

(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2008-161317

(P2008-161317A)

(43) 公開日 平成20年7月17日(2008.7.17)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2006-352258 (P2006-352258)
(22) 出願日 平成18年12月27日(2006.12.27)(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 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三

最終頁に続く

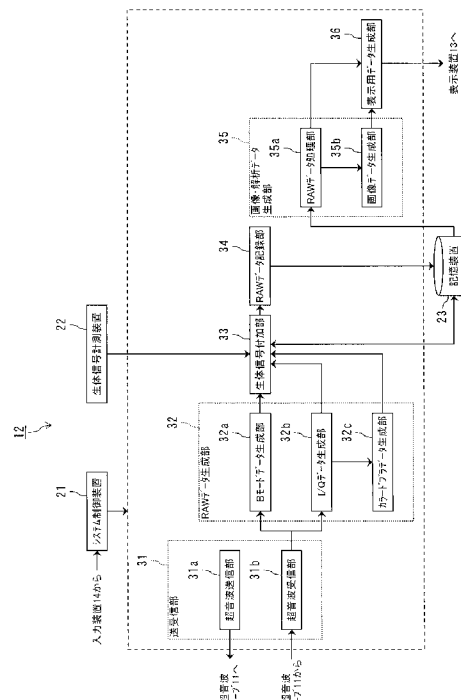
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波診断装置において、RAWデータを用いて生成した画像データ又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い、かつ、装置構成を簡略化すること。

【解決手段】送受信部31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データ生成部32と、RAWデータを収集するための超音波送受信に対応して被検体の生体信号を収集する生体信号計測装置22と、生体信号をRAWデータに付加する際、超音波の送信条件/受信条件に応じて、RAWデータへの生体信号の付加タイミングをコントロールする生体信号付加部33と、RAWデータを基に、所定時相の画像データ及び解析データのうち少なくとも一方を生成する画像・解析データ生成部35と、RAWデータに付加された生体信号を基に、所定時相における生体信号と、画像データ及び解析データのうち少なくとも一方とを同期表示させる表示用データ生成部36と、を有する。

【選択図】図2



【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複数の方向に対して超音波の走査を行なう送受信部と、
前記送受信部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データ生成部と、
前記RAWデータを収集するための超音波送受信に対応して前記被検体の生体信号を収集する生体信号計測装置と、
前記生体信号を前記RAWデータに付加する際、前記超音波の送信条件/受信条件に応じて、前記RAWデータへの前記生体信号の付加タイミングをコントロールする生体信号付加部と、
前記RAWデータを基に、所定時相の画像データ及び解析データのうち少なくとも一方を生成する画像・解析データ生成部と、
前記RAWデータに付加された生体信号を基に、前記所定時相における生体信号と、前記画像データ及び解析データのうち少なくとも一方とを同期表示させる表示用データ生成部と、を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記RAWデータ生成部は、前記RAWデータとして、Bモード用RAWデータ、カラードプラ用RAWデータ及びドプラスペクトラム用RAWデータのうち少なくとも1つを生成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。

20

【請求項 3】

前記生体信号計測装置は、前記生体信号として、心電波形、脳波、心音、血圧波形、呼吸波形及びインピーダンス波形のうち少なくとも1つを計測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 4】

前記生体信号付加部は、前記RAWデータのヘッダ部及び画素の1部のうち少なくとも1つに前記生体信号を付加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】

前記生体信号付加部は、パルス繰り返し周波数及び送信多段段数をパラメータとして、前記RAWデータへの前記生体信号の付加タイミングをコントロール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。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断技術に係り、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又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（時相合わせして）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超音波振動子によって受信して画像化してモニタ上に表示するものである。超音波診断装置による表示画像を用いた超音波診断方法は、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、心臓等の臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

40

【0003】

被検体の組織又は血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断装置による診断方法は、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ている。また、超音波パルス反射を用いて得られるBモード画像データと、超音波ドプラ法を用いて得られるカラードプラ画像データとは、今日の超音波診断において不可欠

50

なものとなっている。

【0004】

さらに、超音波診断においては、被検体に対する超音波の送受波によって得られた画像データを心電波形（ECG：electrocardiogram）信号等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た。

【0005】

しかしながら、例えば、Bモード画像データ又はカラードブラ画像データ等の画像データとECG信号とを同時表示する場合、画像データは、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信号と比較して、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。よって、画像データとECG信号とを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、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。）。

【0008】

しかしながら、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。さらに、特許文献1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行なわれている。

【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（RAWデータ）を装置内の記憶回路に一旦保存させ、後日、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又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。

【0011】

そこで、超音波RAWデータを用いて生成した画像データ又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方法が考案されている（例えば、特許文献3参照。）。特許文献3の技術によると、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なう際に、生体信号又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、RAWデータを用いて生成した画像データ又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可能となる。

【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

【特許文献3】特開2006-68101号公報

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0012】

しかしながら、特許文献1の技術では、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。さらに、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の技術においても、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。

【0013】

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(RAWデータ)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又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体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。

【0014】

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従来は考慮されていなかった。

【0015】

また、特許文献3の技術によって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を同期させるには、装置をフリーズさせ、ソフトウェアを用いて生成時間の最新の各データを基準として、時間的に類似するデータを抽出するといった方法が採られることになる。よって、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精度の点において、特許文献3の技術にはさらなる改善の余地がある。

【0016】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、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なう際に、RAWデータを用いて生成した画像データ又は解析データと生体信号との間の同期を高精度で行なうことが可能となる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0017】

また、本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、ECG信号に対する時刻情報の付加が不要となるため、装置構成を簡略化することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0018】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、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複数の方向に対して超音波の走査を行なう送受信部と、前記送受信部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データ生成部と、前記RAWデータを収集するための超音波送受信に対応して前記被検体の生体信号を収集する生体信号計測装置と、前記生体信号を前記RAWデータに付加する際、前記超音波の送信条件/受信条件に応じて、前記RAWデータへの前記生体信号の付加タイミングをコントロールする生体信号付加部と、前記RAWデータを基に、所定時相の画像データ及び解析データのうち少なくとも一方を生成する画像・解析データ生成部と、前記RAWデータに付加された生体信号を基に、前記所定時相における生体信号と、前記画像データ及び解析データのうち少なくとも一方とを同期表示させる表示用データ生成部と、を有する。

【発明の効果】

【0019】

10

20

30

40

50

本発明に係る超音波診断装置によると、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なう際に、RAWデータを用いて生成した画像データ又は解析データと生体信号との間の同期を高精度で行なうことが可能となる。

【0020】

さらに、本発明に係る超音波診断装置によると、ECG信号に対する時刻情報の付加が不要となるため、装置構成を簡略化することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

本発明に係る超音波診断装置の実施形態について、添付図面を参照して説明する。

【0022】

本発明に係る超音波診断装置の特徴は、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RAWデータに付加することによって、RAWデータを用いて生成した画像データ又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。

【0023】

図1は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態の全体構成を示すブロック図である。

【0024】

図1は、本実施形態の超音波診断装置10を示し、その超音波診断装置10は、超音波プローブ11、装置本体12、表示装置13及び入力装置14を備える。

【0025】

超音波プローブ11は、被検体（図示しない）の表面に対してその前面を接触させ、第1の走査方向（1）、第2の走査方向（2）乃至第Mの走査方向（M）に対して超音波の送受信を行なうものである。超音波プローブ11は、例えば、1次元に配列した複数個（N個）の超音波振動子をその先端部分に有している。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、また、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。超音波プローブ11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装置本体12に接続されている。超音波プローブ11は、セクタ走査対応、リニア走査対応及びコンベックス走査対応等があり、それらの中から診断部位に応じて任意に選択される。以下、セクタ走査対応の超音波プローブ11を用いた場合について述べる。

【0026】

図2は、装置本体12の構成を示す図である。

【0027】

図2に示すように、装置本体12は、ハードウェアとしてのシステム制御装置21、生体信号計測装置22及び記憶装置23を備える。また、装置本体12は、送受信部31、RAWデータ生成部32、生体信号付加部33、RAWデータ記録部34、画像・解析データ生成部35及び表示用データ生成部36を有する。なお、以下、装置本体12の各部31乃至36の全てを回路等のハードウェアによって構築する場合を説明する。しかし、装置本体12の各部31乃至36の全部又は一部は、プログラムを実行することによって機能させてもよい。

【0028】

システム制御装置21は、図示しないCPU（central processing unit）及びメモリを備える。システム制御装置21から供給される各種の入力情報や選択情報等はメモリに保存される。そして、CPUは、これらの情報に基づいて、装置本体12を構成する各部31乃至36等の制御やシステム全体の制御を行なう。

【0029】

生体信号計測装置22は、主に被検体の体表に接触させて使用され、心電波形（ECG：electrocardiogram）、脳波、心音、血圧波形、呼吸波形及びインピーダンス波形等のうち少なくとも1つによる生体信号を計測し、計測した生体信号をデジタル信号に変換する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

記憶装置 2 3 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。記憶装置 2 3 は、後述する R A W データの一時的な記憶や、E C G 信号が付加された R A W データ等の記憶に用いられる。

【 0 0 3 1 】

送受信部 3 1 は、超音波プローブ 1 1 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 3 1 a と、超音波プローブ 1 1 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 3 1 b とから構成される。具体的には、超音波送信部 3 1 a は、図示しないレートパルス発生器、送信遅延回路及びパルサを設ける。レートパルス発生器は、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に供給する。一方、送信遅延回路は、超音波プローブ 1 1 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レートパルスに与え、このレートパルスをパルサに供給する。パルサは、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 1 1 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。

10

【 0 0 3 2 】

一方、超音波受信部 3 1 b は、図示しない N チャンネルのプリアンプ、受信遅延回路及び加算器を設ける。プリアンプは、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。受信遅延回路は、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とをプリアンプの出力に与えた後、加算器に送る。加算器は、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。

20

【 0 0 3 3 】

R A W データ生成部 3 2 は、B モードデータ生成部 3 2 a 、 I / Q データ生成部 3 2 b 及びカラードブラデータ生成部 3 2 c を設ける。B モードデータ生成部 3 2 a は、整相加算された超音波受信部 3 1 b の受信信号に対して B モード画像用の R A W データを生成するための信号処理を行なう。具体的には、B モードデータ生成部 3 2 a は、図示しない包絡線検波器、対数変換器及び A / D (a n a l o g / d i g i t a l) 変換器を備える。B モードデータ生成部 3 2 a の入力信号は、包絡線検波器によって包絡線検波が行なわれた後対数変換器で対数変換され、弱い信号が相対的に強調される。そして、対数変換器の出力は、A / D 変換器によってデジタル変換されて B モードデータを生成する。

30

【 0 0 3 4 】

I / Q データ生成部 3 2 b は、整相加算された超音波受信部 3 1 b の受信信号に対して I / Q 信号を生成する。具体的には、I / Q データ生成部 3 2 b は、図示しない基準信号発生器、 $\pi/2$ 移相器、ミキサ、2 チャンネルから構成される L P F (l o w p a s s f i l t e r) 及び A / D 変換器を設ける。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。

40

【 0 0 3 5 】

カラードブラデータ生成部 3 2 c は、図示しない I / Q 信号記憶回路、M T I (m o v i n g t a r g e t i n d i c a t i o n) フィルタ、自己相関器及び演算器を設ける。I / Q 信号記憶回路は、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信によって得られる受信信号に対して I / Q データ生成部 3 2 b 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) を順次保存する。M T I フィルタは、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又は拍動性移動等に起因するドブラ信号成分 (組織ドブラ成分) の除去を行なう。自己相関

50

器は、MTIフィルタによって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関処理を行なう。演算器は、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値及び分散値、さらにはパワー値等を２次元的に算出してカラードブラデータを生成する。

【 0 0 3 6 】

生体信号付加部 3 3 は、RAWデータ生成部 3 2 から供給されるRAWデータに対して、生体信号計測装置 2 2 から供給されるECG信号を付加する。生体信号付加部 3 3 は、生体信号をRAWデータに付加する際、超音波の送信条件/受信条件に応じて、RAWデータへの生体信号の付加タイミングをコントロールする。

【 0 0 3 7 】

ここで、超音波送受信とECG計測がほぼ同時刻に行なわれていても、装置内の信号伝達経路の違いにより、生体信号付加部 3 3 へのRAWデータとECG信号との到達時刻が異なる場合がある。このような場合、生体信号付加部 3 3 は、RAWデータにECG信号を付加する際、生体信号付加部 3 3 への到達時刻の違いを考慮する必要がある。例えば、装置構成上の理由で、RAWデータと同時刻に収集されたECG信号が、RAWデータよりも一定時間遅れて生体信号付加部 3 3 に到達する場合、ある時刻に生体信号付加部 3 3 に到達した生体信号は、それより一定時間前に生体信号付加部 3 3 に到達したRAWデータに付加する必要がある。

【 0 0 3 8 】

そこで、生体信号付加部 3 3 は、一定時間以上のRAWデータを、バッファとしての記憶装置 2 3 に一時的に記憶させる。すなわち、生体信号付加部 3 3 に到達したRAWデータは一時的に記憶装置 2 3 に書き込まれる。その際、1ベクターのデータが1アドレスに書き込まれるとすると、このバッファメモリ1アドレスは、次の式(1)によって算出される時間(T1)に相当すると考えられる。なお、次の式中の送信多段段数とは、1ベクター(RAWデータ)を生成するために必要な送信数である。

[数 1]

$$T1 = (1 / \text{パルス繰り返し周波数}) / \text{送信多段段数} \quad \dots (1)$$

【 0 0 3 9 】

RAWデータと同時刻に収集されたECG信号が、RAWデータよりも時間T2だけ遅れて生体信号付加部 3 3 に到達したとすると、生体信号付加部 3 3 に到達したECG信号は、最新のRAWデータ書き込みアドレスよりもT2/T1分、過去のアドレスのRAWデータに付加される。また、ECG信号の収集間隔が時間T3である場合、T3/T1分のアドレスのRAWデータに同じECG信号が付加されることになる。

【 0 0 4 0 】

また、RAWデータ記録部 3 4 は、ECG信号が付加されたRAWデータを順次記憶装置 2 3 に記録する。

【 0 0 4 1 】

図 3 は、RAWデータ(Bモード用RAWデータ)の構造の第1例を説明するための図である。

【 0 0 4 2 】

図 3 に示すように、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ビットで構成される。Bモード用RAWデータB-1の画素a1(L-11)乃至a1Lの12画素のLSBを生体信号記憶領域a10cに設定する。すなわち、生体信号計測装置 2 2 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。なお、生体信号記憶領域a10cは各画素のLSB(less significant bit)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。

【 0 0 4 3 】

図 4 は、RAWデータ(Bモード用RAWデータ)の構造の第2例を説明するための図である。

【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

図 4 に示したデータ構造は、図 3 に示したデータ構造と同様にして、第 1 の走査方向 (1) に対して得られた B モード用 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 ビットで構成されている。そして、B モード用 R A W データ B - 1 の画素 a 1 L における 1 2 ビット (L S B 乃至 M S B (m o s t s i g n i f i c a n t b i t)) を生体信号記憶領域 a 1 0 c に設定する。この場合、画素 a 1 L は全て E C G 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 a 1 L 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。

【 0 0 4 5 】

また、B モード用 R A W データの画素数を L 個より増加させ、a 1 (L + 1) に生体信号記憶領域を設定してもよい。さらに、他の付加情報が存在するヘッダ / フッタ情報領域に埋め込むようにしてもよい。

10

【 0 0 4 6 】

図 2 に示す画像・解析データ生成部 3 5 は、記憶装置 2 3 に記憶された R A W データの中から、所定の時相における 1 つ又は複数個の R A W データを読み出し、この読み出した R A W データに対して必要に応じてデータ処理し、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。具体的には、画像・解析データ生成部 3 5 は、R A W データ処理部 3 5 a 及び画像データ生成部 3 5 b を備える。R A W データ処理部 3 5 a は、所定時相の R A W データを読み出し、B モード用 R A W データやカラードブラ用 R A W 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。画像データ生成部 3 5 b は、R A W データ処理部 3 5 a において読み出された所定時相の B モード用 R A W データ又はカラードブラ用 R A W データに対して走査変換を行なって画像データを生成する。

20

【 0 0 4 7 】

表示用データ生成部 3 6 は、画像・解析データ生成部 3 5 から供給される画像データ又は解析データと生体信号とを合成して表示用データを生成する。

【 0 0 4 8 】

図 1 に示した表示装置 1 3 は、図示しない D / A 変換回路とモニタを備える。D / A 変換回路は、装置本体 1 2 の表示用データ生成部 3 6 によって生成された表示用データを、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する。C R T (c a t h o d e r a y t u b e) 又は液晶等のモニタは、D / A 変換回路から出力された映像信号を表示する。

30

【 0 0 4 9 】

入力装置 1 4 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール及びマウス等の入力デバイスと表示パネルを備える。入力装置 1 4 は、患者情報、各種コマンド、画像データ生成モードの入力信号を装置本体 1 2 のシステム制御装置 2 1 に入力する。

【 0 0 5 0 】

続いて、本実施形態の超音波診断装置 1 0 の動作について、図 5 に示すフローチャートを用いて説明する。なお、本実施形態では、画像データ (解析データ) と生体信号との同期表示として、B モード用 R A W データから生成される B モード画像データと E C G 信号との同期表示を例にとって説明するが、本発明はこの組み合わせに限定されるものではない。

40

【 0 0 5 1 】

被検体に対する超音波送受波に先立って、医師や検査技師等の操作者は、被検体の所定の位置に生体信号計測装置 2 2 としての E C G の電極を装着する。次いで、操作者は、入力装置 1 4 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い、超音波プローブ 1 1 の先端部を被検体の所定位置に配置する (ステップ S 1) 。このとき、入力情報や選択情報は、システム制御装置 2 1 のメモリに保存される。

【 0 0 5 2 】

ステップ S 1 によって初期設定が終了すると、システム制御装置 2 1 は、図 2 に示した

50

超音波送信部 3 1 a のレートパルス発生器に対して送信制御信号を供給する。レートパルス発生器は、システム制御装置 2 1 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 (T r) を決定するレートパルスを送信遅延回路に供給する。

【 0 0 5 3 】

次いで、超音波送信部 3 1 a の送信遅延回路は、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に供給する。パルサは、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 1 1 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。

【 0 0 5 4 】

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又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 1 1 の超音波振動子によって受信されて電気信号 (受信信号) に変換される。受信信号は、超音波受信部 3 1 b における N チャンネルの独立なプリアンプにて増幅されて N チャンネルの受信遅延回路に送られる。

【 0 0 5 5 】

超音波受信部 3 1 b の受信遅延回路は、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、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受信信号に与えた後、加算器に送る。そして、加算器は、受信遅延回路から出力された 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、RAW データ生成部 3 2 に供給する。

【 0 0 5 6 】

次いで、RAW データ生成部 3 2 の B モードデータ生成部 3 2 a は、超音波受信部 3 1 b の加算器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 データを生成する (ステップ S 2) 。 B モードデータ生成部 3 2 a によって生成された B モード用 RAW データは、生体信号付加部 3 3 に供給される。

【 0 0 5 7 】

一方、第 1 の走査方向 (1) に対する超音波送受波と並行して、生体信号計測装置 2 2 としての E C G は、被検体の E C G 信号を収集する (ステップ S 3) 。生体信号計測装置 2 2 によって収集された E C G 信号は、生体信号付加部 3 3 に供給される。

【 0 0 5 8 】

次いで、生体信号付加部 3 3 は、B モード用 RAW データのヘッダ部又は画素に設けられた生体信号記憶領域に対して、生体信号計測装置 2 2 から供給される E C G 信号を付加する (ステップ S 4) 。生体信号付加部 3 3 は、ステップ S 4 によって RAW データに E C G 信号を付加する際、前述したように、B モード用 RAW データへの生体信号の付加タイミングをコントロールする。次いで、E C G 信号が付加された B モード用 RAW データは、RAW データ記録部 3 4 によって記憶装置 2 3 に記録される。

【 0 0 5 9 】

次いで、システム制御装置 2 1 は、第 1 の走査方向の場合と同様に、第 2 の走査方向乃至第 M の走査方向に対して超音波送受波を行なって、さらに、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て行なって、B モード用 RAW データを生成する (ステップ S 2) 。また、第 2 の走査方向 (2) 乃至第 M の走査方向 (M) に対する超音波送受波や第 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と並行して、E C G は、被検体の E C G 信号を収集する (ステップ S 3) 。そして、生体信号付加部 3 3 は、各 B モード用 RAW データに対して、各 E C G 信号をそれぞれ付加する (ステップ S 4) 。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 4 によって生成された E C G 信号が付加された各 B モード用 RAW データは、RAW データ記録部 3 4 によって記憶装置 2 3 にそれぞれ記録される (ステップ S 5)

10

20

30

40

50

。

【0061】

画像・解析データ生成部35のRAWデータ処理部35aは、記憶装置23に一旦保存されたBモード用RAWデータから、所定時相のBモード用RAWデータをECG信号と共に読み出す(ステップS6)。読み出されたBモード用RAWデータに対して必要に応じて画像処理が行なわれた後、Bモード用RAWデータは画像データ生成部35bに供給される。一方、Bモード用RAWデータと共に読み出されたECG信号は、表示用データ生成部36に供給される。

【0062】

画像データ生成部35bは、RAWデータ処理部35aによっ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(ステップS7)。

【0063】

次いで、表示用データ生成部36は、画像・解析データ生成部35の画像データ生成部35bから供給されるBモード画像データと、RAWデータ処理部35aから供給されるECG信号とを合成した表示用データを生成する。

【0064】

表示装置13は、表示用データ生成部36によっ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(ステップS8)。よって、モニタには、選択された所定時相のBモード用RAWデータを基に生成されたBモード画像と、所定時相のBモード用RAWデータに同期したECG信号とが同期表示される。

【0065】

本実施形態の超音波診断装置10を用いて説明したように、本発明によると、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なう際に、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、RAWデータを用いて生成した画像データ又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。

【0066】

さらに、本実施形態の超音波診断装置10を用いて説明したように、本発明によると、ECG信号に対する時刻情報の付加が不要となるため、装置構成を簡略化することができる。

【0067】

以上、本実施形態の超音波診断装置10を用いて説明したが、本発明は上述した実施形態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、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、この組み合わせ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又は解析データはカラードブラ画像データやドブラスペクトラムデータ等であってもよい。また、生体信号は、脳波、心音、血圧波形、呼吸波形及びインピーダンス波形等によるものであってもよい。

【0068】

特に、カラードブラ用RAWデータの画素に対して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。

【0069】

また、RAWデータは、走査方向単位のRAWデータ(すなわち、ベクターデータ)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。

【0070】

さらに、1つの画像データ又は解析データと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。

【0071】

10

20

30

40

50

なお、RAWデータは2次元的に収集される場合について述べたが、3次元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11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。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の全体構成を示すブロック図。

【図2】装置本体の構成を示す図。

【図3】Bモード用RAWデータの構造の第1例を説明するための図。

【図4】Bモード用RAWデータの構造の第2例を説明するための図。

【図5】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

10

【符号の説明】

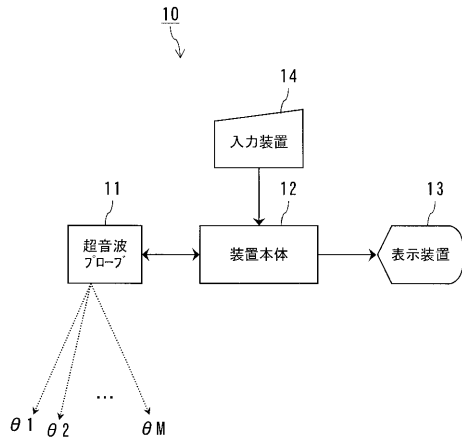
【0073】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 13 表示装置
- 14 入力装置
- 21 システム制御装置
- 22 生体信号計測装置
- 23 記憶装置
- 31 送受信部
- 31a 超音波送信部
- 31b 超音波受信部
- 32 RAWデータ生成部
- 32a Bモードデータ生成部
- 32b I/Qデータ生成部
- 32c カラードプラデータ生成部
- 33 生体信号付加部
- 35 画像・解析データ生成部
- 35a RAWデータ処理部
- 35b 画像データ生成部
- 36 表示用データ生成部

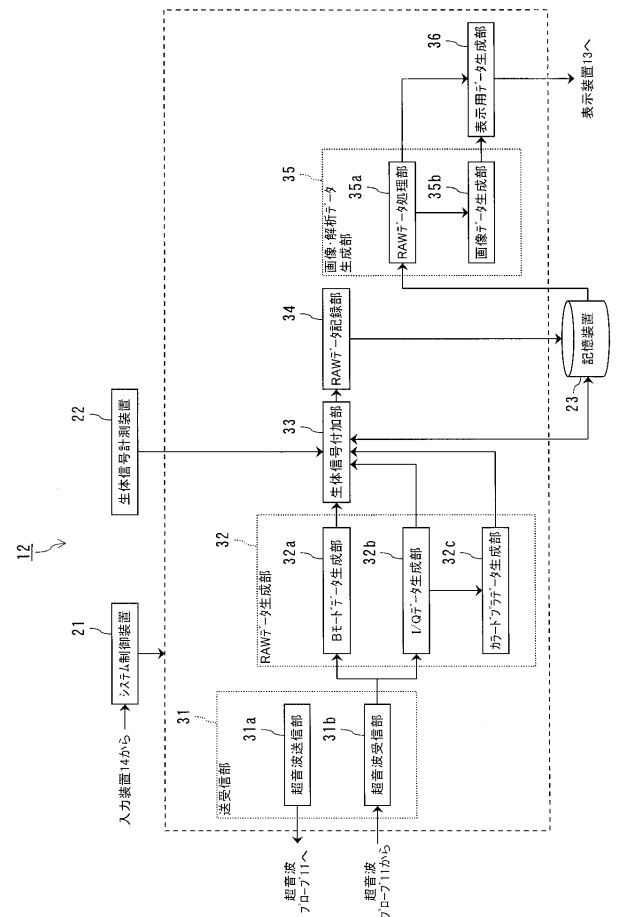
20

30

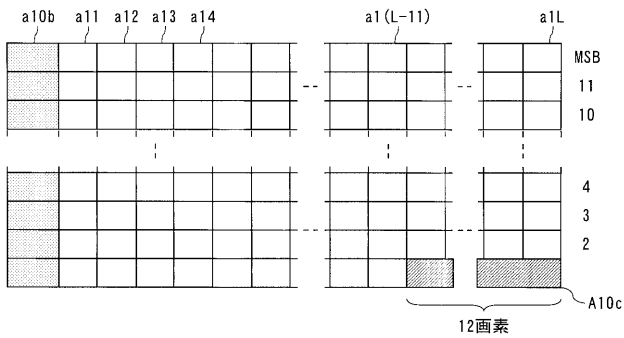
【 図 1 】



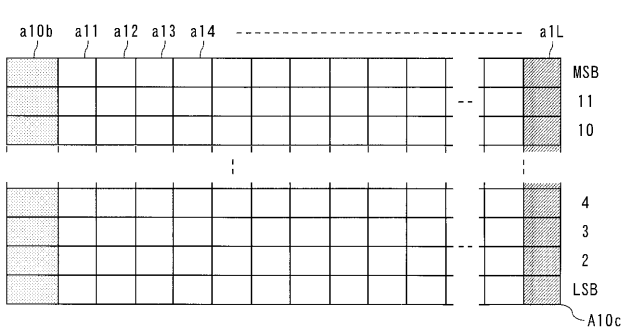
【 図 2 】



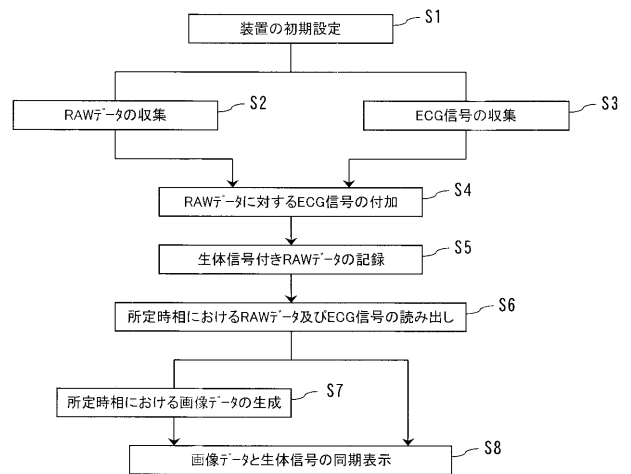
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



フロントページの続き

(74)代理人 100077757

弁理士 猿渡 章雄

(74)代理人 100122253

弁理士 古川 潤一

(74)代理人 100130731

弁理士 河村 修

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 内堀 孝信

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 EE30 FF08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008161317A	公开(公告)日	2008-07-17
申请号	JP2006352258	申请日	2006-12-27
[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		
[标]发明人	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/FF08		
代理人(译)	波多野尚志 古川纯一 河村修		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声波诊断设备中准确，轻松地同步显示使用RAW数据和生物信号生成的图像数据或分析数据，并简化设备配置。 解决方案：RAW数据生成单元32，该RAW数据生成单元32基于由发送/接收单元31获得的接收信号以及与用于采集RAW数据的超声波发送/接收相对应的被检体的生物信号来生成RAW数据。 当利用生物信号测量装置22将生物信号添加到RAW数据时，生物信号添加单元33根据超声发送条件/接收条件控制将生物信号添加到RAW数据的定时和RAW数据。 基于图像/分析数据生成单元35，用于基于添加到RAW数据的生物信号，预定时间相的生物信号和图像，在预定时间相中生成图像数据和分析数据中的至少一个。 显示数据生成单元36，用于同步显示数据和分析数据中的至少一个。 [选择图]图2

