

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4649147号
(P4649147)

(45) 発行日 平成23年3月9日(2011.3.9)

(24) 登録日 平成22年12月17日(2010.12.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2004-252669 (P2004-252669)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成16年8月31日(2004.8.31)	(73) 特許権者	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
(65) 公開番号	特開2006-68101 (P2006-68101A)	(73) 特許権者	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
(43) 公開日	平成18年3月16日(2006.3.16)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
審査請求日	平成19年8月9日(2007.8.9)	(72) 発明者	小林 豊 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社 本社内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波送受波を行うための超音波振動子を備えた超音波プローブと、
前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対し超音波走査を行う送受信手段と、

前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいてRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、

前記被検体から得られた生体信号に基づいて時刻情報を生成する時刻情報生成手段と、
前記RAWデータに基づいて、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、

前記時刻情報に基づいて、前記所定時刻における生体信号と、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを同期させて表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体に対して超音波送受波を行うための超音波振動子を備えた超音波プローブと、
前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の走査線方向に対して超音波走査を行う送受信手段と、

前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて、前記走査線ごとにRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、

基準時刻情報を発生する基準時刻情報発生手段と、

10

20

前記 R A W データに対して、前記走査線ごとに前記基準時刻情報を付加する第 1 の時刻情報付加手段と、

前記基準時刻情報を前記被検体から得られた生体信号に付加する第 2 の時刻情報付加手段と、

前記基準時刻情報に基づいて抽出された前記 R A W データに基づいて、所定時刻における画像データ及び解析データの何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、

前記抽出された R A W データの前記基準時刻情報に基づいて、前記所定時刻に対応する生体信号を抽出して、前記画像データ及び解析データの少なくともいずれかと同期させて表示する表示手段とを備えた

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

被検体に対して超音波送受波を行なうための超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対し超音波走査を行う送受信手段と、

前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて R A W データを生成する R A W データ生成手段と、

前記 R A W データに対して、その R A W データを収集するための超音波送受信と略同時に収集される前記被検体の生体信号を付加する生体信号付加手段と、

前記 R A W データに基づいて、所定時刻における画像データ及び解析データの少なくとも何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、

20

前記 R A W データに付加された生体信号に基づいて、前記所定時刻における生体信号と、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを同期させて表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

前記 R A W データ生成手段は、前記受信信号に基づいて B モード用 R A W データ、カラーブラ用 R A W データ、ドブラスペクトラム用 R A W データの少なくとも何れかであることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載した超音波診断装置。

【請求項 5】

前記時刻情報生成手段は、前記被検体から収集される生体信号より検出された所定臓器の所定時相を特定するための情報を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記時刻情報生成手段は、前記被検体から収集される E C G 信号の R 波に基づいて前記時刻情報を生成することを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 の時刻情報付加手段は、前記 R A W データのヘッダ部及び画素の 1 部の少なくとも何れかに前記時刻情報あるいは基準時刻情報を付加することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載した超音波診断装置。

【請求項 8】

前記生体信号付加手段は、前記 R A W データのヘッダ部及び画素の 1 部の少なくとも何れかに前記生体信号を付加することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、被検体に対する超音波の送受波によって得られた画像データあるいは解析データとこれらのデータと並行して得られる生体信号とを同期させて表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波を被

50

検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を前記超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データが容易に得られるため、心臓などの臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像データとカラードプラ画像データは、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

超音波診断法においては、被検体に対する超音波の送受波によって得られた上記画像データを心電波形（以下、ECG信号と呼ぶ。）などの生体信号と同期させて表示する方法が従来から行なわれており、特に、心臓をはじめとする循環器診断においては、画像データの時相の把握を目的とした生体信号との同時表示は必須なものとなってきている。

【0005】

しかしながら、例えば、Bモード画像データあるいはカラードプラ画像データとECG信号を同時表示する場合、被検体からのデータ収集と表示が略同時に行なわれるECG信号に対して、Bモード画像データあるいはカラードプラ画像データは、2次元的な画像データを生成するために無視できない処理時間を要するため、同期させて表示することが困難であった。

【0006】

このような問題点に対して、上記画像データの生成に要する時間だけECG信号を遅延させて同期をとる方法が考案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0007】

一方、ネットワークを介して接続された複数の医療機器から得られる医療情報の時相を合わせる方法として、各々の医療機器が内蔵する内部時計をネットワークに接続された標準時計装置の時刻情報に基づいて補正する方法が提案されている（例えば、特許文献2参照。）。

【特許文献1】特開平3-90141号公報

【特許文献2】特開平11-7428号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、上述の特許文献1の方法では、画像データの生成に要するおおよその時間を推定し、その時間分だけECG信号を遅延させる方法がとられているため十分な同期精度が得られなかった。更に、この方法は、所定の手順によって生成された画像データのECG信号に対する遅延時間を補正するためのものであり、画像データ及びECG信号はいずれも略リアルタイムで生成及び表示されることを前提としている。同様にして、特許文献2の方法においても、既に生成された画像データ等の医療情報に対して同期補正がおこなわれている。

【0009】

ところで、超音波診断装置では、近年、画像データの生成に用いられる走査方向単位の超音波データ（以下、RAWデータと呼ぶ。）を装置内の記憶回路に一旦保存させ、後日、このRAWデータに対して種々の信号処理を行ない所望の画像データあるいは解析データを生成する方法が普及しつつある。この方法によれば、RAWデータに対する信号処理は被検者が不在であっても可能なため、時間的制約を受けずに行なうことができる。

【0010】

このような場合においても、RAWデータを用いて生成された画像データや解析データとECG信号等の生体信号との同期表示は不可欠となるが、正確な同期表示方法についてはこれまで考慮されていなかった。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体から得られたRAWデータを使用して画像データや解析データ等の生成を行う際に、生体信号あるいは生体信号に基づいて生成した時刻情報をRAWデータに付帯情報として付加することによって、このRAWデータを用いて生成した画像データあるいは解析データと生体信号との同期表示を精度よく行なうことを可能とした超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

上記課題を解決するために、本発明は、被検体に対して超音波送受波を行うための超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対し超音波走査を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいてRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記被検体から得られた生体信号に基づいて時刻情報を生成する時刻情報生成手段と、前記RAWデータに基づいて、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、前記時刻情報に基づいて、前記所定時刻における生体信号と、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを同期させて表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

10

【 0 0 1 3 】

又、上記課題を解決するために、本発明は、被検体に対して超音波送受波を行うための超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の走査線方向に対して超音波走査を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいて、前記走査線ごとにRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、基準時刻情報を発生する基準時刻情報発生手段と、前記RAWデータに対して、前記走査線ごとに前記基準時刻情報を付加する第1の時刻情報付加手段と、前記基準時刻情報を前記被検体から得られた生体信号に付加する第2の時刻情報付加手段と、前記基準時刻情報に基づいて抽出された前記RAWデータに基づいて、所定時刻における画像データ及び解析データの何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、前記抽出されたRAWデータの前記基準時刻情報に基づいて、前記所定時刻に対応する生体信号を抽出して、前記画像データ及び解析データの少なくともいずれかと同期させて表示する表示手段とを備えた

20

30

【 0 0 1 4 】

又、上記課題を解決するために、本発明は、被検体に対して超音波送受波を行なうための超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対し超音波走査を行う送受信手段と、前記送受信手段によって得られた受信信号に基づいてRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータに対して、そのRAWデータを収集するための超音波送受信と略同時に収集される前記被検体の生体信号を付加する生体信号付加手段と、前記RAWデータに基づいて、所定時刻における画像データ及び解析データの少なくとも何れかを生成する画像・解析データ生成手段と、前記RAWデータに付加された生体信号に基づいて、前記所定時刻における生体信号と、前記画像データ及び解析データの少なくとも何れかを同期させて表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、被検体から得られたRAWデータを用いて画像データや解析データ等の生成を行う際に、画像データあるいは解析データと生体信号との間の時相合わせを高精度で行うことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 6 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

50

【実施例 1】

【0017】

以下に述べる本発明の第 1 の実施例では、被検体に対して R A W データを収集する際に、この R A W データと並行して収集される E C G 信号に基づいた時刻情報を前記 R A W データの各々に付帯情報として付加し、付加した時刻情報に基づいて抽出された所定時相における R A W データを用いて画像データあるいは解析データを生成することにより、画像データあるいは解析データと E C G 信号との同期表示を行なう。

【0018】

(装置の構成)

以下では、本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の構成につき図 1 乃至図 3 を用いて説明する。尚、図 1 は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 は、この超音波診断装置を構成する送受信部及び R A W データ生成部のブロック図である。

【0019】

図 1 に示す超音波診断装置 100 は、被検体に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ 201 と、超音波プローブ 201 に対して駆動信号の送信と反射信号の受信を行なう送受信部 200 と、この送受信部 200 によって得られた受信信号を信号処理して B モード用 R A W データ、I / Q 信号、カラードプラ用 R A W データ等の R A W データを生成する R A W データ生成部 250 と、この R A W データに対して後述する時刻情報生成部 312 から供給される時刻情報を付加する時刻情報付加部 301 と、時刻情報が付加された R A W データを走査方向 (ラスタ) 単位で保存する R A W データ記憶部 302 を備えている。

【0020】

又、超音波診断装置 100 は、被検体に対して E C G 信号等の生体信号を収集する生体信号計測ユニット 311 と、この生体信号を用いて時刻情報を生成する時刻情報生成部 312 と、生体信号と時刻情報を対応付けて保存する生体信号記憶部 313 と、R A W データ記憶部 302 に保存された R A W データの中から、時刻情報に基づいて複数の R A W データを読み出して生体信号の所定時相における画像データあるいは解析データを生成する画像・解析データ生成部 300 を備えており、更に、前記所定時相における画像データあるいは解析データと生体信号を同期させて合成し表示用データを生成する表示用データ生成部 305 と、この表示用データを表示する表示部 306 と、画像データ生成モードの選択や各種コマンド信号の入力を行なう入力部 307 と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部 308 を備えている。

【0021】

超音波プローブ 201 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、例えば、1次元に配列した複数個 (N 個) の超音波振動子とその先端部分に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス (駆動信号) を超音波パルス (送信超音波) に変換し、又受信時には超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有している。この超音波プローブ 201 は小型、軽量に構成されており、N チャンネルのケーブルを介して送受信部 200 に接続されている。超音波プローブ 201 は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、これらの超音波プローブの中から診断部位に応じて任意に選択されるが、以下ではセクタ走査対応の超音波プローブ 201 を用いた場合について述べる。

【0022】

次に、送受信部 200 は、図 2 に示すように超音波プローブ 201 から送信超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部 202 と、超音波プローブ 201 の超音波振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう超音波受信部 203 を備えており、超音波送信部 202 は、レートパルス発生器 211 と、送信遅延回路 212 と、パルサ 213 を備えている。レートパルス発生器 211 は、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期 (T r) を決定するレートパルスを送信遅延回路 212 に供

10

20

30

40

50

給する。一方、送信遅延回路 212 は、超音波プローブ 201 において送信に使用される超音波振動子と同数 (N チャンネル) の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための集束用遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 213 に供給する。

【0023】

パルサ 213 は、送信に使用される超音波振動子と同数 (N チャンネル) の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 201 に内蔵された N 個の超音波振動子を駆動し、被検体に対して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

【0024】

一方、超音波受信部 203 は、N チャンネルのプリアンプ 214 と、受信遅延回路 215 と、加算器 216 を備えている。プリアンプ 214 は、超音波振動子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅し十分な S/N を確保する。又、受信遅延回路 215 は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための収束用遅延時間と、所定の方向に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ 214 の出力に与えた後、加算器 216 に送り、加算器 216 において超音波振動子からの N チャンネルの受信信号は加算されて 1 つに纏められる。

【0025】

次に、RAW データ生成部 250 は、整相加算された超音波受信部 203 の受信信号に対して B モード画像用の RAW データを生成するための信号処理を行なう B モードデータ生成部 204 と、上記受信信号に対して I/Q 信号を生成する I/Q 信号生成部 205 と、この I/Q 信号に対してカラードプラ画像用の RAW データを生成するための信号処理を行なうカラードプラデータ生成部 206 を備えている。

【0026】

B モードデータ生成部 204 は、包絡線検波器 217 と、対数変換器 218 と、A/D 変換器 219 を備えている。B モードデータ生成部 204 の入力信号は、包絡線検波器 217 によって包絡線検波が行なわれた後対数変換器 217 で対数変換され、弱い信号が相対的に強調される。そして、対数変換器 217 の出力は A/D 変換器 219 において A/D 変換されて B モードデータが生成される。

【0027】

一方、I/Q 信号生成部 205 は、基準信号発生器 220、 $\pi/2$ 移相器 221、ミキサ 222-1 及び 222-2、2 チャンネルから構成される LPF (ローパスフィルタ) 223 及び A/D 変換器 224 を備えている。そして、超音波の受信信号に対して直交位相検波を行なって受信信号の I/Q 成分を検出する。

【0028】

即ち、超音波受信部 203 の出力信号は、ミキサ 222-1 及び 222-2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 211 のレートパルスと同期した基準信号発生器 220 の連続波出力は、ミキサ 222-1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に $\pi/2$ 移相器 221 に供給され、 $\pi/2$ 移相器 221 において位相が 90 度シフトされてミキサ 222-2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 222-1 及び 222-2 の出力は、ローパスフィルタ 223 に供給され、I/Q 信号生成部 205 の入力信号周波数と基準信号発生器 220 の出力信号周波数との和の成分が除去されて差の成分のみが検出される。

【0029】

次いで、A/D 変換器 224 は、LPF 223 の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号を所定のサンプリング周期でサンプリングしデジタル信号に変換する。

【0030】

次に、カラードプラデータ生成部 206 は、I/Q 信号記憶回路 225 と、MTI フィルタ 226 と、自己相関器 227 と、演算器 228 を備えており、所定の走査方向に対して行なわれる連続した複数回の超音波送受波において得られる受信信号に対して I/Q 信

10

20

30

40

50

号生成部 205 が直交位相検波を行なって得られた I 成分（受信信号の実数成分）及び Q 成分（受信信号の虚数成分）は I / Q 信号記憶回路 225 において順次保存される。

【0031】

一方、前記カラードプラデータ生成部 206 の M T I フィルタ 226 は、高域通過用のデジタルフィルタであり、I / Q 信号記憶回路 225 に一旦保存された I Q 信号に対して臓器等の固定反射体からの反射成分や呼吸性移動あるいは拍動性移動などに起因するドプラ信号成分（組織ドプラ成分）の除去を行なう。

【0032】

又、自己相関器 227 は、M T I フィルタ 226 によって血流情報のみが抽出されたドプラ信号に対して自己相関処理を行ない、演算器 228 は、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値、分散値、更にはパワー値などを二次元的に算出してカラードプラデータを生成する。

【0033】

次に、図1に戻って、時刻情報付加部 301 は、R A W データ生成部 250 において生成された走査方向単位の R A W データの各々に対して、後述する時刻情報生成部 312 が被検体の生体信号に基づいて生成した時刻情報（同期信号）を付加する。そして、R A W データ記憶部 302 は、時刻情報が付加された R A W データを順次保存する。

【0034】

図3は、R A W データ記憶部 302 に保存された R A W データの構成を模式的に示したものであり、縦軸は走査方向 1 乃至 M に対応した R A W データの配列、横軸は超音波送受波方向に対応している。例えば、1 フレーム分の B モード画像データに必要な M 個の R A W データ B - 1 乃至 B - M において、第 1 の走査方向（ 1 ）の超音波送受波によって生成された R A W データ B - 1 の画素 a 1 1 乃至 a 1 L は各々 12 ビットで構成され、更に、これら L 個の画素の先頭（ヘッダ）には時刻情報が保存される時刻情報記憶領域 a 1 0 a と、走査方向（ 1 ）に関する情報が保存される走査情報記憶領域 a 1 0 b が設けられている。

【0035】

同様にして、第 2 の走査方向（ 2 ）乃至第 M の走査方向（ M ）に対する R A W データ B - 2 乃至 B - M の各々も時刻情報記憶領域 a 2 0 a 乃至 a M 0 a 及び走査情報記憶領域 a 2 0 b 乃至 a M 0 b と B モード用 R A W データが記憶された画素 a m 1 乃至 a m L （ m = 2 乃至 M ）から構成されている。

【0036】

尚、R A W データ記憶部 302 には、第 M の走査方向（ M ）に対して得られた R A W データ B - M に後続して次以降の B モード画像データの生成に用いられる図示しない R A W データ B - 1 乃至 B - M が繰り返し保存される。

【0037】

そして、被検体の E C G 信号における R 波が計測された時刻において得られた R A W データ（例えば R A W データ B - 3 ）の時刻情報記憶領域 a 3 0 a には「 1 」が付加され、その他の時刻情報記憶領域には「 0 」が付加される。

【0038】

次に、図 1 の生体信号計測ユニット 311 は、被検体に対して E C G 信号、脳波、心音、血压波形、呼吸波形、インピーダンス波形等の生体信号を計測し、計測した生体信号は図示しない A / D 変換器によってデジタル信号に変換される。一方、時刻情報生成部 312 は、上記生体信号に基づいて時刻情報（同期信号）を生成する機能を有し、例えば、上記生体信号計測ユニット 311 から供給される生体信号が E C G 信号の場合には、この E C G 信号における R 波のタイミングを検出する。

【0039】

又、生体信号記憶部 313 は、生体信号計測ユニット 311 から供給される生体信号と、この生体信号に基づいて時刻情報生成部 312 が生成した時刻情報を対応付けて保存する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

一方、画像・解析データ生成部 3 0 0 は、RAWデータ記憶部 3 0 2 において保存されたRAWデータの中から、所定の時相における1つあるいは複数個のRAWデータを読み出し、この読み出したRAWデータに対して必要に応じてデータ処理し、更に、走査変換（スキャンコンバージョン）を行なって画像データを生成する。

【 0 0 4 1 】

この画像・解析データ生成部 3 0 0 は、RAWデータ処理部 3 0 3 と画像データ生成部 3 0 4 を備えている。そして、RAWデータ処理部 3 0 3 は、所定時相のRAWデータを、このRAWデータに付加された時刻情報に基づいて読み出し、Bモード用RAWデータやカラードプラ用RAWデータに対する画像処理や画像分析、I/Q信号に対するスペクトラム解析等のデータ処理を行なう。そして、画像データ生成部 3 0 4 は、RAWデータ処理部 3 0 3 において読み出された所定時相のBモード用RAWデータあるいはカラードプラ用RAWデータに対して走査変換を行ない画像データを生成する。

10

【 0 0 4 2 】

一方、表示用データ生成部 3 0 5 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、この演算回路は、画像・解析データ生成部 3 0 0 の画像データ生成部 3 0 4 から供給される画像データあるいはRAWデータ処理部 3 0 3 から直接供給される各種解析データと同じ時相における生体信号を前記時刻情報に基づいて読み出す。次いで、上記表示用データ生成部 3 0 5 は、画像・解析データ生成部 3 0 0 から供給される画像データあるいは解析データと前記生体信号を合成して表示用データを生成し前記記憶回路に一旦保存する。

20

【 0 0 4 3 】

表示部 3 0 6 は、図示しない変換回路とモニタを備え、表示用データ生成部 3 0 5 において生成された表示用データは、変換回路においてD/A変換とテレビフォーマット変換によって映像信号に変換されCRTあるいは液晶などのモニタに表示される。

【 0 0 4 4 】

一方、入力部 3 0 7 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備え、患者情報や各種コマンド信号の入力、画像データ生成モードの選択等が上記入力デバイスと表示パネルを用いて行なわれる。

【 0 0 4 5 】

又、システム制御部 3 0 8 は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部 3 0 7 から供給される各種の入力情報や選択情報等は前記記憶回路に保存される。そして、前記CPUは、これらの情報に基づいて送受信部 2 0 0、RAWデータ生成部 2 5 0、時刻情報付加部 3 0 1、画像・解析データ生成部 3 0 0、表示用データ生成部 3 0 5、表示部 3 0 6 等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。

30

【 0 0 4 6 】

（画像データと生体信号の同期表示手順）

次に、本実施例の超音波診断装置 1 0 0 の基本動作と、この超音波診断装置 1 0 0 によって得られる画像データと生体信号との同期表示の手順につき図 1 乃至図 6 を用いて説明する。尚、以下では、被検体に対して超音波送受波を行なって得られたBモード用RAWデータを用いて生成されるBモード画像データとこの超音波送受波と並行して収集されるECG信号の同期表示につき図 4 のフローチャートに沿って述べるが、これらに限定されるものではなく、Bモード画像データの替わりに、カラードプラ画像データやドプラスペクトラムデータ、更には、各種の解析データ等であってもよく、又、ECG信号の替わりに血圧波形等の他の生体信号であっても構わない。

40

【 0 0 4 7 】

被検体に対する超音波送受波に先だって、医師や検査技師（以下、操作者と呼ぶ。）は、被検体の所定の位置に生体信号計測ユニット（心電計）3 1 1 の電極を装着し、次いで、入力部 3 0 7 の入力デバイスを用いて被検体情報の入力や画像データ生成モードとしてBモード画像データの選択等を行なったならば、超音波プローブ 2 0 1 の先端部を前記被検体の所定位置に配置する（図 4 のステップ S 1）。このとき、上述の入力情報や選択情

50

報は、システム制御部 308 の記憶回路に保存される。

【0048】

上記の初期設定が終了したならば、システム制御部 308 は、図 2 に示した超音波送信部 202 のレートパルス発生器 211 に対して送信制御信号を供給し、レートパルス発生器 211 は、システム制御部 308 からの制御信号に同期して被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期 (Tr) を決定するレートパルスを送信遅延回路 212 に供給する。

【0049】

次いで、送信遅延回路 212 は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、第 1 の走査方向 (1) に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 213 に供給する。パルサ 213 は、レートパルスの駆動によって生成される駆動信号を、ケーブルを介して超音波プローブ 201 における N 個の超音波振動子に供給し、被検体の 1 方向に超音波パルスを放射する。

【0050】

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。被検体の組織にて反射した超音波反射波 (受信超音波) は、超音波プローブ 201 の超音波振動子によって受信されて電気信号 (受信信号) に変換され、この受信信号は、超音波受信部 203 における N チャンネルの独立なプリアンプ 214 にて増幅されて N チャンネルの受信遅延回路 215 に送られる。

【0051】

受信遅延回路 215 は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第 1 の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器 216 に送る。そして、加算器 216 は、受信遅延回路 215 から出力された N チャンネルの受信信号を加算合成し、1 つの受信信号に纏めた後、B モードデータ生成部 204 に供給する。

【0052】

次に、B モード信号生成部 204 は、加算器 216 からの出力信号に対して包絡線検波、対数変換、A/D 変換を行なって B モード用 RAW データを生成し、時刻情報付加部 301 に供給する。尚、このとき生成される B モード用 RAW データは、図 3 に示したように、画素 a11 乃至 a1L とヘッダによって構成され、画素 a11 乃至 a1L には A/D 変換後の信号振幅の大きさが 12 ビットで保存され、ヘッダの走査情報記憶領域 a10b には第 1 の走査方向 (1) に関する情報が保存される (図 4 のステップ S2)。

【0053】

一方、上述の第 1 の走査方向 (1) に対する超音波送受波と並行して、生体信号計測ユニット 311 は、被検体の ECG 信号を計測し (図 4 のステップ S3)、得られた ECG 信号を時刻情報生成部 312 に供給する。そして、この ECG 信号を受信した時刻情報生成部 312 は、上記超音波送受波のタイミングが ECG 信号の R 波と一致しているか否かを検出し、その検出結果に基づいて時刻情報を生成して時刻情報付加部 301 及び生体信号記憶部 313 に供給する (図 4 のステップ S4)。

【0054】

次いで、時刻情報付加部 301 は、RAW データ生成部 250 の B モードデータ生成部 204 から供給された第 1 の走査方向に対する B モード用 RAW データ (図 3 の B モード用 RAW データ B-1) の時刻情報記憶領域 a10a に対し、時刻情報生成部 312 から供給される時刻情報を付加する (図 4 のステップ S5)。この場合、上記超音波送受波のタイミングが ECG 信号の R 波に一致していない場合には図 3 に示すように時刻情報「0」が RAW データ B-1 の時刻情報記憶領域 a10a に付加され、一致している場合は時刻情報「1」が付加される。そして、時刻情報が付加された B モード用 RAW データ B-1 は RAW データ記憶部 302 に保存される (図 4 のステップ S6)。

【0055】

一方、生体信号記憶部 313 に供給された ECG 信号データにも上記時刻情報が付加されて保存される (図 4 のステップ S7 及び S8)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 6 】

次いで、システム制御部 3 0 8 は、第 2 の走査方向乃至第 M の走査方向に対しても同様な超音波送受波を行ない、更に、第 M の走査方向に対する超音波送受波に後続して第 1 の走査方向乃至第 M の走査方向に対する超音波送受波を繰り返し行なう。そして、このとき得られた B モード用 R A W データの各々は、時刻情報付加部 3 0 1 において時刻情報が付加されて R A W データ記憶部 3 0 2 に保存され、この B モード用 R A W データの生成及び保存と並行して収集される E C G 信号に対しても前記時刻情報が付加されて生体信号記憶部 3 1 3 に保存される。

【 0 0 5 7 】

一方、画像・解析データ生成部 3 0 0 の R A W データ処理部 3 0 3 は、R A W データ記憶部 3 0 2 において一旦保存された図 3 の R A W データ B - 1、B - 2、・・・に対して時刻情報の検索を行なう。そして、例えば R A W データ B - 3 において E C G 信号の R 波に対応する時刻情報「1」を検出したならば、R A W データ B - 3 を基準として R A W データを順次読み出す。次いで、R A W データ処理部 3 0 3 は、読み出した R A W データに対して、必要に応じて画像処理を行なって画像データ生成部 3 0 4 に供給する。

10

【 0 0 5 8 】

画像データ生成部 3 0 4 は、R A W データ処理部 3 0 3 において読み出された所定時相における 1 フレーム分の B モード用 R A W データに対して走査変換を行なって B モード画像データを生成する（図 4 のステップ S 9）。

【 0 0 5 9 】

次いで、表示用データ生成部 3 0 5 は、時刻情報が付加された状態で生体信号記憶部 3 1 3 に保存されている E C G 信号の中から時刻情報「1」が付加された E C G 信号（R 波）を基準に一連の E C G 信号を順次読み出し（図 4 のステップ S 1 0）、更に、画像・解析データ生成部 3 0 0 の画像データ生成部 3 0 4 から供給される B モード画像データにおける第 3 の走査方向（ 3 ）のデータ表示のタイミングと前記 E C G 信号の R 波の表示が同期するように合成して表示用データを生成する。

20

【 0 0 6 0 】

そして、表示部 3 0 6 は、表示用データ生成部 3 0 5 において生成された表示用データを D / A 変換及びテレビフォーマット変換して映像信号を生成しモニタに表示する（図 4 のステップ S 1 1）。

30

【 0 0 6 1 】

図 5 は、表示部 3 0 6 における B モード画像データと E C G 信号の表示例を示したものであり、セクタ走査法によって得られた B モード画像データ 8 0 1 と E C G 信号 8 0 2 が同一モニタ上に表示される。そして、この B モード画像データ 8 0 1 の時相（即ち、第 1 の走査方向（ 1 ）乃至第 M の走査方向（ M ）に対する B モード用 R A W データが収集された期間 t_1 乃至 t_2 ）に対応する E C G 信号 8 0 2 が高輝度表示（ハイライト表示）される。但し、時刻 t_2 まで連続表示された E C G 信号 8 0 2 の下方に、B モード画像データ 8 0 1 の時相 t_1 乃至 t_2 を示す時相バー 8 0 3 を表示してもよい。

【 0 0 6 2 】

（変形例）

次に、本実施例の変形例につき図 6 を用いて説明する。上述の第 1 の実施例では、既に図 3 において示したように時刻情報生成部 3 1 2 から供給される E C G 信号の時刻情報を B モード用 R A W データのヘッダに設けられた時刻情報記憶領域に保存する場合について述べたが、この変形例では、時刻情報を B モード用 R A W データの画素の一部に保存する。

40

【 0 0 6 3 】

図 6 は、本変形例における B モード用 R A W データの構造を示す図であり、例えば、第 1 の走査方向（ 1 ）に対して得られた B モード用 R A W データ B - 1 の画素 a 1 1 乃至 a 1 L の各々は 1 2 ビットで構成され、例えば、この B モード用 R A W データ B - 1 の画素 a 1 L における最小ビット（LSB）を時刻情報記憶領域 a 1 0 a に設定する。即ち、

50

図1の時刻情報生成部312から供給される時刻情報「1」あるいは「0」は、上記画素a1Lに設けられた時刻情報記憶領域a10aに保存される。

【0064】

上述のように画素の1部を用いて時刻情報を保存する場合、この時刻情報はBモード画像データの画質に影響を与えるが、時刻情報記憶領域a10aがLSBのみであるため、その影響は極めて小さく、更に、画素a1Lは被検体の最も深い部位からの受信信号が保存される画素であり、臨床的に重要な情報が保存されている可能性は少ない。

【0065】

以上述べた本発明の第1の実施例によれば、被検体から得られたRAWデータを使用して画像データや解析データ等の生成を行う場合に、前記RAWデータの収集と並行して得られた生体信号に基づいて生成された時刻情報をRAWデータに付帯情報として付加することによって、前記RAWデータを用いて生成された画像データあるいは解析データと生体信号との間の時相合わせを前記時刻情報に基づいて行なうことが可能となり、時相合わせの精度が向上する。

【0066】

又、本実施例の変形例によれば、RAWデータの画素に時刻情報が保存されているため、例えば、走査変換後に生成される画像データのようにヘッダ情報が削除されるような場合においても前記時刻情報を保存することができる。従って、画像データにおける時刻情報を用いて生体信号との同期表示を行なうことも可能となる。

【0067】

更に、上述の実施例及びその変形例によれば、一旦保存されたRAWデータ及び生体信号には共通の時刻情報が付加されているため、このRAWデータを用いたオフライン処理によって生成した画像データあるいは解析データと生体信号との同期表示を精度よく行なうことができる。

【0068】

又、本実施例によれば、上記時相合わせはソフトウェアによって行なうことが可能となり、従来のようなハードウェアによる遅延回路が不要となる。

【0069】

尚、上述の実施例及び変形例における時刻情報生成部312は、ECG信号のR波のタイミングを示す時刻情報「1」あるいは「0」を生成する場合について述べたが、ECG信号のR波からの経過時間情報を時刻情報として生成してもよい。

【0070】

一方、Bモード画像データの時相を示す方法として、上記実施例ではECG波形との同期表示を行なったが、ECG波形の代わりに例えばR波のタイミングを示すマーカを表示してもよい。

【実施例2】

【0071】

次に、本発明の第2の実施例につき図7及び図8を用いて説明する。この第2の実施例の特徴は、共通の基準時刻情報をRAWデータと生体信号の各々に付加し、この時刻情報に基づいて所定時相の画像データと生体信号を同期表示することにある。

【0072】

図7は、本実施例における超音波診断装置110の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した第1の実施例における超音波診断装置100と同様の機能を有するユニットは同一の符号で示し、その詳細な説明は省略する。

【0073】

即ち、図7の超音波診断装置110は、基準時刻のデータを発生する基準時刻情報発生部314と、この基準時刻をRAWデータ生成部250から供給されるRAWデータに付加する時刻情報付加部316と、前記基準時刻を生体信号計測ユニット311から供給される生体信号に付加する時刻情報付加部315と、基準時刻が付加された生体信号を保存する生体信号記憶部313を備え、更に、第1の実施例と同様の機能を有する超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ201、送受信部200、RAWデータ生成部250、RAWデータ記憶部302、画像・解析データ生成部300、表示用データ生成部305、表示部306、入力部307、システム制御部308等の各ユニットを備えている。

【0074】

次に、本実施例における画像データと生体信号との同期表示の手順を図8のフローチャートに沿って説明する。尚、本実施例においてもBモード用RAWデータから生成されるBモード画像データとECG信号の同期表示を例に説明するがこれらに限定されるものではない。

【0075】

上述の第1の実施例と同様の手順によって装置の初期設定(図8のステップS1)、第1の走査方向に対する超音波送受波によりBモード用RAWデータの収集(図8のステップS2)及びECG信号の収集(図8のステップS3)が行なわれ、Bモード用RAWデータは時刻情報付加部316に、又、ECG信号は時刻情報付加部315に夫々供給される。

10

【0076】

次いで、時刻情報付加部316は、Bモード用RAWデータの時刻情報記憶領域に対して基準時刻情報発生部314から供給される基準時刻情報を付加する(図8のステップS15)。そして、基準時刻情報が付加されたBモード用RAWデータはRAWデータ記憶部302に保存される(図8のステップS16)。同様にして、時刻情報付加部315は、ECG信号に対して前記基準時刻情報を付加し生体信号記憶部313に保存する。(図8のステップS17及びS18)。

20

【0077】

次いで、システム制御部308は、第2の走査方向乃至第Mの走査方向に対しても同様な超音波送受波を行ない、更に、第1の走査方向乃至第Mの走査方向に対する超音波送受波を繰り返し行なう。そして、このとき得られたBモード用RAWデータの各々は、時刻情報付加部316において基準時刻情報が付加されてRAWデータ記憶部302に保存され、このBモード用RAWデータの生成及び保存と並行して収集されるECG信号も前記基準時刻情報が付加されて生体信号記憶部313に保存される。

【0078】

一方、画像・解析データ生成部300のRAWデータ処理部303は、RAWデータ記憶部302において一旦保存されたBモード用RAWデータの中から所定時相におけるBモード用RAWデータを基準時刻情報に基づいて順次読み出し、読み出したRAWデータに対し必要に応じて画像処理を行なった後画像データ生成部304に供給する。次いで、画像データ生成部304は、RAWデータ処理部303において読み出された所定時相における1フレーム分のBモード用RAWデータを走査変換して画像データを生成する(図8のステップS19)。

30

【0079】

又、表示用データ生成部305は、基準時刻情報が付加された状態で生体信号記憶部313に保存されているECG信号の中から前記画像データの生成に用いられたRAWデータの基準時刻情報と同一の基準時刻情報が付加されているECG信号を読み出し(図8のステップS20)、更に、画像・解析データ生成部300の画像データ生成部304から供給されるBモード画像データと合成して表示用データを生成する。

40

【0080】

そして、表示部306は、表示用データ生成部305において生成された表示用データをD/A変換及びテレビフォーマット変換して映像信号を生成しモニタに表示する(図4のステップS21)。

【0081】

以上述べた本発明の第2の実施例によれば、被検体から得られたRAWデータを使用して画像データや解析データ等の生成を行う際に、RAWデータと生体信号に共通の基準時刻情報を付加することによって、このRAWデータを用いて生成した画像データあるいは

50

解析データと生体信号の同期表示を高精度で行なうことが可能となる。又、本実施例の方法では、ECG信号のR波のような特定のタイミングを基準にする必要がないため、同期表示のための処理が容易となる。

【0082】

尚、本実施例においても、第1の実施例の変形例と同様に基準時刻情報をRAWデータの画素に付加してもよい。

【実施例3】

【0083】

次に、本発明の第3の実施例につき図9乃至図12を用いて説明する。この第3の実施例の特徴は、超音波送受波によるRAWデータの生成と並行して収集される生体信号を前記RAWデータに付加することによって、このRAWデータを用いて生成した画像データあるいは解析データと生体信号との同期表示を行なうことにある。

【0084】

図9は、本実施例における超音波診断装置300の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した第1の実施例における超音波診断装置100と同様の機能を有するユニットは同一の符号で示し、その詳細な説明は省略する。

【0085】

即ち、図9の超音波診断装置200は、RAWデータ生成部250から供給されるRAWデータに対して生体信号を付加する生体信号付加部317を備え、更に、第1の実施例と同様の機能を有する超音波プローブ201、送受信部200、RAWデータ生成部250、RAWデータ記憶部302、画像・解析データ生成部300、表示用データ生成部305、表示部306、入力部307及びシステム制御部308の各ユニットを備えている。

【0086】

次に、本実施例における画像データと生体信号との同期表示の手順を図10のフローチャートに沿って説明する。尚、本実施例においてもBモード用RAWデータから生成されるBモード画像データとECG信号の同期表示を例に説明するがこれらに限定されるものではない。

【0087】

上述の第1の実施例あるいは第2の実施例と同様の手順によって装置の初期設定(図10のステップS1)、第1の走査方向に対するBモード用RAWデータの収集(図10のステップS2)及びECG信号の収集(図10のステップS3)が行なわれ、Bモード用RAWデータとECG信号は生体信号付加部317に供給される。

【0088】

生体信号付加部317は、Bモード用RAWデータのヘッダ部あるいは画素に設けられた生体信号記憶領域に対して生体信号計測ユニット311から供給されるECG信号を保存する(図10のステップS24)。そして、ECG信号が付加されたBモード用RAWデータはRAWデータ記憶部302に保存される(図10のステップS25)。

【0089】

次に、システム制御部308は、第2の走査方向乃至第Mの走査方向に対してもBモード用RAWデータの収集を行ない、更に、第1の走査方向乃至第Mの走査方向に対するBモード用RAWデータの収集を繰り返し行なう。そして、このとき得られたBモード用RAWデータの各々は、生体信号付加部317においてECG信号が付加されてRAWデータ記憶部302に保存される。

【0090】

一方、画像・解析データ生成部300のRAWデータ処理部303は、RAWデータ記憶部302において一旦保存されたBモード用RAWデータの中から所定時相におけるBモード用RAWデータとECG信号を順次読み出し、読み出したBモード用RAWデータを画像データ生成部304に、ECG信号を表示用データ生成部305に供給する(図10のステップS26)。次いで、画像データ生成部304は、RAWデータ処理部303

10

20

30

40

50

が読み出した所定時相における1フレーム分のBモード用RAWデータを走査変換してBモード画像データを生成し表示用データ生成部305に供給する(図10のステップS27)。

【0091】

次に、表示用データ生成部305は、RAWデータ処理部303から供給されたECG信号と画像データ生成部304から供給されたBモード画像データを合成して表示用データを生成する。そして、表示部306は、表示用データ生成部305において生成された表示用データをD/A変換及びテレビフォーマット変換してモニタに表示する(図10のステップS28)。

【0092】

図11は、本実施例におけるBモード用RAWデータの構造の具体例を示すものであり、例えば、第1の走査方向(1)に対して得られたBモード用RAWデータB-1の画素a11乃至a1Lの各々は12ビットで構成され、このBモード用RAWデータB-1の画素a1(L-1)乃至a1Lの12画素のLSBを生体信号記憶領域a10cに設定する。即ち、図9の生体信号計測ユニット311から供給される12ビットのECG信号は、生体信号記憶領域a10cに保存される。尚、この場合も図6の場合と同様にして、生体信号記憶領域a10cは各画素のLSBで構成されているため、Bモード画像データの画質に与える影響は小さい。

【0093】

一方、図12は、本実施例におけるRAWデータの構造の他の具体例を示すものであり、図11の場合と同様にして、第1の走査方向(1)に対して得られたBモード用RAWデータB-1の画素a11乃至a1Lの各々は12ビットで構成されている。そして、このBモード用RAWデータB-1の画素a1Lにおける12ビット(LSB乃至MSB)を生体信号記憶領域a10cに設定する。この場合、画素a1Lは全てECG信号の情報が保存されているため、Bモード画像データを表示する際には画素a1Lを表示させないためのブランキング処理を行なうことが望ましい。

【0094】

以上述べた本発明の第3の実施例によれば、被検体から得られたRAWデータを使用して画像データや解析データ等の生成を行う際に、RAWデータの収集と並行して得られる生体信号をRAWデータに付加することによって、このRAWデータを用いて生成した画像データあるいは解析データと生体信号との同期表示を正確かつ容易に行なうことが可能となる。

【0095】

更に、この実施例の方法によれば、ECG信号に対する時刻情報の付加が不要となるため、装置の構成を簡略化することができる。

【0096】

以上、本発明の実施例について述べたが、本発明は上述した実施例に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、既に述べたように上述の実施例ではBモード用RAWデータから生成されるBモード画像データとECG信号の同期表示について述べたが、これらに限定されるものではなく、生体信号と同期表示される画像データあるいは解析データはカラードプラ画像データやドプラスペクトラムデータ等であってもよい。又、上記生体信号は、脳波、心音、血圧波形、呼吸波形、インピーダンス波形等であってもよい。

【0097】

特に、カラードプラ用RAWデータの画素に対して時刻情報あるいは生体信号を付加する場合には、使用頻度や重要性が比較的低い分散値画素を用いることが好適である。

【0098】

又、上述の実施例におけるRAWデータは、走査方向単位のRAWデータ(即ち、ベクタデータ)としたが、走査変換を行なう前の超音波データであれば特に限定されない。一方、時刻情報の生成に用いた生体信号計測ユニットは超音波診断装置に内蔵される場合に

10

20

30

40

50

ついて述べたが、独立に設けられていてもよい。

【0099】

更に、上記実施例では1つの画像データあるいは解析データと1つの生体信号との同期表示について述べたが、複数の生体信号と複数の画像データ及び解析データとの同期表示であってもよい。

【0100】

尚、上述の第1の実施例の超音波受信部はアナログ方式について述べたがデジタル方式であっても構わない。又、これらの実施例におけるRAWデータは2次的に収集される場合について述べたが、3次的に収集されるものであってもよい。そして、この場合の超音波プローブは、3次元的なRAWデータを収集するために超音波振動子が2次元配列されていることが好適である。

10

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図1】本発明の第1の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例における送受信部及びRAWデータ生成部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例における時刻情報付きRAWデータの構成を示す図。

【図4】同実施例における画像データと生体信号の同期表示手順を示すフローチャート。

【図5】同実施例におけるBモード画像データとECG信号の表示例を示す図。

【図6】同実施例の変形例における時刻情報付きRAWデータの構成を示す図。

【図7】本発明の第2の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

20

【図8】同実施例における画像データと生体信号の同期表示手順を示すフローチャート。

【図9】本発明の第3の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図10】同実施例における画像データと生体信号の同期表示手順を示すフローチャート。

【図11】同実施例における生体信号付きRAWデータの構成を示す図。

【図12】同実施例における生体信号付きRAWデータの他の構成を示す図。

【符号の説明】

【0102】

100、110、120...超音波診断装置

200...送受信部

30

201...超音波プローブ

202...超音波送信部

203...超音波受信部

204...Bモードデータ生成部

205...I/Q信号生成部

206...カラードプラデータ生成部

250...RAWデータ生成部

300...画像・解析データ生成部

301、316...時刻情報付加部

302...RAWデータ記憶部

40

303...RAWデータ処理部

304...画像データ生成部

305...表示用データ生成部

306...表示部

307...入力部

308...システム制御部

311...生体信号計測ユニット

312...時刻情報生成部

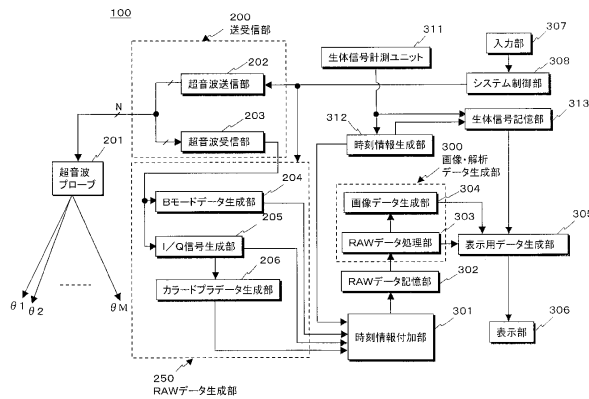
313...生体信号記憶部

314...基準時刻情報発生部

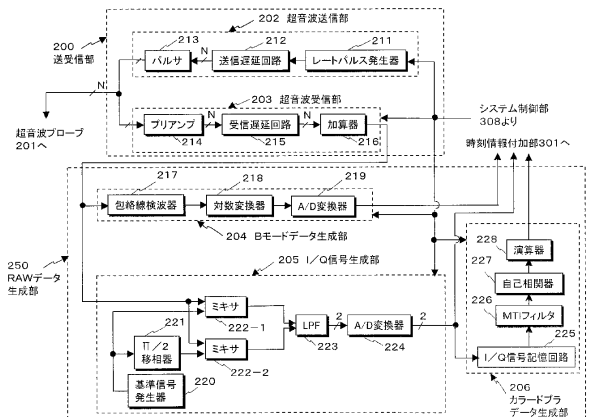
50

3 1 5 ...時刻情報付加部
3 1 7 ...生体信号付加部

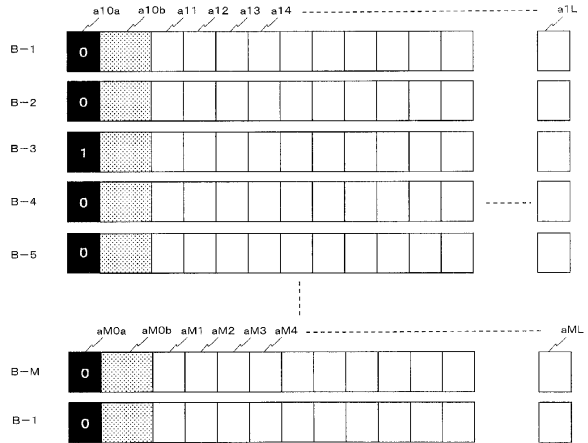
【図1】



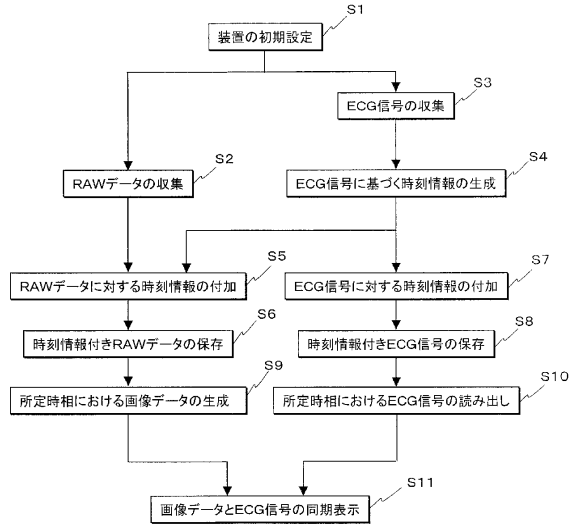
【図2】



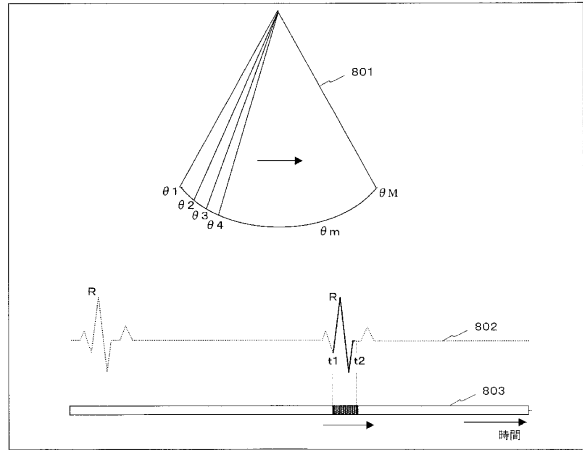
【図3】



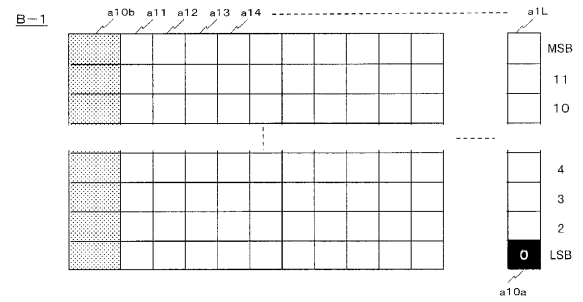
【図4】



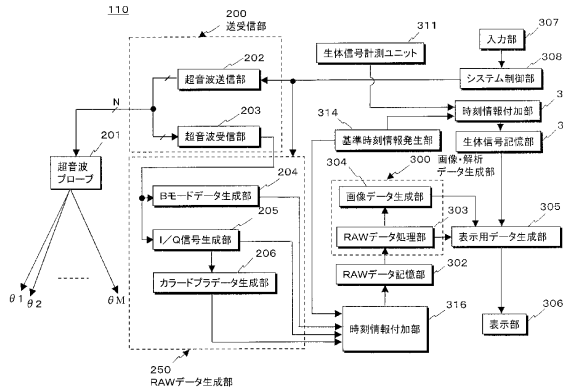
【図5】



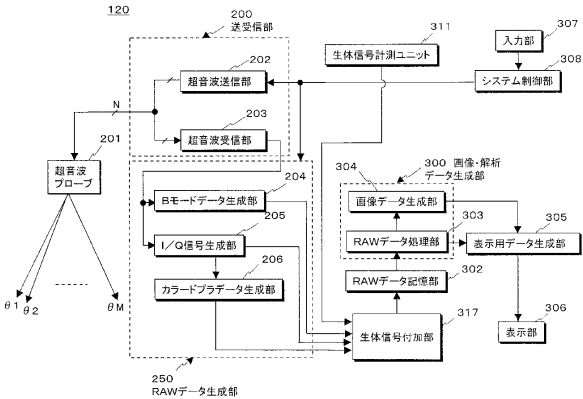
【図6】



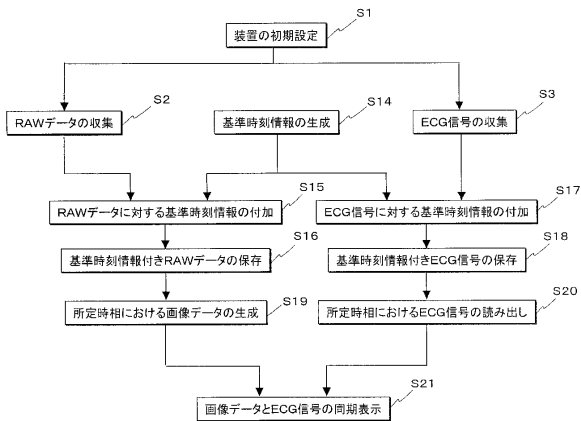
【図7】



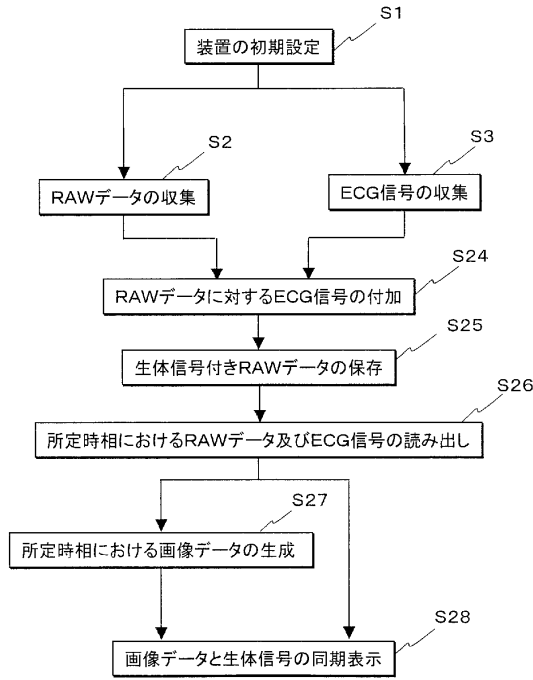
【図9】



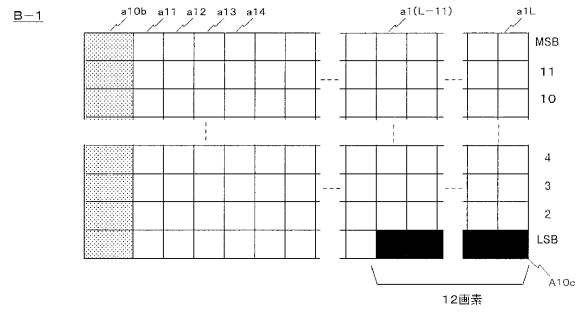
【図8】



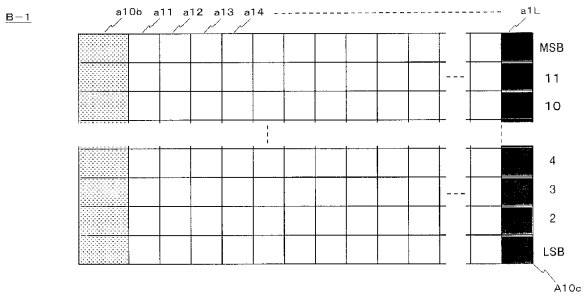
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (72)発明者 内堀 孝信
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
- (72)発明者 永井 岳年
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
- (72)発明者 佐藤 滉一
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

審査官 森 竜介

- (56)参考文献 特開平08-066399(JP,A)
特開平08-308834(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4649147B2	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	JP2004252669	申请日	2004-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	小林豊 内堀孝信 永井岳年 佐藤滉一		
发明人	小林豊 内堀孝信 永井岳年 佐藤滉一		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/463 A61B5/044		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/JC16 4C601/JC40 4C601/KK36		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2006068101A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用超声RAW数据生成的图像数据或分析数据与生物信号同步，提供精确显示的超声波检查仪。解决方案：通过使用发送和接收部分200和超声探头201对对象执行超声波的发送和接收，并且RAW数据生成部分250生成对所获取的接收器信号的超声RAW数据。同时，时间信息生成部分312基于生物信号测量单元311获取的生物信号生成时间信息，并且时间信息添加部分301将时间信息添加到超声RAW数据。然后，图像/分析数据生成部分300通过使用基于时间信息的生物信号的规定时间相位中的RAW数据生成图像数据，以及数据生成部分305，用于通过使生物信号与生物信号同步来显示合成产品。在规定的相位的时间相位的图像数据并将其显示在显示部分306上

