

(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2015-19803

(P2015-19803A)

(43) 公開日 平成27年2月2日(2015.2.2)

(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 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2013-149639 (P2013-149639)
(22) 出願日 平成25年7月18日 (2013.7.18)(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 100089118
弁理士 酒井 宏明
(72) 発明者 森川 浩一
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 岩間 信行
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

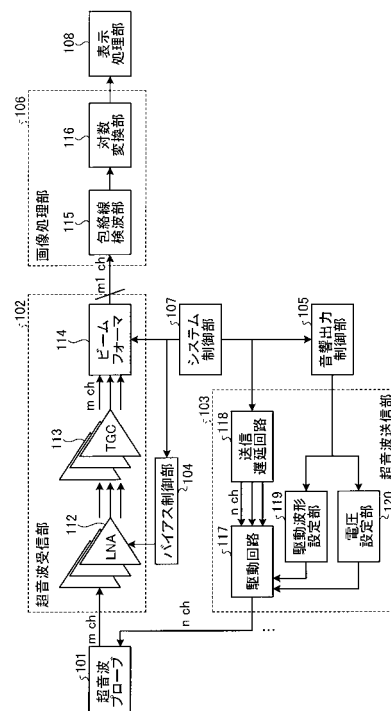
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 生体組織の検査・診断時におけるより効率的なエネルギー消費を可能とする。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、経時的に変化する生体信号を検出する検出部と、検出された生体信号に基づいて、生体信号が所定の時相になったか否かを判定する判定部と、超音波プローブからの送信音響出力を所定の強さとし、超音波プローブで受信された受信信号の増幅におけるダイナミックレンジを所定の広さとする第1の動作モードで動作させ、所定の時相になったと判定された場合には、第1の動作モードよりも送信音響出力を強く且つダイナミックレンジを広くする第2の動作モードで動作させる制御部と、を備える。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

経時的に変化する生体信号を検出する検出部と、

前記検出された生体信号に基づいて、当該生体信号が所定の時相になったか否かを判定する判定部と、

超音波プローブからの送信音響出力を所定の強さとし、前記超音波プローブで受信された受信信号の増幅におけるダイナミックレンジを所定の広さとする第 1 の動作モードで動作させ、前記所定の時相になったと判定された場合には、前記第 1 の動作モードよりも前記送信音響出力を強く且つ前記ダイナミックレンジを広くする第 2 の動作モードで動作させる制御部と、

を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、前記受信信号の増幅にかかるバイアス電流の供給量により前記ダイナミックレンジの広さを制御する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブで受信された受信信号をもとに、信号強度が輝度の明るさで表現される B モード画像を生成する画像生成部と、

前記生成された B モード画像を表示する表示部と、を更に備える、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記第 1 の動作モードにおける前記送信音響出力及び前記ダイナミックレンジの広さと、前記第 2 の動作モードにおける前記送信音響出力及び前記ダイナミックレンジの広さに基づいて、前記第 1 の動作モード時に生成された B モード画像、及び前記第 2 の動作モード時に生成された B モード画像を前記表示部に表示する際の輝度を調整する、

請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記第 1 の動作モード時に生成された B モード画像、及び前記第 2 の動作モード時に生成された B モード画像の平均輝度が揃うように、前記第 1 の動作モード時に生成された B モード画像のゲイン・ダイナミックレンジを調整する、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記第 1 の動作モードでは前記受信信号の基本波成分に基づく B モード画像を生成させ、前記第 2 の動作モードでは前記受信信号の高調波成分を含む B モード画像を生成させる、

請求項 3 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記生体信号に含まれる所定の変異点を起点とする前記時相の開始タイミングと、前記時相の期間とを設定する第 1 設定部を更に備え、

前記判定部は、前記生体信号の変異点に基づいて、当該変異点を起点として設定された開始タイミングで開始され、前記設定された期間の時相になったか否かを判定する、

請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第 1 設定部は、複数の時相ごとに、前記開始タイミング及び前記期間を設定し、

前記判定部は、前記変異点に対して設定された前記複数の時相の中のいずれかの時相になったか否かを判定する、

請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 設定部は、前記設定された開始タイミングで開始され、前記設定された期間の

10

20

30

40

50

時相において前記第２の動作モードで動作させ、他の時相において前記第１の動作モードで動作させる場合の、単位時間あたりにおける消費エネルギー量が所定値以下となる範囲で、前記第１の動作モードにおける前記送信音響出力及び前記ダイナミックレンジの広さと、前記第２の動作モードにおける前記送信音響出力及び前記ダイナミックレンジの広さを設定する、

請求項７又は８に記載の超音波診断装置。

【請求項１０】

周期的に出現する前記時相の前記開始タイミング及び初期期間を設定し、前記時相ごとに、前記初期期間を通減又は通増させた際の、前記第２の動作モードでの受信信号に基づいた画像を表示し、いずれかの画像における選択操作を受け付けて、当該選択操作が受け付けられた画像に対応した期間を前記時相の期間として設定する第２設定部を更に備える、

10

請求項９に記載の超音波診断装置。

【請求項１１】

前記検出部は、被検体の心電波形又は呼吸波形を検出し、

前記判定部は、前記検出された心電波形又は呼吸波形において反復される所定の時相になったか否かを判定する、

請求項１乃至１０のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項１２】

コンピュータに、

20

経時的に変化する生体信号を検出する検出部より検出された生体信号に基づいて、当該生体信号が所定の時相になったか否かを判定する判定ステップと、

超音波プローブからの送信音響出力を所定の強さとし、前記超音波プローブで受信された受信信号の増幅におけるダイナミックレンジを所定の広さとする第１の動作モードで動作させ、前記所定の時相になったと判定された場合には、前記第１の動作モードよりも前記送信音響出力を強く且つ前記ダイナミックレンジを広くする第２の動作モードで動作させる制御ステップと、

を実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【０００１】

本発明の実施形態は、超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、超音波診断装置は、超音波プローブより超音波を被検体に送信し、その反射波を受信して画像化するため、Ｘ線診断装置やＸ線コンピュータ断層撮影装置などの他の医用画像診断装置に比べ、簡便な操作性、被爆のおそれがない非侵襲性などの利点を備えている。このため、超音波診断装置は、今日の医療において、心臓、肺、肝臓、腎臓、乳腺など、様々な生体組織の検査・診断に利用されている。

【０００３】

40

この超音波診断装置では、生体組織についての良好な画像を得るため、従来、様々な手法が行われていた。ただし、従来の手法では、感度を高めるためには被検体へ照射する超音波のエネルギーを高めなければならず、高い感度の撮像を行うために必要な消費エネルギーが大きくなっていた。しかしながら、周期的に運動する生体組織（例えば心臓、肺など）の検査・診断においては、関心のある時相（例えば収縮期）についての良好な画像が得られればよく、特に関心のない時相（例えば収縮期以外の期間）については消費エネルギーを大きくしてまで良好な画像を得る必要がなく、より効率的なエネルギー消費が望まれていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【0004】

【特許文献1】特開2005-305129号公報

【特許文献2】特開2010-5322号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、生体組織の検査・診断時におけるより効率的なエネルギー消費を可能とする超音波診断装置及びプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

10

一実施形態にかかる超音波診断装置は、検出部と、判定部と、制御部と、を備える。検出部は、経時的に変化する生体信号を検出する。判定部は、検出された生体信号に基づいて、所定の時相になったか否かを判定する。制御部は、超音波プローブからの送信音響出力を所定の強さとし、超音波プローブで受信された受信信号の増幅におけるダイナミックレンジを所定の広さとする第1の動作モードで動作させ、所定の時相になったと判定された場合には、第1の動作モードよりも送信音響出力を強く且つダイナミックレンジを広くする第2の動作モードで動作させる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

20

【図1】図1は、実施形態にかかる超音波診断装置の構成を例示するブロック図である。

【図2】図2は、超音波受信部、超音波送信部、画像処理部の詳細構成を例示するブロック図である。

【図3】図3は、生体信号検出部の詳細構成を例示するブロック図である。

【図4】図4は、超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャートである。

【図5】図5は、表示画面を例示する概念図である。

【図6】図6は、心電波形、生体同期信号、送信音響パワー及びバイアス電流を例示するタイミングチャートである。

【図7】図7は、関心時相における超音波画像を例示する概念図である。

【図8】図8は、関心時相以外における超音波画像を例示する概念図である。

【図9】図9は、表示画面を例示する概念図である。

30

【図10】図10は、表示画面を例示する概念図である。

【図11】図11は、変形例1にかかる超音波診断装置の動作の一例を示すフローチャートである。

【図12】図12は、変形例1にかかる表示画面を例示する概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、添付図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置及びプログラムを詳細に説明する。なお、以下の説明において、同様の構成要素には共通の符号を付与するとともに、重複する説明を省略する。

【0009】

40

図1は、実施形態にかかる超音波診断装置100の構成を例示するブロック図である。図1に示すように、超音波診断装置100は、超音波プローブ101と、超音波受信部102と、超音波送信部103と、バイアス制御部104と、音響出力制御部105と、画像処理部106と、システム制御部107と、表示処理部108と、入力部109と、表示部110と、生体信号検出部111とを備える。

【0010】

超音波プローブ101は、複数の圧電振動子を有しており、超音波受信部102と、超音波送信部103とに接続される。超音波プローブ101の複数の圧電振動子は、超音波送信部103から供給される駆動信号に基づき超音波を被検体Pに送信する。また、超音波プローブ101の複数の圧電振動子は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変

50

換する。また、超音波プローブ101は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材などを有する。

【0011】

超音波プローブ101から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ101が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信された受信信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

10

【0012】

ここで、本実施形態にかかる超音波プローブ101は、超音波により被検体Pを2次元で走査するとともに、走査面を機械的に移動させることにより、被検体Pを3次元で走査することが可能な超音波プローブであってもよい。具体的には、本実施形態にかかる超音波プローブ101は、被検体Pを2次元で走査する複数の超音波振動子を所定の角度（揺動角度）で揺動させることで、被検体Pを3次元で走査するメカニカルスキャンプローブであってもよい。

【0013】

あるいは、超音波プローブ101は、複数の超音波振動子がマトリックス状に配置されることで、被検体Pを3次元で超音波走査することが可能な2次元超音波プローブであってもよい。なお、2次元超音波プローブは、超音波を集束して送信することで、被検体Pを2次元で走査することも可能である。なお、本実施形態では、超音波プローブ101には送信時にnチャンネル（nch）が設定され、受信時にmチャンネル（mch）が設定されているものとする。

20

【0014】

図2は、超音波受信部102、超音波送信部103、画像処理部106の詳細構成を例示するブロック図である。図2に示すように、超音波受信部102は、複数のLNA112（LNA:Low Noise Amplifier）と、複数のTGC113（TGC:Time Gain Compensation）と、ビームフォーマ114とを備える。

【0015】

超音波プローブ101の各超音波振動子で得られたmチャンネルの受信信号は複数のLNA112にそれぞれ入力される。複数のLNA112は、mチャンネルの受信信号それぞれを増幅する。LNA112で増幅されたmチャンネルの受信信号は複数のTGC113にそれぞれ入力される。

30

【0016】

複数のTGC113は、mチャンネルの受信信号それぞれを、タイムゲインコントロールを行うように増幅する。具体的には、複数のTGC113は、mチャンネルの受信信号それぞれについて、受信期間ごとに異なる増幅度での増幅を行う。すなわち、近距離の強い受信信号の増幅度を落とし、遠距離の微弱な受信信号の増幅度を上げることにより、深さに対して均一な強度の受信信号が得られるよう増幅を行う。TGC113で増幅されたmチャンネルの受信信号はビームフォーマ114にそれぞれ入力される。

40

【0017】

ビームフォーマ114は、mチャンネルの受信信号を遅延加算して、所要のm1チャンネル（m1ch）の受信信号を出力する。このm1チャンネルの受信信号は画像処理部106に入力される。

【0018】

超音波送信部103は、駆動回路117と、送信遅延回路118と、駆動波形設定部119と、電圧設定部120とを備える。

【0019】

送信遅延回路118は、システム制御部107から指示される所定方向に収束させるよ

50

うな遅延時間を、 n チャンネルのそれぞれに設定する。

【0020】

駆動回路117は、 n チャンネルに関して送信遅延回路118で設定された遅延時間を持つとともに、電圧設定部120で設定される電圧値で駆動波形設定部119により設定される駆動波形の駆動信号を生成する。生成された駆動信号は、超音波プローブ101の複数の圧電振動子に供給される。

【0021】

駆動波形設定部119は、音響出力制御部105からの指示に応じて、必要な送信波形に応じた駆動波形を設定する。電圧設定部120は、音響出力制御部105からの指示に応じて、必要な送信音圧に応じた電圧値を設定する。

10

【0022】

バイアス制御部104は、システム制御部107からの指示に応じて、LNA112を動作させるためのバイアス電流の供給（供給量）を制御する。LNA112は、バイアス制御部104で制御されるバイアス電流の増減により、受信信号の増幅にかかるダイナミックレンジと、NF（Noise Figure）とを増減する。

【0023】

例えば、バイアス電流を増加させると、LNA112における消費エネルギー量（消費電力）は大きくなるが、LNA112のダイナミックレンジは広く、LNA112を通過することによって生じるS/N比の劣化度は小さくなる。すなわち、受信感度を高感度とする。逆に、バイアス電流を減少させると、LNA112における消費エネルギー量（消費電力）は小さくなり、LNA112のダイナミックレンジは狭く、LNA112を通過することによって生じるS/N比の劣化度は大きくなる。すなわち、受信感度を低感度とする。

20

【0024】

音響出力制御部105は、システム制御部107からの指示に応じて、超音波プローブ101の複数の圧電振動素子から出力する超音波の出力、すなわち送信音響出力を制御する。具体的には、音響出力制御部105は、駆動波形設定部119における駆動波形の振幅値、電圧設定部120における電圧値を増減することで、送信音響出力を制御する。

【0025】

画像処理部106は、ビームフォーマ114からの受信信号に対して各種の信号処理を行い、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

30

【0026】

具体的には、画像処理部106は、包絡線検波部115と、対数変換部116とを備える。包絡線検波部115は、ビームフォーマ114からの整相加算後の受信信号を包絡線検波する。対数変換部116は、包絡線検波された受信信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する。

【0027】

また、画像処理部106は、ビームフォーマ114からの受信信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成してもよい。ここで、移動体とは、例えば、血流や、心壁等の組織、造影剤である。

40

【0028】

また、画像処理部106は、システム制御部107の制御のもと、検波周波数を変化させることで、映像化する周波数帯域を変えることができる。この画像処理部106の機能を用いることにより、ハーモニックイメージング（HI：Harmonic Imaging）を実行可能である。具体的には、画像処理部106は受信信号（反射波データ）の基本波成分に基づくBモードデータを生成可能であるとともに、受信信号（反射波データ）をフィルタ処理することで抽出した高調波成分に基づくBモードデータを生成可能である。

【0029】

例えば、ハーモニックイメージングでは、コントラストハーモニックイメージング（C

50

H I : Contrast Harmonic Imaging) と、ティッシュハーモニックイメージング (T H I : Tissue Harmonic Imaging) のいずれであってもよい。コントラストハーモニックイメージングでは、造影剤が注入された被検体 P の反射波データから、造影剤 (微小気泡、バブル) を反射源とする B モードデータ (高調波 B モードデータ) と、被検体 P 内の組織を反射源とする B モードデータ (基本波 B モードデータ) とを分離することができる。すなわち、画像処理部 106 は、生体組織の画像を生成するための B モードデータとともに、造影画像を生成するための B モードデータを生成することができる。また、ティッシュハーモニックイメージングでは、被検体 P の反射波データから、高調波成分を分離することで、組織から反射された反射波のうち、高調波成分だけを画像化した B モード画像を生成するための B モードデータを生成することができる。

10

【0030】

システム制御部 107 は、C P U (Central Processing Unit)、R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory)などを備え (いずれも図示しない)、C P U が R O M に記憶されたプログラムを R A M に展開して順次実行することで、超音波診断装置 100 の動作を制御する制御部である。

【0031】

表示処理部 108 は、画像処理部 106 で得られたデータ (B モードデータ、ドプラデータ) を表示部 110 に適する画像データに変換する。例えば、超音波プローブ 101 がコンベックスプローブであった場合にはラスタは扇状であり、表示部 110 のラスタは通常のテレビジョン方式と同様に横方向であるので、表示処理部 108 は、画像処理部 106 で得られた扇状に配置されたラスタを、通常のテレビジョン方式における縦横直交方向へ変換する処理を行う。表示処理部 108 は、変換された一連の画像データをシネデータとして内部メモリに保存し、システム制御部 107 の制御のもと、内部メモリに保存したシネデータを表示部 110 に出力する。また、表示処理部 108 は、システム制御部 107 の制御のもと、O S D (On-Screen Display)などで表示部 110 に表示して、ユーザからの操作を受け付けるための表示画面にかかるデータを生成する。

20

【0032】

入力部 109 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール等である。例えば、入力部 109 は、各種設定の入力を操作者から受け付け、受け付けた設定値をシステム制御部 107 に出力する。表示部 110 は、L C D (Liquid Crystal Display) 等であり、表示処理部 108 により生成された画像データを表示する。

30

【0033】

生体信号検出部 111 は、被検体 P にかかる生体信号を検出し、検出した生体信号をシステム制御部 107 へ出力する。ここでいう生体信号とは、被検体 P の生体組織における運動に伴うものであってもよいし、被検体 P の生体組織に外部より与える刺激に伴うものであってもよい。前者の例としては、被検体 P の心臓の運動に伴う心電波形、呼吸運動に伴う呼吸波形、血流などに伴う脈波などであってよい。また、後者の例としては、投与された造影剤である微小気泡を崩壊し、再度 C H I を行うための高音圧な超音波の送信などであってよい。

40

【0034】

図 3 は、生体信号検出部 111 の詳細構成を例示するブロック図である。図 3 に示すように、生体信号検出部 111 は、E C G 電極 121 (E C G : Electrocardiogram) と、同期信号生成部 122 とを備えている。E C G 電極 121 は、被検体 P の体表面に装着され、被検体 P の心電波形を検出する。E C G 電極 121 より検出された心電波形は、フィルタ、増幅器 (いずれも図示しない) を介して同期信号生成部 122 へ出力される。

【0035】

同期信号生成部 122 は、E C G 電極 121 より検出された心電波形と、所定の閾値とを比較することにより、心電波形における特徴的な変異点 (例えば R 波) を検出する。次いで、同期信号生成部 122 は、検出された変異点に同期する同期信号をシステム制御部

50

107へ出力する。なお、心電波形からの同期信号の出力は、R波だけでなく、P波、Q波、S波、T波のいずれであってもよいことは言うまでもないことである。

【0036】

なお、本実施形態では、被検体Pの心電波形を検出する構成を例示するが、呼吸波形、脈波、外部からの刺激の付加に同期する場合も同様の検知センサを設ければよいことは言うまでもないことである。例えば、被検体Pの呼吸に伴う胸部の動きに伴う低周波振動（～1Hz）を計測する呼吸センサにより、呼吸における排気／吸気のタイミングに同期してもよい。また、脈波センサや、画像処理部106で生成されたドプラ画像により検出された血流に同期してもよい。また、造影剤への高音圧な超音波の送信などの外部からの刺激に同期する場合には、例えば高音圧な超音波の送信を行うスイッチの押下操作などを検知し、その操作タイミングに同期してもよい。もしくは、予め設定された時間間隔（例えば30秒）ごとに高音圧な超音波の送信を行うように設定しておき、この時間間隔に同期してもよい。

【0037】

次に、システム制御部107の制御の下で行われる超音波診断装置100の動作について説明する。図4は、超音波診断装置100の動作の一例を示すフローチャートである。

【0038】

図4に示すように、処理が開始されると、システム制御部107は、生体信号検出部111における生体信号の取得を開始させ（S1）、通常モードにおけるBモード画像の生成と表示部110への表示とを開始させる（S2）。具体的には、S2において、システム制御部107は、メモリなどに予め設定された通常モードでの音響送信出力、バイアス電流の値をバイアス制御部104、音響出力制御部105に設定する。次いで、システム制御部107は、バイアス制御部104、音響出力制御部105に設定した音響送信出力、バイアス電流で超音波プローブ101の駆動（送波／受波）を開始させ、超音波プローブ101での受信によるBモード画像を表示部110に表示させる。

【0039】

なお、通常モードとは、音響送信出力、バイアス電流の値を変動させず、超音波プローブ101での送受信にかかる単位時間あたりのエネルギー消費を一定とする通常の動作モードである。また、超音波プローブ101での送受信にかかる単位時間あたりのエネルギー消費は、Ispsta（Intensity Spatial Peak temporal Average）、TI（Thermal Index）及びプローブ温度限界などの基準を満たす範囲で一定であるものとする。

【0040】

S2に次いで、システム制御部107は、送信時の音響パワー（音響送信出力）、受信時のバイアス電流、生体信号をもとにした関心のある関心時相（例えば心臓の収縮期）として駆動を開始させるタイミング、関心時相の期間の初期設定を入力部109を介して操作者より受け付ける（S3）。具体的には、S3では、高感度モードとして動作させる関心時相のタイミング、その期間、音響送信出力及びバイアス電流の設定値と、低感度モードとして動作させる無関心時相（関心時相以外の期間）における音響送信出力及びバイアス電流の設定値を操作者より受け付ける。

【0041】

図5は、表示画面Gを例示する概念図であり、より具体的には、S3において初期設定を行う時の表示部110における表示画面Gを例示する図である。図5に示すように、表示部110における表示画面Gは、超音波プローブ101での受信信号により被検体Pの生体組織像G10などが描出された超音波画像G11と、生体信号検出部111により取得された心電波形G12と、各種設定を行う設定領域G21～24を有する画面構成である。

【0042】

設定領域G21は、高感度モードにおける音響送信出力（APH）と、低感度モードにおける音響送信出力（APL）とを操作者による入力部109の操作をもとに受け付ける。具体的には、入力部109のカーソル操作などにより、APH、APLの値を上下させ

10

20

30

40

50

ることで、A P H、A P Lの設定を受け付ける。

【0043】

設定領域G 2 2は、高感度モードにおけるバイアス電流（I H）と、低感度モードにおけるバイアス電流（I L）とを操作者による入力部109の操作をもとに受け付ける。具体的には、入力部109のカーソル操作などにより、I H、I Lの値を上下させることで、I H、I Lの設定を受け付ける。

【0044】

設定領域G 2 3は、心電波形G 1 2のR波に同期した同期タイミングTを起点として、関心時相として高感度モードで駆動させる駆動開始タイミングt 1を操作者による入力部109の操作をもとに受け付ける。具体的には、入力部109のカーソル操作などにより、t 1の値を上下させることで、t 1の設定を受け付ける。設定領域G 2 3により設定されたt 1の値は、心電波形G 1 2上に重畳して表示されるt 1に反映される。したがって、操作者は、心電波形G 1 2に重畳して表示されるt 1により、関心時相の開始タイミングをより正確に確認できる。

【0045】

設定領域G 2 4は、t 1で開始される関心時相として高感度モードで駆動させる駆動期間t 2を操作者による入力部109の操作をもとに受け付ける。具体的には、入力部109のカーソル操作などにより、t 2の値を上下させることで、t 2の設定を受け付ける。設定領域G 2 4により設定されたt 2の値は、心電波形G 1 2上に重畳して表示されるt 2に反映される。したがって、操作者は、心電波形G 1 2に重畳して表示されるt 2により、関心時相の期間をより正確に確認できる。なお、関心時相以外の駆動期間（無関心時相の期間）t 3は、次の心拍の関心時相までの期間であることから（1心拍期間－t 2）、t 2の設定に応じて自動設定される。

【0046】

上述した設定領域G 2 3、G 2 4では、1心拍において複数の関心時相ごとに、t 1、t 2の設定を受け付けてもよい。具体的には、左から順に、1番目の関心時相、2番目の関心時相…などのように、1心拍間における複数の関心時相を設定してもよい。

【0047】

また、高感度モードにおける音響送信出力（A P H）、低感度モードにおける音響送信出力（A P L）、高感度モードにおけるバイアス電流（I H）、低感度モードにおけるバイアス電流（I L）は、個別に設定する必要はなく、設定領域G 2 3、G 2 4で設定された駆動開始タイミングt 1と、駆動期間t 2とをもとに、超音波プローブ101での送信にかかる単位時間あたりの消費エネルギー量が所定値以下となる範囲（I s p t a、T I及びプローブ温度限界などの基準を満たす範囲）で連動して設定されてもよい。

【0048】

具体的には、t 1、t 2として設定された関心時相における高感度モードで消費されるエネルギー量と、t 3の無関心時相における低感度モードで消費されるエネルギー量との総計が、上述した所定値を上限値とする範囲で、I HとI Lとを連動するように設定してよい。例えば、I Hを上げる設定が行われた場合は、高感度モードでの受信にかかるエネルギー量が増加することから、低感度モードでのI Lを連動して下げることで、受信にかかる単位時間あたりの消費エネルギー量を所定値以下とする。A P HとA P Lとについても同様である。例えば、A P Hを上げる設定が行われた場合は、高感度モードでの送信にかかるエネルギー量が増加することから、低感度モードでのA P Lを連動して下げることで、送信にかかる単位時間あたりの消費エネルギー量を所定値以下とする。これにより、I s p t a、T I及びプローブ温度限界などの基準を満たす範囲での設定を容易に行うことが可能となる。

【0049】

次いで、システム制御部107は、関心時相については高感度モードで駆動させるための駆動開始コマンドを入力部109より受け付ける（S 4）。駆動開始コマンドの受け付けに応じて、システム制御部107は、低感度モードにおけるBモード画像の生成と表示

部 1 1 0 への表示とを開始させる (S 5)。

【0050】

具体的には、S 5では、低感度モードでの音響送信出力 (A P L)、バイアス電流 (I L)をバイアス制御部 1 0 4、音響出力制御部 1 0 5に設定する。次いで、システム制御部 1 0 7は、バイアス制御部 1 0 4、音響出力制御部 1 0 5に設定した音響送信出力 (A P L)、バイアス電流 (I L)で超音波プローブ 1 0 1の駆動 (送波／受波)を開始させ、超音波プローブ 1 0 1での受信信号による画像を表示部 1 1 0に表示させる。

【0051】

次いで、システム制御部 1 0 7は、生体信号をもとに、設定された駆動開始タイミング t_1 となったか否かを判定する (S 6)。駆動開始タイミングとなっていない場合 (S 6 : N O)、システム制御部 1 0 7は S 5へ処理を戻し、低感度モードでの B モード画像の表示を継続する。

【0052】

駆動開始タイミングとなった場合 (S 6 : Y E S)、システム制御部 1 0 7は、高感度モードにおける B モード画像の生成と表示部 1 1 0への表示とを開始させる (S 7)。

【0053】

具体的には、S 7では、システム制御部 1 0 7は、高感度モードでの音響送信出力 (A P H)、バイアス電流 (I H)をバイアス制御部 1 0 4、音響出力制御部 1 0 5に設定する。次いで、システム制御部 1 0 7は、バイアス制御部 1 0 4、音響出力制御部 1 0 5に設定した音響送信出力 (A P H)、バイアス電流 (I H)で超音波プローブ 1 0 1の駆動 (送波／受波)を開始させ、超音波プローブ 1 0 1での受信信号による画像を表示部 1 1 0に表示させる。

【0054】

次いで、システム制御部 1 0 7は、S 7で開始された高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 より長くなったか否かを判定する (S 8)。高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 以下である場合 (S 8 : N O)、関心時相期間内であることから、システム制御部 1 0 7は S 7へ処理を戻し、高感度モードでの B モード画像の表示を継続する。

【0055】

高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 より長くなった場合 (S 8 : Y E S)、無関心時相になったことから、システム制御部 1 0 7は、S 5と同様、低感度モードにおける B モード画像の生成と表示部 1 1 0への表示とを開始させる (S 9)。

【0056】

次いで、システム制御部 1 0 7は、S 9で開始された低感度モードでの駆動期間が駆動期間 t_3 より長くなったか否かを判定する (S 1 0)。低感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_3 以下である場合 (S 1 0 : N O)、無関心時相期間内であることから、システム制御部 1 0 7は S 9へ処理を戻し、低感度モードでの B モード画像の表示を継続する。

【0057】

低感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_3 より長くなった場合 (S 1 0 : Y E S)、次の関心時相になったことから、システム制御部 1 0 7は、表示処理部 1 0 8で一連のシネデータの作成と、作成されたシネデータの表示部 1 1 0への表示とを行う (S 1 1)。

【0058】

ここで、高感度モードでの B モード画像と、低感度モードでの B モード画像とは、音響送信出力、バイアス電流の値が異なることから、B モード画像の輝度が変化する場合があります。よって、一連のシネデータを表示部 1 1 0へ表示する際に、システム制御部 1 0 7は、高感度モードでの B モード画像、又は低感度モードでの B モード画像の切り替えの際に、表示の輝度を変更するように制御してもよい。具体的には、高感度モードで設定された音響送信出力 (A P H)、バイアス電流 (I H)の値と、低感度モードで設定された音響

10

20

30

40

50

送信出力（A P L）、バイアス電流（I L）の値との比にもとづいて、高感度モードでの B モード画像と、低感度モードでの B モード画像との平均輝度と分散が揃うように、低感度モードでの B モード画像のゲイン・ダイナミックレンジを変更する。このように輝度値を変更することで、一連のシネデータを表示する場合の、輝度の変化を最小限とすることが可能である。

【0059】

次いで、システム制御部 107 は、入力部 109 における終了操作の受け付けなどによる終了判定を行う（S 12）。ここで、処理を継続する場合（S 12：NO）、システム制御部 107 は、S 7 に処理を戻して、次の心拍における関心時相についての処理を継続させる。

10

【0060】

なお、複数の関心時相ごとに、t 1、t 2 の設定が行われている場合には、それぞれの関心時相についての駆動開始タイミング、駆動期間の判定を行うことで、各関心時相で高感度モードとなるようにしてもよい。

【0061】

図 6 は、心電波形、生態同期信号、送信音響パワー及びバイアス電流を例示するタイミングチャートである。図 7 は、関心時相における超音波画像 G 11 を例示する概念図であり、図 8 は、関心時相以外における超音波画像 G 11 を例示する概念図である。

【0062】

図 6 に示すように、心電波形の同期タイミング T に同期した生体同期信号をもとに、駆動開始タイミング t 1 で開始される、駆動期間 t 2 の関心時相では、送信音響パワーが A P H、バイアス電流が I H となる。また、駆動期間 t 3 の関心時相以外の無関心時相では、送信音響パワーが A P L、バイアス電流が I L となる。

20

【0063】

このため、図 7 に示すように、関心時相・フレームでは、高感度で良好な生体組織像 G 10 が得られる。また、図 8 に示すように、無関心時相・フレームでは、低感度な生体組織像 G 10 が得られるが、超音波プローブ 101 にかかる消費エネルギー量を高感度の時よりも抑えることができる。よって、生体組織の検査・診断時におけるより効率的なエネルギー消費が可能となる。

【0064】

また、システム制御部 107 は、低感度モードでは、受信信号の基本波成分に基づく B モードデータの生成（ファンダメンタルイメージング）を画像処理部 106 で行わせ、高感度モードでは、ハーモニクイメージングによる B モードデータの生成を画像処理部 106 で行わせてもよい。ハーモニクイメージング（特に T H I）では、基本波による飽和を防ぐために、ダイナミックレンジが必要となる。したがって、低感度モードでは、ファンダメンタルイメージングで行わせて消費エネルギー量を抑え、高感度モードでハーモニクイメージングを行わせることで、より効率的なエネルギー消費が可能となる。

30

【0065】

図 9、10 は、表示画面 G を例示する概念図であり、より具体的には、上述した動作で表示部 110 の表示画面 G に表示される超音波画像 G 11 を例示する図である。図 9 に示すように、表示画面 G の表示領域 G 30 において、上述した動作で得られた超音波画像 G 11 をリアルタイムなライブ画像として表示してもよい。この場合は、関心時相においては高感度な生体組織像 G 10 が、無関心時相においては低感度な生体組織像 G 10 が表示領域 G 30 に表示されることとなる。

40

【0066】

また、図 10 に示すように、表示領域 G 30 においては、リアルタイムなライブ画像 G 31 だけでなく、1 心拍の間における関心時相（高感度モード）又は無関心時相（低感度モード）で得られた画像 G 32～G 34 を、時系列順に内部メモリより読み出して並べて表示してもよい。表示領域 G 40 には、心電波形と、関心時相（2）とその前後の無関心時相（1、3）とを明示するアイコン画像を表示する。画像 G 32～G 34 には、G 40

50

のアイコン画像に対応した番号（No. 1～No. 3）などが振られており、いずれの時相であるかが分り易く表示される。なお、表示領域G30における画像（G31、G32…）が一杯となってしまった場合（例えば4枚目の高感度モードの画像が撮影された場合）は、古いものを破棄し、順次新しい画像に入れ替えて表示するようにしてもよい。また、表示領域G30には、1心拍の間における関心時相（高感度モード）の画像の最新の1枚を表示してもよい（図10において、画像G32～G34の3つの表示枠としていたところを1つの表示枠とする）。

【0067】

（変形例1）

次に、上述したS3における初期設定の変形例を図11、図12を参照して説明する。図11は、変形例1にかかる超音波診断装置100の動作の一例を示すフローチャートであり、より具体的には、S3における初期設定の変形動作を例示するフローチャートである。図12は、変形例1にかかる表示画面Gを例示する概念図である。

【0068】

図11に示すように、処理が開始されると、システム制御部107は、生体信号検出部111における生体信号の取得を開始させ（S21）、通常モードにおけるBモード画像の生成と表示部110への表示とを開始させる（S22）。

【0069】

次いで、システム制御部107は、S3と同様に、送信時の音響パワー（音響送信出力）、受信時のバイアス電流、生体信号をもとにした関心のある関心時相として駆動を開始させるタイミング、関心時相の期間（初期値）の初期設定を入力部109を介して操作者より受け付ける（S23）。ここで、S3と異なる点は、設定される値があくまで初期値であって、設定が確定した値でないところである。

【0070】

次いで、システム制御部107は、設定動作を開始させるための開始コマンドを入力部109より受け付ける（S24）。開始コマンドの受け付けに応じて、システム制御部107は、低感度モードにおけるBモード画像の生成と表示部110への表示とを開始させる（S25）。

【0071】

次いで、システム制御部107は、生体信号をもとに、設定された駆動開始タイミング t_1 となったか否かを判定する（S26）。駆動開始タイミング t_1 となっていない場合（S26：NO）、システム制御部107はS25へ処理を戻し、低感度モードでのBモード画像の表示を継続する。

【0072】

駆動開始タイミングとなった場合（S26：YES）、システム制御部107は、高感度モードにおけるBモード画像の生成と表示部110への表示とを開始させる（S27）。

【0073】

次いで、システム制御部107は、S27で開始された高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 より長くなったか否かを判定する（S28）。高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 以下である場合（S28：NO）、関心時相期間内であることから、システム制御部107はS27へ処理を戻し、高感度モードでのBモード画像の表示を継続する。

【0074】

高感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_2 より長くなった場合（S28：YES）、無関心時相になったことから、システム制御部107は、S25と同様、低感度モードにおけるBモード画像の生成と表示部110への表示とを開始させる（S29）。

【0075】

次いで、システム制御部107は、S29で開始された低感度モードでの駆動期間が駆動期間 t_3 より長くなったか否かを判定する（S30）。低感度モードでの駆動期間が設

10

20

30

40

50

定された駆動期間 t_3 以下である場合（S 3 0 : N O）、無関心時相期間内であることから、システム制御部 1 0 7 は S 2 9 へ処理を戻し、低感度モードでの B モード画像の表示を継続する。

【0076】

低感度モードでの駆動期間が設定された駆動期間 t_3 より長くなった場合（S 3 0 : Y E S）、次の関心時相になったことから、システム制御部 1 0 7 は、表示処理部 1 0 8 で一連のシネデータの作成と、作成されたシネデータの表示部 1 1 0 への表示とを行う（S 3 1）。

【0077】

次いで、システム制御部 1 0 7 は、入力部 1 0 9 における終了操作の受け付けなどによる終了判定を行う（S 3 2）。一連の B モード画像を表示部 1 1 0 より確認した操作者は、駆動期間 t_2 での関心時相における B モード画像でよい場合に、設定を確定するための終了操作を行う。

【0078】

したがって、入力部 1 0 9 における終了操作が受け付けられた場合、システム制御部 1 0 7 は、現時点で設定されている駆動期間 t_2 、高感度モードにおける音響送信出力（A P H）、バイアス電流（I H）、低感度モードにおける音響送信出力（A P L）、バイアス電流（I L）の値を確定した設定値として設定して（S 3 4）、S 3 における処理を終了する。例えば、S 2 3 における初期値の状態、一回も S 3 3 の処理を経ることなく終了操作が行われた場合は、S 2 3 で設定された値がそのまま確定した設定値として設定されることとなる。また、S 3 3 の処理を経た場合には、S 3 3 で新たに設定された駆動期間 t_2 、高感度モードにおける音響送信出力（A P H）、バイアス電流（I H）、低感度モードにおける音響送信出力（A P L）、バイアス電流（I L）の値が確定した設定値として設定されることとなる。

【0079】

ここで、終了操作が行われずに処理を継続する場合（S 3 2 : N O）、システム制御部 1 0 7 は、関心時相における駆動期間 t_2 の値を予め設定された所定値のみ減少させて、S 2 7 へ処理を戻す（S 3 3）。すなわち、次の S 2 7 以下の処理では、関心時相における駆動期間 t_2 が減少したものとなる。なお、本実施形態では駆動期間 t_2 を処理ごとに逓減する場合を例示するが、処理ごとに逓増する場合であってもよいことはいふまでもないことである。また、減少／増加させる値は、図 5 に例示した設定用の画面などで操作者が任意に設定してもよい。

【0080】

ここで、S 3 3 では、駆動開始タイミング t_1 については変化させない。また、システム制御部 1 0 7 は、駆動期間 t_2 を減少させることに連動して、高感度モード時の音響送信出力（A P H）、バイアス電流（I H）の上限値をあげてもよい。

【0081】

具体的には、 t_1 、 t_2 として設定された関心時相における高感度モードで消費されるエネルギー量と、 t_3 の無関心時相における低感度モードで消費されるエネルギー量との総計が、所定値を上限値とする範囲で、A P H、I H を連動するように設定してもよい。例えば、駆動期間 t_2 を減少させることで生じるエネルギー量のゆとりに応じて、A P H、I H の上限値をあげる。これにより、高感度モードにおける感度を駆動期間 t_2 の減少に応じて高めることができる。そして、操作者は、所望の B モード画像が得られたところで終了操作を行うことで、難易な設定を行うことなく、画面を確認しながらの容易な設定を行うことが可能となる。

【0082】

また、終了操作により設定を行う以外に、所定の駆動期間まで短くなったところで S 3 2 における処理を抜けて、駆動期間ごとの関心時相における超音波画像を選択することで、設定値を確定させてもよい。

【0083】

10

20

30

40

50

具体的には、図 12 に示すように、表示画面 G の表示領域 G 5 0 において、ライブ画像 G 5 1 とともに、駆動期間が短い関心時相における画像 G 5 2 から駆動時間が長い関心時相における画像 G 5 4 までの画像を内部メモリより読み出して並べて表示する。そして、操作者は、入力部 109 の操作により、画像 G 5 2 ～ G 5 4 の中から所望の画像を選択する。

【0084】

システム制御部 107 は、この選択操作により選択された画像における駆動期間 t_2 、高感度モードにおける音響送信出力 (APH)、バイアス電流 (IH)、低感度モードにおける音響送信出力 (APL)、バイアス電流 (IL) の値を確定した設定として設定する。これによっても、操作者は、難易な設定を行うことなく、画面を確認しながらの容易な設定を行うことが可能となる。

10

【0085】

音響送信出力は、MI (Mechanical Index) および Ispta によってそれぞれ規制値が設定される場合がある。しかし、カラーモード、THI 及び 2D アレイプローブにおいては、MI 及び Ispta 限度に達する前に TI 及びプローブ温度限界に達すると、音響送信出力が制限されることがある。

【0086】

また、NF 及びダイナミックレンジは、LNA 112 のバイアス電流の影響を受ける。LNA 112 のバイアス電流の増加に伴い、LNA 112 の発熱量及び消費エネルギー量は増加すると、音響送信出力と同様に制限されることがある。その結果、NF 及びダイナミックレンジが十分に得られないこととなる。

20

【0087】

特に THI では B モード画像構成には不要な反射波基本波成分による増幅時の飽和をさけるために、十分なダイナミックレンジを得る必要があり、十分なバイアス電流が必要である。また、超音波プローブ 101 がマトリクスアレイプローブである場合は、LNA 112 がプローブ内に設置されるため、LNA 112 の発熱はプローブ発熱にもつながる。よって、このプローブ発熱により、音響送信出力も制限されることがある。これに対し、本実施形態では、より効率的なエネルギー消費が可能であることから、上述した規制で制限されることを低減できる。

【0088】

30

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、生体組織の検査・診断時におけるより効率的なエネルギー消費を可能とすることができる。

【0089】

また、本実施形態の超音波診断装置 100 で実行されるプログラムは、ROM 等に予め組み込まれて提供される。また、本実施形態の超音波診断装置 100 で実行されるプログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルで CD-ROM、フレキシブルディスク (FD)、CD-R、DVD (Digital Versatile Disk) 等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録して提供するように構成してもよい。

【0090】

40

さらに、本実施形態の超音波診断装置 100 で実行されるプログラムを、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成しても良い。また、本実施形態の超音波診断装置 100 で実行されるプログラムをインターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成しても良い。

【0091】

また、本実施形態の超音波診断装置 100 で実行されるプログラムは、上述した機能構成を含むモジュール構成となっており、実際のハードウェアとしては CPU (プロセッサ) が上記 ROM からプログラムを読み出して実行することにより上述した機能構成が主記憶装置上にロードされ、生成されるようになっている。

50

【0092】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

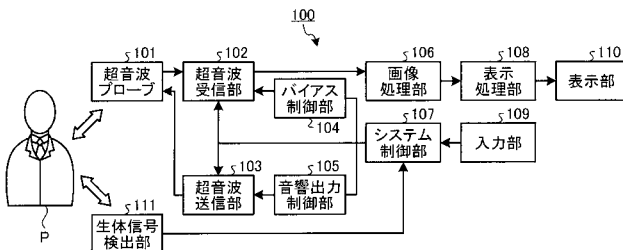
【符号の説明】

【0093】

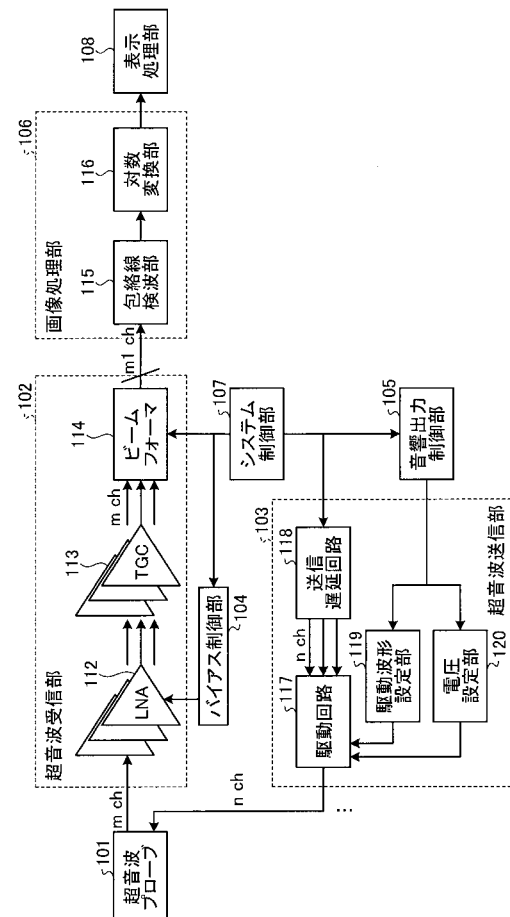
100…超音波診断装置、101…超音波プローブ、102…超音波受信部、103…超音波送信部、104…バイアス制御部、105…音響出力制御部、106…画像処理部、107…システム制御部、108…表示処理部、109…入力部、110…表示部、111…生体信号検出部、112…LNA、113…TGC、114…ビームフォーマ、115…包絡線検波部、116…対数変換部、117…駆動回路、118…送信遅延回路、119…駆動波形設定部、120…電圧設定部、121…ECG電極、122…同期信号生成部、G…表示画面、G11…超音波画像、G12…心電波形、G10…生体組織像、P…被検体、T…同期タイミング、t1…駆動開始タイミング、t2…駆動期間、t3…駆動期間

10

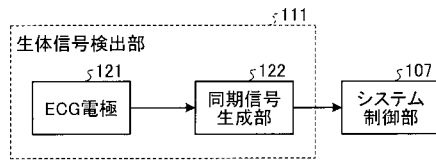
【図1】



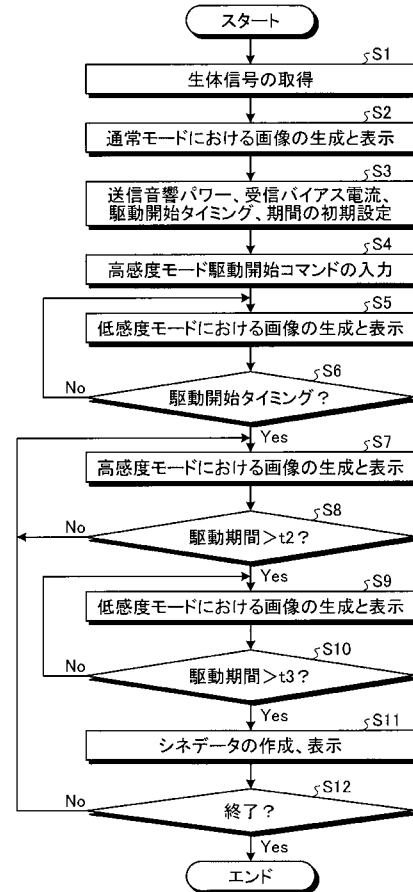
【図2】



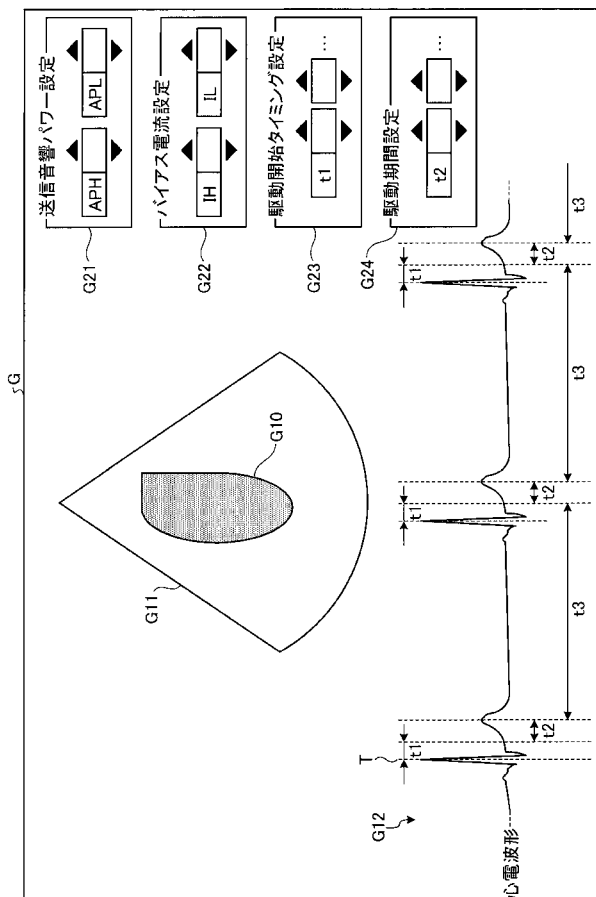
【図 3】



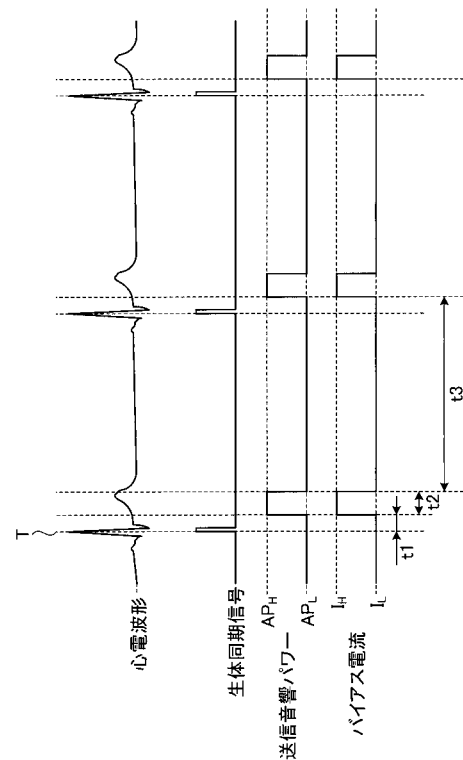
【図 4】



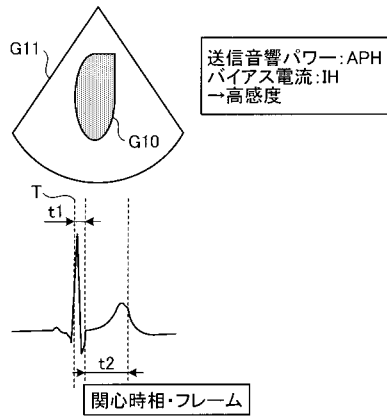
【図 5】



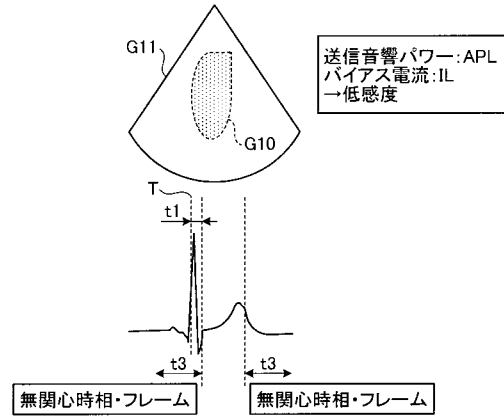
【図 6】



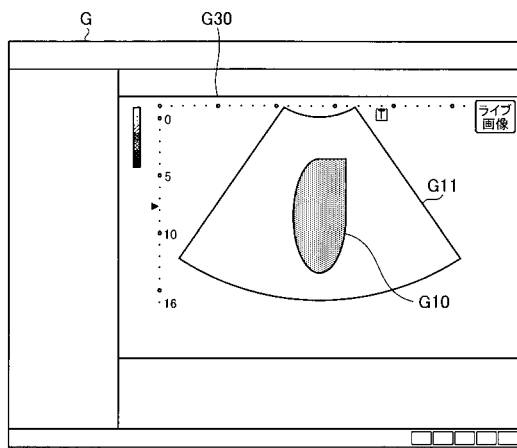
【図 7】



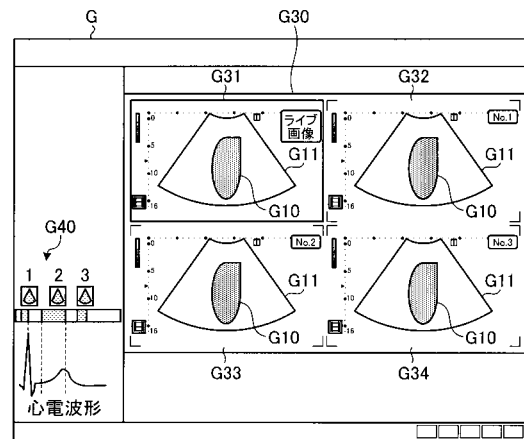
【図 8】



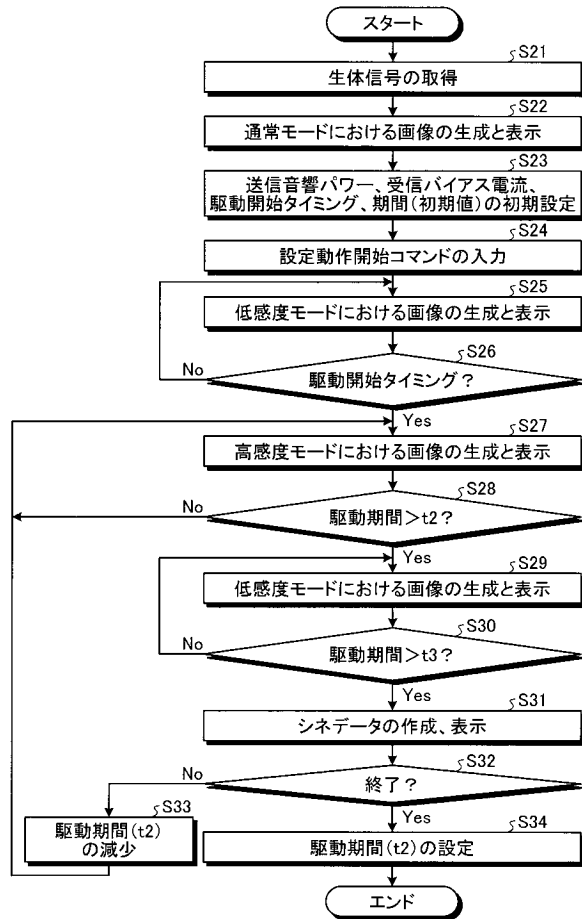
【図 9】



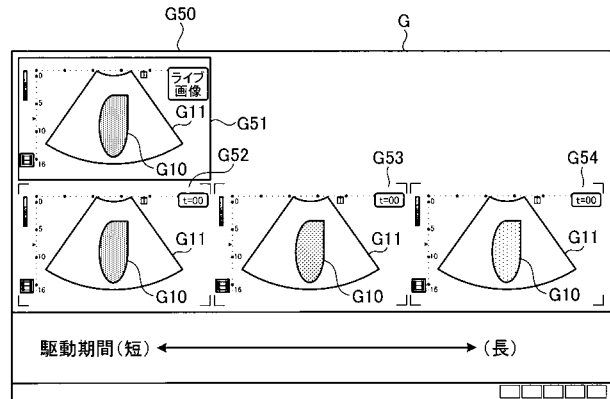
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

- (72)発明者 内海 勲
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 本郷 宏信
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 宮島 泰夫
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 奥村 貴敏
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 EE11 FF08 HH05 JB11 JB38 KK03 KK12 KK36 LL38

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	JP2015019803A	公开(公告)日	2015-02-02
申请号	JP2013149639	申请日	2013-07-18
[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	森川浩一 岩間信行 内海勲 本郷宏信 宮島泰夫 奥村貴敏		
发明人	森川 浩一 岩間 信行 内海 勲 本郷 宏信 宮島 泰夫 奥村 貴敏		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/JB11 4C601/JB38 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK36 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在检查/诊断生物组织过程中实现更有效的能耗。根据实施例的超声诊断设备基于检测随时间变化的生物信号的检测单元和检测到的生物信号来确定生物信号是否具有预定时间相位。所述确定单元和从所述超声探头以预定强度输出的发射声波，在由所述超声探头接收的所述接收信号的放大中的动态范围是预定宽度，以在第一操作模式下工作，预定当确定已经到达时间阶段时，提供了一种控制单元，该控制单元在第二操作模式下进行操作，在该第二操作模式下，传输声音输出更强，动态范围比在第一操作模式下更宽。[选择图]图2

