

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5242092号
(P5242092)

(45) 発行日 平成25年7月24日(2013.7.24)

(24) 登録日 平成25年4月12日(2013.4.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 18 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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成22年6月28日(2010.6.28)

(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
 (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
 (74) 代理人 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (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内
 (72) 発明者 貞光 和俊
 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手段と、
 前記送受信手段の受信信号を用いて画像のRAWデータを生成するための信号処理を行な
 う信号処理手段と、
 前記画像のRAWデータを基に、ライブ画像の画像データ及びシネ画像の画像データを生
 成する画像生成手段と、
 前記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手段と、
 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、第1解析画像の
 画像データを生成する第1解析処理手段と、
 前記シネ画像の画像データに対応するフレームのRAWデータを取得する全フレーム取得
 手段と、
 前記シネ画像の再生に対応して、前記シネ画像の画像データに対応するフレームの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解析処理手
 段と、
 前記ライブ画像及び前記第1解析画像を表示装置に表示させるか、若しくは、前記シネ画
 像及び前記第2解析画像を前記表示装置に表示させる表示制御手段と、

10

20

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記信号処理手段は、前記送受信手段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プラ像の RAW データを生成するカラードプ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。

【請求項 3】

前記解析処理手段は、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。

10

【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さらに設け、前記特定フレーム取得手段は、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。

【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。

20

【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、前記第 1 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。

【請求項 8】

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、前記第 1 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手段をさらに有し、
前記表示制御手段は、前記同期させた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、前記第 1 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前記表示装置に表示させ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 9】

前記シネ画像の再生中、前記同期手段は、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 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記シネ画像の再生中、前記同期手段は、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 1 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 8 に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、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

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【0008】

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。

40

【0010】

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】

50

【 0 0 1 2 】

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手段と、前記送受信手段の受信信号を用いて画像のRAWデータを生成するための信号処理を行なう信号処理手段と、前記画像のRAWデータを基に、ライブ画像の画像データ及びシネ画像の画像データを生成する画像生成手段と、前記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手段と、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、第1解析画像の画像データを生成する第1解析処理手段と、前記シネ画像の画像データに対応するフレームのRAWデータを取得する全フレーム取得手段と、前記シネ画像の再生に対応して、前記シネ画像の画像データに対応するフレームの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解析処理手段と、前記ライブ画像及び前記第1解析画像を表示装置に表示させるか、若しくは、前記シネ画像及び前記第2解析画像を前記表示装置に表示させる表示制御手段と、を有する。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

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。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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を超音波パルスに変換し、ま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。

30

【 0 0 1 8 】

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。

40

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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

50

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プラ偏移を受ける。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】

カラードブラモード処理回路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、カラードブラ像(カラー血流画像、CMF(color flow mapping))用のRAWデータを生成する。カラードブラモード処理回路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(ドプラ)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

10

20

30

40

50

(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。

【 0 0 2 8 】

シネメモリ 2 3 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 2 3 は、例えば超音波診断装置 1 0 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 R A W データを記憶するメモリである。

【 0 0 2 9 】

スキャンコンバート回路 2 4 は、信号処理回路 2 2 から出力されたライブ画像の R A W データを標準 T V 信号 (T V 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。

10

【 0 0 3 0 】

同期回路 2 5 は、スキャンコンバート回路 2 4 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 2 6 に出力する。

【 0 0 3 1 】

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 2 5 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 2 6 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 2 5 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 2 6 に出力する。

20

【 0 0 3 2 】

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。具体的には、ビデオ制御回路 2 6 は、L U T (l o o k u p t a b l e) 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。

【 0 0 3 3 】

30

モニタ 2 7 は、ビデオ制御回路 2 6 からの出力を基に、ライブ画像と解析画像とを同時に表示する。

【 0 0 3 4 】

生体情報メモリ 2 9 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 2 9 は、生体情報計測装置 1 2 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 2 2 は、自ら生成するライブ画像の R A W データのヘッダーとして、生体情報メモリ 2 9 から出力される生体情報を付与する。信号処理回路 2 2 は、生体情報をライブ画像の R A W 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、R A W 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 1 2 及び生体情報メモリ 2 9 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 1 0 に必要な構成要素である。

40

【 0 0 3 5 】

また、超音波診断装置 1 0 は、制御装置 (C P U : c e n t r a l p r o c e s s i n g u n i t) 3 1、包括メモリ 3 2、H D (h a r d d i s k) 3 3、R A W メモリ 3 4 及び操作パネル 3 5 を有する。

【 0 0 3 6 】

C P U 3 1 は、包括メモリ 3 2 や H D 3 3 に記憶されるプログラムや、操作パネル 3 2 による入力に従って、送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2、シネメモリ 2 3、スキャンコンバート回路 2 4、同期回路 2 5、ビデオ制御回路 2 6 及び生体情報メモリ 2 9 の動作を制御する。

50

【 0 0 3 7 】

包括メモリ 3 2 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 3 2 は、IPL (i n i t i a l p r o g r a m l o a d i n g)、BIOS (b a s i c i n p u t / o u t p u t s y s t e m) 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、T S I 処理プログラムやT T I 処理プログラム等が挙げられる。また、包括メモリ 3 2 は、C P U 3 1 のワークメモリとしても機能する。

【 0 0 3 8 】

H D 3 3 は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクであり、H D D (H a r d d i s k d r i v e) によってH D 3 3 内部のデータの読み書きが可能である。H D 3 3 は、R A W メモリ 3 4 に記憶されたR A W データや、包括メモリ 3 2 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。

【 0 0 3 9 】

操作パネル 3 5 は、オペレータからの各種指示、関心領域 (R O I : r e g i o n o f i n t e r e s t) 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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

C P U 3 1 が、包括メモリ 3 2 やH D 3 3 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 1 0 は、特定フレーム設定部 4 1、R A W データ生成部 4 2、特定フレーム取得部 4 3、全フレーム取得部 4 4 及び解析処理部 4 5 として機能する。ここで、超音波診断装置 1 0 は、ライブ表示中は、特定フレーム設定部 4 1、R A W データ生成部 4 2、特定フレーム取得部 4 3 及び解析処理部 4 5 として機能する一方、シネ再生中は、R A W データ生成部 4 2、全フレーム取得部 4 4 及び解析処理部 4 5 として機能する。

【 0 0 4 2 】

特定フレーム設定部 4 1 は、ライブ表示中に特定フレーム取得部 4 3 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。

【 0 0 4 3 】

R A W データ生成部 4 2 は、ライブ表示中に送受信回路 2 1、信号処理回路 2 2 及びシネメモリ 2 3 を制御して、ライブ画像のR A W 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い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。

【 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

10

20

30

40

50

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。

【 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。

10

【 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。

【 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。

20

【 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 2 6 に出力する。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。

30

【 0 0 5 2 】

一方、同期回路 2 5 は、第 1、第 6、第 1 1 及び第 1 6 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 2 6 に順次出力する。

40

【 0 0 5 3 】

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。

【 0 0 5 4 】

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 4 1 によって F r a s h 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 4 1 によって F r a s h フレームが設定されると、特定フレーム取得部 4 3 は、各 F r a s h フレームを特定のフレームとする。

【 0 0 5 5 】

図 4 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

50

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。

【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 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 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 2 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 2 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 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 2 6 に出力する。また、第 8 及び第 1 4 フレームについても同様である。

【 0 0 6 2 】

一方、同期回路 2 5 は、第 2、第 8 及び第 1 4 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 2 6 に順次出力する。

10

【 0 0 6 3 】

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 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。

【 0 0 6 4 】

オペレータは、操作パネル 3 5 を用いて、ライブ表示中に特定フレーム取得部 4 3 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 S 1)、超音波診断装置 1 0 を用いたライブ表示の動作を開始させる。

【 0 0 6 5 】

20

送受信回路 2 1 は、超音波の送受信を行なう (図 6 のステップ S 2)。具体的には、送受信回路 2 1 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 1 1 の超音波振動子毎に駆動パルスを印加させ、被検体内に中心周波数 f_0 の超音波パルスを放射する。

【 0 0 6 6 】

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 1 1 で電気信号に変換された受信信号から、送受信回路 2 1 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。

30

【 0 0 6 7 】

送受信回路 2 1 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 2 (B モード処理回路 2 2 a 又はカラードプラモード処理回路 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 RAW 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 RAW 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 RAW データを標準 TV 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。

40

【 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 RAW データを読み出して一旦 RAW メモリ 3 4 に記録する。RAW 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 YES、すなわち、RAW メモリ 3 4 から取得しようとする当

50

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 RAW 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。

【 0 0 7 1 】

一方、ステップ S 5 によって N O、すなわち、RAW 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）。

【 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。

【 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。

【 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、RAW 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。

【 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。

10

20

30

40

50

【0080】

図8に示す表示画面は、ステップS8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、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の位置にライブ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9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S2乃至S10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。

【0081】

図10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。

10

【0082】

図10は、ライブ画像、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ライブ画像の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ライブ画像の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10は、特定のフレームを構成するライブ画像のRAW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S2乃至S10を繰り返すことで、図10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。

【0083】

20

一方、図6に示すフローチャートのステップS10の判断にてNO、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10がフリーズされたか否かを判断する（図7のステップS11）。ステップS11の判断にてYES、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24は、シネメモリ23からのデータをシネ画像のRAWデータとして読み出し、そのシネ画像のRAWデータを標準TV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S12）。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25に出力される。

【0084】

30

一方、シネメモリ23からのデータをシネ画像のRAWデータとして読み出し、そのシネ画像のRAWデータを一旦RAWメモリ34に記録する。そして、RAWメモリ34に記憶された当該フレームに関するシネ画像のRAWデータを取得する。

【0085】

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。

【0086】

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。

40

【0087】

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。

【0088】

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。

【0089】

50

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 S 14）。ステップ S 14 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。

【0090】

また、ステップ S 14 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 S 15）。ステップ S 15 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 S 12 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。

【0091】

一方、ステップ S 15 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。

【0092】

また、ステップ S 11 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。

【0093】

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。

【0094】

図 11 に示す表示画面は、ステップ S 14 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 S 12 乃至 S 15 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。

【0095】

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。

【0096】

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 12 乃至 S 15 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）。

【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）。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

本実施形態の超音波診断装置 1 0 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 C P U 3 1 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。

【 0 1 0 1 】

また、本実施形態の超音波診断装置 1 0 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】

10

【 0 1 0 2 】

【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。

【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。

20

【図 1 0】ライブ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図 1 1】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図 1 2】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図 1 3】シネ画像及び解析画像の表示例を示す概念図。

【図 1 4】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 1 5】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】

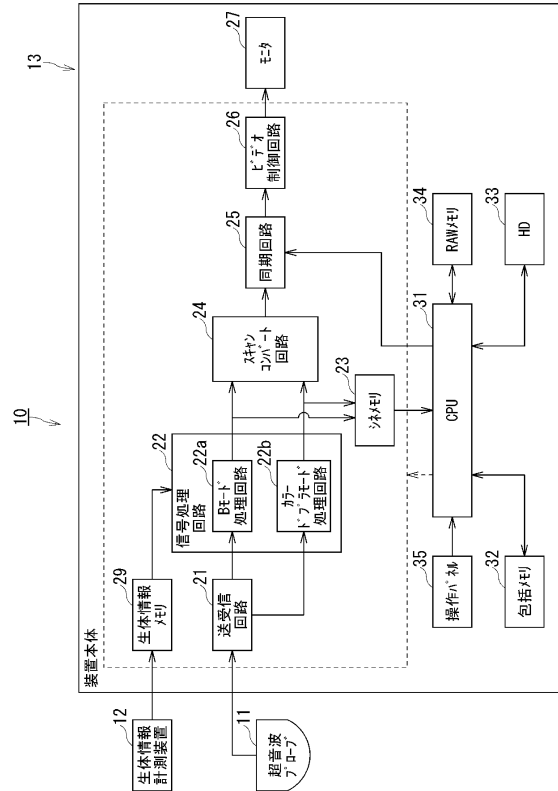
【 0 1 0 3 】

- 1 0 超音波診断装置
- 1 1 超音波プローブ
- 1 2 生体情報計測装置
- 1 3 装置本体
- 2 1 送受信回路
- 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

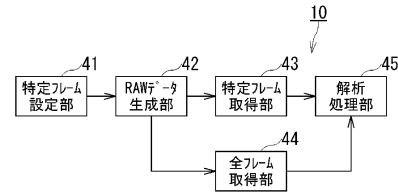
30

40

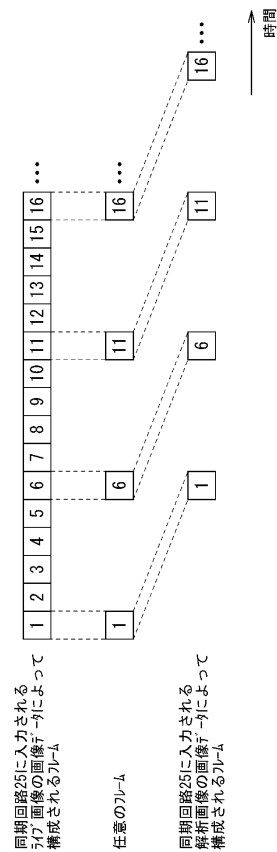
【図 1】



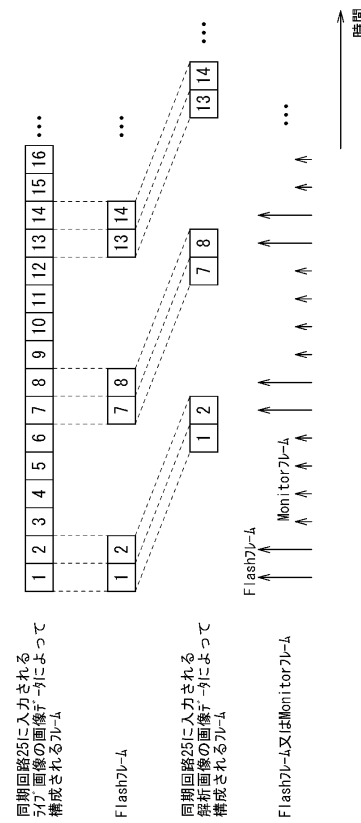
【図 2】



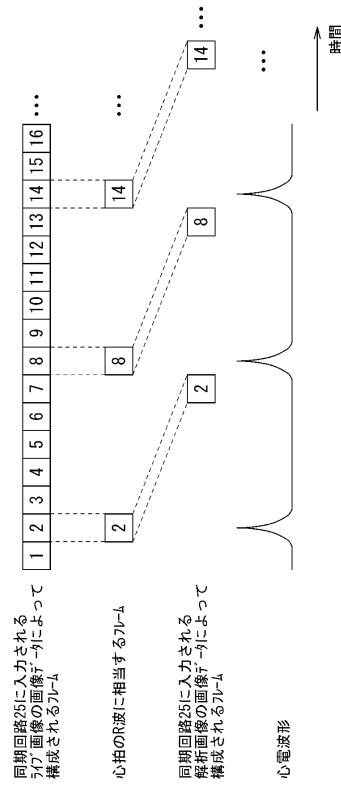
【図 3】



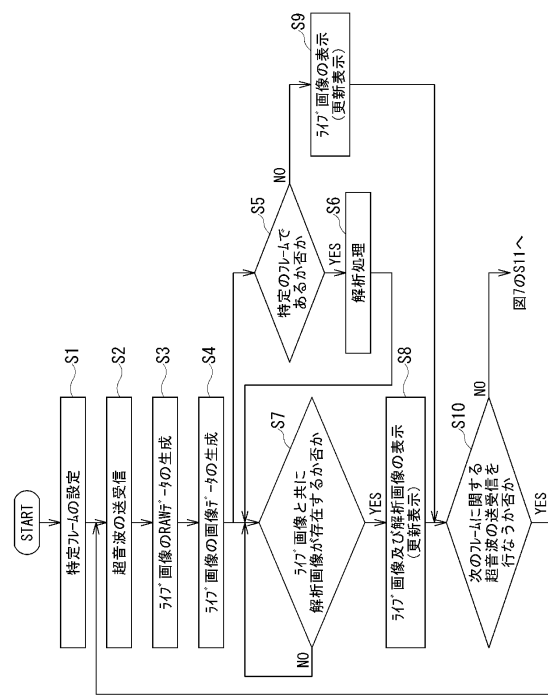
【図 4】



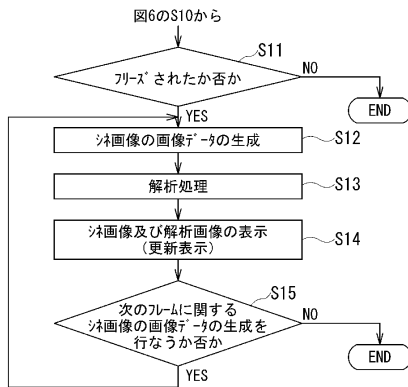
【図 5】



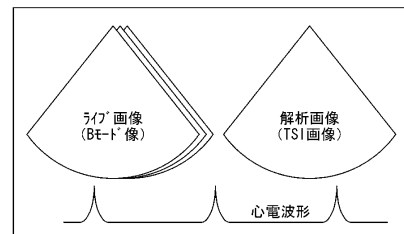
【図 6】



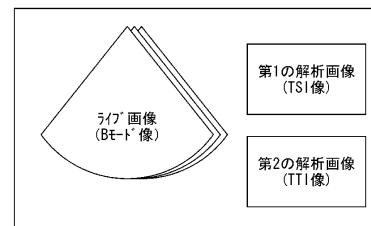
【図 7】



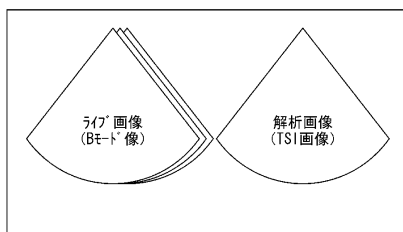
【図 9】



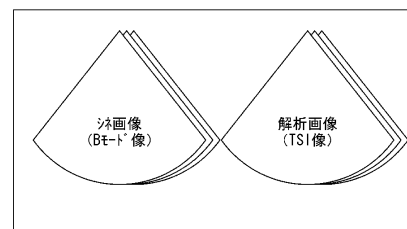
【図 10】



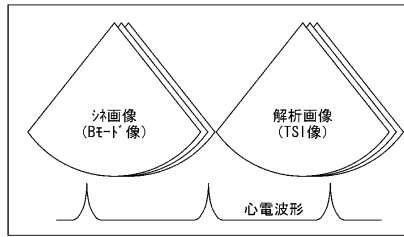
【図 8】



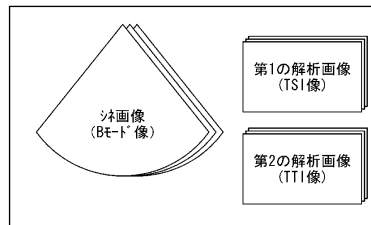
【図 11】



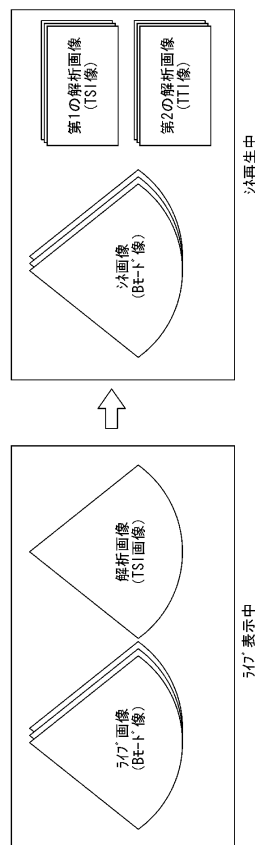
【図 12】



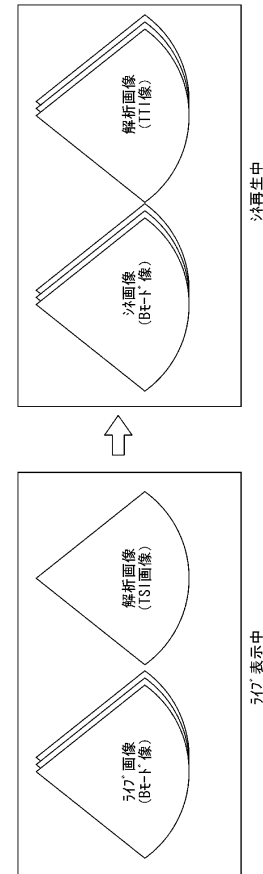
【図 13】



【図 15】



【図 14】



フロントページの続き

- (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

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平5 - 184576 (J P , A)
特開平8 - 38470 (J P , A)
特開2001 - 178720 (J P , A)
特開2003 - 101662 (J P , A)
特開2006 - 141451 (J P , A)
特開2007 - 75184 (J P , A)
国際公開第2004 / 110280 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5242092B2	公开(公告)日	2013-07-24
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		
当前申请(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		
其他公开文献	JP2009017991A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过在实时显示期间强调实时属性同时抑制CPU资源的消耗来显示用于识别要检查的区域的一般趋势的信息，并且显示用于识别该区域的细节的信息。在冻结再生期间进行检查而不需要实时财产。

解决方案：超声诊断设备10具有特定帧获取部分43，用于仅通过在超声图像的实时显示期间稀疏由实时图像的原始数据组成的帧的一部分来获取特定帧，以及用于生成图像数据的分析部分45通过分析构成特定帧的原始数据来分析图像。同时显示由实时图像的图像数据和由分析图像的图像数据组成的帧组成的帧。Z

【図1】

