

(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2009-17991

(P2009-17991A)

(43) 公開日 平成21年1月29日(2009.1.29)

(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 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2007-181895 (P2007-181895)
(22) 出願日 平成19年7月11日 (2007.7.11)(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
(74) 代理人 100078765
弁理士 波多野 久
(74) 代理人 100078802
弁理士 関口 俊三
(74) 代理人 100077757
弁理士 猿渡 章雄
(74) 代理人 100130731
弁理士 河村 修

最終頁に続く

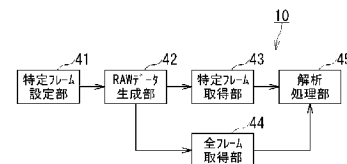
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、CPU資源の消費を抑えると共に、ライブ表示中にはリアルタイム性を重視して検査部位の大まかな傾向を把握するための情報を表示する一方、リアルタイム性が要求されないフリーズ再生中には検査部位の詳細を把握するための情報を表示すること。

【解決手段】超音波診断装置10は、超音波画像のライブ表示中、ライブ画像のRAWデータによって構成されるフレームの一部を間引して特定のフレームのみを取得する特定フレーム取得部43と、特定のフレームを構成するRAWデータに対して解析処理を施して、解析画像の画像データを生成する解析処理部45とを有し、ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同時に表示させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の表面に接触させて超音波の送受信を行なう超音波プローブと、
前記超音波を発生するための駆動信号を生成し、前記被検体内からの反射波から得られる反射信号を受信する送受信回路と、
前記送受信回路の受信信号を用いてライブ画像のRAWデータを生成するための信号処理を行なう信号処理回路と、
前記ライブ画像のRAWデータを基に、ライブ画像の画像データを生成するスキャンコンバート回路と、
前記ライブ画像のRAWデータによって構成されるフレームの一部を間引して特定のフレームのみを取得する特定フレーム取得部と、
前記特定のフレームを構成するRAWデータに対して解析処理を施して、解析画像の画像データを生成する解析処理部と、
前記ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同期させる同期回路と、を有し、
前記ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同時に表示させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記信号処理回路は、前記送受信回路の受信信号を用いてBモード像のRAWデータを生成するBモード処理回路と、前記送受信回路の受信信号を用いてカラードブラ像のRAWデータを生成するカラードブラモード処理回路とのうち、少なくとも1つを有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】

前記解析処理部は、前記解析画像の生成に用いるRAWデータに対して、TSI (tissue strain imaging) 処理及びTTI (tissue tracking imaging) 処理のうち、少なくとも1つを施す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】

前記被検体の生体情報を計測する生体情報計測装置を設け、前記特定フレーム取得部は、前記生体情報を基に、前記特定のフレームのみを取得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

【請求項 5】

前記生体情報計測装置は、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つによる生体情報を計測することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記心電波形によって心拍のR波を検出し、その心拍のR波を基に前記特定のフレームのみを取得することを特徴とする請求項5に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームとの画面上に、前記生体情報を表示することを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

シネ再生中に、前記ライブ画像のRAWデータの全てをシネ画像のRAWデータとして取得する全フレーム取得部を有し、前記シネ再生中、前記解析処理部は、前記シネ画像のRAWデータに対して解析処理を施して、解析画像の画像データ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。

【請求項 9】

前記シネ再生の開始のタイミングで、前記シネ画像のRAWデータに対して解析処理を施して、第2解析画像の画像データを生成する第2プログラムを起動させることを特徴とす

50

る請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記シネ再生中、前記同期回路は、前記シネ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記第 2 解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同期させることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記シネ再生中、前記同期回路は、前記シネ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームと、前記第 2 解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同期させることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、画像化する前のデータ（直交検波処理前のデータ及びスキャンコンバート処理前のデータ等）を基に生成したライブ画像と、画像化する前のデータを基に解析処理して生成した解析画像とをリアルタイムに同時表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用して、対象部位に関する超音波画像を生成し、その超音波画像を表示する超音波診断装置が知られている。超音波診断装置は、生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X 線診断装置や X 線コンピュータ断層撮影装置等の他の画像診断装置に比べ、安価で被爆がなく、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置である。係る特性から、その適用範囲は広く、心臓等の循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科及び脳血管等の診断に利用されている。

20

【0003】

また、超音波診断装置は、組織歪みイメージング（TSI: tissue strain imaging）処理や組織追跡イメージング（TTI: tissue tracking imaging）処理をリアルタイム処理可能とし、臨床ルーチン検査に使用されている。

【0004】

近年、超音波診断装置では、B モード像等の一般的なライブ画像と、高画質な TSI 処理画像等の解析画像とをリアルタイムに同時表示することにより、より精度の高い診断や診断時間の短縮化が期待されている。

30

【0005】

しかし、ライブ画像と解析画像とをリアルタイムに同時表示しようとする、超音波診断装置に解析のための回路が必要となり、回路規模が大きくなるので現実的でなかった。そのため、一旦装置をフリーズしてから、オフラインで同時表示を行っていた。又は、解析画像の画質を下げたり、解析処理を簡素化したりすることによって解析処理の能率を上げ、リアルタイム性能を確保していた。

【0006】

超音波診断装置の回路規模を大きくせず、かつリアルタイムに、ライブ画像と解析画像とを同時表示するための方法としては、処理能力が高い CPU（central processing unit）上で解析処理を実行し表示する方法がある。この方法を用いると、ASIC（application specific integrated circuit）等の専用ハードウェアを用いなくても、TSI 処理等の複雑な処理を CPU 上のソフトウェアで高速に実行可能である。

40

【0007】

しかも、実行するソフトウェアを入れ替えることにより、いろいろな解析処理が実行可能である。

【0008】

50

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献１】特開２００６－１４１４５１号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００９】

しかしながら、従来の技術において、ＴＳＩ処理等の複雑な解析処理をＣＰＵ上のソフトウェアで実行した場合、その処理にＣＰＵ資源が大量消費される結果、スイッチ操作のユーザインターフェースの応答性を悪化させる等、他の処理にも悪影響を与える問題がある。

【００１０】

10

また、送受信のフレームレートが非常に高い場合等も、高速に大量のデータを処理する必要があり、同様にＣＰＵ資源が大量消費されるという問題がある。

【００１１】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、ＣＰＵ資源の消費を抑えると共に、ライブ表示中にはリアルタイム性を重視して検査部位の大まかな傾向を把握するために必要最低限度の情報を表示する一方、リアルタイム性が要求されないフリーズ再生中には検査部位の詳細を把握するために十分な情報を表示することが可能な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】

【００１２】

20

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために請求項１に記載したように、被検体の表面に接触させて超音波の送受信を行なう超音波プローブと、前記超音波を発生するための駆動信号を生成し、前記被検体内からの反射波から得られる反射信号を受信する送受信回路と、前記送受信回路の受信信号を用いてライブ画像のＲＡＷデータを生成するための信号処理を行なう信号処理回路と、前記ライブ画像のＲＡＷデータを基に、ライブ画像の画像データを生成するスキャンコンバート回路と、前記ライブ画像のＲＡＷデータによって構成されるフレームの一部を間引して特定のフレームのみを取得する特定フレーム取得部と、前記特定のフレームを構成するＲＡＷデータに対して解析処理を施して、解析画像の画像データを生成する解析処理部と、前記ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同期させる同期回路と、を有し、前記ライブ画像の画像データによって構成されるフレームと、前記解析画像の画像データによって構成されるフレームとを同時に表示させる。

30

【発明の効果】

【００１３】

本発明に係る超音波診断装置によると、ＣＰＵ資源の消費を抑えると共に、ライブ表示中にはリアルタイム性を重視して検査部位の大まかな傾向を把握するために必要最低限度の情報を表示する一方、リアルタイム性が要求されないフリーズ再生中には検査部位の詳細を把握するために十分な情報を表示することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１４】

40

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。

【００１５】

図１は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すハードウェア構成図である。

【００１６】

図１は、本実施形態の超音波診断装置１０を示す。その超音波診断装置１０は、超音波プローブ１１、生体情報計測装置１２及び装置本体１３を有する。

【００１７】

超音波プローブ１１は、複数個の超音波振動子を先端部分に配置し、被検体（図示しない）の表面に先端部分を接触させて超音波の送受信を行なう。また、超音波振動子は電気音響変換超音波振動子であり、超音波送信時には電気パルス超音波パルスに変換し、ま

50

た超音波受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有する。ここで、超音波振動子が2D配列された超音波プローブである場合、走査が電子的に行なわれることになる。一方、超音波振動子が1D配列された超音波プローブである場合、走査が機械的に行なわれることになる。

【0018】

生体情報計測装置12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つによる生体情報を計測し、その生体情報をデジタル信号に変換する。

【0019】

装置本体13は、送受信回路21、信号処理回路22、シネメモリ23、スキャンコンバート回路24、同期回路25、ビデオ制御回路26、モニタ27及び生体情報メモリ29を備える。

【0020】

送受信回路21は、図示しないが、送信部及び受信部を有する。送信部には、被検体の内部に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生するレートパルス発生回路と、超音波送信時における超音波ビームの収束時間や偏向角度を決定するための遅延回路であり、N個の超音波振動子を駆動するタイミングを決定する送信遅延回路と、超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成するパルサ回路とが具備される。

【0021】

送受信回路21の送信部に具備するレートパルス発生回路は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、超音波送信に使用される超音波振動子の2倍（2N）の独立な遅延回路から構成されており、超音波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遅延時間と、所定の方向に超音波を送信するための遅延時間とをレートパルスに与え、パルサ回路に供給する。

【0022】

パルサ回路は、送信遅延回路と同数の2Nの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ11に内蔵された超音波振動子を駆動し、被検体内に超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

【0023】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面、又は組織にて反射する。また、この超音波が心臓へ気や血球等の運動体で反射する場合は、その超音波周波数はドブラ偏移を受ける。さらに、これらの超音波は、被検体組織の非線型特性により、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルスが新たに発生する。よって、被検体組織内で反射して超音波プローブ11に戻る超音波は、超音波送信時の中心周波数 f_0 の超音波パルス（基本波成分）と、中心周波数が $2f_0$ の超音波パルス（高調波成分）が混在したものとなる。送受信回路21に有する受信部は、受信信号の基本波成分又は高調波成分を取得するBPF（band pass filter）と、超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅するプリアンプ回路と、このプリアンプ回路の受信信号をデジタル変換するA/D（analog/digital）変換回路と、ビームフォーマ回路及び加算回路を備えた整相加算回路とが具備される。

【0024】

ビームフォーマ回路は、細い受信ビーム幅を得るために、所定の深さから超音波を収束するための収束用遅延時間を超音波ビームの受信指向性を順次変更し、被検体内を走査するための遅延時間を、デジタル信号に変換された受信信号に与える。加算回路は、ビームフォーマからの出力を加算する。

【0025】

また、信号処理回路22は、Bモード処理回路22a及びカラードブラモード処理回路22bのうち、少なくとも一方を備え、送受信回路21の受信信号を用いてライブ画像の

10

20

30

40

50

RAWデータを生成する。

【0026】

Bモード処理回路22aは、送受信回路21からのデジタル入力信号を基に、Bモード像（断層像）用のRAWデータ（ここでは、スキャンコンバート処理前のデータ）を生成する。具体的には、Bモード処理回路22aには、図示しないが、送受信回路21からのデジタル入力信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する対数変換回路と、この対数変換回路で対数変換されたデジタル信号に対して包絡線検波の演算を行ない、振幅の包絡線を検出する包絡線検波回路とが具備される。

【0027】

カラードプラモード処理回路22bは、移動体、例えば血流の絶対速度に対する超音波走査線方向成分（以下、「余弦成分」という。）の余弦成分速度コード（例えば、8bit, 256階調）を用いて、速度分布データを生成するための信号処理を行ない、カラードプラ像（カラー血流画像、CMF（color flow mapping））用のRAWデータを生成する。カラードプラモード処理回路22bには、図示しないが、送受信回路21からのデジタル入力信号を実部と虚部を有する複素（ドブラ）信号に変換する直交検波回路と、互いに直交する複素成分をFFT（fast fourier transform）分析するFFT分析回路と、FFT分析によって得られるスペクトルの中心（血流方向に対する余弦成分の平均速度）や分散値（血流の乱れの状態）等を演算する演算回路とが具備される。

【0028】

シネメモリ23は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。シネメモリ23は、例えば超音波診断装置10がフリーズする直前の複数のフレームに対応するライブ画像のRAWデータを記憶するメモリである。

【0029】

スキャンコンバート回路24は、信号処理回路22から出力されたライブ画像のRAWデータを標準TV信号（TVフォーマットの信号）に変換して、ライブ画像の画像データを生成する。

【0030】

同期回路25は、スキャンコンバート回路24から出力されたライブ画像の画像データと、後述する解析画像の画像データとを同期させてビデオ制御回路26に出力する。

【0031】

ライブ表示中は特定のフレームのみでライブ画像の画像データと解析画像の画像データとの両方が存在するので、同期回路25は、特定のフレームのみでライブ画像の画像データと解析画像の画像データとを同期させ、同時にビデオ制御回路26に出力する。また、シネ再生中は全てのフレームでシネ画像の画像データと解析画像の画像データとの両方が存在するので、同期回路25は、全てのフレームでシネ画像の画像データと解析画像の画像データとを同期させ、同時にビデオ制御回路26に出力する。

【0032】

ビデオ制御回路26は、同期回路25から出力されるライブ画像の画像データを基にライブ画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する一方、同期回路25から出力される解析画像の画像データを基に解析画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換し、それら表示用のデータを同時に出力する。具体的には、ビデオ制御回路26は、LUT（look up table）を有し、Bモード像の画像データの各画素を白黒データに変換してBモード像の表示用のデータを生成したり、カラードプラ像の画像データを基に絶対速度に対する余弦成分速度の速度コードをカラーマッピングしてカラードプラ像の表示用のデータを生成したりする。

【0033】

モニタ27は、ビデオ制御回路26からの出力を基に、ライブ画像と解析画像とを同時に表示する。

【0034】

10

20

30

40

50

生体情報メモリ 29 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。生体情報メモリ 29 は、生体情報計測装置 12 によって計測された生体情報を一時的に記憶する。また、信号処理回路 22 は、自ら生成するライブ画像の RAW データのヘッダーとして、生体情報メモリ 29 から出力される生体情報を付与する。信号処理回路 22 は、生体情報をライブ画像の RAW データに付与する際、超音波の送信条件 / 受信条件に応じて、RAW データへの生体情報の付与のタイミングをコントロールする。なお、生体情報計測装置 12 及び生体情報メモリ 29 は、後述する図 5 に示す特定フレームの設定方法を用いる場合にのみ超音波診断装置 10 に必要な構成要素である。

【0035】

また、超音波診断装置 10 は、制御装置 (CPU: central processing unit) 31、包括メモリ 32、HD (hard disk) 33、RAW メモリ 34 及び操作パネル 35 を有する。

【0036】

CPU 31 は、包括メモリ 32 や HD 33 に記憶されるプログラムや、操作パネル 32 による入力に従って、送受信回路 21、信号処理回路 22、シネメモリ 23、スキャンコンバート回路 24、同期回路 25、ビデオ制御回路 26 及び生体情報メモリ 29 の動作を制御する。

【0037】

包括メモリ 32 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。包括メモリ 32 は、IPL (initial program loading)、BIOS (basic input/output system) や、超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムを記憶する記憶装置である。超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムとしては、ライブ表示用のプログラムやシネ再生用のプログラムの他、TSI 処理プログラムや TTI 処理プログラム等が挙げられる。また、包括メモリ 32 は、CPU 31 のワークメモリとしても機能する。

【0038】

HD 33 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクであり、HDD (Hard disk drive) によって HD 33 内部のデータの読み書きが可能である。HD 33 は、RAW メモリ 34 に記憶された RAW データや、包括メモリ 32 の代替として超音波診断に係る各種アプリケーションプログラムを記録することもできる。

【0039】

操作パネル 35 は、オペレータからの各種指示、関心領域 (ROI: region of interest) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体にとりこむためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ及びキーボード等を有している。

【0040】

図 2 は、本発明に係る超音波診断装置の実施形態の機能を示すブロック図である。

【0041】

CPU 31 が、包括メモリ 32 や HD 33 に記憶されるアプリケーションプログラムを実行すると、超音波診断装置 10 は、特定フレーム設定部 41、RAW データ生成部 42、特定フレーム取得部 43、全フレーム取得部 44 及び解析処理部 45 として機能する。ここで、超音波診断装置 10 は、ライブ表示中は、特定フレーム設定部 41、RAW データ生成部 42、特定フレーム取得部 43 及び解析処理部 45 として機能する一方、シネ再生中は、RAW データ生成部 42、全フレーム取得部 44 及び解析処理部 45 として機能する。

【0042】

特定フレーム設定部 41 は、ライブ表示中に特定フレーム取得部 43 によって取得される特定フレームを設定する機能を有する。

【0043】

RAW データ生成部 42 は、ライブ表示中に送受信回路 21、信号処理回路 22 及びシネメモリ 23 を制御して、ライブ画像の RAW データを生成・記憶させる機能を有する。

【 0 0 4 4 】

特定フレーム取得部 4 3 は、ライブ表示中にシネメモリ 2 3 を制御して、シネメモリ 2 3 からライブ画像の R A W データを取得して一旦 R A W メモリ 3 4 に記録し、特定フレーム設定部 4 1 の設定に従って R A W メモリ 3 4 に記憶されたフレームの一部を間引して特定のフレームのみを取得する機能を有する。

【 0 0 4 5 】

全フレーム取得部 4 4 は、シネ再生中にシネメモリ 2 3 を制御して、シネメモリ 2 3 からデータをシネ画像の R A W データとして取得して一旦 R A W メモリ 3 4 に記録し、R A W メモリ 3 4 に記憶されたライブ画像の R A W データによって構成されるフレームの全てを取得する機能を有する。

10

【 0 0 4 6 】

解析処理部 4 5 は、ライブ表示中は、特定フレーム取得部 4 3 によって取得された特定のフレームを構成するライブ画像の R A W データのみに対して、組織歪みイメージング (T S I : t i s s u e s t r a i n i m a g i n g) 処理や組織追跡イメージング (T T I : t i s s u e t r a c k i n g i m a g i n g) 処理等の解析処理を行なって、解析画像の画像データを生成する機能を有する。解析処理部 4 5 は、ライブ表示中、特定のフレームを解析対象として生成された解析画像の画像データを同期回路 2 5 に出力する。

【 0 0 4 7 】

また、解析処理部 4 5 は、シネ再生中は、全フレーム取得部 4 4 によって取得された全てのフレームを構成するシネ画像の R A W データに対して、T S I 処理や T T I 処理等の解析処理を行なって、解析画像の画像データを生成する機能を有する。解析処理部 4 5 は、シネ再生中、全てのフレームを解析対象として生成された解析画像の画像データを同期回路 2 5 に出力する。

20

【 0 0 4 8 】

図 3 は、ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第 1 例を説明するための図である。

【 0 0 4 9 】

図 3 に示す特定フレームの設定方法の第 1 例では、特定フレーム設定部 4 1 によって所要の時間間隔を設定する場合を説明する。特定フレーム設定部 4 1 によって所要の時間間隔、例えば 4 フレーム間隔が設定されると、特定フレーム取得部 4 3 は、4 フレーム間隔で取得した各フレームを特定のフレームとする。

30

【 0 0 5 0 】

図 3 の上から 1 段目は、同期回路 2 5 に入力されるライブ画像の画像データによって構成されるフレーム (全てのフレーム) を時系列に示している。また、図 3 の 2 段目は、特定フレーム取得部 4 3 によって 1 段目のフレームから抽出された 4 フレーム間隔のフレームを特定のフレームとして時系列に示している。また、図 3 の 3 段目は、2 段目のフレームを構成するライブ画像の R A W データに対する解析後の解析画像の画像データによって構成されるフレーム、すなわち、同期回路 2 5 に入力される解析画像の画像データによって構成されるフレームを時系列に示している。

40

【 0 0 5 1 】

図 3 の 1 段目及び 2 段目に示すように、同期回路 2 5 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレームと、任意に抽出された第 1 フレームとは、ほぼ同時に生成される。また、第 6、第 1 1 及び第 1 6 フレームについても同様である。しかし、図 3 の 1 段目及び 3 段目に示すように、同期回路 2 5 に入力される解析画像の画像データによって構成される第 1 フレーム (3 段目) は、同期回路 2 5 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレーム (1 段目) と比較して、R A W データの解析処理時間分だけ同期回路 2 5 への入力時間が遅れることになる。よって、同期回路 2 5 は、ライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレームの入力後、解析画像の画像データによって構成される第 1 フレームの入力を待って、ライブ画像の画像データによって

50

構成される第 1 フレームと解析画像の画像データによって構成される第 1 フレームとを同時にビデオ制御回路 26 に出力する。また、第 6、第 11 及び第 16 フレームについても同様である。

【0052】

一方、同期回路 25 は、第 1、第 6、第 11 及び第 16 フレーム以外のフレームについては、解析画像の画像データによって構成されるフレームの入力を待たずに、ライブ画像の画像データによって構成されるフレームのみをビデオ制御回路 26 に順次出力する。

【0053】

図 4 は、ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第 2 例を説明するための図である。

【0054】

図 4 に示す特定フレームの設定方法の第 2 例では、特定フレーム設定部 41 によって *Flash* フレームを設定する場合を説明する。特定フレーム設定部 41 によって *Flash* フレームが設定されると、特定フレーム取得部 43 は、各 *Flash* フレームを特定のフレームとする。

【0055】

図 4 の上から 1 段目は、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成されるフレーム（全てのフレーム）を時系列に示している。また、図 4 の 2 段目は、特定フレーム取得部 43 によって 1 段目のフレームから抽出されたコントラストハーモニクイメージング（*CHI*）の *FEI*（*flash echo imaging*）モード時の *Flash* フレームを特定のフレームとして時系列に示している。また、図 4 の 3 段目は、2 段目のフレームを構成するライブ画像の *RAW* データに対する解析後の解析画像の画像データによって構成されるフレーム、すなわち、同期回路 25 に入力される解析画像の画像データによって構成されるフレームを時系列に示している。さらに、図 4 の 4 段目は、*CHI* の *FEI* モード時の *Monitor* フレーム又は *Flash* フレームを時系列に示している。

【0056】

図 4 の 1 段目及び 2 段目に示すように、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレームと、*Flash* フレームに該当する第 1 フレームとは、ほぼ同時に生成される。また、第 2、第 7、第 8、第 13 及び第 14 フレームについても同様である。しかし、図 4 の 1 段目及び 3 段目に示すように、同期回路 25 に入力される解析画像の画像データによって構成される第 1 フレーム（3 段目）は、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレーム（1 段目）と比較して、*RAW* データの解析処理時間分だけ同期回路 25 への入力時間が遅れることになる。よって、同期回路 25 は、ライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレームの入力後、解析画像の画像データによって構成される第 1 フレームの入力を待って、ライブ画像の画像データによって構成される第 1 フレームと解析画像の画像データによって構成される第 1 フレームとを同時にビデオ制御回路 26 に出力する。また、第 2、第 7、第 8、第 13 及び第 14 フレームについても同様である。

【0057】

一方、同期回路 25 は、第 1、第 2、第 7、第 8、第 13 及び第 14 フレーム以外のフレームについては、解析画像の画像データによって構成されるフレームの入力を待たずに、ライブ画像の画像データによって構成されるフレームのみをビデオ制御回路 26 に順次出力する。

【0058】

図 5 は、ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第 3 例を説明するための図である。

【0059】

図 5 に示す特定フレームの設定方法の第 3 例では、特定フレーム設定部 41 によって心拍の R 波を設定する場合を説明する。特定フレーム設定部 41 によって心拍の R 波が設定

10

20

30

40

50

されると、特定フレーム取得部 43 は、心拍の R 波のタイミングに相当する各フレームを特定のフレームとする。

【0060】

図 5 の上から 1 段目は、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成されるフレーム（全てのフレーム）を時系列に示している。また、図 5 の 2 段目は、特定フレーム取得部 43 によって 1 段目のフレームから抽出された心拍の R 波のタイミングに相当するフレームを特定のフレームとして時系列に示している。また、図 5 の 3 段目は、2 段目のフレームを構成するライブ画像の RAW データに対する解析後の解析画像の画像データによって構成されるフレーム、すなわち、同期回路 25 に入力される解析画像の画像データによって構成されるフレームを時系列に示している。さらに、図 5 の 4 段目は、心電波形を時系列に示している。

10

【0061】

図 5 の 1 段目及び 2 段目に示すように、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 2 フレームと、心拍の R 波のタイミングに相当するフレームに該当する第 2 フレームとは、ほぼ同時に生成される。また、第 8 及び第 14 フレームについても同様である。しかし、図 5 の 1 段目及び 3 段目に示すように、同期回路 25 に入力される解析画像の画像データによって構成される第 2 フレーム（3 段目）は、同期回路 25 に入力されるライブ画像の画像データによって構成される第 2 フレーム（1 段目）と比較して、RAW データの解析処理時間分だけ同期回路 25 への入力時間が遅れることになる。よって、同期回路 25 は、ライブ画像の画像データによって構成される第 2 フレームの inputs 後、解析画像の画像データによって構成される第 2 フレームの inputs を待って、ライブ画像の画像データによって構成される第 2 フレームと解析画像の画像データによって構成される第 2 フレームとを同時にビデオ制御回路 26 に出力する。また、第 8 及び第 14 フレームについても同様である。

20

【0062】

一方、同期回路 25 は、第 2、第 8 及び第 14 フレーム以外のフレームについては、解析画像の画像データによって構成されるフレームの inputs を待たずに、ライブ画像の画像データによって構成されるフレームのみをビデオ制御回路 26 に順次出力する。

【0063】

続いて、本実施形態の超音波診断装置 10 の動作について、図 6 及び図 7 に示すフローチャートを用いて説明する。図 6 に示すフローチャートは、ライブ表示中の動作を示すものである一方、図 7 に示すフローチャートは、シネ再生中の動作を示すものである。

30

【0064】

オペレータは、操作パネル 35 を用いて、ライブ表示中に特定フレーム取得部 43 によって取得される特定のフレームを設定し（図 6 のステップ S1）、超音波診断装置 10 を用いたライブ表示の動作を開始させる。

【0065】

送受信回路 21 は、超音波の送受信を行なう（図 6 のステップ S2）。具体的には、送受信回路 21 は、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように超音波プローブ 11 の超音波振動子毎に駆動パルス印加させ、被検体内に中心周波数 f_0 の超音波パルスを放射する。

40

【0066】

また、被検体内からの反射信号は、超音波送信時と同じ超音波振動子によって受信されて超音波から電気信号に変換される。超音波プローブ 11 で電気信号に変換された受信信号から、送受信回路 21 の BPF で超音波パルスの高調波受信信号が選択される。この高調波受信信号は、プリアンプ回路にて所定の大きさに増幅された後、A/D 変換回路にてデジタル信号に変換される。さらに、デジタル変換された受信信号は、整相加算回路のビームフォーマで所定の遅延時間が与えられた後、加算回路で加算合成される。

【0067】

送受信回路 21 の加算回路によって加算合成された高調波受信信号は、信号処理回路 2

50

2 (B モード処理回路 2 2 a 又はカラードブラモード処理回路 2 2 b) に送られる。信号処理回路 2 2 は、送受信回路 2 1 からの出力信号を基に、時系列に連続する複数のフレームのうち当該フレームに関するライブ画像の R A W データを生成する (図 6 のステップ S 3)。当該フレームに関する R A W データは、シネメモリ 2 3 及びスキャンコンバート回路 2 4 に出力される。

【 0 0 6 8 】

スキャンコンバート回路 2 4 は、信号処理回路 2 2 から出力された当該フレームに関するライブ画像の R A W データを標準 T V 信号に変換して当該フレームに関するライブ画像の画像データを生成し (図 6 のステップ S 4)、当該フレームに関するライブ画像の画像データを同期回路 2 5 に出力する。

10

【 0 0 6 9 】

一方、シネメモリ 2 3 から当該フレームに関するライブ画像の R A W データを読み出して一旦 R A W メモリ 3 4 に記録する。R A W メモリ 3 4 から取得しようとする当該フレームが、ステップ S 1 によって設定された特定のフレームであるか否かを判断する (図 6 のステップ S 5)。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 5 の判断にて Y E S、すなわち、R A W メモリ 3 4 から取得しようとする当該フレームが、ステップ S 1 によって設定された特定のフレームであると判断された場合、当該フレームに関するライブ画像の R A W データに対して T S I 処理及び T T S 等の解析処理を行なって、当該フレームに関する解析画像の画像データを生成する (図 6 のステップ S 6)。当該フレームに関する解析画像の画像データは同期回路 2 5 に出力される。

20

【 0 0 7 1 】

一方、ステップ S 5 によって N O、すなわち、R A W メモリ 3 4 から取得しようとする当該フレームが、ステップ S 1 によって設定された特定のフレームでないと判断された場合、当該フレームの解析処理を行わず、ステップ S 7 に進む。

【 0 0 7 2 】

よって、ライブ表示中は特定のフレームに関する画像データのみに対して解析処理を行なうことになるので、時系列に連続する全てのフレームから間引きされた一部のフレームのみを解析処理することになる。

【 0 0 7 3 】

次いで、同期回路 2 5 は、当該フレームについて、ライブ画像の画像データと共に解析画像の画像データが存在するか否かを判断する (図 6 のステップ S 7)。

30

【 0 0 7 4 】

ステップ S 7 の判断によって Y E S、すなわち、当該フレームについて、ライブ画像の画像データと共に解析画像の画像データが存在すると判断された場合、同期回路 2 5 は、当該フレームについて、ステップ S 4 によって生成されたライブ画像の画像データと、ステップ S 6 によって生成された解析画像の画像データとを同期させ、ビデオ制御回路 2 6 に同時に出力する。

【 0 0 7 5 】

次いで、ビデオ制御回路 2 6 は、同期回路 2 5 から出力されるライブ画像の画像データを基にライブ画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する一方、同期回路 2 5 から出力される解析画像の画像データを基に解析画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換し、それら表示用のデータを同時に出力する。

40

【 0 0 7 6 】

モニタ 2 7 は、ビデオ制御回路 2 6 からの出力を基に、当該フレームに関するライブ画像と解析画像とを同時に表示する (図 6 のステップ S 8)。ステップ S 8 では、当該フレームより前のフレームに関するライブ画像がモニタ 2 7 に表示されていた場合、当該フレームに関するライブ画像を更新表示する。一方、ステップ S 8 では、当該フレームより前のフレームに関する解析画像がモニタ 2 7 に表示されていた場合、当該フレームに関する解析画像を更新表示する。

50

【 0 0 7 7 】

また、ステップ S 5 の判断によって N O、すなわち、R A Wメモリ 3 4 から取得しようとする当該フレームが、ステップ S 1 によって設定された特定フレームでないと判断された場合、同期回路 2 5 は、当該フレームについて、ステップ S 4 によって生成されたライブ画像の画像データのみをビデオ制御回路 2 6 に出力する。よって、モニタ 2 7 は、ビデオ制御回路 2 6 からの出力を基に、ライブ画像のみを表示する（図 6 のステップ S 9）。ステップ S 9 では、当該フレームより前のフレームに関するライブ画像がモニタ 2 7 に表示されていた場合、当該フレームに関するライブ画像を更新表示する。なお、ステップ S 9 では、当該フレームより前のフレームに関する解析画像が表示されていた場合、当該フレームより前のフレームに関する解析画像の表示が維持される。

10

【 0 0 7 8 】

また、ステップ S 8 又は S 9 の後、次のフレームに関する超音波の送受信を行なうか否かを判断する（図 6 のステップ S 1 0）。ステップ S 1 0 の判断にて Y E S、すなわち、次のフレームに関する超音波送受信を行なうと判断された場合、ステップ S 2 に戻って次のフレームに関する超音波の送受信を行なう。

【 0 0 7 9 】

図 8 及び図 9 は、ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図である。

【 0 0 8 0 】

図 8 に示す表示画面は、ステップ S 8 によって表示されるライブ画像（例えば、B モード像）及び解析画像（例えば、T S I 画像）の D u a l 表示を実現する表示画面である。この D u a l 表示画面では、D u a l _ L e f t の位置にライブ画像が表示される一方、D u a l _ R i g h t の位置に解析画像が表示される。一方、図 9 に示す表示画面は、ライブ画像及び解析画像の D u a l 表示と、生体情報、例えば心電波形の表示とを実現する表示画面である。ステップ S 2 乃至 S 1 0 を繰り返すことで、図 8 及び図 9 に示す表示画面によると、ライブ画像の更新頻度は解析画像の更新頻度と比較して大きくなる。

20

【 0 0 8 1 】

図 1 0 は、ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図である。

【 0 0 8 2 】

図 1 0 は、ライブ画像、第 1 の解析画像（例えば、T S I 画像）及び第 2 の解析画像（T T I 画像）の表示を実現する表示画面である。本実施形態では、特定のフレームを構成するライブ画像の R A W データに対して 1 つの解析処理のみを行なう場合を説明した。しかし、特定のフレームを構成するライブ画像の R A W データに対して異なる 2 つ以上の解析処理を行なうことができる。図 1 0 は、特定のフレームを構成するライブ画像の R A W データに対して異なる 2 つの解析処理を行なう画面を示す。ステップ S 2 乃至 S 1 0 を繰り返すことで、図 1 0 に示す表示画面によると、ライブ画像の更新頻度は第 1 の解析画像及び第 2 の解析画像の更新頻度と比較して大きくなる。

30

【 0 0 8 3 】

一方、図 6 に示すフローチャートのステップ S 1 0 の判断にて N O、すなわち、次のフレームに関する超音波の送受信を行なわないと判断された場合、オペレータによって超音波診断装置 1 0 がフリーズされたか否かを判断する（図 7 のステップ S 1 1）。ステップ S 1 1 の判断にて Y E S、すなわち、オペレータによって超音波診断装置 1 0 がフリーズされたと判断された場合、超音波の送受信の動作を停止する。そして、スキャンコンバート回路 2 4 は、シネメモリ 2 3 からのデータをシネ画像の R A W データとして読み出し、そのシネ画像の R A W データを標準 T V 信号に変換して、当該フレームに関するシネ画像の画像データを生成する（図 7 のステップ S 1 2）。当該フレームに関するシネ画像の画像データは、同期回路 2 5 に出力される。

40

【 0 0 8 4 】

一方、シネメモリ 2 3 からのデータをシネ画像の R A W データとして読み出し、そのシネ画像の R A W データを一旦 R A W メモリ 3 4 に記録する。そして、R A W メモリ 3 4 に記憶された当該フレームに関するシネ画像の R A W データを取得する。

50

【 0 0 8 5 】

次いで、当該フレームに関するシネ画像のRAWデータに対して解析処理を行なって、当該フレームに関する解析画像の画像データを生成する（図7のステップS13）。当該フレームに関する解析画像の画像データは同期回路25に出力される。

【 0 0 8 6 】

同期回路25は、全てのフレームについて、ステップS12によって生成されたシネ画像の画像データと、ステップS13によって生成された解析画像の画像データとを同期させ、ビデオ制御回路26に同時に出力する。

【 0 0 8 7 】

よって、シネ再生中は全てのフレームの画像データに対して解析処理を行なうことになる。

10

【 0 0 8 8 】

ビデオ制御回路26は、同期回路25から出力されるシネ画像の画像データを基にシネ画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換する一方、同期回路25から出力される解析画像の画像データを基に解析画像の表示用のデータを生成して表示用のデータをアナログ変換し、それら表示用のデータを同時に出力する。

【 0 0 8 9 】

モニタ27は、ビデオ制御回路26からの出力を基に、当該フレームに関するシネ画像と解析画像とを同時に表示する（図7のステップS14）。ステップS14では、当該フレームより前のフレームに関するライブ画像及び解析画像がモニタ27に表示されていた場合、当該フレームに関するライブ画像及び解析画像を更新表示する。

20

【 0 0 9 0 】

また、ステップS14の後、次のフレームに関するシネ画像の画像データの生成を行なうか否かを判断する（図7のステップS15）。ステップS15の判断にてYES、すなわち、次のフレームに関するシネ画像の画像データの生成を行なうと判断された場合、ステップS12に戻って次のフレームに関するシネ画像の画像データの生成を行なう。

【 0 0 9 1 】

一方、ステップS15の判断にてNO、すなわち、次のフレームに関するシネ画像の画像データの生成を行なわないと判断された場合、超音波診断装置10の動作を終了する。

【 0 0 9 2 】

30

また、ステップS11の判断にてNO、すなわち、オペレータによって超音波診断装置10がフリーズされないと判断された場合、超音波診断装置10の動作を終了する。

【 0 0 9 3 】

図11及び図12は、シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図である。

【 0 0 9 4 】

図11に示す表示画面は、ステップS14によって表示されるシネ画像（例えば、Bモード像）及び解析画像（例えば、TSI画像）のDual表示を実現する表示画面である。このDual表示画面では、Dual__Leftの位置にシネ画像が表示される一方、Dual__Rightの位置に解析画像が表示される。一方、図12に示す表示画面は、ライブ画像及び解析画像のDual表示と、生体情報、例えば心電波形の表示とを実現する表示画面である。ステップS12乃至S15を繰り返しても、図11及び図12に示す表示画面によると、シネ画像の更新頻度は解析画像の更新頻度と同等となる。

40

【 0 0 9 5 】

図13は、シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図である。

【 0 0 9 6 】

図13は、シネ画像、第1の解析画像（例えば、TSI画像）及び第2の解析画像（TTI画像）の表示を実現する表示画面である。本実施形態では、特定のフレームを構成するシネ画像のRAWデータに対して1つの解析処理のみを行なう場合を説明した。しかし、特定のフレームを構成するシネ画像のRAWデータに対して異なる2つ以上の解析処理を行なうことができる。図13は、特定のフレームを構成するシネ画像のRAWデータに

50

対して異なる２つの解析処理を行なう画面を示す。ステップＳ１２乃至Ｓ１５を繰り返しても、図１３に示す表示画面によると、シネ画像の更新頻度は第１の解析画像及び第２の解析画像の更新頻度と同等となる。

【００９７】

以上のように、ライブ表示中は、図８乃至図１０に示すような表示画面によってライブ画像と解析画像との略リアルタイムの同時表示を実現し、シネ再生の開始のタイミングで表示画面が図１１乃至図１３に示すように切替わる。

【００９８】

なお、ライブ表示中は図８に示すようにライブ画像と解析画像（例えば、ＴＳＩ画像）とを表示し、シネ再生の開始のタイミングで他のアプリケーションプログラムを実行することで、シネ再生中はシネ画像と図８に示す解析画像とは別の解析画像（例えば、ＴＴＩ画像）とを同期表示するようにしてもよい（図１４に示す）。

10

【００９９】

また、ライブ表示中は図８に示すようにライブ画像と解析画像（例えば、ＴＳＩ画像）とを表示し、シネ再生の開始のタイミングで他のアプリケーションプログラムを実行することで、シネ再生中はシネ画像と、図８に示す解析画像と、図８に示す解析画像とは別の解析画像（例えば、ＴＴＩ画像）とを同期表示するようにしてもよい（図１５に示す）。

【０１００】

本実施形態の超音波診断装置１０によると、ライブ表示中には、特定のフレームに対してのみ解析処理を施すことでＣＰＵ３１の負荷を軽減して一般的なライブ画像と解析画像との略リアルタイムの同時表示を実現することで、検査部位の大まかな傾向を把握するために必要最低限度の情報を表示することが可能となる。

20

【０１０１】

また、本実施形態の超音波診断装置１０によると、リアルタイム性が要求されないフリーズ再生中には、全てのフレームに対して解析処理を施すことで、検査部位の詳細を把握するために十分な情報を表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【０１０２】

【図１】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すハードウェア構成図。

【図２】本発明に係る超音波診断装置の実施形態の機能を示すブロック図。

30

【図３】ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第１例を説明するための図。

【図４】ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第２例を説明するための図。

【図５】ライブ表示中における特定フレームの設定方法の第３例を説明するための図。

【図６】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。

【図７】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。

【図８】ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図９】ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図１０】ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図１１】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図１２】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

40

【図１３】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図１４】ライブ表示中とシネ再生中との同期表示の切替例を示す概念図。

【図１５】ライブ表示中とシネ再生中との同期表示の切替例を示す概念図。

【符号の説明】

【０１０３】

１０ 超音波診断装置

１１ 超音波プローブ

１２ 生体情報計測装置

１３ 装置本体

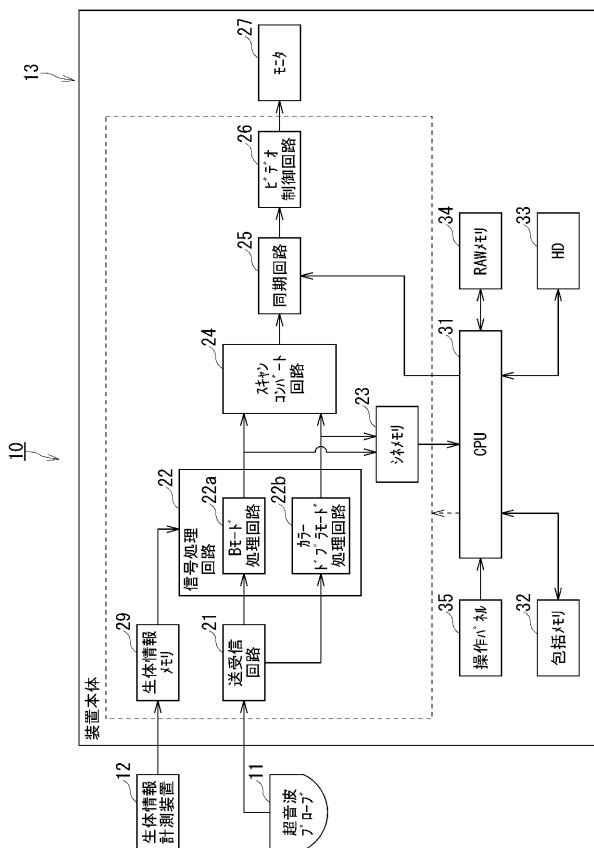
２１ 送受信回路

50

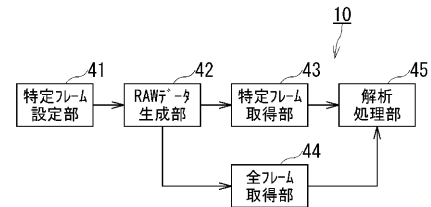
- 2 2 信号処理回路
- 2 3 シネメモリ
- 2 4 スキャンコンバート回路
- 2 5 同期回路
- 2 6 ビデオ制御回路
- 2 7 モニタ
- 3 1 C P U
- 3 4 R A Wメモリ
- 3 2 操作パネル
- 4 1 特定フレーム設定部
- 4 2 R A Wデータ生成部
- 4 3 特定フレーム取得部
- 4 4 全フレーム取得部
- 4 5 解析処理部

10

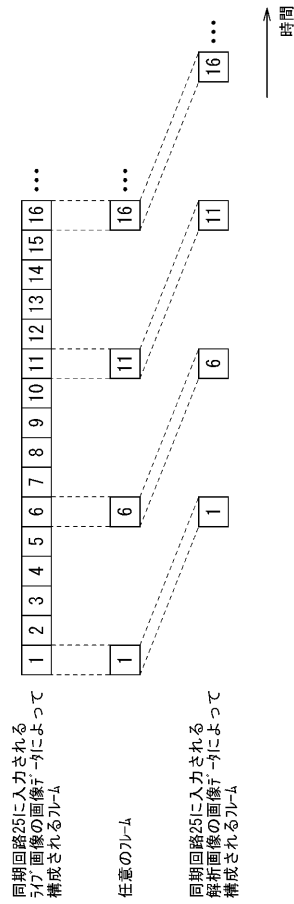
【 図 1 】



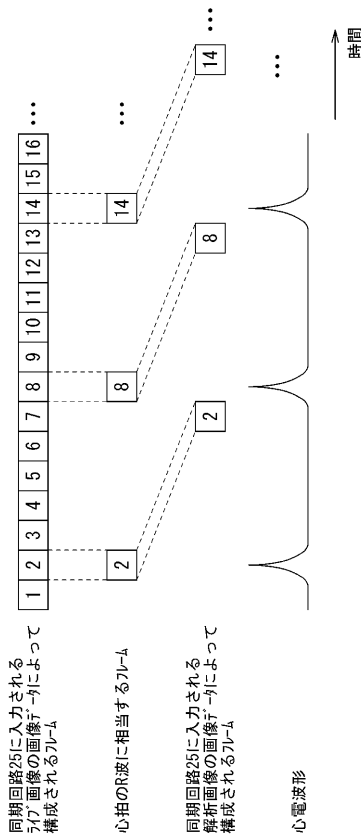
【 図 2 】



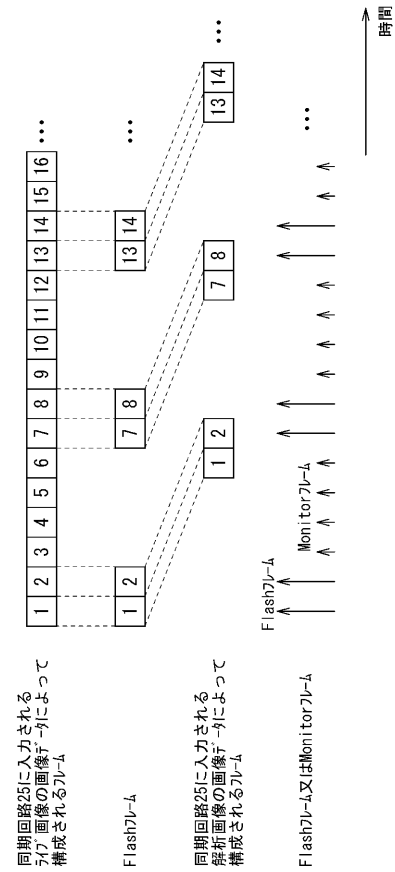
【図 3】



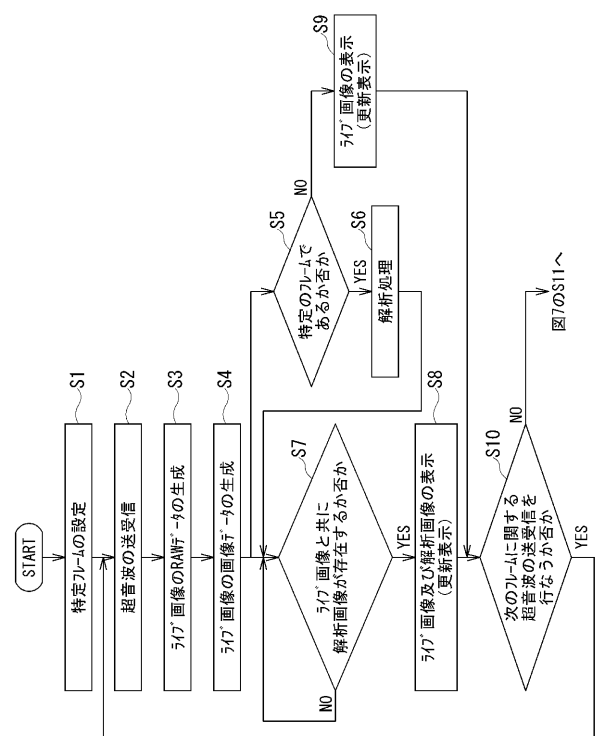
【図 5】



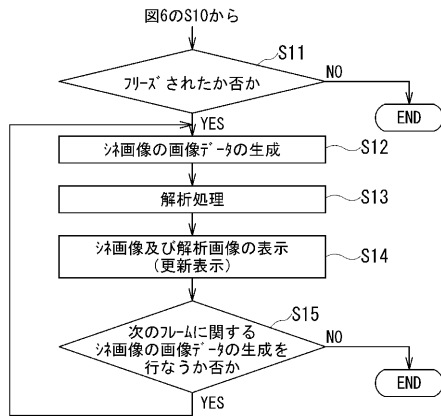
【図 4】



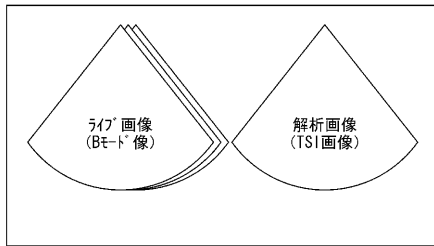
【図 6】



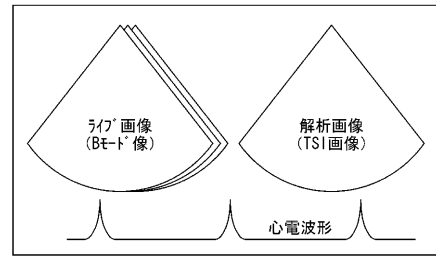
【図 7】



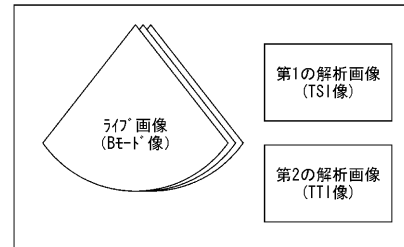
【図 8】



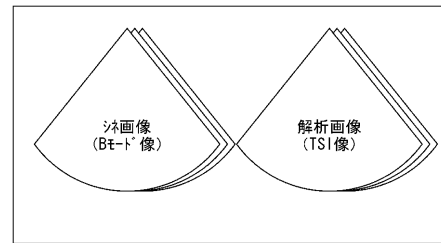
【図 9】



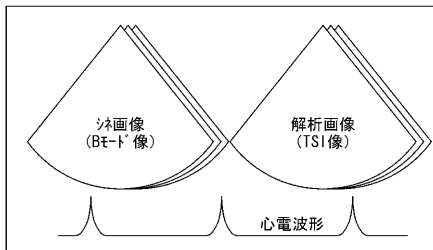
【図 10】



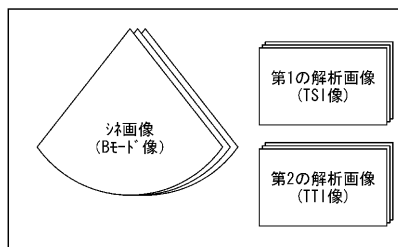
【図 11】



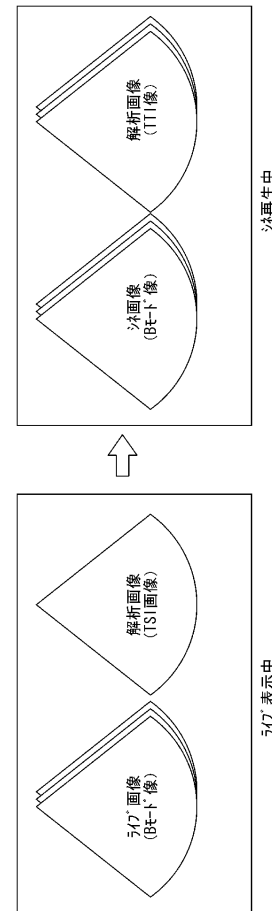
【図 12】



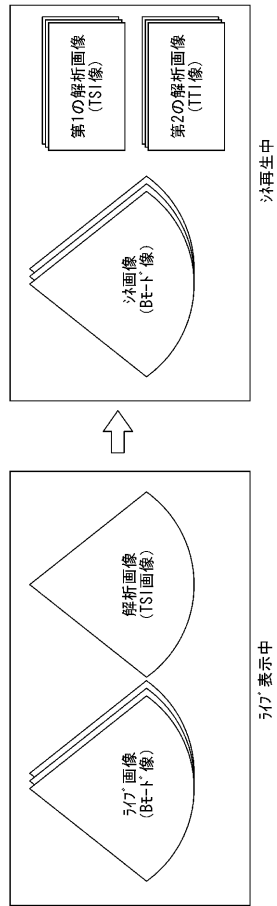
【図 13】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 小林 豊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 貞光 和俊

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 東 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 後藤 英二

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 松永 智史

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DE04 EE04 EE08 FF08 JC09 KK01 KK12 KK19
KK25 KK36 LL03 LL05 LL12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009017991A	公开(公告)日	2009-01-29
申请号	JP2007181895	申请日	2007-07-11
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林 豊 貞光 和俊 東 哲也 後藤 英二 松永 智史		
发明人	小林 豊 貞光 和俊 東 哲也 後藤 英二 松永 智史		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK25 4C601/KK36 4C601/LL03 4C601/LL05 4C601/LL12		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
其他公开文献	JP5242092B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：抑制超声诊断设备中的CPU资源的消耗，并在强调实时显示期间的实时特性的同时显示用于掌握检查部位的粗略趋势的信息，而无需实时特性。在冻结回放期间，显示信息以了解检查部位的详细信息。超声波诊断装置（10）包括特定帧获取单元（43），该特定帧获取单元（43）使由实时图像的RAW数据构成的帧的一部分变稀并且在实时显示超声图像期间仅获取特定帧。分析处理单元45，对形成特定帧的RAW数据进行分析处理，以生成分析图像的图像数据，由实时图像的图像数据形成的帧以及分析图像的分析图像。同时显示由图像数据组成的帧。[选择图]图2

