

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5173235号
(P5173235)

(45) 発行日 平成25年4月3日(2013.4.3)

(24) 登録日 平成25年1月11日(2013.1.11)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/0402 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 0 M
A 6 1 B 5/0472 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 Q
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-100560 (P2007-100560)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成19年4月6日(2007.4.6)	(74) 代理人	100149803 弁理士 藤原 康高
(65) 公開番号	特開2008-253605 (P2008-253605A)	(72) 発明者	倉俣 勝輝 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
(43) 公開日	平成20年10月23日(2008.10.23)	審査官	門田 宏
審査請求日	平成22年4月6日(2010.4.6)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び心拍同期信号生成装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体内に心臓ペースメーカーが装着されているか否かが不明な被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する心拍同期信号生成装置であって、
前記心電波形のQRS波と、前記被検体の体内に心臓ペースメーカーが装着されている場合に前記心電波形に重畳されるペースメーカー波形とに分離して検出する波形検出手段と、この波形検出手段によって検出された前記QRS波の振幅と予め設定された第1の閾値との比較結果に基づいて前記心拍同期信号を発生する心拍同期信号発生手段と、前記波形検出手段によって検出された前記ペースメーカー波形の振幅と予め設定された第2の閾値との比較結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段とを備え、
前記警告信号発生手段は、前記ペースメーカー波形の振幅が前記第2の閾値を所定回数超えた場合、前記被検体の体内に心臓ペースメーカーが装着されていることを報知するための前記警告信号を発生することを特徴とする心拍同期信号生成装置。

【請求項2】

前記波形検出手段は、前記QRS波の抽出を目的とした第1のフィルタ回路を有するQRS波検出手段と前記ペースメーカー波形の抽出を目的とした第2のフィルタ回路を有するペースメーカー波形検出手段とを備えたことを特徴とする請求項1記載の心拍同期信号生成装置。

【請求項3】

前記第1のフィルタ回路は、前記QRS波の信号成分を強調して抽出する帯域通過フィ

ルタ特性を有し、前記第2のフィルタ回路は、前記QRS波の信号成分を排除し前記ペースメーカー波形の高域成分を抽出する高域通過フィルタ特性を有することを特徴とする請求項2記載の心拍同期信号生成装置。

【請求項4】

前記波形検出手段は、前記QRS波を抽出する第1のフィルタ特性と前記ペースメーカー波形を抽出する第2のフィルタ特性とを時系列的に繰り返すことにより前記QRS波と前記ペースメーカー波形を検出することを特徴とする請求項1記載の心拍同期信号生成装置。

【請求項5】

被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて所望心拍時相における画像データを生成する超音波診断装置であって、
請求項1乃至請求項4の何れか1項に記載した心拍同期信号生成装置を心拍同期信号生成手段として備え、この心拍同期信号生成手段によって生成された前記被検体の心拍同期信号に基づいて前記所望心拍時相における画像データを生成することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項6】

呼吸波形計測ユニットを備え、この呼吸波形計測ユニットは、前記心拍同期信号生成手段が発生した警告信号に基づいてその動作を停止することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項7】

警告情報を報知する報知手段を備え、前記報知手段は、前記被検体に心臓ペースメーカーが装着されている旨の警告情報を前記警告信号に基づいて報知することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心電波形に基づいて生成された心拍同期信号に基づいて画像データの収集や表示を行なう超音波診断装置及び心拍同期信号生成装置に関する。

【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振動素子から発生する超音波パルス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超音波反射波を前記振動素子によって受信することにより各種生体情報を収集するものである。

30

【0003】

この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像が容易に観察できるため、生体臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

ところで、循環器領域におけるBモード画像データやカラードプラ画像データ等の超音波画像データ（以下では、画像データと呼ぶ。）は、通常、同一被検体から得られる心電波形等の生体信号に同期して生成あるいは表示される。例えば、被検体に対する時系列的な画像データの生成と並行して心電波形に基づく心拍時相を計測し、画像データを保存する際に前記心拍時相を画像データの付帯情報として保存する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。この方法によれば、上述の画像データを表示する際に、心拍時相情報に基づいて画像データを読み出すことができるため所望の心拍時相における画像データを短時間かつ正確に表示することが可能となる。

40

【0005】

特に、同一被検体の異なる断面において得られた複数枚の画像データ、あるいは、薬物

50

負荷や運動負荷の前後における同一診断対象部位の画像データを比較する際に、各々の画像データに付加された心拍同期信号を用いることにより所望の心拍時相における時系列的な画像データを比較観察することができ、又、心拍同期信号に基づいて所望の心拍時相における時系列的な画像データの生成と表示をリアルタイムで行なうことも可能となる。

【0006】

被検体によってその振幅や形状が異なる心電波形から心拍同期信号を生成する際、この心拍同期信号のタイミングを安定かつ正確に検出するために種々の工夫がなされており、例えば、心電波形において最も振幅の大きなQRS波に基づいて心拍同期信号を生成する方法が通常行なわれている。この場合、超音波診断装置が備える心拍同期信号生成部は、予め設定された閾値とQRS波の振幅とを比較し、QRS波が閾値を超えたタイミングにおいて心拍同期信号を生成する。

10

【0007】

しかしながら、この方法によればQRS波に後続するT波の振幅も前記閾値より大きい場合には、T波の振幅が前記閾値を超えるタイミングにおいて新たな心拍同期信号が発生する。このようなT波に基づく心拍同期信号の発生を抑えるためにマスク期間を設定する方法が考えられる。このマスク期間をQRS波からT波までの間隔(R-T間隔)より長く、又、QRS波から次のQRS波までの間隔(R-R間隔:心拍周期)より短く設定することにより、QRS波に基づく心拍同期信号のみを得ることが可能となる。

【0008】

一方、上述のような心拍同期信号の収集や心電波形の観察を目的とした心電波形の計測と並行して計測された呼吸波形を継続的にモニタリングする方法が緊急医療の場等で行なわれつつあり、この場合の呼吸波形は、被検体胸部に装着された複数の電極間に微弱な交流電圧を印加して得られる胸部組織のインピーダンスの時間的变化から計測される。

20

【特許文献1】特開2004-305453号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

ところで、レート適用型心臓ペースメーカのように外部装置からの電磁的な干渉ノイズに対し耐性の低い心臓ペースメーカが体内に装着された被検体に対し上述のようなインピーダンス測定による呼吸波形の計測を行なう場合、印加された交流電圧に起因する干渉ノイズがそのセンサ部から混入することにより心臓ペースメーカは誤動作する危険性を有している。このような場合、装置の操作者は、干渉ノイズに対して耐性が低い心臓ペースメーカが当該被検体に装着されているか否かを被検体からの申告によって確認し、装着されている場合には呼吸波形計測ユニットの動作を手動によって停止させる方法がとられてきた。

30

【0010】

しかしながら、心臓ペースメーカの種別や機能、更には、干渉ノイズに対する耐性の有無等に関する情報を被検体から直接得ることは通常困難であり、特に、緊急に搬送された被検体や高齢の被検体から上述の情報を得ることは不可能である。このため、レート適用型心臓ペースメーカのように干渉ノイズに対する耐性が低い心臓ペースメーカが装着された被検体に対して心拍同期法を適用した超音波診断を行なう場合、呼吸波形計測ユニットの動作を確実に停止させることが困難となり、心臓ペースメーカが誤動作するという危険性を常に有していた。

40

【0011】

一方、心臓ペースメーカが装着された被検体の心電波形には、心臓ペースメーカから出力されるインパルス状のトリガ波形(以下では、ペースメーカ波形と呼ぶ。)が重畳されており、このペースメーカ波形の振幅が所定の閾値を越えた場合には誤った心拍同期信号が生成される。そして、この心拍同期信号に基づいて誤った時相における画像データが収集された場合、画像データの再収集が必要となり診断効率が低下するのみならず操作者の負担が増大する。又、造影剤や薬物が投与された被検体に対する超音波検査の場合には、

50

これらの再投与が必要となるため被検体に与える負担も増大するという問題点を有していた。

【0012】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その第1の目的は、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて生成された心拍同期信号を用いて前記被検体の所望心拍時相における画像データを収集する際、ペースメーカー波形が重畳された前記被検体の心電波形を用いて正確な心拍同期信号の生成を可能とする超音波診断装置及び心拍同期信号生成装置を提供することにある。

【0013】

更に、本発明の第2の目的は、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて生成された心拍同期信号を用いて前記被検体の所望心拍時相における画像データと呼吸波形を収集する際、前記心臓ペースメーカーに対して干渉ノイズを与える可能性がある呼吸波形計測ユニットの動作停止を目的とした警告信号の発生を可能とする超音波診断装置及び心拍同期信号生成装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の心拍同期信号生成装置は、体内に心臓ペースメーカーが装着されているか否かが不明な被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する心拍同期信号生成装置であって、前記心電波形のQRS波と、前記被検体の体内に心臓ペースメーカーが装着されている場合に前記心電波形に重畳されるペースメーカー波形とに分離して検出する波形検出手段と、この波形検出手段によって検出された前記QRS波の振幅と予め設定された第1の閾値との比較結果に基づいて前記心拍同期信号を発生する心拍同期信号発生手段と、前記波形検出手段によって検出された前記ペースメーカー波形の振幅と予め設定された第2の閾値との比較結果に基づいて警告信号を発生する警告信号発生手段とを備え、前記警告信号発生手段は、前記ペースメーカー波形の振幅が前記第2の閾値を所定回数超えた場合、前記被検体の体内に心臓ペースメーカーが装着されていることを報知するための前記警告信号を発生することを特徴としている。

【0015】

又、請求項5に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波の送受信によって得られた受信信号に基づいて所望心拍時相における画像データを生成する超音波診断装置であって、請求項1乃至請求項4の何れか1項に記載した心拍同期信号生成装置を心拍同期信号生成手段として備え、この心拍同期信号生成手段によって生成された前記被検体の心拍同期信号に基づいて前記所望心拍時相における画像データを生成することを特徴としている。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて生成された心拍同期信号を用いて前記被検体の所望心拍時相における画像データと呼吸波形の収集を行なう際、前記心臓ペースメーカーに対して干渉ノイズを与える可能性がある呼吸波形計測ユニットの動作を確実に停止することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0018】

以下に述べる本発明の第1の実施例における超音波診断装置の心拍同期信号生成部は、被検体から得られた心電波形に基づいて心拍同期信号を生成し、送受信部は、システム制御部が前記心拍同期信号に基づいて生成した所望の心拍時相における時系列的なフレームトリガ信号に従って超音波プローブに設けられた複数の振動素子を駆動し被検体に対して超音波の送受信を行なう。次いで、画像データ生成部は、前記被検体の複数方向から収集

10

20

30

40

50

された受信信号を信号処理して前記心拍時相における画像データを生成し、表示部は、フレームトリガ信号の各々に同期して生成された時系列的な前記画像データを順次表示する。

【0019】

このとき、前記心拍同期信号生成部は、ペースメーカ波形が重畳された当該被検体の心電波形におけるQRS波とペースメーカ波形を分離して検出し、検出されたQRS波に基づいて上述の心拍同期信号を生成すると共にペースメーカ波形に基づいて警告信号を生成する。そして、前記システム制御部は、前記心臓ペースメーカに対して干渉ノイズを与える可能性がある呼吸波形計測ユニットを前記警告信号に従って制御しその動作を停止させる。

10

【0020】

尚、本実施例では、薬物投与前の被検体に対して動画像データの収集と表示を行ない、更に、薬物投与後の前記被検体の所望心拍時相において時系列的な画像データ（以下では、心拍同期画像データと呼ぶ。）の収集と表示を行なう場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、運動負荷前後や造影剤投与前後における画像データの生成/表示であってもよい。又、以下の実施例では、所望の心拍時相において収集されたBモードデータに基づいて薬物投与前後のBモード画像データを生成する場合について述べるが、カラードプラデータに基づくカラードプラ画像データやTDI (Tissue Doppler Imaging) 画像データ、更には、受信超音波の高調波成分を用いたTHI (Tissue Harmonic Imaging) 等の他の画像データであっても構わない。

20

【0021】

(装置の構成)

本発明の第1の実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。又、前記超音波診断装置が備えた送受信部及び画像データ生成部の構成と心拍同期信号生成部の構成を図2及び図4に示す。

【0022】

図1に示した本実施例の超音波診断装置100は、心臓ペースメーカが装着された被検体に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数の振動素子を有した超音波プローブ3と、前記被検体の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を信号処理して動画像データあるいは所望の心拍時相における画像データ（心拍同期画像データ）を生成する画像データ生成部4と、前記被検体の心電波形を計測する心電波形計測ユニット5と、前記心臓ペースメーカのペースメーカ波形が重畳された前記被検体の心電波形に基づいて心拍同期画像データの時相を決定する心拍同期信号の生成と前記心臓ペースメーカに対して干渉ノイズを与える可能性がある後述の呼吸波形計測ユニット7の動作停止を目的とした警告信号の生成を行なう心拍同期信号生成部6を備えている。

30

【0023】

更に、超音波診断装置100は、心電波形計測ユニット5から供給される心電波形及び呼吸波形計測ユニット7から供給される呼吸波形を画像データ生成部4から供給される動画像データあるいは心拍同期画像データに重畳して表示する表示部8と、被検体情報の入力や画像データ生成条件の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部9と、超音波診断装置100における上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部10を備えている。

40

【0024】

超音波プローブ3は、図示しないN個の振動素子を有した先端部を被検体の体表に接触させ体内に対し超音波の送受信を行なう。そして、前記振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。振動素子は電気音響変

50

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）に変換し受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。この超音波プローブ3には、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等があり、本実施例ではセクタ走査用の超音波プローブ3を用いた場合について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

【0025】

次に、送受信部2と画像データ生成部4の具体的な構成につき図2のブロック図を用いて説明する。図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3におけるN個の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、前記振動素子から得られたNチャンネルの受信信号を整相加算する受信部22を備えている。

10

【0026】

送信部21は、送信超音波の繰り返し周期を決定するためのレートパルスを発生するレートパルス発生器211と、送信超音波を所定の深さに集束するための遅延時間と所定の方向に送信するための遅延時間を前記レートパルスに与える送信遅延回路212と、このレートパルスの遅延時間に基づいて駆動パルスを生成し超音波プローブ3に内蔵されたN個の振動素子を駆動する駆動回路213を有している。

【0027】

一方、受信部22は、振動素子から供給されたNチャンネルの受信信号をA/D変換するA/D変換器221と、所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と所定方向に対して受信指向性を設定するための遅延時間をA/D変換されたNチャンネルの受信信号の各々に与える受信遅延回路222と、受信遅延回路222から出力されたNチャンネルの受信信号を加算合成する加算器223を有し、受信遅延回路222と加算器223により、被検体の所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

20

【0028】

次に、画像データ生成部4は、送受信部2の受信部22から出力される整相加算後の受信信号に対し所定の信号処理を行なってBモードデータを生成する超音波データ生成部41と、このBモードデータを当該被検体に対する超音波の送受信方向に対応させて保存しBモード画像データを生成する超音波データ記憶部42を備えている。そして、超音波データ生成部41は、受信部22の加算器223から供給された受信信号を包絡線検波する包絡線検波器411と、包絡線検波された信号の振幅を対数変換してBモードデータを生成する対数変換器412を備えている。但し、包絡線検波器411と対数変換器412は順序を入れ替えて構成しても構わない。

30

【0029】

図1に戻って、心電波形計測ユニット5は、心電波形の検出を目的として当該被検体の体表面に装着された計測用電極と、この計測用電極が検出した心電波形を所定の振幅に増幅する増幅回路と、増幅された心電波形をデジタル信号に変換するA/D変換器（何れも図示せず）を備えている。

【0030】

図3は、例えば、レート適合型の心臓ペースメーカーが体内に装着された当該被検体の心電波形とこの心電波形に重畳された前記心臓ペースメーカーのペースメーカー波形を示したものであり、心臓ペースメーカーから所定周期 T_r で繰り返し発生されるインパルス状のペースメーカー波形 P_m が、このペースメーカー波形 P_m の刺激によって被検体の心筋組織から発生したP波、QRS波及びT波を有する心電波形 E_c に重畳して心電波形計測ユニット5から出力される。

40

【0031】

そして、心電波形 E_c のP波、QRS波、T波に先行するペースメーカー波形 P_m は、P波、QRS波及びT波と比較して極めて広帯域な周波数成分を有している。尚、以下では、ペースメーカー波形 P_m に従って発生するP波、QRS波及びT波の中で最も振幅が大きいが故に心拍同期信号の生成に通常用いられるQRS波の検出について述べるが、これに限定されるものではない。

50

【 0 0 3 2 】

次に、心拍同期信号生成部 6 の構成につき図 4 を用いて説明する。この心拍同期信号生成部 6 は、図 1 の心電波形計測ユニット 5 から時系列的に供給される当該被検体の心電波形における Q R S 波とこの心電波形に重畳されたペースメーカ波形とを夫々分離して検出する波形検出部 6 1 と、この波形検出部 6 1 によって検出された Q R S 波に基づいて心拍同期信号を発生する同期信号発生部 6 2 と、前記波形検出部 6 1 によって検出されたペースメーカ波形に基づいて警告信号を発生する警告信号発生部 6 3 を備えている。

【 0 0 3 3 】

上述の波形検出部 6 1 は、図 3 に示したようにペースメーカ波形が重畳された状態で心電波形計測ユニット 5 から供給される当該被検体の心電波形 E c の中から Q R S 波を強調して検出する Q R S 波検出部 6 1 1 と、心電波形 E c の中からペースメーカ波形のみを検出するペースメーカ波形検出部 6 1 2 を備えている。そして、Q R S 波検出部 6 1 1 及びペースメーカ波形検出部 6 1 2 の各々には、例えば、所定の帯域や遮断周波数を有する図示しないフィルタ回路が設けられている。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、Q R S 波の周波数成分 F r 及びペースメーカ波形の周波数成分 F p と Q R S 波検出部 6 1 1 が備えるフィルタ回路（第 1 のフィルタ回路）の周波数特性 H r 及びペースメーカ波形検出部 6 1 2 が備えるフィルタ回路（第 2 のフィルタ回路）の周波数特性 H r 及び H p の具体例を示したものであり、ペースメーカ波形は、例えば、10 Hz 乃至 20 Hz の周波数成分 F r を有する Q R S 波の信号帯域より広い信号帯域を有している。このような周波数成分 F r の Q R S 波と周波数成分 F p のペースメーカ波形に対し、フィルタ特性 H r （第 1 のフィルタ特性）を有した Q R S 波検出部 6 1 1 のフィルタ回路は Q R S 波の周波数成分 F r を選択的に抽出し、フィルタ特性 H p （第 2 のフィルタ特性）を有したペースメーカ波形検出部 6 1 2 のフィルタ回路は、Q R S 波の周波数成分 F r を排除しペースメーカ波形の高域成分を抽出する。

【 0 0 3 5 】

図 6 は、心電波形計測ユニット 5 から供給され波形検出部 6 1 の Q R S 波検出部 6 1 1 及びペースメーカ波形検出部 6 1 2 へ入力されるペースメーカ波形が重畳された当該被検体の心電波形（図 6（a））と、Q R S 波検出部 6 1 1 の出力波形（図 6（b））及びペースメーカ波形検出部 6 1 2 の出力波形（図 6（c））を模式的に示した図であり、図 6（b）に示す Q R S 波検出部 6 1 1 の出力波形においてペースメーカ波形 P m の振幅は大幅に低減され Q R S 波が相対的に強調される。一方、図 6（c）に示すペースメーカ波形検出部 6 1 2 の出力波形において Q R S 波形は削除されペースメーカ波形 P m の成分（特に高域成分）のみが出力される。

【 0 0 3 6 】

図 4 に戻って、心拍同期信号生成部 6 の同期信号発生部 6 2 は、Q R S 波がペースメーカ波形より相対的に強調された Q R S 波検出部 6 1 1 の出力波形と予め設定された閾値（第 1 の閾値）とを比較し、例えば、前記出力波形が閾値 を越えた時点で心拍同期信号としてのトリガ信号を発生する。

【 0 0 3 7 】

一方、警告信号発生部 6 3 は、Q R S 波の成分が排除されペースメーカ波形の高周波成分のみからなるペースメーカ波形検出部 6 1 2 の出力波形に基づいて当該被検体の体内に心臓ペースメーカが装着されているか否かを判定し、その判定結果に基づいて前記心臓ペースメーカに対して有害な干渉ノイズを与える危険性がある呼吸波形計測ユニット 7 の動作を停止させるための警告信号を発生する。具体的には、ペースメーカ波形検出部 6 1 2 の出力波形と予め設定された閾値（第 2 の閾値）とを比較し、前記出力波形が閾値 を所定回数超えた時点で警告信号を発生する。

【 0 0 3 8 】

図 1 に戻って、呼吸波形計測ユニット 7 は、胸部組織のインピーダンス計測を目的として当該被検体の体表面に配置された計測用電極と、この計測用電極に印加された交流電圧

10

20

30

40

50

に伴う交流電流を計測して得られた胸部組織のインピーダンスに基づいて呼吸波形を推定する呼吸波形推定部と、この呼吸波形をデジタル信号に変換するA/D変換器（何れも図示せず）を備えている。但し、上述の胸部組織に対するインピーダンスの計測は、通常、心電波形の計測を目的として心電波形計測ユニット5に設けられた計測用電極を用いて行なわれる。

【0039】

一方、表示部8は、表示データ生成部81と、データ変換部82と、モニタ83を備えている。表示データ生成部81は、例えば、画像データ生成部4において生成された薬物投与前における当該被検体の動画像データ、薬物投与後の所望心拍時相における心拍同期画像データ、心電波形計測ユニット5が計測した心電波形及び呼吸波形計測ユニット7が計測した呼吸波形を合成して表示データを生成する。そして、データ変換部82は、前記表示データに対してD/A変換と表示フォーマット変換を行なって映像信号を生成しモニタ83に表示する。更に、表示部8の各ユニットは、心拍同期信号生成部6の警告信号発生部63が生成した警告信号に基づいて「被検体内に心臓ペースメーカが装着されている」旨の警告文言や警告情報を表示（報知）する。

10

【0040】

一方、入力部9は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、被検体情報の入力、観察モードの選択、画像データ収集モードの選択、画像データ収集条件や画像データ表示条件の設定、閾値及び閾値の設定、更には、種々のコマンド信号の入力等を行なう。尚、観察モードとして動画像観察モードと心拍同期画像観察モードがあり、画像データ収集モードとしてBモードデータに基づく画像データの収集モードやカラードプラデータに基づく画像データの収集モード等がある。

20

【0041】

システム制御部10は、図示しないCPUと記憶回路を備え、前記記憶回路には、入力部9にて入力あるいは設定された上述の各種情報が保存される。そして、前記CPUは、上述の入力/設定情報に基づいて超音波診断装置100の送受信部2及び画像データ生成部4を制御し、被検体に対しセクタ走査を行なって動画像データをリアルタイムで生成する。又、心拍同期信号生成部6から供給される心拍同期信号に基づいて所望の心拍時相に対応したフレームトリガ信号を生成し、このフレームトリガ信号により送受信部2及び画像データ生成部4を制御して前記心拍時相における時系列的な心拍同期画像データを生成する。

30

【0042】

更に、システム制御部10は、心拍同期信号生成部6の警告信号発生部63から供給される警告信号に基づいて呼吸波形計測ユニット7を制御しその動作を停止させる機能を有している。

【0043】

（心拍同期画像データの収集手順）

次に、本実施例における心拍同期画像データの収集手順につき図7のフローチャートに沿って説明する。

40

【0044】

当該被検体に対する画像データの収集に先立ち超音波診断装置100の操作者は、被検体の胸部体表面に心電波形計測ユニット5及び呼吸波形計測ユニット7の計測用電極を装着し、次いで、入力部9において被検体情報の入力、画像データ収集条件の設定、画像データ表示条件の設定、閾値及び閾値の設定等を行なう。そして、これらの入力/設定情報は、システム制御部10の記憶回路に保存される（図7のステップS1）。

【0045】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、入力部9において動画像データ観察モードを選択した後、超音波プローブ3を薬物投与前の被検体体表面に接触させた状態で入力部9より画像データ収集開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム

50

制御部 10 に供給されることにより当該被検体に対する動画データ収集が開始される（図 7 のステップ S 2 ）。

【 0 0 4 6 】

動画データ収集に際し、図 2 に示した送信部 21 のレートパルス発生器 211 は、システム制御部 10 から供給された制御信号に従ってレートパルスを生成し送信遅延回路 212 に供給する。送信遅延回路 212 は、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集束するための遅延時間と、最初の送受信方向 1 に超音波を送信するための遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを N チャンネルの駆動回路 213 に供給する。次いで、駆動回路 213 は、送信遅延回路 212 から供給されたレートパルスに基づいて所定の遅延時間を有した駆動信号を生成し、この駆動信号を超音波プロ

10

【 0 0 4 7 】

放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面や組織にて反射し、前記振動素子によって受信されて N チャンネルの電気的な受信信号に変換される。この受信信号は、受信部 22 の A / D 変換器 221 においてデジタル信号に変換された後、N チャンネルの受信遅延回路 222 において所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と送受信方向 1 からの受信超音波に対し強い受信指向性を設定するための遅延時間が与えられ、加算器 223 にて整相加算される。

【 0 0 4 8 】

整相加算後の受信信号が供給された画像データ生成部 4 の超音波データ生成部 41 における包絡線検波器 411 及び対数変換器 412 は、この受信信号に対して包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成し超音波データ記憶部 42 に保存する。

20

【 0 0 4 9 】

送受信方向 1 に対する B モードデータの生成と保存が終了したならば、送受信方向 2 乃至 P の各々に対し同様の手順で超音波の送受信が行なわれ、このとき得られた B モードデータも超音波データ記憶部 42 に保存される。即ち、超音波データ記憶部 42 では、送受信方向 1 乃至 P に対する超音波送受信に基づいて生成された B モードデータが送受信方向に対応して保存され画像データが生成される。そして、生成された画像データは表示部 8 の表示データ生成部 81 に供給される。

【 0 0 5 0 】

一方、上述の画像データの生成と並行し、心電波形計測ユニット 5 及び呼吸波形計測ユニット 7 は、当該被検体に対して計測した心電波形及び呼吸波形を所定の大きさに増幅した後 A / D 変換して表示部 8 の表示データ生成部 81 に供給する。表示データ生成部 81 は、画像データ生成部 4 から供給された画像データに心電波形計測ユニット 5 から供給された心電波形と呼吸波形計測ユニット 7 から供給された呼吸波形を重畳して表示データを生成し、データ変換部 82 を介してモニタ 83 に表示する。

30

【 0 0 5 1 】

更に、送受信方向 1 乃至 P に対する超音波送受信を繰り返すことにより、同一時相における心電波形及び呼吸波形が重畳された時系列的な複数の画像データは動画データとして表示部 8 のモニタ 83 にリアルタイム表示される（図 7 のステップ S 3 ）。

40

【 0 0 5 2 】

このとき、心拍同期信号生成部 6 の波形検出部 61 におけるペースメーカ波形検出部 612 は、心電波形計測ユニット 5 から供給される心電波形をフィルタリング処理して前記心電波形に重畳されているペースメーカ波形の有無を検出し（図 7 のステップ S 4 ）、ペースメーカ波形が検出された場合、警告信号発生部 63 は、この検出結果に基づいて警告信号を発生する（図 7 のステップ S 5 ）。次いで、この警告信号を受信したシステム制御部 10 は、表示部 8 を制御して「被検体内に心臓ペースメーカが装着されている」旨の警告文言あるいは警告情報を表示（報知）する（図 7 のステップ S 6 ）。更に、システム制御部 10 は、前記警告信号に基づいて生成した制御信号（動作停止信号）を呼吸波形計測ユニット 7 に供給してその動作を停止させる（図 7 のステップ S 7 ）。

50

【 0 0 5 3 】

一方、操作者は、上述のステップ S 3 においてリアルタイム表示された動画像データの観測下にて超音波プローブ 3 の位置や方向を調節することにより好適な撮影位置を決定した後被検体に対し薬物投与を行ない（図 7 のステップ S 8 ）、入力部 9 において心拍同期画像観察モードを選択する（図 7 のステップ S 9 ）。

【 0 0 5 4 】

このとき、心電波形計測ユニット 5 から心電波形の供給を受けた心拍同期信号生成部 6 の波形検出部 6 1 における Q R S 波検出部 6 1 1 は、この心電波形をフィルタリング処理して Q R S 波を抽出し、同期信号発生部 6 2 は、Q R S 波検出部 6 1 1 によって抽出された Q R S 波と予め設定された閾値 とを比較することによって心拍同期信号としてのトリガ信号を生成する（図 7 のステップ S 1 0 ）。

10

【 0 0 5 5 】

次に、心拍同期信号生成部 6 から心拍同期信号の供給を受けたシステム制御部 1 0 は、心拍同期信号と同一のタイミングあるいはこの心拍同期信号から所定時間遅延したタイミングにおいてフレームトリガ信号を生成する（図 7 のステップ S 1 1 ）。

【 0 0 5 6 】

次いで、システム制御部 1 0 は、このフレームトリガ信号を用いて送受信部 2 及び画像データ生成部 4 を制御し、上述のステップ S 3 と同様の手順によってフレームトリガ信号に同期した画像データ（心拍同期画像データ）を生成する。一方、表示部 8 の表示データ生成部 8 1 は、心電波形計測ユニット 5 から供給された心電波形あるいはこの心電波形と呼吸波形計測ユニット 7 から供給された呼吸波形にシステム制御部 1 0 から供給されたフレームトリガ信号のタイミング情報を合成し、更に、合成後の心電波形あるいは心電波形と呼吸波形を上述の心拍同期画像データに重畳して表示データを生成する。そして、データ変換部 8 2 は、前記表示データに対して D / A 変換と表示フォーマット変換を行なってモニター 8 3 に表示する（図 7 のステップ S 1 2 ）。

20

【 0 0 5 7 】

更に、上述のステップ S 1 0 乃至ステップ S 1 2 を繰り返すことにより、表示部 8 のモニター 8 3 には、フレームトリガ信号のタイミング情報を有する心電波形あるいは心電波形と呼吸波形が重畳された所望心拍時相における時系列的な心拍同期画像データが表示される（図 7 のステップ S 1 0 乃至 S 1 2 ）。

30

【 0 0 5 8 】

以上述べた第 1 の実施例によれば、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号を用いて前記被検体の所望心拍時相における画像データを収集する際、心電波形の Q R S 波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出し、検出された Q R S 波に基づいて心拍同期信号を生成することにより正確な心拍同期信号の生成が可能となる。このため、心臓ペースメーカーが装着された被検体に対しても所望の心拍時相における画像データを容易かつ正確に収集することができ、高い精度を有した超音波診断を効率よく行なうことができる。

【 0 0 5 9 】

更に、上述の実施例によれば、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成し、この心拍同期信号を用いて前記被検体の所望心拍時相における画像データと呼吸波形を収集する際、心電波形の Q R S 波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出し、ペースメーカー波形の検出結果に基づいて生成された警告信号に従って呼吸波形計測ユニットの動作を制御することにより、心臓ペースメーカーに対して干渉ノイズを与える可能性がある呼吸波形計測ユニットの動作を確実に停止させることが可能となる。このため、呼吸波形計測ユニットの干渉ノイズによる心臓ペースメーカーの誤動作を未然に防止することができ超音波検査における安全性が飛躍的に向上する。

40

【 実施例 2 】

【 0 0 6 0 】

50

次に、本発明の第2の実施例における心拍同期信号生成装置について説明する。本実施例における心拍同期信号生成装置は、心臓ペースメーカーが装着された被検体から計測される心電波形のQRS波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出し、検出されたQRS波に基づいて心拍同期画像データの時相を決定する心拍同期信号を生成すると共に検出されたペースメーカー波形に基づいて心臓ペースメーカーに対し干渉ノイズを与える可能性がある呼吸波形計測ユニット等の動作を停止させるための警告信号を生成する。

【0061】

(装置の構成)

本発明の第2の実施例における心拍同期信号生成装置の構成につき図8のブロック図を用いて説明する。但し、図8において、図4に示した心拍同期信号生成部6の各ユニットと同一の構成と機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明は省略する。

【0062】

図8に示した本実施例の心拍同期信号生成装置200は、心臓ペースメーカーが装着された被検体に対し別途設置された心電波形計測ユニットが計測した心電波形のQRS波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出する波形検出部61と、この波形検出部61によって検出されたQRS波に基づいて心拍同期信号を発生する同期信号発生部62と、前記波形検出部61によって検出されたペースメーカー波形に基づいて警告信号を発生する警告信号発生部63と、入力部64及び制御部65とを備えている。

【0063】

波形検出部61は、ペースメーカー波形が重畳された状態で心電波形計測ユニットから供給される当該被検体の心電波形からQRS波を検出するQRS波検出部611と、前記心電波形からペースメーカー波形を検出するペースメーカー波形検出部612を備えている。そして、QRS波検出部611及びペースメーカー波形検出部612の各々には、所定の帯域や遮断周波数を有する図示しないフィルタ回路が設けられている。

【0064】

次に、同期信号発生部62は、QRS波がペースメーカー波形より相対的に強調されたQRS波検出部611の出力波形と予め設定された閾値とを比較し、例えば、前記出力波形が閾値を越えた時点で心拍同期信号としてのトリガ信号を発生する。

【0065】

一方、警告信号発生部63は、QRS波の成分が排除されペースメーカー波形の高周波成分のみからなるペースメーカー波形検出部612の出力波形に基づいて当該被検体の体内に心臓ペースメーカーが装着されているか否かを判定し、その判定結果に基づいて前記心臓ペースメーカーに対し有害な干渉ノイズを与える危険性が有る呼吸波形計測ユニット等の生体信号計測装置や治療装置の動作を停止させるための警告信号を発生する。具体的には、ペースメーカー波形検出部612の出力波形と予め設定された閾値とを比較し、前記出力波形が閾値を所定回数超えた時点で警告信号を発生する。

【0066】

入力部64は、上述の各ユニットにおける諸定数を設定する機能を有し、例えば、QRS波検出部611及びペースメーカー波形検出部612の各々に設けられたフィルタ回路のフィルタ定数あるいはフィルタ特性の設定、同期信号発生部62における閾値や警告信号発生部63における閾値の設定等を行なう。そして、制御部65は、上述の各ユニットを統括的に制御し、心臓ペースメーカーが装着された当該被検体から計測される心電波形に基づいて心拍同期信号の生成と警告信号の生成を行なう。

【0067】

以上述べた第2の実施例によれば、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する際、心電波形のQRS波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出し、検出されたQRS波に基づいて心拍同期信号を生成することにより正確な心拍同期信号の生成が可能となる。

【0068】

10

20

30

40

50

又、上述の実施例によれば、心臓ペースメーカーが装着された被検体から得られる心電波形に基づいて心拍同期信号を生成する際、心電波形のQRS波とこの心電波形に重畳されたペースメーカー波形とを夫々分離して検出し、ペースメーカー波形の検出結果に基づいて生成された警告信号に従って同時に使用される医療装置の動作を制御することにより、前記心臓ペースメーカーに対して干渉ノイズを与える可能性がある前記医療装置の動作を確実に停止させることが可能となる。このため、前記医療装置の干渉ノイズによる心臓ペースメーカーの誤動作を未然に防止することができ診断や治療における安全性が大幅に向上する。

【0069】

更に、上述の実施例における心拍同期信号生成装置は、超音波診断装置等の医用画像診断装置に対し独立して構成されているため、これらの医用画像診断装置と接続して用いることにより、如何なる医用画像診断装置に対しても心拍同期信号及び警告信号の生成と供給を容易かつ安定して行なうことができる。

【0070】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の第1の実施例における心拍同期信号生成部6あるいは第2の実施例における心拍同期信号生成装置は、被検体から得られる心電波形のQRS波に基づいて心拍同期信号を生成する場合について述べたが、P波やT波に基づいて生成してもよい。

【0071】

又、第1の実施例における心拍同期信号生成部6あるいは第2の実施例における心拍同期信号生成装置の波形検出部61には、ペースメーカー波形が重畳された心電波形からQRS波を検出するためのフィルタ回路を有したQRS波検出部611とペースメーカー波形を検出するためのフィルタ回路を有したペースメーカー波形検出部612とが独立に備えられている場合について述べたが、これに限定されるものではない。例えば、フィルタ特性を任意に設定可能な1つのフィルタ回路によりQRS波の検出とペースメーカー波形の検出を時系列的に行なうことができる。この場合、QRS波又はT波の検出時刻から所定時間後の所定期間内においてQRS波検出用のフィルタ特性をペースメーカー波形検出用のフィルタ特性に切り替えることにより容易に実現できる。

【0072】

一方、上述の第1の実施例では、「被検体内に心臓ペースメーカーが装着」等の警告文言や警告情報を表示部8に表示する場合について述べたが、入力部9が備えた表示パネルや別途設けられた図示しない報知部において表示(報知)しても構わない。

【0073】

又、第1の実施例では、心拍同期信号に基づいて所望の心拍時相における時系列的な画像データを生成/表示する場合について述べたが、時系列的に得られた動画像データの各々に前記心拍同期信号に基づく心拍時相データを付加して保存し、所望心拍時相における画像データを前記心拍時相データに基づいて読み出し表示してもよい。この場合、既に述べたように運動負荷前後における画像データ、あるいは、同一被検体の異なる複数走査断面における画像データ等の他の条件下で生成された画像データの比較表示であってもよく、又、この時の表示は静止画像表示あるいは動画像表示の何れであってもよい。

【0074】

更に、第1の実施例では、薬物投与前の被検体に対して動画像データの収集と表示を行ない、更に、薬物投与後の前記被検体の所望心拍時相において時系列的な心拍同期画像データの生成と表示を行なう場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、運動負荷前後における画像データの生成/表示であってもよい。又、この実施例では、所望の心拍時相において収集されたBモードデータに基づいてBモード画像データを生成する場合について述べたが、カラードプラデータに基づくカラードプラ画像データやTDI(Tissue Doppler Imaging)画像データ、更には、受信超音波の高調波成分を用いたTHI(Tissue Harmonic Imaging)等の他の画像データであっても構わない。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

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

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例の心電波形計測ユニットにて計測されるペースメーカー波形が重畳された心電波形を示す図。

【図 4】同実施例の超音波診断装置が備える心拍同期信号生成部の構成を示すブロック図。

【図 5】同実施例における Q R S 波及びペースメーカー波形の周波数成分と Q R S 波検出部及びペースメーカー波形検出部の各々が備えるフィルタ回路の周波数特性を示す図。

10

【図 6】同実施例の心拍同期信号生成部が備える波形検出部の入出力波形を説明するための図。

【図 7】同実施例における心拍同期画像データの収集手順を示すフローチャート。

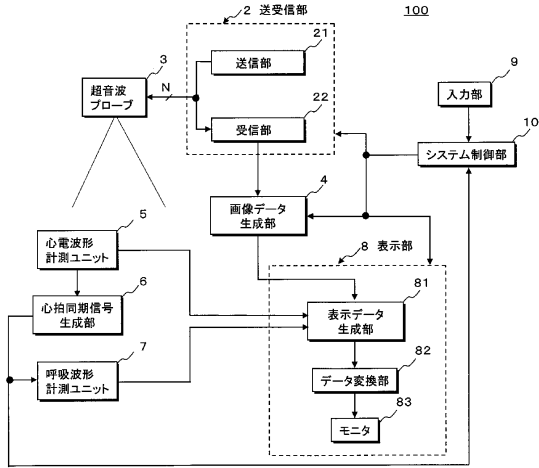
【図 8】本発明の第 2 の実施例における心拍同期信号生成装置の全体構成を示すブロック図。

【符号の説明】

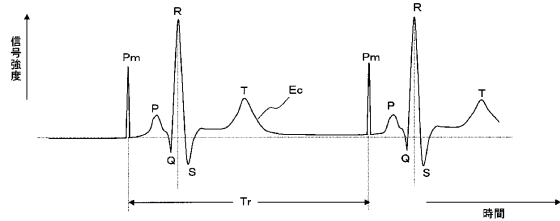
【 0 0 7 6 】

2 ... 送受信部	
2 1 ... 送信部	
2 1 1 ... レートパルス発生器	20
2 1 2 ... 送信遅延回路	
2 1 3 ... 駆動回路	
2 2 ... 受信部	
2 2 1 ... A / D 変換器	
2 2 2 ... 受信遅延回路	
2 2 3 ... 加算器	
3 ... 超音波プローブ	
4 ... 画像データ生成部	
4 1 ... 超音波データ生成部	
4 1 1 ... 包絡線検波器	30
4 1 2 ... 対数変換器	
4 2 ... 超音波データ記憶部	
5 ... 心電波形計測ユニット	
6 ... 心拍同期信号生成部	
6 1 ... 波形検出部	
6 1 1 ... Q R S 波検出部	
6 1 2 ... ペースメーカー波形検出部	
6 2 ... 同期信号発生部	
6 3 ... 警告信号発生部	
6 4 ... 入力部	40
6 5 ... 制御部	
7 ... 呼吸波形計測ユニット	
8 ... 表示部	
8 1 ... 表示データ生成部	
8 2 ... データ変換部	
8 3 ... モニタ	
9 ... 入力部	
1 0 ... システム制御部	
1 0 0 ... 超音波診断装置	
2 0 0 ... 心拍同期信号生成装置	50

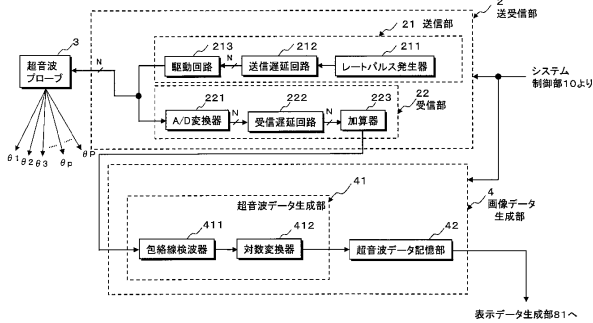
【図1】



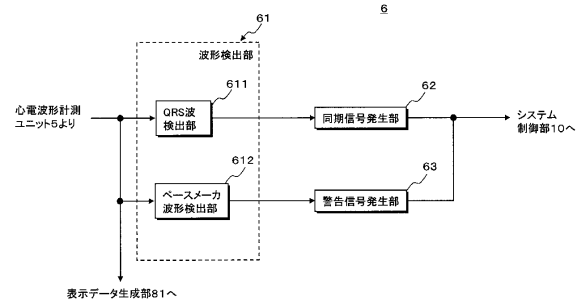
【図3】



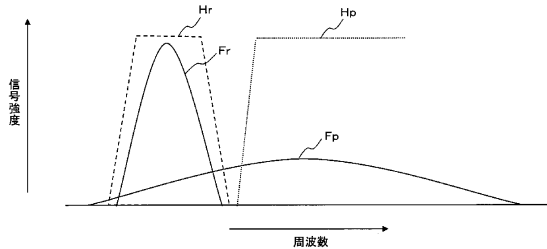
【図2】



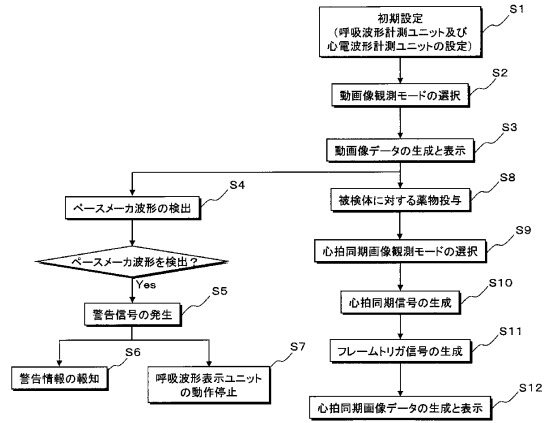
【図4】



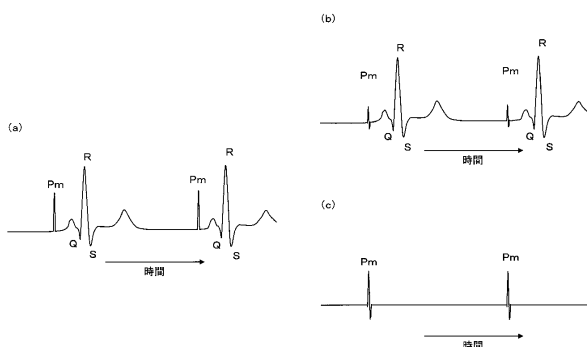
【図5】



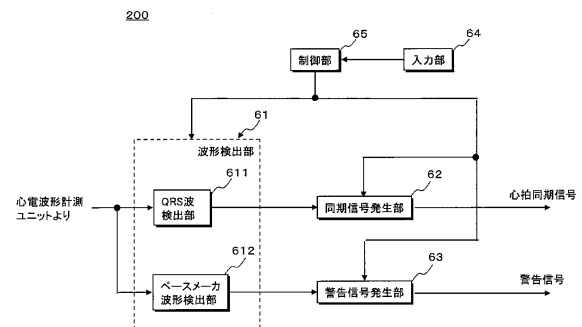
【図7】



【図6】



【図8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平04 - 158834 (JP, A)
特開平04 - 253843 (JP, A)
特開平11 - 056790 (JP, A)
特開昭60 - 222068 (JP, A)
特開2004 - 305453 (JP, A)
特開2004 - 305435 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/04
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波诊断装置和心跳同步信号发生装置		
公开(公告)号	JP5173235B2	公开(公告)日	2013-04-03
申请号	JP2007100560	申请日	2007-04-06
[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	倉俣勝輝		
发明人	倉俣 勝輝		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0472 A61B8/00		
FI分类号	A61B5/04.310.M A61B5/04.312.Q A61B8/00 A61B5/04.310.N A61B5/04.312.R A61B5/05.B A61B8/14		
F-TERM分类号	4C027/AA02 4C027/AA06 4C027/BB05 4C027/CC02 4C027/DD04 4C027/DD05 4C027/FF02 4C027/GG02 4C027/GG15 4C027/HH06 4C127/AA02 4C127/AA06 4C127/BB05 4C127/CC02 4C127/DD04 4C127/DD05 4C127/FF02 4C127/GG02 4C127/GG15 4C127/HH06 4C601/BB02 4C601/EE02 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JB31 4C601/KK36 4C601/LL33		
代理人(译)	藤原 康高		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2008253605A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：准确生成心跳同步信号，并根据叠加起搏器波形的心电图波形生成警告信号。 解决方案：包括在超声诊断设备中的心跳同步信号产生部分6的波形检测部分61从叠加有起搏器波形的对象的心电图波形中分离并检测QRS波和起搏器波形，信号产生部分62产生心跳同步信号，用于根据检测到的QRS波确定心跳同步图像数据的时间相位。另一方面，警告信号生成部分63基于由波形检测部分61检测到的起搏器波形，生成用于停止可能给心脏起搏器提供干扰噪声的医疗设备的操作的警告信号。 点域4

