

(11)特許出願公開番号

特開2014-233610

(P2014-233610A)

(43) 公開日 平成26年12月15日(2014.12.15)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2013-119300 (P2013-119300)

(22) 出願日 平成25年6月5日(2013.6.5)

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

東京都港区芝浦一丁目1番1号

(71) 出願人 594164542

東芝メディカルシステムズ株式会社

栃木県大田原市下石上1385番地

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

栃木県大田原市下石上1385番地

(74) 代理人 1100000866

特許業務法人三澤特許事務所

(72) 發明者 寺澤 俊治

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

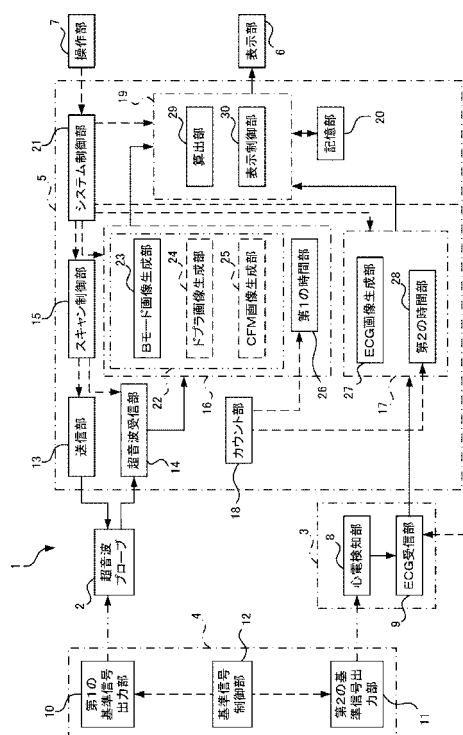
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブと、心電計と、超音波画像生成部と、ＥＣＧ画像生成部と、第１の時間部と、第２の時間部と、基準信号部と、算出部と、記憶部と、表示制御部とを有する。基準信号部は、超音波プローブへ第１の基準信号を、心電検知部へ第２の基準信号を、同時に出力する。算出部は、第１の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに付帯された第１の時間情報に表される第１の基準時間と第２の基準信号に基づいて生成されたＥＣＧ画像データに付帯された第２の時間情報に表される第２の基準時間との差分である第１の差分を算出する。表示制御部は、第１の時間情報に表される時間と第３の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像とＥＣＧ画像とを表示部に表示させる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波を送受信する超音波プローブと、
心電検知部を介して前記被検体の心電信号を測定する心電計と、
前記超音波プローブで受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する超音波画像生成部と、

前記心電計からの入力に基づく ECG 画像データを生成する ECG 画像生成部と、

前記超音波画像データが生成されるごとに、前記超音波画像データが生成された時間を表す第 1 の時間情報を前記超音波画像データに付帯する第 1 の時間部と、

前記 ECG 画像データが生成されるごとに、前記 ECG 画像データが生成された時間を表す第 2 の時間情報を前記 ECG 画像データに付帯する第 2 の時間部と、

前記超音波プローブへ第 1 の基準信号を、前記心電検知部へ第 2 の基準信号を、同時に出力する基準信号部と、

第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに付帯された前記第 1 の時間情報に表される第 1 の基準時間と第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに付帯された前記第 2 の時間情報に表される第 2 の基準時間との差分である第 1 の差分を算出する算出部と、

前記第 1 の差分を記憶する記憶部と、

前記第 1 の時間情報に表される時間と前記第 2 の時間情報に表される時間に前記第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い前記超音波画像データの超音波画像と前記 ECG 画像データの ECG 画像とを表示部に表示させる表示制御部と

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像生成部は、B モード画像、ドプラ画像、CFM 画像、及び M モード画像のうち 2 以上を含む複数の画像種別に係る超音波画像データを生成することが可能であり、

前記基準信号部は、前記画像種別ごとに前記第 1 の基準信号と前記第 2 の基準信号とを同時に出力し、

前記算出部は、前記画像種別ごとに前記第 1 の差分を算出し、

前記記憶部は、前記画像種別ごとに前記第 1 の差分を記憶する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波画像生成部は、前記画像種別のそれぞれについて、複数の信号処理条件に基づいて前記画像種別のそれぞれの超音波画像データを生成することが可能であり、

前記基準信号部は、前記信号処理条件ごとに前記第 1 の基準信号と前記第 2 の基準信号とを同時に出力し、

前記算出部は、前記信号処理条件ごとに前記第 1 の差分を算出し、

前記記憶部は、前記信号処理条件ごとに前記第 1 の差分を記憶する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記基準信号部は、前記記憶部が前記第 1 の差分を記憶した後、新たに前記第 1 の基準信号と前記第 2 の基準信号とを同時に出力し、

前記算出部は、新たな前記第 1 の基準時間と新たな前記第 2 の基準時間との差分を新たな前記第 1 の差分として算出し、

前記記憶部は、記憶した前記第 1 の差分に替えて、新たな前記第 1 の差分を記憶する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基準信号部は、前記記憶部が前記画像種別ごとに前記第 1 の差分を記憶した後、新たに前記第 1 の基準信号と前記第 2 の基準信号とを複数の前記画像種別のうちいずれか 1

10

20

30

40

50

つの画像種別である基準種別について同時に出力し、

前記算出部は、新たな前記第1の基準時間と新たな前記第2の基準時間との差分を新たな前記第1の差分として算出し、新たな前記第1の差分と前記記憶部が記憶した前記第1の差分との差分である第2の差分を算出し、

前記記憶部は、前記基準種別について記憶した前記第1の差分に替えて、新たな前記第1の差分を記憶し、複数の前記画像種別のうち前記基準種別以外の前記画像種別ごとに記憶した前記第1の差分に替えて、該画像種別ごとの第1の差分に前記第2の差分を加えた値を新たな前記第1の差分として前記基準種別以外の前記画像種別ごとに記憶する

ことを特徴とする請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記基準信号部は、前記記憶部が前記信号処理条件ごとに前記第1の差分を記憶した後、新たに前記第1の基準信号と前記第2の基準信号とを複数の前記信号処理条件のうちいずれか1つの信号処理条件である基準条件について同時に出力し、

前記算出部は、新たな前記第1の基準時間と新たな前記第2の基準時間との差分を新たな前記第1の差分として算出し、新たな前記第1の差分と前記記憶部が記憶した前記第1の差分との差分である第2の差分を算出し、

前記記憶部は、前記基準条件について記憶した前記第1の差分に替えて、新たな前記第1の差分を記憶し、複数の前記信号処理条件のうち前記基準条件以外の前記信号処理条件ごとに記憶した前記第1の差分に替えて、該信号処理条件ごとの第1の差分に前記第2の差分を加えた値を新たな前記第1の差分として前記基準条件以外の前記信号処理条件ごとに記憶する

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7】

前記基準信号部は、前記超音波プローブを挿入可能な凹部と前記心電検知部を連結可能な連結部とを有し、前記凹部を介して前記第1の基準信号を出力し、前記連結部を介して前記第2の基準信号を出力することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明の実施形態は超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信してその反射波を受信することにより、被検体の生体情報を取得する超音波検査を行うものである。超音波診断装置は、取得した生体情報に基づく超音波画像データを生成し、超音波画像として表示部に表示させる。

【0003】

超音波診断装置には、クリップ形状や吸盤形状の心電検知部を介して被検体の心電信信号を測定する心電計を有するものがある。超音波診断装置は、測定した心電信信号に基づくECG (Electrocardiogram) 画像データを生成し、ECG画像を超音波画像とともに表示部に表示させる。ECG画像データ及びECG画像は被検体の心電波形を表す。

【0004】

超音波診断装置は、超音波画像データを生成したとき、生成した時間を表す時間情報を当該超音波画像データに付帯する。また、超音波診断装置は、ECG画像を生成したとき、生成した時間を表す時間情報を当該ECG画像データに付帯する。超音波診断装置は、超音波画像データに付帯された時間情報に表された時間と、ECG画像データに付帯された時間情報に表された時間とが最も近い超音波画像データとECG画像データに基づく超音波画像とECG画像とを同じ時相を表す画像としてともに表示部に表示させる。このようにして、超音波診断装置は、生成した画像どうしの時相合わせを行う。なお、超音波診

10

20

30

40

50

断装置は、超音波画像データに付帯された時間情報に表された時間と、E C G画像データに付帯された時間情報に表された時間とが同一となる超音波画像データとE C G画像データとが生成していた場合、該超音波画像データと該E C G画像データとをともに表示部に表示させる。この場合は、前述した、超音波診断装置が、超音波画像データに付帯された時間情報に表された時間と、E C G画像データに付帯された時間情報に表された時間とが最も近い超音波画像データとE C G画像データに基づく超音波画像とE C G画像とをともに表示部に表示させる概念に包含されるものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

10

【特許文献1】特開2001-292993号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、超音波プローブが被検体からの反射波を受けてから超音波画像データが生成されるまでの時間と、心電検知部が心電信信号を受けてからE C G画像データが生成されるまでの時間とには差異が生じる。なぜならば、超音波画像データを生成するための信号処理時間と、E C G画像データを生成するための信号処理時間とは異なる時間であるからである。なお、この差異の値は、超音波診断装置の仕様、信号処理条件、若しくは内蔵時計の仕様又はこれらの組み合わせによってことなる値となる場合がある。以下、この差異を時相合わせの誤差と称する。従来の超音波診断装置は、この誤差の時間分時相がずれた超音波画像とE C G画像とを同じ時相の画像として表示部に表示させていた。このことは、超音波プローブが被検体からの反射波を受けた時間と心電検知部が心電信信号を受けた時間とが異なる超音波画像とE C G画像とを同じ時相の画像として表示部に表示することに相当する。それにより、医師等のユーザは、反射波を受けた時間と心電信信号を受けた時間とが時相合わせの誤差の時間分異なる超音波画像とE C G画像とを同じ時相として表示した表示部の画面を見て診断することとなる。従って、ユーザは、この時相合わせの誤差を考慮しながら診断を行わなければならない場合があった。この診断作業は煩わしく、また、診断の精度が損なわれる場合があった。

20

【0007】

30

本発明が解決しようとする課題は、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、超音波プローブと、心電計と、超音波画像生成部と、E C G画像生成部と、第1の時間部と、第2の時間部と、基準信号部と、算出部と、記憶部と、表示制御部とを有する。超音波プローブは、被検体に対して超音波を送受信する。心電計は、心電検知部を介して被検体の心電信信号を測定する。超音波画像生成部は、超音波プローブで受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する。E C G画像生成部は、心電計からの入力に基づくE C G画像データを生成する。第1の時間部は、超音波画像データが生成されるごとに、超音波画像データが生成された時間を表す第1の時間情報を超音波画像データに付帯する。第2の時間部は、E C G画像データが生成されるごとに、E C G画像データが生成された時間を表す第2の時間情報をE C G画像データに付帯する。基準信号部は、超音波プローブへ第1の基準信号を、心電検知部へ第2の基準信号を、同時に出力する。算出部は、第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに付帯された第1の時間情報に表される第1の基準時間と第2の基準信号に基づいて生成されたE C G画像データに付帯された第2の時間情報に表される第2の基準時間との差分である第1の差分を算出する。記憶部は、第1の差分を記憶する。表示制御部は、第1の時間情報に表される時間と第2の時間情報に表される時間に第1の差分を加えた時間を表す第3の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データの超音波画像とE C G画像デー

40

50

タの E C G 画像とを表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】実施形態に係る超音波診断装置の構成を表すブロック図。

【図2】実施形態に係る超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図3】実施形態に係る超音波診断装置の概略を表す模式図。

【図4】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図5】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図6】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図7】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図8】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図9】実施形態に係る超音波診断装置の動作を表すフローチャート。

【図10】実施形態に係る超音波診断装置の概略を表す模式図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

〈第1の実施形態〉

[構成]

図1は、この実施形態の超音波診断装置1の構成を表すブロック図である。図1において、実線の矢印は、超音波画像又は E C G 画像に係るデータの流れを表す。破線の矢印は制御信号の流れを表す。二点鎖線の矢印は第1の基準信号又は第2の基準信号の流れを表す。超音波診断装置1は、超音波プローブ2と、心電計3と、基準信号部4と、本体部5と、表示部6と、操作部7とを有する。

【0011】

(超音波プローブ2)

超音波プローブ2は、被検体に対して超音波を送受信する。超音波プローブ2には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、または、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。また、走査方向に1列に配置された複数の超音波振動子を走査方向に直交する揺動方向に揺動させる機械式1次元アレイプローブが用いられてもよい。超音波プローブ2は、送信部13からの電気信号を超音波信号に変換し、被検体へ超音波を送信し、被検体からの反射波を受信する。また、超音波プローブ2は、基準信号部4からの第1の基準信号を受信する。超音波プローブ2は、受信した被検体からの反射波または基準信号部4からの第1の基準信号に基づく信号をエコー信号として超音波受信部14へ出力する。

【0012】

(心電計3)

心電計3は、心電検知部8を介して被検体の心電信信号を測定する。心電計3は、心電検知部8と E C G 受信部9とを有する。心電検知部8は、クリップ状の形状や吸盤状の形状に構成され、被検体の腕、脚、胸部等に装着される。心電検知部8は、被検体の心電信信号を検知する電極を有し、検知した心電信信号を E C G 受信部9へ出力する。また、心電検知部8は、基準信号部4からの第2の基準信号を受け、 E C G 受信部9へ出力する。 E C G 受信部9は、システム制御部21からの制御信号に基づいて、心電検知部8から受けた心電信信号または基準信号部4からの第2の基準信号を E C G 画像処理部17へ出力する。該制御信号は、心電信信号の受信条件を表す。例えば E C G 受信部9は、心電信信号のサンプリングレートを表す制御信号をシステム制御部21から受け、該サンプリングレートに基づいて、心電検知部8から受けた心電信信号または第2の基準信号を E C G 画像処理部17へ出力する。

【0013】

(基準信号部4)

基準信号部4は、超音波プローブ2へ第1の基準信号を、心電検知部8へ第2の基準信号を、同時に出力する。基準信号部4は、第1の基準信号出力部10と、第2の基準信号

10

20

30

40

50

出力部 1 1 と、基準信号制御部 1 2 とを有する。

【0014】

(第 1 の基準信号出力部 1 0)

第 1 の基準信号出力部 1 0 は、超音波プローブ 2 へ第 1 の基準信号を出力する。例えば第 1 の基準信号は、超音波信号である。第 1 の基準信号としては、ノイズと区別可能な超音波信号が予め設定される。例えば、第 1 の基準信号は、該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データにおいて、定められた形状、輝度、若しくは色相またはこれらの組み合わせを表すように予め設定される。この設定の内容を第 1 の基準信号の設定内容と称す。

【0015】

(第 2 の基準信号出力部 1 1)

第 2 の基準信号出力部 1 1 は、心電検知部 8 へ第 2 の基準信号を出力する。例えば第 2 の基準信号は、心電信信号を模した電気信号である。第 2 の基準信号としては、ノイズと区別可能な電気信号が予め設定される。例えば、第 2 の基準信号は、該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データにおいて、定められた心電波形を表すように予め設定される。この設定の内容を第 2 の基準信号の設定内容と称す。

【0016】

(基準信号制御部 1 2)

基準信号制御部 1 2 は、第 1 の基準信号出力部 1 0 と第 2 の基準信号出力部 1 1 とが第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力するための制御信号を、第 1 の基準信号出力部 1 0 と第 2 の基準信号出力部 1 1 とへ出力する。それにより、第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とが同時に出力される。ここで、同時に出力するとは、後述するカウント部 1 8 がカウント信号を出力する時間間隔に対して十分に短い誤差の範囲内のタイミングで、第 1 の基準信号出力部 1 0 と第 2 の基準信号出力部 1 1 とが同時に第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを出力することである。また、基準信号制御部 1 2 は、第 1 の基準信号の設定内容を第 1 の基準信号出力部 1 0 へ出力し、第 2 の基準信号の設定内容を第 2 の基準信号出力部 1 1 へ出力する。基準信号制御部 1 2 は、ユーザによる動作開始指示を受け、所定の時間経過した後、前述した制御を行い、第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力させる。

【0017】

(本体部 5)

本体部 5 は、送信部 1 3 と、超音波受信部 1 4 と、スキャン制御部 1 5 と、超音波画像処理部 1 6 と、ECG 画像処理部 1 7 と、カウント部 1 8 と、画像出力制御部 1 9 と、記憶部 2 0 と、システム制御部 2 1 とを有する。

【0018】

(送信部 1 3)

送信部 1 3 は、超音波プローブ 2 から被検体へ超音波を送信させる。送信部 1 3 は、超音波プローブ 2 へ電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部 1 3 は、図示しない送信遅延回路及びパルサ回路を有する。送信遅延回路は、送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した経路（チャンネル）の数に応じたパルサを備え、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 2 の各超音波振動子に供給する。送信部 1 3 は、送信フォーカスの位置情報や駆動パルスの繰り返し周波数等の送信条件を表す制御信号をスキャン制御部 1 5 から受け、該制御信号に基づいて、超音波プローブ 2 へ電気信号を供給する。

【0019】

(超音波受信部 1 4)

超音波受信部 1 4 は、超音波プローブ 2 からのエコー信号を受ける。超音波受信部 1 4 は、受けたエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相された（受信ビームフォームされた）デジタルの信号に変換する。

【0020】

超音波受信部 14 は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A/D 変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ 2 の各超音波振動子からのエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D 変換器は、増幅されたアナログのエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するための遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を整相加算する。その整相加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。超音波受信部 14 は、整相加算した信号を受信信号として超音波画像生成部 22 へ出力する。超音波受信部 14 は、受信指向性等の受信条件を表す制御信号をスキャン制御部 15 から受け、該制御信号に基づいて、受信信号を求め、超音波画像生成部 22 へ出力する。

10

【0021】

(スキャン制御部 15)

スキャン制御部 15 は、走査線の数、超音波画像のフレーム数、超音波画像のフレームレート等を表す制御信号をシステム制御部 21 から受け、該制御信号に基づいて、送信フォーカスの位置情報や駆動パルスの繰り返し周波数等の送信条件を表す制御信号を送信部 13 へ出力し、また、受信指向性等の受信条件を表す制御信号を超音波受信部 14 へ出力する。

【0022】

(超音波画像処理部 16)

超音波画像処理部 16 は、超音波受信部 14 からの受信信号に信号処理を施して超音波画像データを生成する。このとき、超音波画像処理部 16 は、フィルタ処理等の条件である信号処理条件を表す制御信号をシステム制御部 21 から受け、該制御信号に基づいて超音波画像データを生成する。超音波画像処理部 16 は、超音波画像生成部 22 と、第 1 の時間部 26 とを有する。

20

【0023】

(超音波画像生成部 22)

超音波画像生成部 22 は、超音波プローブ 2 で受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する。また、超音波画像生成部 22 は、超音波画像データを生成するごとに、生成した超音波画像データを第 1 の時間部 26 へ出力する。超音波画像生成部 22 は、B モード画像生成部 23 を有する。B モード画像生成部 23 は、受信信号を超音波受信部 14 から受け、受信信号の振幅情報の映像化を行う。このとき、B モード画像生成部 23 は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、バンドパスフィルタ処理が施された受信信号の包絡線を検波し、検波された包絡線のデータに対して対数変換による圧縮処理を施すことによって B モード画像データを生成する。この B モード画像データは、走査線の信号列で表されたデータでもよく、該信号列が直交座標系に変換（スキャンコンバージョン処理）されて表されたデータでもよい。B モード画像データは、超音波画像データの 1 例に相当する。

30

【0024】

また、B モード画像生成部 23 は、1 本の走査線における 1 次元の画像を時間軸に沿って並べることにより M モード画像データを生成してもよい。例えば表示部 6 に B モード画像が表示されている場合、システム制御部 21 は、操作部 7 から走査線の指定を受け、指定された走査線の位置情報を B モード画像生成部 23 に出力する。B モード画像生成部 23 は、走査線の位置情報に基づいて、指定された走査線における受信信号を用いて 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 1 例に相当する。

40

【0025】

また、超音波画像生成部 22 は、ドプラ画像生成部 24 を有してもよい。ドプラ画像生成部 24 は、受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、FFT (Fast Fourier Transform) 処理を施すことにより血流速度の時間変化を表すドプラ画像データを生成する。例えばドプラ画像生成部 24 は、ドプラ偏移周波数分布を、縦軸に周波数、横軸に時間、周波数成分ごとの強さを輝度（諧調）とし

50

てスペクトラム表示したドプラ画像データを生成する。ドプラ画像データは、超音波画像データの1例に相当する。

【0026】

また、超音波画像生成部22は、CFM (Color Flow Mapping) 画像生成部25を有してもよい。CFM画像生成部25は、定められた走査領域における血流情報の分布を表すCFM画像データを生成する。血流情報には、速度、分散、又はパワーなどの情報が含まれる。血流情報は、例えば色相情報として生成される。このCFM画像データは、走査線の信号列で表されたデータでもよく、該信号列が直交座標系に変換 (スキャンコンバージョン処理) されて表されたデータでもよい。CFM画像データは、超音波画像データの1例に相当する。

10

【0027】

(第1の時間部26)

第1の時間部26は、超音波画像データが生成されるごとに、超音波画像データが生成された時間を表す第1の時間情報を超音波画像データに付帯する。第1の時間部26は、カウント部18からカウント信号を逐次受けている (カウント部18については後述する)。第1の時間部26は、超音波画像生成部22から超音波画像データを受け、超音波画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第1の時間情報として該超音波画像データに付帯する。第1の時間部26は、第1の時間情報を付帯した超音波画像データを画像出力制御部19へ出力する。

【0028】

20

(ECG画像処理部17)

ECG画像処理部17は、ECG受信部9からの心電信信号に信号処理を施してECG画像データを生成する。このとき、ECG画像処理部17は、フィルタ処理等の条件である信号処理条件を表す制御信号をシステム制御部21から受け、該制御信号に基づいてECG画像データを生成する。ECG画像処理部17は、ECG画像生成部27と、第2の時間部28とを有する。

【0029】

(ECG画像生成部27)

ECG画像生成部27は、心電計3からの入力に基づくECG画像データを生成する。例えばECG画像生成部27は、ECG受信部9から心電信信号を受け、被検体の心電波形を表すECG画像データを生成する。また、ECG画像生成部27は、ECG画像データを生成するごとに、生成したECG画像データを第2の時間部28へ出力する。

30

【0030】

(第2の時間部28)

第2の時間部28は、ECG画像データが生成されるごとに、ECG画像データが生成された時間を表す第2の時間情報をECG画像データに付帯する。第2の時間部28は、カウント部18からカウント信号を逐次受けている (カウント部18については後述する)。第2の時間部28は、ECG画像生成部27からECG画像データを受け、ECG画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第2の時間情報として該ECG画像データに付帯する。第2の時間部28は、第2の時間情報を付帯したECG画像データを画像出力制御部19へ出力する。

40

【0031】

(カウント部18)

カウント部18は、一定の時間間隔ごとにカウント信号を第1の時間部26及び第2の時間部28へ出力する。カウント信号は、所定の時刻からの経過時間を表す信号である。例えば所定の時刻には、超音波診断における超音波の送受信開始時刻若しくは基準信号部4の起動時刻またはこれらの双方が含まれる。カウント部18はクロックを有し、該クロックのクロック周波数に基づいて、カウント信号を生成し、一定の時間間隔ごとにカウント信号を出力する。該時間間隔は、超音波画像生成部22が超音波画像データを生成する時間間隔 (超音波画像データのフレームレート) と、ECG画像生成部27がECG画像

50

データを生成する時間間隔（E C G 画像データのフレームレート）とに基づいて予め設計される。

【0032】

（画像出力制御部 19）

画像出力制御部 19 は、超音波画像処理部 16 から受けた超音波画像データと、E C G 画像処理部 17 から受けた E C G 画像データとを記憶部 20 に記憶させる。また、画像出力制御部 19 は、算出部 29 と表示制御部 30 とを有する。

【0033】

（算出部 29）

算出部 29 は、第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報に表される第 1 の基準時間と第 2 の基準信号に基づいて生成された E C G 画像データに付帯された第 2 の基準時間との差分である第 1 の差分を算出する。

【0034】

算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された超音波画像データから、第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。該超音波画像データは、第 1 の基準信号の設定内容に基づく形状、輝度、若しくは色相またはこれらの組み合わせを表す。算出部 29 は、基準信号制御部 12 からの入力またはユーザによる入力によって第 1 の基準信号の設定内容を受け、受けた設定内容に相当する超音波画像データを記憶部 20 に記憶された超音波画像データから検索し、該当した超音波画像データを第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データとして選択する。

【0035】

また、算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された E C G 画像データから、第 2 の基準信号に基づいて生成された E C G 画像データを選択する。該 E C G 画像データは、第 2 の基準信号の設定内容に基づく心電波形を表す。算出部 29 は、基準信号制御部 12 からの入力またはユーザによる入力によって第 2 の基準信号の設定内容を受け、受けた設定内容に相当する E C G 画像データを記憶部 20 に記憶された E C G 画像データから検索し、該当した E C G 画像データを第 2 の基準信号に基づいて生成された E C G 画像データとして選択する。

【0036】

算出部 29 は、選択した超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報と選択した E C G 画像データに付帯された第 2 の時間情報とを参照し、該第 1 の時間情報に表される時間と該第 2 の時間情報に表される時間との差分を第 1 の差分として算出する。算出部 29 は、算出した第 1 の差分を記憶部 20 へ出力し、記憶させる。

【0037】

図 2 は第 1 の差分についての概略を表す模式図である。時刻 t_x は、基準信号部 4 の動作開始時刻を表す。時刻 t_0 は、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けた時刻及び心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けた時刻である。時刻 t_1 は、第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯された時刻である。時刻 t_2 は、第 2 の基準信号に基づいて生成された E C G 画像データに第 2 の時間情報が付帯された時刻である。超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間 s_1 と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された E C G 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間 s_2 とには差分 d_1 が生じる。算出部 29 はこの差分 d_1 を第 1 の差分として算出する。

【0038】

（表示制御部 30）

表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表される時間と第 2 の時間情報に表される時間に第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データの超音波画像と E C G 画像データの E C G 画像とを表示部 6 に表示させる。図 3 は、表示部 6 に表示された超音波画像 P 1 及び E C G 画像 P 2 の概略を表す模式図である。表

示制御部 30 は、記憶部 20 から第 1 の差分を読み出す。また、表示制御部 30 は、記憶部 20 に記憶された超音波画像データのそれぞれについて付帯された第 1 の時間情報を読み、また、記憶部 20 に記憶された ECG 画像データのそれぞれについて付帯された第 2 の時間情報を読むとともに第 2 の時間情報が表す時間に第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報を求める。表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表される時間と第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データと ECG 画像データとを記憶部 20 から読み出し、該超音波画像データの超音波画像と該 ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。例えば、表示制御部 30 は、ユーザによる超音波画像データの指定を受け、指定された超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報が表す時間に最も近い時間を表す第 3 の時間情報の ECG 画像データを記憶部 20 に記憶された ECG 画像データから選択し、該超音波画像データの超音波画像と該 ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。また、表示制御部 30 は、ユーザによる ECG 画像データの指定を受け、指定された ECG 画像データの第 3 の時間情報が表す時間に最も近い時間を表す第 1 の時間情報が付帯された超音波画像データを記憶部 20 に記憶された超音波画像データから選択し、該 ECG 画像データの ECG 画像と該超音波画像データの超音波画像とを表示部 6 に表示させてもよい。なお、マーカ M は、表示されている超音波画像 P1 の時相を ECG 画像の時間軸において示すものである。

10

【0039】

なお、表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表された時間と、第 3 の時間情報に表された時間とが同一となる超音波画像データと ECG 画像データとが記憶部 20 に記憶されていた場合、該超音波画像データと該 ECG 画像データとをともに表示部 6 に表示させる。この場合は、前述した、表示制御部 30 が、第 1 の時間情報に表された時間と、第 3 の時間情報に表された時間とが最も近い超音波画像データと ECG 画像データに基づく超音波画像と ECG 画像とをともに表示部 6 に表示させる概念に包含されるものである。

20

【0040】

(記憶部 20)

記憶部 20 は、画像出力制御部 19 からの入力を受け、超音波画像データ、ECG 画像データ、及び第 1 の差分を記憶する。前述したように、記憶部 20 が記憶する超音波画像データには第 1 の時間情報が付帯され、また、記憶部 20 が記憶する ECG 画像データには第 2 の時間情報が付帯されている。

30

【0041】

(システム制御部 21)

システム制御部 21 は、超音波診断装置 1 の各部を制御する。システム制御部 21 は、超音波診断装置 1 の各部の機能を実行するためのコンピュータプログラムを予め記憶する。システム制御部 21 は、該コンピュータプログラムを実行することで、各部の機能を実現する。

【0042】

(表示部 6)

表示部 6 は、超音波画像及び ECG 画像を表示する。表示部 6 は、例えば、CRT (Cathode Ray Tube) や LCD (Liquid Crystal Display) などの表示デバイスで構成される。

40

【0043】

(操作部 7)

操作部 7 は、ユーザによる操作を受けて、この操作の内容に応じた信号や情報を装置各部へシステム制御部 21 を介して入力する。操作部 7 は、例えば、キーボード、マウス、タッチパネルなどによって構成される。

【0044】

[動作]

図 4 は、この実施形態の超音波診断装置 1 の動作を表すフローチャートである。

【0045】

50

(S 0 0 1)

超音波診断装置 1 は、第 1 の差分を算出する。このステップの詳細については後述する。

【0 0 4 6】

(S 0 0 2)

超音波診断装置 1 は、超音波検査を行い、第 1 の時間情報に表される時間と第 2 の時間情報に表される時間に第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データの超音波画像と ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。このステップの詳細については後述する。

【0 0 4 7】

図 5 は、超音波診断装置 1 が第 1 の差分を算出する動作を表すフローチャートである。

【0 0 4 8】

(S 1 0 1)

基準信号部 4 は、超音波プローブ 2 へ第 1 の基準信号を、心電検知部 8 へ第 2 の基準信号を、同時に出力する。

【0 0 4 9】

(S 1 0 2)

超音波プローブ 2 は、基準信号部 4 からの第 1 の基準信号を受信する。超音波プローブ 2 は、基準信号部 4 からの第 1 の基準信号に基づく信号をエコー信号として超音波受信部 1 4 へ出力する。

【0 0 5 0】

(S 1 0 3)

超音波受信部 1 4 は、超音波プローブ 2 からのエコー信号を受ける。超音波受信部 1 4 は、受けたエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相されたデジタルの信号に変換し、受信信号として超音波画像生成部 2 2 へ出力する。

【0 0 5 1】

(S 1 0 4)

超音波画像生成部 2 2 は、超音波受信部 1 4 からの受信信号を受け、超音波プローブ 2 で受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する。超音波画像生成部 2 2 は、生成した超音波画像データを第 1 の時間部 2 6 へ出力する。

【0 0 5 2】

(S 1 0 5)

第 1 の時間部 2 6 は、超音波画像生成部 2 2 から超音波画像データを受け、超音波画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第 1 の時間情報として該超音波画像データに付帯する。第 1 の時間部 2 6 は、第 1 の時間情報を付帯した超音波画像データを画像出力制御部 1 9 へ出力する。

【0 0 5 3】

(S 1 0 6)

画像出力制御部 1 9 は、第 1 の時間情報が付帯された超音波画像データを受け、記憶部 2 0 に記憶させる。

【0 0 5 4】

(S 1 0 7)

心電検知部 8 は、基準信号部 4 からの第 2 の基準信号を検知し、ECG 受信部 9 へ出力する。ECG 受信部 9 は、心電検知部 8 から受けた第 2 の基準信号を ECG 画像生成部 2 7 へ出力する。

【0 0 5 5】

(S 1 0 8)

ECG 画像生成部 2 7 は、心電計 3 からの入力に基づく ECG 画像データを生成する。ECG 画像生成部 2 7 は、生成した ECG 画像データを第 2 の時間部 2 8 へ出力する。

【0 0 5 6】

10

20

30

40

50

(S 1 0 9)

第2の時間部28は、ECG画像生成部27からECG画像データを受け、ECG画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第2の時間情報として該ECG画像データに付帯する。第2の時間部28は、第2の時間情報を付帯したECG画像データを画像出力制御部19へ出力する。

【0057】

(S 1 1 0)

画像出力制御部19は、ECG画像データを受け、記憶部20に記憶させる。

【0058】

なお、ステップS101からステップS106までの処理群と、ステップS107から
ステップS110までの処理群とは並列処理の関係である。

10

【0059】

(S 1 1 1)

算出部29は、記憶部20に記憶された超音波画像データから、第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。また、算出部29は、記憶部20に記憶されたECG画像データから、第2の基準信号に基づいて生成されたECG画像データを選択する。

【0060】

(S 1 1 2)

算出部29は、選択した超音波画像データに付帯された第1の時間情報と選択したECG画像データに付帯された第2の時間情報とを参照し、該第1の時間情報に表される時間と該第2の時間情報に表される時間との差分を第1の差分として算出する。算出部29は、算出した第1の差分を記憶部20へ出力し、記憶させる。

20

【0061】

図6は、超音波診断装置1が超音波検査を行う動作を表すフローチャートである。

【0062】

(S 2 0 1)

送信部13は、超音波プローブ2へ電気信号を供給して超音波を発生させる。超音波プローブ2は、送信部13からの電気信号を超音波信号に変換し、被検体へ超音波を送信し、被検体からの反射波を受信する。超音波プローブ2は、受信した被検体からの反射波に基づく信号をエコー信号として超音波受信部14へ出力する。

30

【0063】

(S 2 0 2)

超音波受信部14は、超音波プローブ2からのエコー信号を受ける。超音波受信部14は、受けたエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログのエコー信号を整相されたデジタルの信号に変換し、受信信号として超音波画像生成部22へ出力する。

【0064】

(S 2 0 3)

超音波画像生成部22は、超音波受信部14からの受信信号を受け、超音波プローブ2で受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する。超音波画像生成部22は、超音波画像データを生成するごとに、生成した超音波画像データを第1の時間部26へ出力する。

40

【0065】

(S 2 0 4)

第1の時間部26は、超音波画像生成部22から超音波画像データを受け、超音波画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第1の時間情報として該超音波画像データに付帯する。第1の時間部26は、第1の時間情報を付帯した超音波画像データを画像出力制御部19へ出力する。

【0066】

(S 2 0 5)

50

画像出力制御部 19 は、第 1 の時間情報が付帯された超音波画像データを受け、記憶部 20 に記憶させる。

【0067】

(S206)

心電検知部 8 は、被検体の心電信号を検知し、検知した心電信号を ECG 受信部 9 へ出力する。ECG 受信部 9 は、心電検知部 8 から受けた心電信号を ECG 画像生成部 27 へ出力する。

【0068】

(S207)

ECG 画像生成部 27 は、ECG 受信部 9 から心電信号を受け、被検体の心電波形を表す ECG 画像データを生成する。ECG 画像生成部 27 は、ECG 画像データを生成するごとに、生成した ECG 画像データを第 2 の時間部 28 へ出力する。

【0069】

(S208)

第 2 の時間部 28 は、ECG 画像生成部 27 から ECG 画像データを受け、ECG 画像データを受けたときのカウント信号に表される時間を第 2 の時間情報として該 ECG 画像データに付帯する。第 2 の時間部 28 は、第 2 の時間情報を付帯した ECG 画像データを画像出力制御部 19 へ出力する。

【0070】

(S209)

画像出力制御部 19 は、第 2 の時間情報が付帯された ECG 画像データを受け、記憶部 20 に記憶させる。

【0071】

なお、ステップ S201 からステップ S205 までの処理群と、ステップ S206 からステップ S209 までの処理群とは並列処理の関係である。

【0072】

(S210)

表示制御部 30 は、記憶部 20 から第 1 の差分を読み出す。また、表示制御部 30 は、記憶部 20 に記憶された超音波画像データのそれぞれについて付帯された第 1 の時間情報を読み、また、記憶部 20 に記憶された ECG 画像データのそれぞれについて付帯された第 2 の時間情報を読むとともに第 2 の時間情報が表す時間に第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報を求める。

【0073】

(S211)

表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表される時間と第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データと ECG 画像データとを記憶部 20 から読み出し、該超音波画像データの超音波画像と該 ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。

【0074】

[効果]

この実施形態の超音波診断装置 1 の効果について説明する。超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2 と、心電計 3 と、超音波画像生成部 22 と、ECG 画像生成部 27 と、第 1 の時間部 26 と、第 2 の時間部 28 と、基準信号部 4 と、算出部 29 と、記憶部 20 と、表示制御部 30 とを有する。超音波プローブ 2 は、被検体に対して超音波を送受信する。心電計 3 は、心電検知部 8 を介して被検体の心電信号を測定する。超音波画像生成部 22 は、超音波プローブ 2 で受信した超音波に基づく超音波画像データを生成する。ECG 画像生成部 27 は、心電計 3 からの入力に基づく ECG 画像データを生成する。第 1 の時間部 26 は、超音波画像データが生成されるごとに、超音波画像データが生成された時間を表す第 1 の時間情報を超音波画像データに付帯する。第 2 の時間部 28 は、ECG 画像データが生成されるごとに、ECG 画像データが生成された時間を表す第 2 の時間情報を ECG 画像データに付帯する。基準信号部 4 は、超音波プローブ 2 へ第 1 の基準信号を、心

10

20

30

40

50

電検知部 8 へ第 2 の基準信号を、同時に出力する。算出部 29 は、第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報に表される第 1 の基準時間と第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに付帯された第 2 の時間情報に表される第 2 の基準時間との差分である第 1 の差分を算出する。記憶部 20 は、第 1 の差分を記憶する。表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表される時間と第 2 の時間情報に表される時間に第 1 の差分を加えた時間を表す第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データの超音波画像と ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。このように、超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分を予め算出し、この差分の時間だけずらした時間情報に基づいて、超音波画像データと ECG 画像データとの時相合わせを行う。それにより、超音波診断装置 1 は、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

10

【0075】

〈第 1 の実施形態の変形例〉

〔構成〕

記憶部 20 が第 1 の差分を記憶した後にある程度の期間が経過すると、クロックの累積誤差、若しくは超音波診断装置 1 の部品交換による信号処理時間の変化、またはこれらの双方が生じる場合がある。この場合、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が記憶した第 1 の差分と異なることがある。この変形例の超音波診断装置 1 は、第 1 の差分を新たに算出し、記憶する。以下、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 と異なる事項について特に説明する。

20

【0076】

基準信号部 4 は、記憶部 20 が第 1 の差分を記憶した後、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力する。基準信号部 4 により出力された新たな第 1 の基準信号は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 と同様に、超音波プローブ 2 において受信され、超音波受信部 14 においてデジタルの受信信号に変換され、超音波画像生成部 22 において超音波画像データとして生成され、第 1 の時間部 26 において第 1 の時間情報を付帯される。記憶部 20 は、新たな第 1 の基準信号に基づいて生成され、第 1 の時間情報を付帯された超音波画像データを記憶する。

30

【0077】

また、基準信号部 4 により出力された新たな第 2 の基準信号は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 と同様に、心電検知部 8 において検知され、ECG 受信部 9 から ECG 画像生成部 27 へ出力され、ECG 画像生成部 27 において ECG 画像データとして生成され、第 2 の時間部 28 において第 2 の時間情報を付帯される。記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

40

【0078】

算出部 29 は、新たな第 1 の基準時間と新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。このとき算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された超音波画像データから、新たな第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。また、算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された ECG 画像データから、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データを選択する。算出部 29 は、該超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報と該 ECG 画像データに付帯された第 2 の時間情報とを参照し、該第 1 の時間情報に表される新たな第 1 の基準時間と該第 2 の時間情報に表される新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。算出部 29 は、算出した

50

新たな第 1 の差分を記憶部 20 へ出力する。記憶部 20 は、記憶していた第 1 の差分に替えて、算出部 29 からの新たな第 1 の差分を記憶する。

【0079】

なお、記憶部 20 が第 1 の差分を記憶してから新たな第 1 の差分を記憶するまでの期間は、装置により適宜設定されてよいものである。また、基準信号部 4 は、記憶部 20 が第 1 の差分を記憶し、そして定められた期間が経過するごとに、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力してもよい。この場合、算出部 29 は、定められた期間が経過するごとに、新たな第 1 の差分を算出する。また、記憶部 20 は、定められた期間が経過するごとに、記憶していた第 1 の差分に替えて、算出部 29 からの新たな第 1 の差分を記憶する。このように、超音波診断装置 1 は、定められた期間ごとに自動的に新たな第 1 の差分を算出し、記憶してもよい。

10

【0080】

[動作]

図 7 は、変形例の超音波診断装置 1 の動作を表すフローチャートである。

【0081】

(S301)

基準信号部 4 は、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力する。

【0082】

(S302)

超音波診断装置 1 は、基準信号部 4 により出力された新たな第 1 の基準信号について、図 5 のステップ S102 からステップ S106 までと同様の処理を施す。それにより、記憶部 20 は新たな第 1 の基準信号に基づいて生成され、第 1 の時間情報を付帯された超音波画像データを記憶する。

20

【0083】

(S303)

超音波診断装置 1 は、基準信号部 4 により出力された新たな第 2 の基準信号について、図 5 のステップ S107 からステップ S110 までと同様の処理を施す。それにより、記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

【0084】

30

なお、ステップ S302 とステップ S303 とは並列処理の関係である。

【0085】

(S304)

算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された超音波画像データから、新たな第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。また、算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された ECG 画像データから、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データを選択する。

【0086】

(S305)

算出部 29 は、選択した超音波画像データに付帯された第 1 の時間情報と選択した ECG 画像データに付帯された第 2 の時間情報とを参照し、該第 1 の時間情報に表される新たな第 1 の基準時間と該第 2 の時間情報に表される新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。算出部 29 は、算出した新たな第 1 の差分を記憶部 20 へ出力する。

40

【0087】

(S306)

記憶部 20 は、記憶していた第 1 の差分に替えて、算出部 29 からの新たな第 1 の差分を記憶する。

【0088】

[効果]

50

この変形例の超音波診断装置 1 の効果について説明する。超音波診断装置 1 は、基準信号部 4 と、算出部 29 と、記憶部 20 とを有する。基準信号部 4 は、記憶部 20 が第 1 の差分を記憶した後、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力する。算出部 29 は、新たな第 1 の基準時間と新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。記憶部 20 は、記憶した第 1 の差分に替えて、新たな第 1 の差分を記憶する。このように、超音波診断装置 1 は、クロックの累積誤差、若しくは超音波診断装置 1 の部品交換による信号処理時間の変化、またはこれらの双方が生じた場合において、新たな第 1 の差分を算出し、記憶することができる。それにより、記憶部 20 が第 1 の差分を記憶した後に、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が記憶した第 1 の差分と異なった場合においても、超音波診断装置 1 は、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

10

【0089】

〈第 2 の実施形態〉

[構成]

第 2 の実施形態の超音波診断装置 1 は、超音波画像の画像種別ごとに第 1 の差分を算出し、記憶する。以下、第 1 の実施形態と異なる事項について特に説明する。

【0090】

20

超音波画像生成部 22 は、B モード画像、ドプラ画像、CFM 画像、及び M モード画像のうち 2 以上を含む複数の画像種別に係る超音波画像データを生成することが可能に構成される。このとき、超音波画像生成部 22 は、B モード画像生成部 23、ドプラ画像生成部 24、及び CFM 画像生成部 25 のうち 2 以上を有する。また、超音波画像生成部 22 は、B モード画像生成部 23 を有し、該 B モード画像生成部 23 が B モード画像データ及び M モード画像データを生成する構成でもよい。また、超音波画像生成部 22 は、ユーザによる画像種別の指定を受け、受けた画像種別に基づいて起動する。または、指定される画像種別が超音波画像生成部 22 においてプリセットされてもよい。例えば超音波画像生成部 22 は、B モード画像又は M モード画像の指定を受けたとき、B モード画像生成部 23 を起動する。また、超音波画像生成部 22 は、ドプラ画像の指定を受けたとき、ドプラ画像生成部 24 を起動する。また、超音波画像生成部 22 は、CFM 画像の指定を受けたとき、CFM 画像生成部 25 を起動する。

30

【0091】

基準信号部 4 は、画像種別ごとに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力する。該第 1 の基準信号は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 と同様に、超音波プローブ 2 において受信され、超音波受信部 14 においてデジタルの受信信号に変換される。また、超音波画像生成部 22 においては、指定された画像種別の超音波画像データが生成され、第 1 の時間部 26 において第 1 の時間情報を付帯される。記憶部 20 は、第 1 の時間情報を付帯された超音波画像データを記憶する。また、第 2 の基準信号は、第 1 の実施形態の超音波診断装置 1 と同様に、心電検知部 8 において検知され、ECG 受信部 9 から ECG 画像生成部 27 へ出力され、ECG 画像生成部 27 において ECG 画像データとして生成され、第 2 の時間部 28 において第 2 の時間情報を付帯される。記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

40

【0092】

算出部 29 は、画像種別ごとに第 1 の差分を算出する。例えば算出部 29 は、ユーザによる画像種別の指定を受け、記憶部 20 に記憶され、指定された画像種別の超音波画像データから、第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。なお、指定される画像種別は、算出部 29 においてプリセットされていてもよい。また、算出部 29 は、記憶部 20 に記憶された ECG 画像データから、第 2 の基準信号に基づいて生成さ

50

れた ECG 画像データを選択する。算出部 29 は、選択した超音波画像データ及び ECG 画像データに付帯された第 1 の時間情報及び第 2 の時間情報に基づいて、第 1 の差分を算出し、指定された画像種別とともに記憶部 20 へ出力する。

【0093】

記憶部 20 は、画像種別ごとに第 1 の差分を記憶する。記憶部 20 は、算出部 29 から受けた画像種別と第 1 の差分とを関連付けて記憶する。

【0094】

表示制御部 30 は、ECG 画像とともに表示部 6 に表示させる超音波画像の画像種別の指定を受ける。表示制御部 30 は、指定された画像種別に関連付けられた第 1 の差分を記憶部 20 から読み出し、該第 1 の差分に基づいて第 3 の時間情報を求める。表示制御部 30 は、第 1 の時間情報に表される時間と第 3 の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データと ECG 画像データとを記憶部 20 から読み出し、該超音波画像データの超音波画像と該 ECG 画像データの ECG 画像とを表示部 6 に表示させる。

10

【0095】

生成される超音波画像データの画像種別によって、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が異なる場合がある。記憶部 20 が画像種別ごとに第 1 の差分を記憶することにより、表示制御部 30 は、ECG 画像とともに表示部 6 に表示される超音波画像の画像種別ごとに、ECG 画像と超音波画像との時相合わせを行うことができる。

20

【0096】

なお、超音波画像生成部 22 は、前述した画像種別のそれぞれについて、複数の信号処理条件に基づいて画像種別のそれぞれの超音波画像データを生成することが可能に構成されてもよい。例えば信号処理条件には、バンドパスフィルタや MTI (Moving Target Indicator) フィルタのフィルタ条件などが含まれる。信号処理条件は、指定された画像種別ごとに異なる。このとき超音波画像生成部 22 は、複数の信号処理条件を予め記憶し、該複数の信号処理条件のうち、1 つの信号処理条件の指定を受ける。超音波画像生成部 22 は、指定された信号処理条件に基づいて受信信号に信号処理を施し、超音波画像データを生成する。このとき基準信号部 4 は、信号処理条件ごとに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力してよい。このとき算出部 29 は、信号処理条件の指定を受け、信号処理条件ごとに第 1 の差分を算出する。記憶部 20 は、信号処理条件ごとに、第 1 の差分と信号処理条件とを関連付けて記憶する。

30

【0097】

信号処理条件によって、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が異なる場合がある。記憶部 20 が信号処理条件ごとに第 1 の差分を記憶することにより、表示制御部 30 は、ECG 画像とともに表示部 6 に表示される超音波画像の超音波画像データに係る信号処理条件ごとに、ECG 画像と超音波画像との時相合わせを行うことができる。

40

【0098】

[動作]

図 8 は、第 2 の実施形態の超音波診断装置 1 の動作を表すフローチャートである。

【0099】

(S401)

超音波画像生成部 22 は、画像種別の指定を受ける。

【0100】

(S402)

基準信号部 4 は、超音波プローブ 2 へ第 1 の基準信号を、心電検知部 8 へ第 2 の基準信

50

号を、同時に出力する。

【0101】

(S403)

超音波診断装置1は、基準信号部4により出力された第1の基準信号について、図5のステップS102からステップS103までと同様の処理を施し、受信信号を超音波画像生成部22へ出力する。

【0102】

(S404)

超音波画像生成部22は、受信信号を受け、指定された画像種別の超音波画像データを生成する。超音波画像生成部22は、生成した超音波画像データを第1の時間部26へ出力する。

10

【0103】

(S405)

超音波診断装置1は、生成された超音波画像データについて、図5のステップS105からステップS106までと同様の処理を施す。それにより、記憶部20は、指定された画像種別であり、第1の時間情報を付帯された超音波画像データを記憶する。

【0104】

(S406)

超音波診断装置1は、基準信号部4により出力された第2の基準信号について、図5のステップS107からステップS110までと同様の処理を施す。それにより、記憶部20は、第2の時間情報を付帯されたECG画像データを記憶する。

20

【0105】

なお、ステップS403からステップS405までの処理群と、ステップS406の処理とは並列処理の関係である。

【0106】

(S407)

算出部29は、指定された画像種別について、第1の差分を算出する。また、記憶部20は、画像種別に関連付けて第1の差分を記憶する。

【0107】

(S408)

他の画像種別についても第1の差分を算出するとき、ステップS401へ戻る。他の画像種別について第1の差分を算出しないとき、ステップS407へ進む。

30

【0108】

(S409)

超音波診断装置1は、超音波検査を行う。このステップにおける処理は、図6のステップS201からステップS209までの処理と同様である。

【0109】

(S410)

表示制御部30は、ECG画像とともに表示部6に表示させる超音波画像の画像種別の指定を受ける。表示制御部30は、指定された画像種別に関連付けられた第1の差分を記憶部20から読み出し、該第1の差分に基づいて第3の時間情報を求める。表示制御部30は、第1の時間情報に表される時間と第3の時間情報に表される時間とが最も近い超音波画像データとECG画像データとを記憶部20から読み出し、該超音波画像データの超音波画像と該ECG画像データのECG画像データとを表示部6に表示させる。

40

【0110】

[効果]

この実施形態の超音波診断装置1の効果について説明する。超音波診断装置1は、超音波画像生成部22と、基準信号部4と、算出部29と、記憶部20とを有する。超音波画像生成部22は、Bモード画像、ドプラ画像、CFM画像、及びMモード画像のうち2以上を含む複数の画像種別に係る超音波画像データを生成することが可能に構成される。基

50

準信号部 4 は、画像種別ごとに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを同時に出力する。算出部 29 は、画像種別ごとに第 1 の差分を算出する。記憶部 20 は、画像種別ごとに第 1 の差分を記憶する。それにより、生成される超音波画像データの画像種別によって、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が異なる場合においても、超音波診断装置 1 は、画像種別ごとに、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

【0111】

また、超音波画像生成部 22 は、前記画像種別のそれぞれについて、複数の信号処理条件に基づいて前記画像種別のそれぞれの超音波画像データを生成することが可能に構成されてもよい。このとき基準信号部 4 は、信号処理条件ごとに前記第 1 の基準信号と前記第 2 の基準信号とを同時に出力してもよい。また、このとき算出部 29 は、信号処理条件ごとに前記第 1 の差分を算出してもよい。また、このとき記憶部 20 は、信号処理条件ごとに前記第 1 の差分を記憶してもよい。それにより、信号処理条件によって、超音波プローブ 2 が第 1 の基準信号を受けてから該第 1 の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第 1 の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部 8 が第 2 の基準信号を受けてから該第 2 の基準信号に基づいて生成された ECG 画像データに第 2 の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が異なる場合においても、信号処理条件ごとに、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

【0112】

〈第 2 の実施形態の変形例〉

[構成]

記憶部 20 が第 1 の差分を画像種別ごとまたは信号処理条件ごとに記憶した後にある程度の期間が経過すると、クロックの累積誤差、若しくは超音波診断装置 1 の部品交換による信号処理時間の変化、またはこれらの双方が生じる場合がある。この変形例の超音波診断装置 1 は、1 つの画像種別または信号処理条件について新たな第 1 の差分を算出し、この新たな第 1 の差分に基づいて他の画像種別または信号処理条件について新たな第 1 の差分を算出する。以下、第 1 の実施形態、第 1 の実施形態の変形例、及び第 2 の実施形態の超音波診断装置 1 と異なる事項について特に説明する。

【0113】

基準信号部 4 は、記憶部 20 が画像種別ごとに第 1 の差分を記憶した後、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを複数の画像種別のうちいずれか 1 つの画像種別である基準種別について同時に出力する。例えば基準種別は、第 1 の差分が記憶された複数の画像種別のうちいずれかが 1 つをユーザによって指定される。また、基準種別は、超音波診断装置 1 においてプリセットされていてもよい。記憶部 20 は、新たな第 1 の基準信号に基づいて生成され、第 1 の時間情報を付帯された基準種別の超音波画像データを記憶する。また、記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

【0114】

算出部 29 は、基準種別の新たな第 1 の基準時間と新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。また、算出部 29 は、新たな第 1 の差分と記憶部 20 が記憶した第 1 の差分との差分である第 2 の差分を算出する。この第 2 の差分は、第 1 の差分を画像種別ごとまたは信号処理条件ごとに記憶した後にある程度の期間が経過したときに生じた新たな第 1 の差分と第 1 の差分との変化量を表す。算出部 29 は、基準種別以外の画像種別について記憶された第 1 の差分を記憶部 20 から読み出し、該画像種別ごとの第 1 の差分に第 2 の差分を加えた値を新たな第 1 の差分として基準種別以外の画像種別ごとに算出する。算出部 29 は、画像種別ごとに算出した新たな第 1 の差分を記憶部 20 へ出力する。

【0115】

記憶部 20 は、算出部 29 からの入力を受け、基準種別について記憶した第 1 の差分に替えて、新たな前記第 1 の差分を記憶する。また、記憶部 20 は、算出部 29 からの入力を受け、複数の画像種別のうち基準種別以外の画像種別ごとに記憶した第 1 の差分に替えて、該画像種別ごとの第 1 の差分に第 2 の差分を加えた値を新たな第 1 の差分として基準種別以外の前記画像種別ごとに記憶する。

【0116】

なお、基準信号部 4 は、記憶部 20 が前記信号処理条件ごとに第 1 の差分を記憶した後、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを複数の信号処理条件のうちいずれか 1 つの信号処理条件である基準条件について同時に出力してもよい。例えば基準条件は、第 1 の差分が記憶された複数の信号処理条件のうちいずれが 1 つをユーザによって指定される。また、基準条件は、超音波診断装置 1 においてプリセットされていてもよい。記憶部 20 は、新たな第 1 の基準信号及び基準条件に基づいて生成され、第 1 の時間情報を付帯された超音波画像データを記憶する。また、記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

【0117】

算出部 29 は、基準条件について、新たな第 1 の基準時間と新たな第 2 の基準時間との差分を新たな第 1 の差分として算出する。また、算出部 29 は、新たな第 1 の差分と記憶部 20 が記憶した第 1 の差分との差分である第 2 の差分を算出する。算出部 29 は、基準条件以外の信号処理条件について記憶された第 1 の差分を記憶部 20 から読み出し、該信号処理条件ごとの第 1 の差分に第 2 の差分を加えた値を新たな第 1 の差分として基準条件以外の信号処理条件ごとに算出する。算出部 29 は、信号処理条件ごとに算出した新たな第 1 の差分を記憶部 20 へ出力する。

【0118】

記憶部 20 は、算出部 29 からの入力を受け、基準条件について記憶した第 1 の差分に替えて、新たな前記第 1 の差分を記憶する。また、記憶部 20 は、算出部 29 からの入力を受け、複数の信号処理条件のうち基準条件以外の信号処理条件ごとに記憶した第 1 の差分に替えて、該信号処理条件ごとの第 1 の差分に第 2 の差分を加えた値を新たな第 1 の差分として基準条件以外の信号処理条件ごとに記憶する。

【0119】

[動作]

図 9 は、第 2 の実施形態の変形例に係る超音波診断装置 1 の動作を表すフローチャートである。

【0120】

(S501)

基準信号部 4 は、新たに第 1 の基準信号と第 2 の基準信号とを基準種別について同時に出力する。

【0121】

(S502)

超音波診断装置 1 は、基準信号部 4 により出力された新たな第 1 の基準信号について、図 5 のステップ S102 からステップ S106 までと同様の処理を施す。それにより、記憶部 20 は新たな第 1 の基準信号に基づいて生成され、第 1 の時間情報を付帯された基準種別の超音波画像データを記憶する。

【0122】

(S503)

超音波診断装置 1 は、基準信号部 4 により出力された新たな第 2 の基準信号について、図 5 のステップ S107 からステップ S110 までと同様の処理を施す。それにより、記憶部 20 は、新たな第 2 の基準信号に基づいて生成され、第 2 の時間情報を付帯された ECG 画像データを記憶する。

【0123】

なお、ステップ S502 とステップ S503 とは並列処理の関係である。

【0124】

(S504)

算出部29は、記憶部20に記憶された基準種別の超音波画像データから、新たな第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データを選択する。また、算出部29は、記憶部20に記憶されたECG画像データから、新たな第2の基準信号に基づいて生成されたECG画像データを選択する。

【0125】

(S505)

算出部29は、基準種別の新たな第1の基準時間と新たな第2の基準時間との差分を新たな第1の差分として算出する。また、算出部29は、新たな第1の差分と記憶部20が記憶した第1の差分との差分である第2の差分を算出する。

10

【0126】

(S506)

算出部29は、基準種別以外の画像種別について記憶された第1の差分を記憶部20から読み出し、該画像種別ごとの第1の差分に第2の差分を加えた値を新たな第1の差分として基準種別以外の画像種別ごとに算出する。

【0127】

(S507)

記憶部20は、算出部29からの入力を受け、基準種別について記憶した第1の差分に替えて、新たな前記第1の差分を記憶する。また、記憶部20は、算出部29からの入力を受け、複数の画像種別のうち基準種別以外の画像種別ごとに記憶した第1の差分に替えて、該画像種別ごとの第1の差分に第2の差分を加えた値を新たな第1の差分として基準種別以外の画像種別ごとに記憶する。

20

【0128】

[効果]

この変形例の超音波診断装置1の効果について説明する。超音波診断装置1は、基準信号部4と、算出部29と、記憶部20とを有する。基準信号部4は、記憶部20が画像種別ごとに第1の差分を記憶した後、新たに第1の基準信号と第2の基準信号とを複数の画像種別のうちいずれか1つの画像種別である基準種別について同時に出力する。算出部29は、新たな第1の基準時間と新たな第2の基準時間との差分を新たな第1の差分として算出し、新たな第1の差分と記憶部20が記憶した第1の差分との差分である第2の差分を算出する。記憶部20は、基準種別について記憶した第1の差分に替えて、新たな第1の差分を記憶し、複数の画像種別のうち基準種別以外の画像種別ごとに記憶した第1の差分に替えて、該画像種別ごとの第1の差分に第2の差分を加えた値を新たな第1の差分として基準種別以外の画像種別ごとに記憶する。それにより、記憶部20が画像種別ごとに第1の差分を記憶した後に、超音波プローブ2が第1の基準信号を受けてから該第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第1の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部8が第2の基準信号を受けてから該第2の基準信号に基づいて生成されたECG画像データに第2の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が記憶した第1の差分と異なった場合においても、超音波診断装置1は、複数の画像種別のうち1つについて新たに第1の基準信号と第2の基準信号とを出力することにより、画像種別ごとに、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

30

40

【0129】

また、基準信号部4は、記憶部20が信号処理条件ごとに第1の差分を記憶した後、新たに第1の基準信号と第2の基準信号とを複数の信号処理条件のうちいずれか1つの信号処理条件である基準条件について同時に出力してもよい。このとき算出部29は、新たな第1の基準時間と新たな第2の基準時間との差分を新たな第1の差分として算出し、新たな第1の差分と記憶部20が記憶した第1の差分との差分である第2の差分を算出する。また、このとき記憶部20は、基準条件について記憶した第1の差分に替えて、新たな第1の差分を記憶し、複数の信号処理条件のうち基準条件以外の信号処理条件ごとに記憶し

50

た第1の差分に替えて、該信号処理条件ごとの第1の差分に第2の差分を加えた値を新たな第1の差分として基準条件以外の信号処理条件ごとに記憶する。それにより、記憶部20が信号処理条件ごとに第1の差分を記憶した後に、超音波プローブ2が第1の基準信号を受けてから該第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第1の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部8が第2の基準信号を受けてから該第2の基準信号に基づいて生成されたECG画像データに第2の時間情報が付帯されるまでの時間との差分が記憶した第1の差分と異なった場合においても、超音波診断装置1は、複数の信号処理条件のうち1つについて新たに第1の基準信号と第2の基準信号とを出力することにより、信号処理条件ごとに、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

10

【0130】

〈基準信号部4の構成例〉

基準信号部4の構成例について説明する。この構成例は、前述した第1の実施形態、第1の実施形態の変形例、第2の実施形態、及び第2の実施形態の変形例に適宜援用可能である。図10は、基準信号部4の構成例を概略的に表す模式図である。基準信号部4は、超音波プローブ2を挿入可能な凹部Hと心電検知部8を連結可能な連結部Cとを有し、凹部Hを介して第1の基準信号を出力し、連結部Cを介して第2の基準信号を出力する。凹部Hは、超音波プローブ2において超音波振動子が配置された素子部PDの近傍位置に第1の基準信号出力部10を備える。凹部Hの形状、寸法、及び第1の基準信号出力部10の実装位置は、超音波プローブ2の形状、寸法、及び超音波振動子の配置位置に基づいて適宜設計されてよい。連結部Cは、心電検知部8の近傍位置に第2の基準信号出力部11を備える。連結部Cの形状、寸法、及び第2の基準信号出力部11の実装位置は、心電検知部8の形状、寸法、及び超音波振動子の配置位置に基づいて適宜設計されてよい。

20

【0131】

基準信号部4は、記憶部20が第1の差分を記憶した後、凹部Hに超音波プローブ2が挿入され、連結部Cに心電検知部8が連結されたまま設置されてもよい。例えば基準信号部4は、定められた期間が経過するごとに、新たに第1の基準信号と第2の基準信号とを同時に出力する。この場合、算出部29は、定められた期間が経過するごとに、新たな第1の差分を算出する。また、記憶部20は、定められた期間が経過するごとに、記憶していた第1の差分に替えて、算出部29からの新たな第1の差分を記憶する。それにより、基準信号部4は、第1の基準信号と第2の基準信号とを出力するために、その都度、ユーザによる超音波プローブ2の挿入及び心電検知部8の連結を受ける必要がなくなる。従って、超音波診断装置1は、簡便に新たな第1の差分を算出することができる。また、超音波診断装置1が最初に第1の差分を算出及び記憶する場合においても、基準信号部4は、この構成において第1の基準信号と第2の基準信号とを同時に出力してよい。

30

【0132】

なお、基準信号部4は、第1の基準信号と第2の基準信号とを出力しているとき、出力中であることを報知するライトを備えてもよい。また基準信号部4は、出力中であることを報知する文字情報や画像情報などを表示部6に表示させてもよい。また、基準信号部4は、凹部Hに超音波プローブ2の挿入を検知するセンサを、連結部Cに心電検知部8の連結を検知するセンサを備え、第1の基準信号と第2の基準信号との出力中に超音波プローブ2又は心電検知部8が凹部H又は連結部Cから外れたとき、第1の基準信号と第2の基準信号との出力を停止し、算出部29による新たな第1の差分の算出を停止させてもよい。また、基準信号部4は、ユーザによる操作を受けて第1の基準信号と第2の基準信号との出力をオン・オフさせるスイッチを備えてもよい。

40

【0133】

〈実施形態に共通の効果〉

以上述べた少なくとも1つの実施形態の超音波診断装置によれば、超音波プローブが第1の基準信号を受けてから該第1の基準信号に基づいて生成された超音波画像データに第1の時間情報が付帯されるまでの時間と、心電検知部が第2の基準信号を受けてから該第

50

2の基準信号に基づいて生成されたECG画像データに第2の時間情報が付帯されるまでの時間との差分を予め算出し、この差分の時間だけずらした時間情報に基づいて、超音波画像データとECG画像データとの時相合わせを行う。それにより、超音波診断装置は、生成した画像データの時相合わせの誤差を低減することができる。

【0134】

この発明の実施形態を説明したが、上記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を意図していない。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。

10

【符号の説明】

【0135】

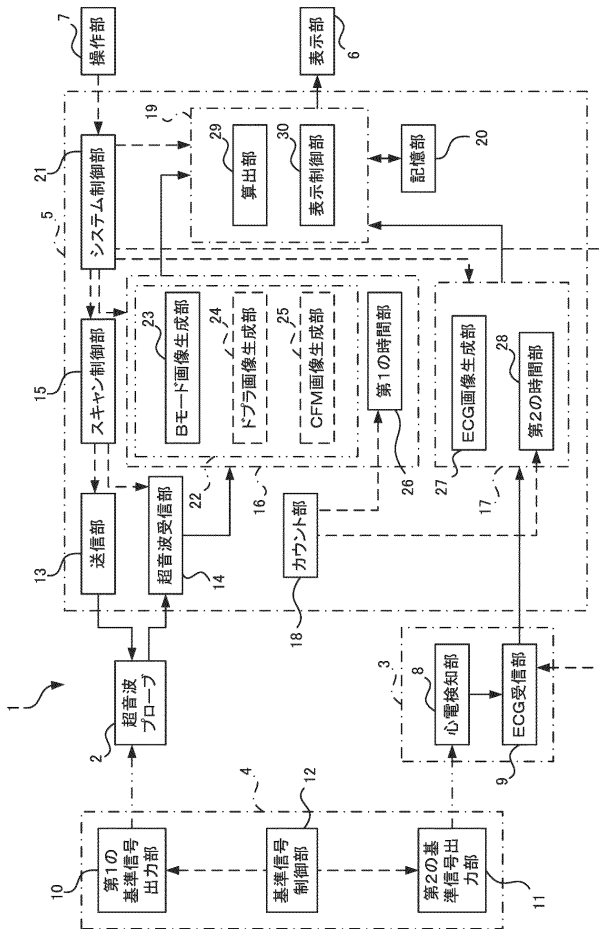
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 心電計
- 4 基準信号部
- 5 本体部
- 6 表示部
- 7 操作部
- 8 心電検知部
- 9 ECG受信部
- 10 第1の基準信号出力部
- 11 第2の基準信号出力部
- 12 基準信号制御部
- 13 送信部
- 14 超音波受信部
- 15 スキャン制御部
- 16 超音波画像処理部
- 17 ECG画像処理部
- 18 カウント部
- 19 画像出力制御部
- 20 記憶部
- 21 システム制御部
- 22 超音波画像生成部
- 23 Bモード画像生成部
- 24 ドプラ画像生成部
- 25 CFM画像生成部
- 26 第1の時間部
- 27 ECG画像生成部
- 28 第2の時間部
- 29 算出部
- 30 表示制御部

20

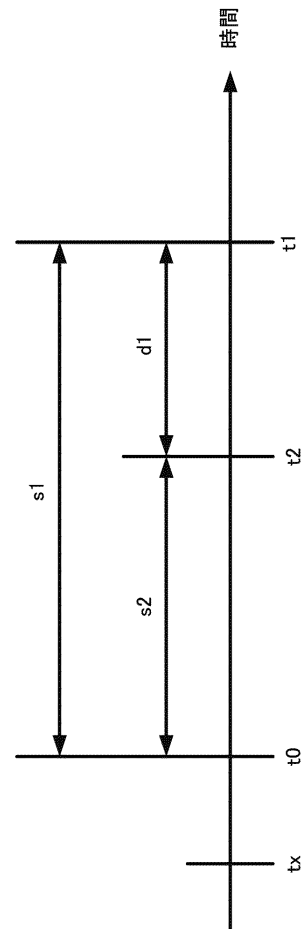
30

40

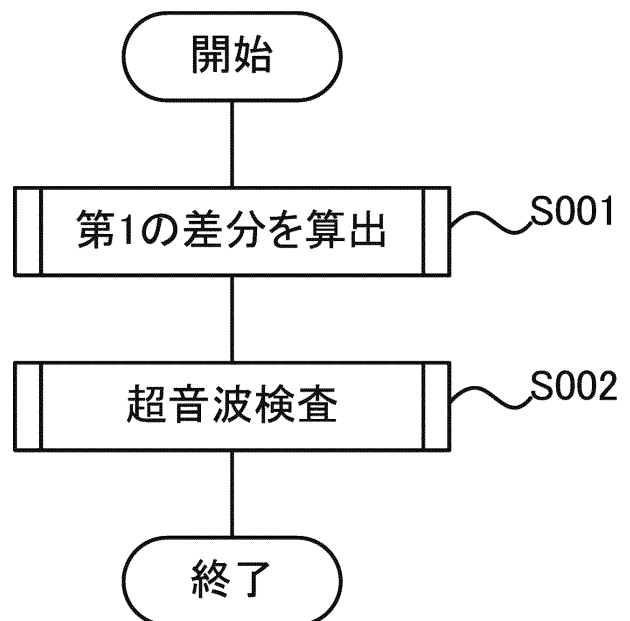
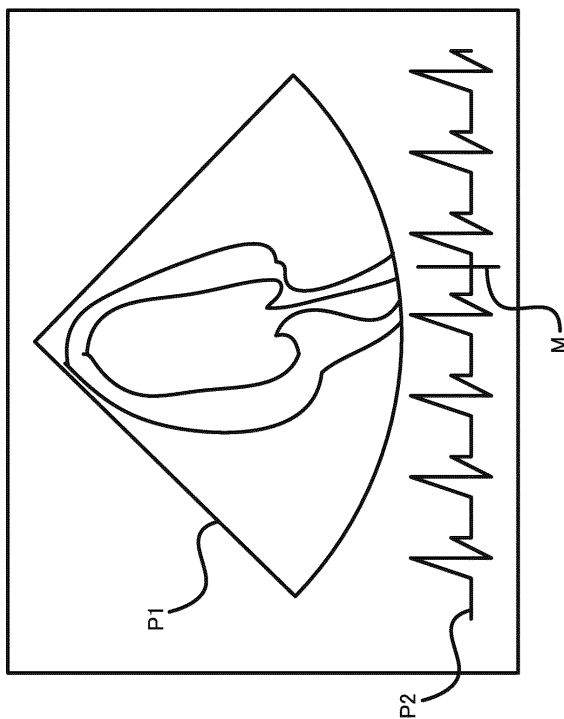
【図 2】



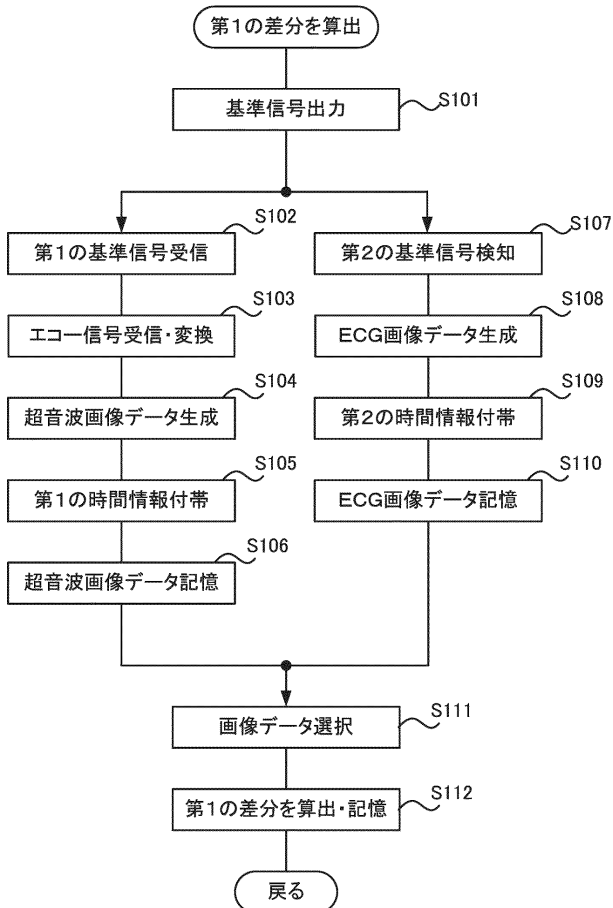
【図 3】



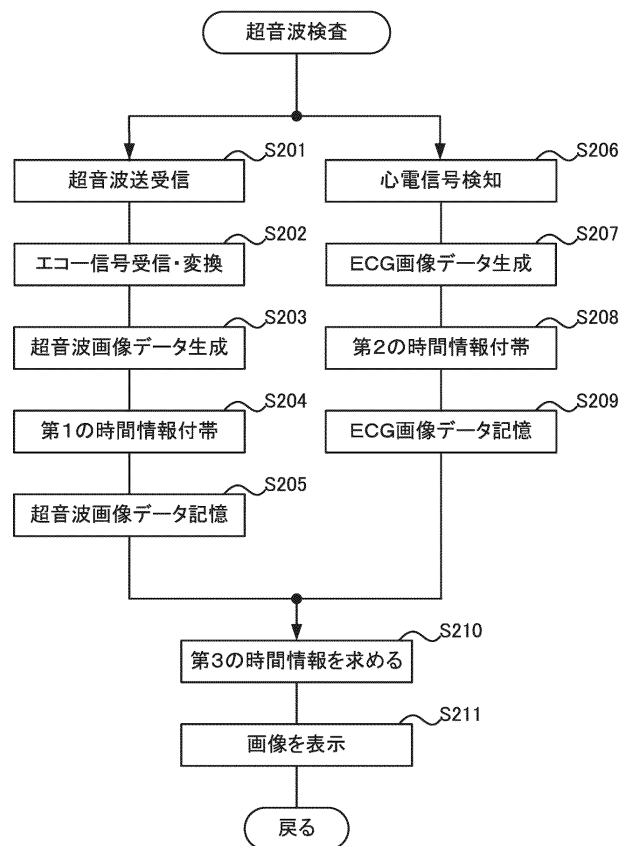
【図 4】



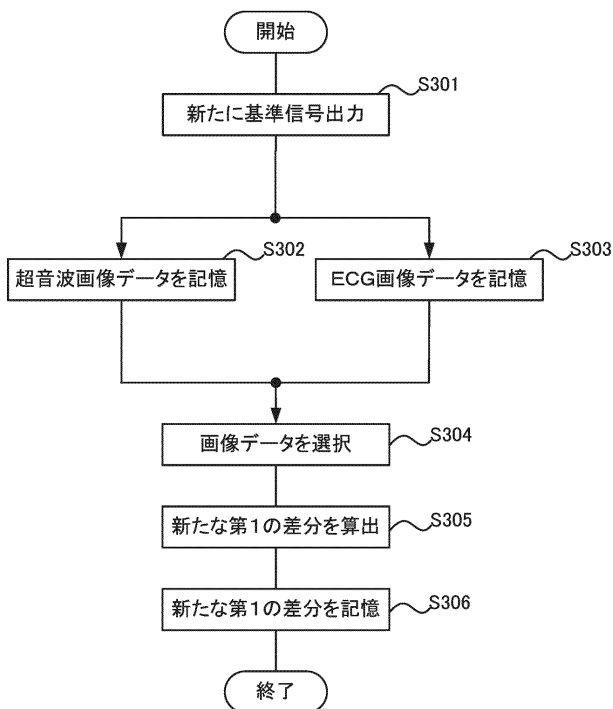
【図 5】



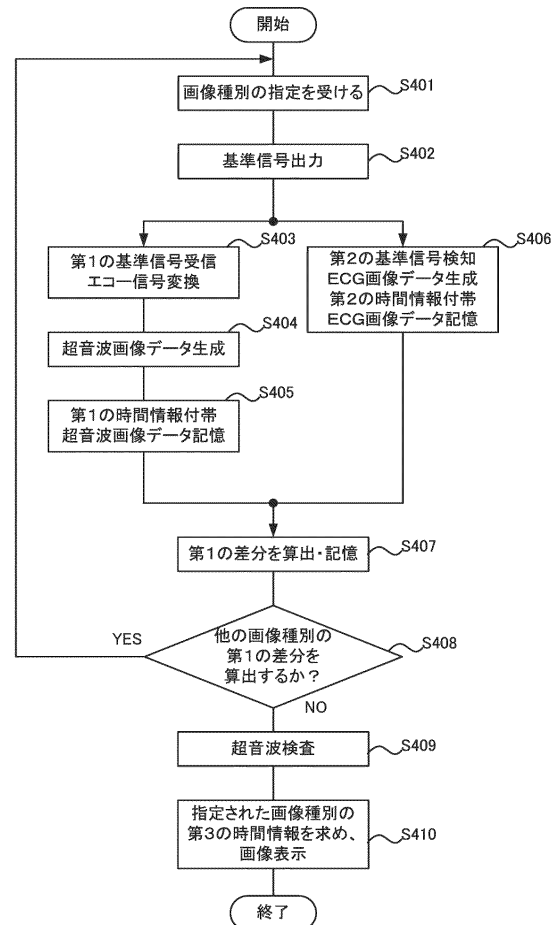
【図 6】



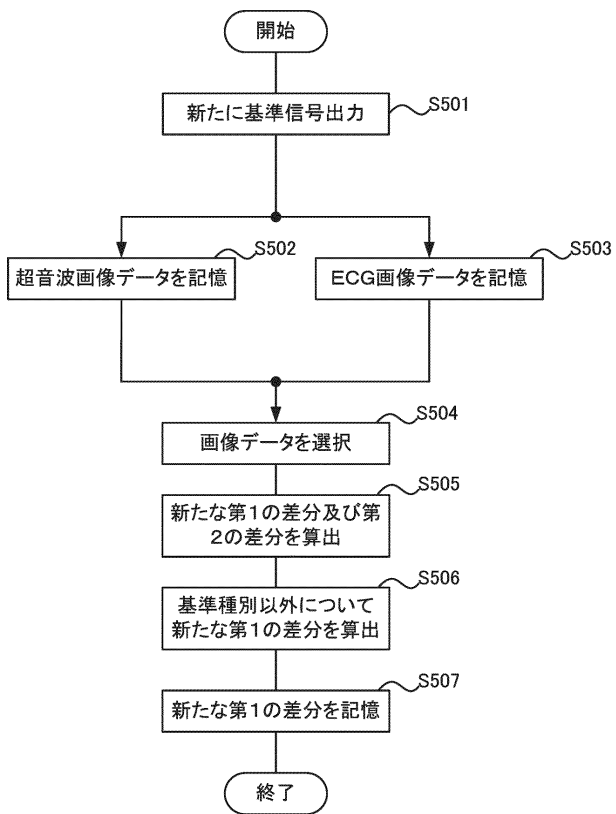
【図 7】



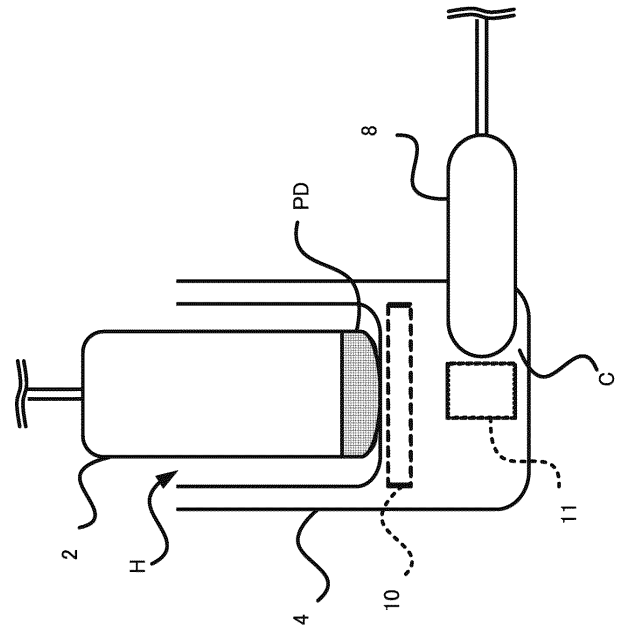
【図 8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 高橋 恭弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DE04 EE09 FF08 JB38 JB40 JC40 KK12 KK13

KK19 KK25 KK36 LL17 LL32

要解决的问题：提供一种能够减少生成的图像数据的时间对准误差的超声波诊断装置。超声波诊断装置包括超声波探头，心电图仪，超声波图像生成单元，ECG图像生成单元，第一时间单元，第二时间单元，参考信号单元，计算单元，存储单元和显示控制单元。参考信号部分同时将第一参考信号输出到超声波探头，并将第二参考信号同时输出到心电图检测部分。计算单元计算由附加到基于第一参考信号生成的超声图像数据的第一时间信息和基于第二参考信号生成的ECG表示的第一参考时间并且第二参考时间由附加到图像数据的第二时间信息表示。显示控制单元使显示单元显示超声图像和ECG图像，其中由第一时间信息表示的时间最接近由第三时间信息表示的时间。点域1

