いられ、走査モードがMモードである場合（図9に示す場合）の超音波データの第1の遅延時間が最も長い。このため、図9に示す場合の超音波データに付加されるカウンタ値を「0（ms）」以上とすることで、図4～9に示す超音波データ及び生体信号に付加されるカウンタ値が「0（ms）」以上となるようにしている。すなわち、図4～9の各図が示す場合において、超音波データ及び生体信号に付加されるカウンタ値が「0（ms）」以上となるように、第1のカウンタ開始時間及び第2のカウンタ開始時間が定められている。

40

【0119】

図4～9において、「データ」は、カウンタ値が付加された超音波データを示し、「生体信号」は、カウンタ値が付加された生体信号を示す。また、図4～9における上向きの矢印は、所定の心時相のタイミング、例えば、R波時相のタイミングを示す。なお、図4～9の説明において、有線通信を行う超音波プローブ101a、及び、無線通信を行う超音波プローブ101bが、2Dアレイプローブである場合について説明する。

【0120】

50

図4は、超音波プローブ101aが超音波走査に用いられ、有線通信を行う生体信号計測装置200bが生体信号の計測に用いられ、走査モードがBモードである場合を示す。この場合には、例えば、第2の遅延時間よりも第1の遅延時間の方が「8 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「40 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「48 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図4に示すように、時間差「8 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図4に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つのカウント値が共に「48 (ms)」となる。

10

【0121】

図5は、超音波プローブ101aが超音波走査に用いられ、無線通信を行う生体信号計測装置200aが生体信号の計測に用いられ、走査モードがBモードである場合を示す。この場合には、例えば、第1の遅延時間よりも第2の遅延時間の方が「24 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「40 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「16 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図5に示すように、時間差「-24 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図5に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つカウント値が共に「48 (ms)」となる。

20

【0122】

図6は、超音波プローブ101bが超音波走査に用いられ、生体信号計測装置200aが生体信号の計測に用いられ、走査モードがBモードである場合を示す。この場合には、例えば、第2の遅延時間よりも第1の遅延時間の方が「8 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「8 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「16 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図6に示すように、時間差「8 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図6に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つカウント値が共に「48 (ms)」となる。

30

【0123】

図7は、超音波プローブ101bが超音波走査に用いられ、生体信号計測装置200bが生体信号の計測に用いられ、走査モードがBモードである場合を示す。この場合には、例えば、第2の遅延時間よりも第1の遅延時間の方が「40 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「8 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「48 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図7に示すように、時間差「40 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図7に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つカウント

40

50

値が共に「48 (ms)」となる。

【0124】

図8は、超音波プローブ101aが超音波走査に用いられ、生体信号計測装置200aが生体信号の計測に用いられ、走査モードがMモードである場合を示す。この場合には、例えば、第1の遅延時間よりも第2の遅延時間の方が「16 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「32 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「16 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図8に示すように、時間差「-16 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図8に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つカウント値が共に「48 (ms)」となる。

10

【0125】

図9は、超音波プローブ101bが超音波走査に用いられ、生体信号計測装置200aが生体信号の計測に用いられ、走査モードがMモードである場合を示す。この場合には、例えば、第2の遅延時間よりも第1の遅延時間の方が「16 (ms)」分だけ長い。そこで、プロセッサ190aは、第1のカウント開始時間「0 (ms)」を第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、プロセッサ190aは、第2のカウント開始時間「16 (ms)」を第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。この結果、図9に示すように、時間差「16 (ms)」が相殺されて、ディスプレイ103に表示される超音波画像と生体信号との同期をとることができる。例えば、図9に示すように、上向き矢印が示すR波時相において、Bモードデータ及び生体信号に付加された2つカウント値が共に「48 (ms)」となる。

20

【0126】

図10は、第1の実施形態に係る時間調整回路190が実行する処理の流れの一例を示すフローチャートである。例えば、図10に示す処理は、超音波診断装置2に電力の供給が開始されて超音波診断装置2の電源がオンになった場合、超音波走査に用いられている超音波プローブが変更された場合、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置が変更された場合に、時間調整回路190により実行される。

30

【0127】

図10に示すように、時間調整回路190のプロセッサ190aは、制御回路180から、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブID、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置ID、並びに、現在の走査モードを示すモードIDを取得する(ステップS101)。

【0128】

そして、プロセッサ190aは、時間調整テーブル190cを参照し、取得したプローブID、生体信号計測装置ID及びモードIDに対応する第1のカウント開始時間及び第2のカウント開始時間を取得する(ステップS102)。

40

【0129】

そして、ステップS103では、プロセッサ190aは、取得した第1のカウント開始時間を開始時間として第1のカウンタ190dに設定し、第1のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第1のカウンタ190dを制御する。また、ステップS103では、プロセッサ190aは、取得した第2のカウント開始時間を開始時間として第2のカウンタ190eに設定し、第2のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第2のカウンタ190eを制御する。

【0130】

50

そして、ステップ S 1 0 4 では、プロセッサ 1 9 0 a は、受信した超音波データに第 1 のカウンタ 1 9 0 d によりカウントされたカウント値を付加する。また、ステップ S 1 0 4 では、プロセッサ 1 9 0 a は、受信した生体信号に第 2 のカウンタ 1 9 0 e によりカウントされたカウント値を付加する。そして、プロセッサ 1 9 0 a は、カウント値が付加された超音波データ、及び、カウント値が付加された生体信号を画像メモリ 1 6 0 に格納する。

【 0 1 3 1 】

なお、プロセッサ 1 9 0 a は、超音波走査に用いられている超音波プローブが変更されるか、又は、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置が変更されるまで、受信した超音波データ及び受信した生体信号に対して、ステップ S 1 0 4 の処理を繰り返す行

10

【 0 1 3 2 】

また、プロセッサ 1 9 0 a は、フリーズボタンが押下されてディスプレイ 1 0 3 に表示される超音波画像及び生体信号がフリーズ（静止）した後に、フリーズが解除された場合には、ステップ S 1 0 2 以降の処理を行ってもよい。

【 0 1 3 3 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 について説明した。第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 によれば、上述したように、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。このため、例えば、複数の超音波プローブや複数の生体信号計測装置が用いられる超音波診断におけるスループットを向上させることができる。

20

【 0 1 3 4 】

また、第 1 の実施形態によれば、プロセッサ 1 9 0 a が、時間調整テーブル 1 9 0 c を参照して、同期情報である第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を導出する。したがって、第 1 の実施形態によれば、簡易な処理により同期情報を導出することができる。よって、第 1 の実施形態によれば、同期情報を導出するために、大規模な回路を用いることによる超音波診断装置 2 のサイズが大きくなるような事態の発生を抑制することができる。すなわち、第 1 の実施形態によれば、超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 の小型化を図ることができる。

30

【 0 1 3 5 】

（第 1 の実施形態の変形例）

なお、第 1 の実施形態では、同期情報の一例として第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間が時間調整テーブル 1 9 0 c に登録されている場合について説明した。しかしながら、同期情報として、上述した時間差が、時間調整テーブルに登録されてもよい。そこで、このような変形例を第 1 の実施形態の変形例として説明する。なお、第 1 の実施形態と同様の構成については同一の符号を付して説明を省略する場合がある。

【 0 1 3 6 】

図 1 1 は、第 1 の実施形態の変形例に係る時間調整回路 1 9 1 の構成例を示すブロック図である。第 1 の実施形態の変形例に係る超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 は、図 2 に示す時間調整回路 1 9 0 に代えて、図 1 1 に示す時間調整回路 1 9 1 を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 と異なる。その他の構成については、第 1 の実施形態と第 1 の実施形態の変形例とでは同様の構成である。

40

【 0 1 3 7 】

図 1 1 に示すように、時間調整回路 1 9 1 は、第 1 のカウンタ 1 9 0 d 及び第 2 のカウンタ 1 9 0 e に代えて、1 つのカウンタ 1 9 1 b を備える点が、時間調整回路 1 9 0 と異なる。また、時間調整回路 1 9 1 が備えるメモリ 1 9 0 b が、時間調整テーブル 1 9 0 c に代えて時間調整テーブル 1 9 1 a を記憶する点が、時間調整回路 1 9 0 と異なる。

【 0 1 3 8 】

カウンタ 1 9 1 b は、超音波データ（B モードデータ及びドブラデータ）及び生体信号

50

の一方に付加されるカウント値をカウントするカウンタである。また、カウンタ 191b は、超音波データ及び生体信号の他方に付加されるカウント値の元となるカウント値をカウントするカウンタである。カウンタ 191b は、プロセッサ 190a による制御を受けて、時間をカウント値としてカウントする。例えば、カウンタ 191b は、プロセッサ 190a により設定された時間を開始時間として、開始時間からの経過時間をカウントする。

【0139】

図 12 は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例に係る時間調整テーブル 191a のデータ構造の一例を示す図である。

【0140】

図 12 に示すように、時間調整テーブル 190c に登録されているレコードには、「プローブ ID」、「生体信号計測装置 ID」、「モード ID」、「時間差」の複数の項目が含まれる。

【0141】

「プローブ ID」、「生体信号計測装置 ID」及び「モード ID」の各項目に登録される情報についての説明は、第 1 の実施形態と同様であるため、省略する。

【0142】

時間調整テーブル 191a には、時間調整テーブル 190c と同様に、16 つのレコードが登録されている。そして、これらの 16 つのレコードのそれぞれには、上述したプローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID の全ての組合せのそれぞれが登録されている。そして、各レコードには、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID の組合せに対応付けられて時間差が登録されている。

【0143】

「時間差」の項目には、時間差が登録されている。時間差は、第 1 の実施形態で説明した方法と同様の方法により算出される。

【0144】

時間差は、超音波プローブ 101a から出力されるエコー信号に基づく超音波データの受信タイミング又は超音波プローブ 101b から出力される超音波データの受信タイミングと、生体信号計測装置 200a 又は生体信号計測装置 200b から出力される生体信号の受信タイミングとの時間差である。なお、ここでいう超音波データの受信タイミングとは、例えば、時間調整回路 191 により超音波データが受信されるタイミングである。また、生体信号の受信タイミングとは、例えば、時間調整回路 191 により生体信号が受信されるタイミングである。

【0145】

超音波プローブ、生体信号計測装置及び走査モードの組合せ毎に求められた時間差が、「時間差」の項目に登録される。

【0146】

例えば、図 12 に示す時間調整テーブル 191a に登録された 1 番目のレコードは、プローブ ID「AA」により示される超音波プローブ 101a が超音波走査に用いられ、生体信号計測装置 ID「BB」により示される生体信号計測装置 200b が生体信号の計測に用いられ、走査モードがモード ID「B モード」により示される B モードである場合に、時間差が「+8 (ms)」であることを示す。

【0147】

すなわち、時間調整テーブル 191a の各レコードには、複数の超音波プローブ 101a, 101b のうち超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、複数の生体信号計測装置 200a, 200b のうち生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せに応じた時間差が登録されている。また、時間調整テーブル 191a は、複数の超音波プローブ 101a, 101b のそれぞれと、複数の生体信号計測装置 200a, 200b のそれぞれとの組合せ毎に時間差が対応付けられた情報が登録されたテーブルである。なお、時間差は、同期情報の一例である。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 8 】

図 1 1 の説明に戻る。第 1 の実施形態の変形例に係るプロセッサ 1 9 0 a は、時間差に基づいて、超音波走査に用いられる超音波プローブから出力されるエコー信号又は超音波データに基づく超音波画像データ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置から出力される生体信号を同期させる。

【 0 1 4 9 】

第 1 の実施形態の変形例に係るプロセッサ 1 9 0 a が実行する処理の一例について説明する。例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、第 1 の実施形態と同様に、制御回路 1 8 0 から、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブ ID、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置 ID、並びに、現在の走査モードを示すモード ID を取得する。

10

【 0 1 5 0 】

そして、プロセッサ 1 9 0 a は、時間調整テーブル 1 9 1 a を参照し、取得したプローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID に対応する時間差を取得する。

【 0 1 5 1 】

例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、時間調整テーブル 1 9 1 a の全レコードの中から、取得したプローブ ID が「プローブ ID」の項目に登録され、取得した生体信号計測装置 ID が「生体信号計測装置 ID」の項目に登録され、取得したモード ID が「モード ID」の項目に登録されたレコードを特定する。そして、プロセッサ 1 9 0 a は、特定したレコードの「時間差」の項目に登録された時間差を取得する。

20

【 0 1 5 2 】

すなわち、プロセッサ 1 9 0 a は、時間調整テーブル 1 9 1 a を参照し、超音波走査に用いられる超音波プローブ及び生体信号の計測に用いられる生体信号装置の組合せに対応する時間差を取得する。また、プロセッサ 1 9 0 a は、更に、超音波走査に用いられる超音波プローブによる超音波走査の走査モードに応じて、時間差を取得する。

【 0 1 5 3 】

そして、プロセッサ 1 9 0 a は、所定のカウンタ開始時間を開始時間としてカウンタ 1 9 1 b に設定し、所定のカウンタ開始時間からのカウンタを開始するようにカウンタ 1 9 1 b を制御する。

【 0 1 5 4 】

ここで、取得した時間差が正の値である場合について説明する。この場合には、同一の心時相の超音波データ及び生体信号について、生体信号を時間調整回路 1 9 1 が受信するタイミングよりも、超音波データを時間調整回路 1 9 1 が受信するタイミングの方が遅いことになる。

30

【 0 1 5 5 】

そこで、時間差が正の値である場合に、プロセッサ 1 9 0 a は、超音波データを受信する度に、受信した超音波データに、カウンタ 1 9 1 b によりカウントされたカウント値「 $C(m s)$ 」を付加する。例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、受信した超音波データに、超音波データを受信したタイミングでカウンタ 1 9 1 b によりカウントされたカウント値「 $C(m s)$ 」を付加する。そして、プロセッサ 1 9 0 a は、超音波データにカウント値「 $C(m s)$ 」を付加する度に、カウント値「 $C(m s)$ 」が付加された超音波データを画像メモリ 1 6 0 に格納する。

40

【 0 1 5 6 】

また、時間差が正の値である場合に、プロセッサ 1 9 0 a は、生体信号を受信する度に、受信した生体信号に、カウンタ 1 9 1 b によりカウントされたカウント値「 $C(m s)$ 」に時間差「 $D(m s)$ 」が加算された値「 $C + D(m s)$ 」をカウント値として付加する。例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、受信した生体信号に、生体信号を受信したタイミングでカウンタ 1 9 1 b によりカウントされたカウント値「 $C(m s)$ 」に時間差「 $D(m s)$ 」が加算された値「 $C + D(m s)$ 」を付加する。そして、プロセッサ 1 9 0 a は、生体信号にカウント値「 $C + D(m s)$ 」を付加する度に、カウント値「 $C + D(m s)$ 」

50

」が付加された生体信号を画像メモリ 160 に格納する。

【0157】

次に、取得した時間差が負の値である場合について説明する。この場合には、同一の心時相の超音波データ及び生体信号について、超音波データを時間調整回路 191 が受信するタイミングよりも、生体信号を時間調整回路 191 が受信するタイミングの方が遅いことになる。

【0158】

そこで、時間差が負の値である場合に、プロセッサ 190 a は、生体信号を受信する度に、受信した生体信号に、カウンタ 191 b によりカウントされたカウント値「 $C(ms)$ 」を付加する。例えば、プロセッサ 190 a は、受信した生体信号に、生体信号を受信したタイミングでカウンタ 191 b によりカウントされたカウント値「 $C(ms)$ 」を付加する。そして、プロセッサ 190 a は、生体信号にカウント値「 $C(ms)$ 」を付加する度に、カウント値「 $C(ms)$ 」が付加された生体信号を画像メモリ 160 に格納する。

10

【0159】

また、時間差が負の値である場合に、プロセッサ 190 a は、超音波データを受信する度に、受信した超音波データに、カウンタ 191 b によりカウントされたカウント値「 $C(ms)$ 」に時間差「 $D(ms)$ 」が加算された値「 $C + D(ms)$ 」をカウント値として付加する。例えば、プロセッサ 190 a は、受信した超音波データに、超音波データを受信したタイミングでカウンタ 191 b によりカウントされたカウント値「 $C(ms)$ 」に時間差「 $D(ms)$ 」が加算された値「 $C + D(ms)$ 」を付加する。そして、プロセッサ 190 a は、超音波データにカウント値「 $C + D(ms)$ 」を付加する度に、カウント値「 $C + D(ms)$ 」が付加された超音波データを画像メモリ 160 に格納する。

20

【0160】

以上、第 1 の実施形態の変形例に係る超音波診断システム 1 及び超音波診断装置 2 について説明した。第 1 の実施形態の変形例では、プロセッサ 190 a が、超音波データ及び生体信号に同期をとるためのカウント値を付加する。これにより、第 1 の変形例においても、第 1 の実施形態と同様に、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。

30

【0161】

(第 2 の実施形態)

第 1 の実施形態及び第 1 の実施形態の変形例では、装置本体 100 が時間調整回路 190, 191 を備える場合について説明した。しかしながら、超音波プローブが、時間調整回路を備えてもよい。そこで、このような実施形態を第 2 の実施形態として説明する。第 1 の実施形態及び第 1 の実施形態の変形例と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する場合がある。

【0162】

図 13 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断システム 1 a の構成例を示すブロック図である。図 13 に例示するように、第 2 の実施形態に係る超音波診断システム 1 a は、超音波診断装置 2 に代えて超音波診断装置 2 a を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 と異なる。また、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 2 a は、装置本体 100 に代えて装置本体 100 a を備える点、及び、複数の超音波プローブ 101 a, 101 b に代えて複数の超音波プローブ 101 c, 101 d を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 2 と異なる。

40

【0163】

また、第 2 の実施形態に係る装置本体 100 a は、制御回路 180 に代えて制御回路 180 c を備える点、及び、時間調整回路 190 を備えない点が、第 1 の実施形態に係る装置本体 100 と異なる。第 2 の実施形態に係る制御回路 180 c は、第 2 のカウンタ 190 e を備える点が、第 1 の実施形態に係る制御回路 180 と異なる。また、超音波プロー

50

ブ 1 0 1 c , 1 0 1 d は、時間調整回路 1 9 2 を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波プローブ 1 0 1 a , 1 0 1 b と異なる。

【 0 1 6 4 】

図 1 4 は、第 2 の実施形態に係る時間調整回路 1 9 2 の構成例を示すブロック図である。図 1 4 に示すように、第 2 の実施形態に係る時間調整回路 1 9 2 は、第 2 のカウンタ 1 9 0 e を備えていない点で、第 1 の実施形態に係る時間調整回路 1 9 0 と異なる。

【 0 1 6 5 】

第 2 の実施形態に係るプロセッサ 1 9 0 a が実行する処理の一例について説明する。例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、制御回路 1 8 0 c から、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブ I D、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置 I D、並びに、現在の走査モードを示すモード I Dを取得する。

10

【 0 1 6 6 】

例えば、プロセッサ 1 9 0 a は、上述した I D 送信指示を、制御回路 1 8 0 c に送信する。制御回路 1 8 0 c は、I D 送信指示を受信した場合に、I D 送信指示にしたがって、プローブ I D、生体信号計測装置 I D 及びモード I D をプロセッサ 1 9 0 a に送信する。このようにして、プロセッサ 1 9 0 a は、プローブ I D、生体信号計測装置 I D 及びモード I D を取得する。

【 0 1 6 7 】

そして、プロセッサ 1 9 0 a は、時間調整テーブル 1 9 0 c を参照し、取得したプローブ I D、生体信号計測装置 I D 及びモード I D に対応する第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を取得する。

20

【 0 1 6 8 】

そして、プロセッサ 1 9 0 a は、取得した第 1 のカウント開始時間を開始時間として第 1 のカウンタ 1 9 0 d に設定し、第 1 のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第 1 のカウンタ 1 9 0 d を制御する。これにより、超音波プローブ 1 0 1 c が備える第 1 のカウンタ 1 9 0 d は、圧電振動子 1 0 2 a から出力されるエコー信号に付加されるカウント値をカウントする。また、超音波プローブ 1 0 1 d が備える第 1 のカウンタ 1 9 0 d は、B モード処理回路 1 3 0 b 及びドブラ処理回路 1 4 0 b から出力される超音波データ (B モードデータ及びドブラデータ) に付加されるカウント値をカウントする。

30

【 0 1 6 9 】

また、プロセッサ 1 9 0 a は、取得した第 2 のカウント開始時間を制御回路 1 8 0 c に送信する。制御回路 1 8 0 c は、第 2 のカウント開始時間を受信すると、受信した第 2 のカウント開始時間を開始時間として第 2 のカウンタ 1 9 0 e に設定し、第 2 のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第 2 のカウンタ 1 9 0 e を制御する。これにより、第 2 のカウンタ 1 9 0 e は、生体信号に付加されるカウント値をカウントする。また、第 1 のカウンタ 1 9 0 d によるカウントの開始タイミング及び第 2 のカウンタ 1 9 0 e によるカウントの開始タイミングは、同時である。

【 0 1 7 0 】

40

そして、超音波プローブ 1 0 1 c が備えるプロセッサ 1 9 0 a は、圧電振動子 1 0 2 a から送信されるエコー信号を受信する度に、受信したエコー信号に、第 1 のカウンタ 1 9 0 d によりカウントされたカウント値を付加する。そして、プロセッサ 1 9 0 a は、エコー信号にカウント値を付加する度に、カウント値が付加されたエコー信号を装置本体 1 0 0 a の受信回路 1 1 0 b に送信する。受信回路 1 1 0 b は、カウント値が付加されたエコー信号を受信すると、カウント値が付加されたエコー信号は、B モード処理回路 1 3 0 又はドブラ処理回路 1 4 0、及び、画像生成回路 1 5 0 を経由して、カウント値が付加された超音波画像データとなる。このようなカウント値が付加された超音波画像データは、第 1 の実施形態と同様に、画像メモリ 1 6 0 に記憶される。

【 0 1 7 1 】

50

また、超音波プローブ 101d が備えるプロセッサ 190a は、超音波データを受信する度に、受信した超音波データに、第 1 のカウンタ 190d によりカウントされたカウント値を付加する。そして、プロセッサ 190a は、超音波データにカウント値を付加する度に、カウント値が付加された超音波データを装置本体 100a の無線インターフェース 202 に送信する。無線インターフェース 202 は、カウント値が付加された超音波データを受信すると、カウント値が付加された超音波データを画像生成回路 150 に送信する。画像生成回路 150 は、カウント値が付加された超音波データから、カウント値が付加された超音波画像データを生成する。カウント値が付加された超音波画像データは、第 1 の実施形態と同様に、画像メモリ 160 に記憶される。

【0172】

ここで、第 2 の実施形態では、生体信号計測装置 200a は、無線インターフェース 201 を介して制御回路 180c に、生体信号を所定の時間間隔で送信する。また、生体信号計測装置 200b も、制御回路 180c に、生体信号を所定の時間間隔で送信する。

【0173】

制御回路 180c は、生体信号を受信する度に、受信した生体信号に、第 2 のカウンタ 190e によりカウントされたカウント値を付加する。そして、制御回路 180c は、生体信号にカウント値を付加する度に、カウント値が付加された生体信号を画像メモリ 160 に格納する。

【0174】

以上、第 2 の実施形態に係る超音波診断システム 1a 及び超音波診断装置 2a について説明した。第 2 の実施形態では、プロセッサ 190a 及び制御回路 180c が、超音波データ及び生体信号に同期をとるためのカウント値を付加する。これにより、第 2 の実施形態においても、第 1 の実施形態と同様に、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。

【0175】

(第 3 の実施形態)

第 1 の実施形態及び第 1 の実施形態の変形例では、装置本体 100 が時間調整回路 190, 191 を備える場合について説明した。また、第 2 の実施形態では、超音波プローブ 101c, 101d が時間調整回路 192 を備える場合について説明した。しかしながら、生体信号計測装置が、時間調整回路を備えてもよい。そこで、このような実施形態を第 3 の実施形態として説明する。第 1 の実施形態及び第 1 の実施形態の変形例並びに第 2 の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付して説明を省略する場合がある。

【0176】

図 15 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断システム 1b の構成例を示すブロック図である。図 15 に例示するように、第 3 の実施形態に係る超音波診断システム 1b は、超音波診断装置 2 に代えて超音波診断装置 2b を備える点、及び、複数の生体信号計測装置 200a, 200b に代えて複数の生体信号計測装置 200c, 200d を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断システム 1 と異なる。また、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 2b は、装置本体 100 に代えて装置本体 100b を備える点が、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 2 と異なる。

【0177】

また、第 3 の実施形態に係る装置本体 100b は、制御回路 180 に代えて制御回路 180d を備える点、及び、時間調整回路 190 を備えない点が、第 1 の実施形態に係る装置本体 100 と異なる。第 3 の実施形態に係る制御回路 180d は、第 1 のカウンタ 190d を備える点が、第 1 の実施形態に係る制御回路 180 と異なる。また、生体信号計測装置 200c, 200d は、時間調整回路 193 を備える点が、第 1 の実施形態に係る生体信号計測装置 200a, 200b と異なる。

【0178】

図 16 は、第 3 の実施形態に係る時間調整回路 193 の構成例を示すブロック図である

10

20

30

40

50

。図 16 に示すように、第 3 の実施形態に係る時間調整回路 193 は、第 1 のカウンタ 190 d を備えていない点で、第 1 の実施形態に係る時間調整回路 190 と異なる。

【0179】

第 3 の実施形態に係るプロセッサ 190 a が実行する処理の一例について説明する。例えば、プロセッサ 190 a は、制御回路 180 c から、現在、超音波走査に用いられている超音波プローブを示すプローブ ID、及び、生体信号の計測に用いられている生体信号計測装置を示す生体信号計測装置 ID、並びに、現在の走査モードを示すモード ID を取得する。

【0180】

例えば、プロセッサ 190 a は、上述した ID 送信指示を、制御回路 180 d に送信する。制御回路 180 d は、ID 送信指示を受信した場合に、ID 送信指示にしたがって、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID をプロセッサ 190 a に送信する。このようにして、プロセッサ 190 a は、プローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID を取得する。

10

【0181】

そして、プロセッサ 190 a は、時間調整テーブル 190 c を参照し、取得したプローブ ID、生体信号計測装置 ID 及びモード ID に対応する第 1 のカウント開始時間及び第 2 のカウント開始時間を取得する。

【0182】

そして、プロセッサ 190 a は、取得した第 2 のカウント開始時間を開始時間として第 2 のカウンタ 190 e に設定し、第 2 のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第 2 のカウンタ 190 e を制御する。これにより、第 2 のカウンタ 190 e は、生体信号に付加されるカウント値をカウントする。

20

【0183】

また、プロセッサ 190 a は、取得した第 1 のカウント開始時間を制御回路 180 d に送信する。制御回路 180 d は、第 1 のカウント開始時間を受信すると、受信した第 1 のカウント開始時間を開始時間として第 1 のカウンタ 190 d に設定し、第 1 のカウント開始時間からの経過時間のカウントを開始するように第 1 のカウンタ 190 d を制御する。これにより、第 1 のカウンタ 190 d は、超音波データ（B モードデータ及びドブラデータ）に付加されるカウント値をカウントする。また、第 1 のカウンタ 190 d によるカウントの開始タイミング及び第 2 のカウンタ 190 e によるカウントの開始タイミングは、同時である。

30

【0184】

そして、プロセッサ 190 a は、所定の時間間隔で生体信号に、第 2 のカウンタ 190 e によりカウントされたカウント値を付加する。そして、プロセッサ 190 a は、生体信号にカウント値を付加する度に、カウント値が付加された生体信号を装置本体 100 b の制御回路 180 d に送信する。制御回路 180 d は、カウント値が付加された生体信号を受信すると、カウント値が付加された生体信号を画像メモリ 160 に格納する。

【0185】

ここで、第 2 の実施形態では、B モード処理回路 130 は、制御回路 180 d に B モードデータを送信する。また、ドブラ処理回路 140 は、制御回路 180 d に、ドブラデータを送信する。また、超音波プローブ 101 b は、制御回路 180 d に、超音波データを送信する。

40

【0186】

制御回路 180 d は、超音波データを受信する度に、受信した超音波データに、第 1 のカウンタ 190 d によりカウントされたカウント値を付加する。そして、制御回路 180 d は、超音波データにカウント値を付加する度に、カウント値が付加された超音波データを画像メモリ 160 に格納する。

【0187】

以上、第 3 の実施形態に係る超音波診断システム 1 b 及び超音波診断装置 2 b について

50

説明した。第3の実施形態では、プロセッサ190a及び制御回路180dが、超音波データ及び生体信号に同期をとるためのカウント値を付加する。これにより、第3の実施形態においても、第1の実施形態と同様に、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。

【0188】

以上述べた少なくとも1つの実施形態又は変形例によれば、超音波走査に用いられる超音波プローブ、及び、生体信号の計測に用いられる生体信号計測装置の組合せがどのような組合せであっても、超音波画像データと生体信号とを同期させることができる。

【0189】

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同様に、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。

【符号の説明】

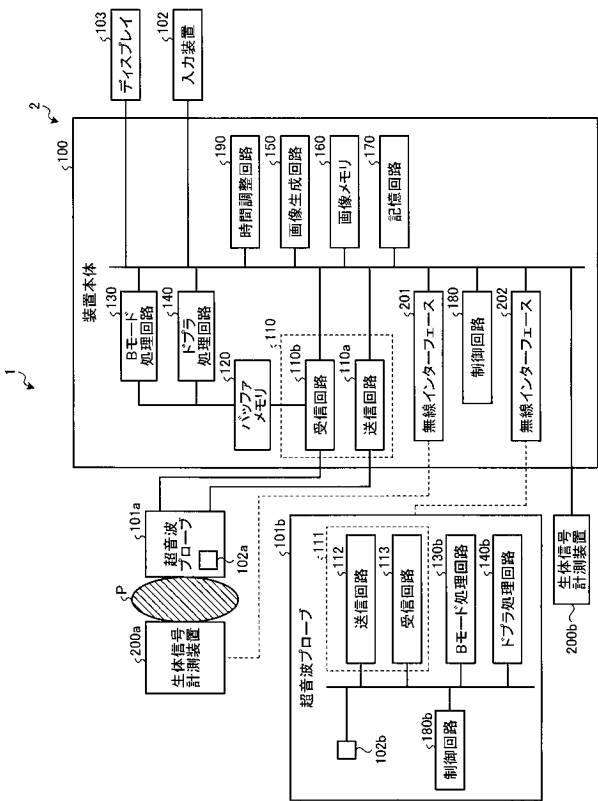
【0190】

- 1, 1a, 1b 超音波診断システム
- 2, 2a, 2b 超音波診断装置
- 190, 191, 192, 193 時間調整回路
- 190a プロセッサ
- 190c, 191a 時間調整テーブル
- 190d 第1のカウンタ
- 190e 第2のカウンタ
- 191b カウンタ

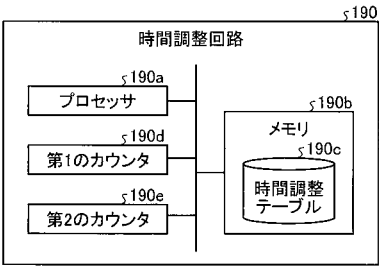
10

20

【 図 1 】



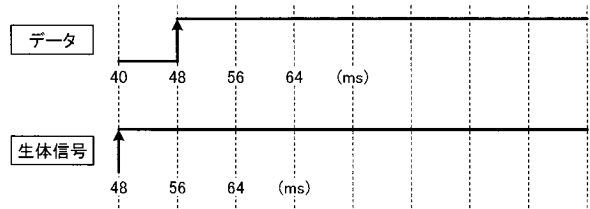
【 図 2 】



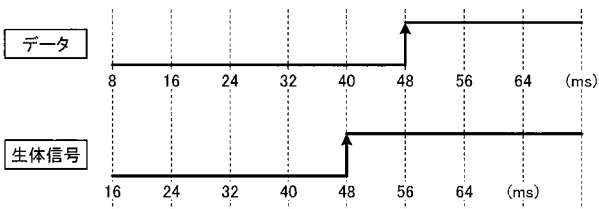
【 図 3 】

プローブID	生体信号計測装置ID	モードID	第1のカウント開始時間	第2のカウント開始時間
AA	BB	Bモード	40	48
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮

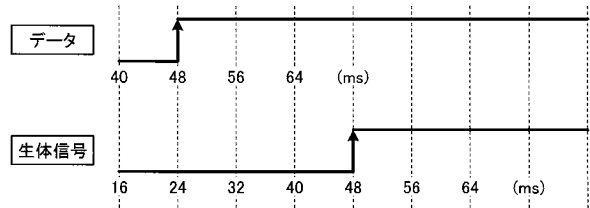
【 図 4 】



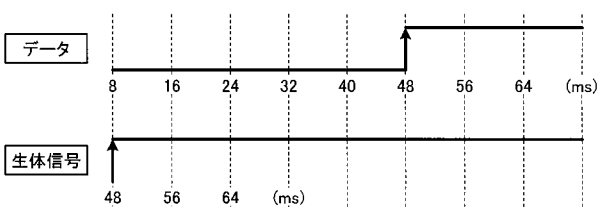
【 図 6 】



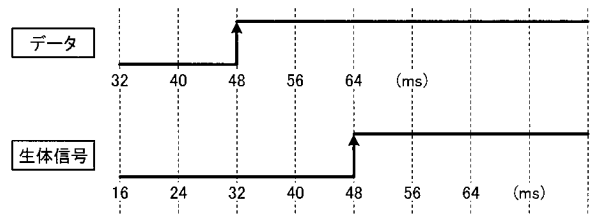
【 図 5 】



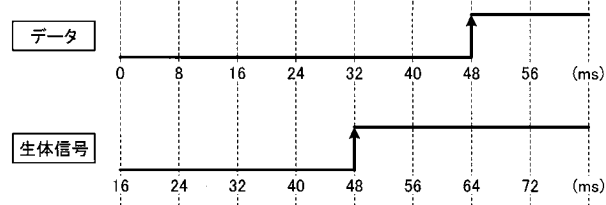
【 図 7 】



【 図 8 】



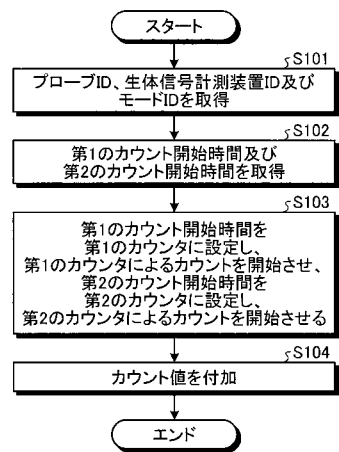
【 図 9 】



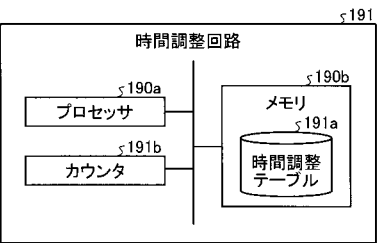
【 図 1 2 】

プローブID	生体信号計測装置ID	モードID	時間差
AA	BB	Bモード	+8
⋮	⋮	⋮	⋮

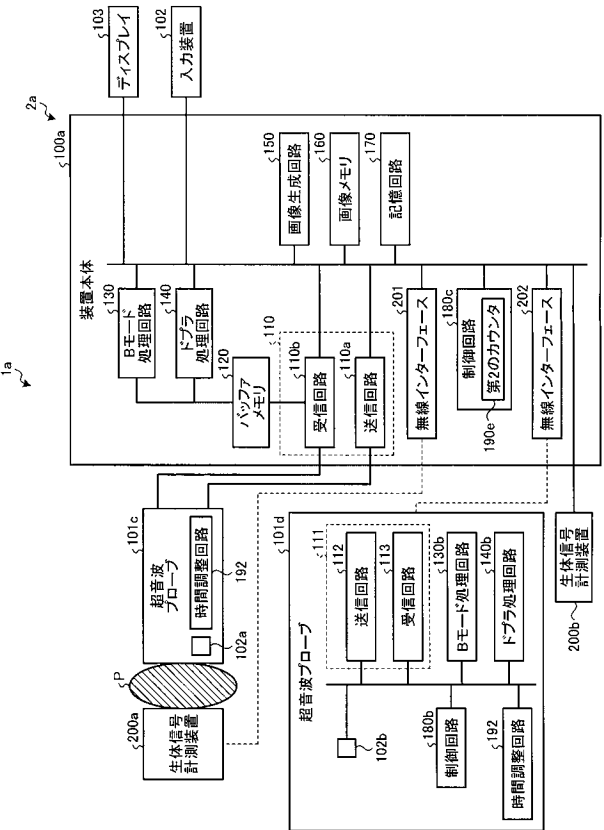
【 図 1 0 】



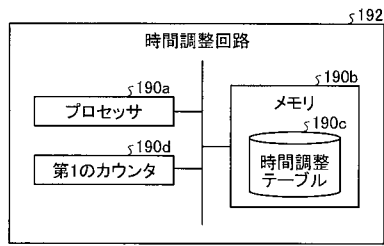
【 図 1 1 】



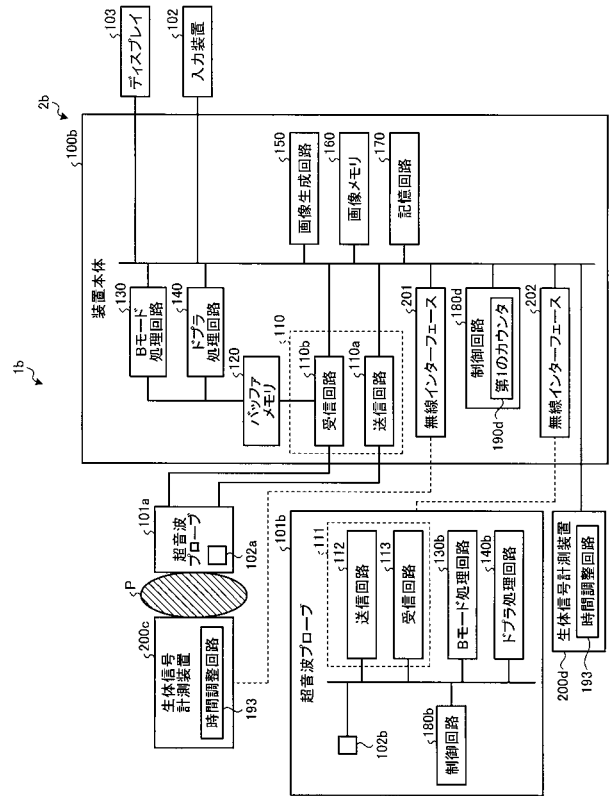
【 図 1 3 】



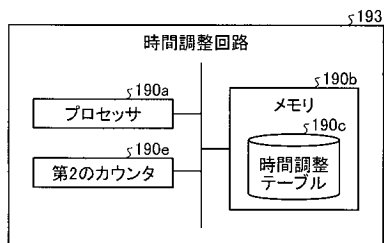
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



专利名称(译)	超声波诊断装置及超声波诊断系统		
公开(公告)号	JP2020018525A	公开(公告)日	2020-02-06
申请号	JP2018144095	申请日	2018-07-31
[标]发明人	永井 岳年		
发明人	永井 岳年		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GA33 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GD04 4C601/JC26 4C601/KK31 4C601/KK47		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：不考虑用于超声扫描的超声波探头和用于测量生物信号的生物信号测量装置的组合，如何同步图像数据和生物信号。根据实施例的超声诊断设备包括同步单元。同步单元是用于在通过对被检体进行超声波扫描而输出回波信号或超声波数据并测量被检体的生物信号的多个超声波探头中用于超声波扫描的超声波探头。然后，基于与用于输出生物信号的多个生物信号测量单元之中的用于测量生物信号的生物信号测量单元的组合相对应的同步信息，从用于超声扫描的超声探头输出。使基于产生的回波信号或超声波数据的图像数据与从用于测量生物信号的生物信号测量单元输出的生物信号同步。[选择图]图2

