

(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2018-11746

(P2018-11746A)

(43) 公開日 平成30年1月25日(2018.1.25)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 有 請求項の数 5 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-143020 (P2016-143020)  
(22) 出願日 平成28年7月21日 (2016.7.21)

(71) 出願人 000005108  
株式会社日立製作所  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号  
(74) 代理人 110001210  
特許業務法人YK I 国際特許事務所  
(72) 発明者 田中 諭  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内  
(72) 発明者 竹中 智子  
東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内  
Fターム(参考) 4C601 EE11 FF08 JB11 JB40

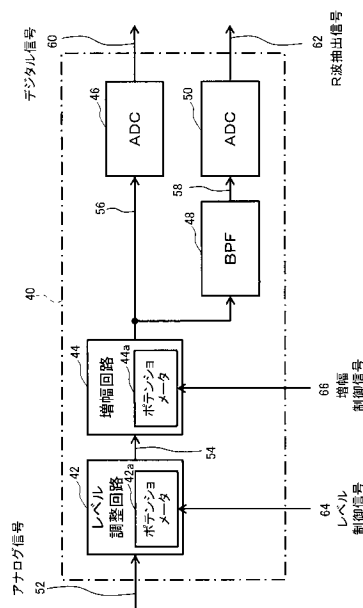
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、生体信号処理回路におけるDCレベル(オフセット)及び利得を自動的に最適化する。

【解決手段】生体信号処理回路40は心電信号等の生体信号を処理する回路である。それにはレベル調整回路42、増幅回路44、変換回路(ADC)46等が含まれる。レベル調整回路42の動作がフィードバック制御され、増幅回路44の入力基準レベルに、それに入力されるアナログ信号54のDCレベルが自動的に合合わせられる。その後、同期信号62が適正に生成されるように、増幅回路44の利得が調整される。健常者を測定した生体信号に基づいて調整を行うようにしてもよいし、ダミー信号により生成される生体信号に基づいて調整を行うようにしてもよい。

【選択図】図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

生体信号測定装置が接続される入力ポートと、  
前記入力ポートからのアナログ信号を増幅する増幅回路と、  
前記入力ポートと前記増幅回路との間に設けられ、前記増幅回路へ入力されるアナログ信号のDCレベルを調整するレベル調整回路と、  
前記増幅回路から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する変換回路と、  
調整モード実行時において、前記デジタル信号に基づいて前記レベル調整回路の動作を制御することにより、前記レベル調整後のアナログ信号のDCレベルを前記増幅回路の入力基準レベルに合わせる制御回路と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、  
前記制御回路は、前記デジタル信号中の 1 又は複数の波形平坦区間から代表振幅値を求め、その代表振幅値に基づいて前記レベル調整回路の動作を制御する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、  
前記制御回路は、前記DCレベルを前記入力基準レベルに合わせた後に前記増幅回路の利得を調整する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、  
前記変換回路は、前記増幅回路から出力されたアナログ信号を第 1 デジタル信号に変換する第 1 変換回路であり、  
当該超音波診断装置は、更に、  
前記増幅回路から出力されたアナログ信号から同期信号生成用の信号成分を抽出する抽出回路と、  
前記同期信号生成用の信号成分を第 2 デジタル信号に変換する第 2 変換回路と、  
前記第 2 デジタル信号が示す波高値を閾値と比較することにより同期信号を生成する同期信号生成回路と、  
を含み、  
前記制御回路は、前記調整モード実行時において、前記第 2 デジタル信号が示す波高値が前記閾値を超えるように前記増幅回路における利得を調整する、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、  
前記生体信号測定装置に対してダミー信号を与える信号源を含み、  
前記生体信号測定装置に対して前記ダミー信号を与えた状態において前記調整モードが実行される、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に生体信号処理回路の調整に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波診断装置は、生体に対する超音波の送受波により得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する医療装置である。例えば、心臓の超音波診断では、心電モニタ（心電

50

計)から超音波診断装置へ心電信号が送られる。超音波診断装置の表示器には、心臓の断層画像と共に心電信号が波形として表示される。心電信号以外の生体信号、例えば脈波信号、心音信号等が計測されることもある。

【0003】

一般に、超音波診断装置には、生体信号を受け入れる入力ポートが設けられており、その入力ポートを経て入力された生体信号が生体信号処理回路を経てホストコントローラへ送られる。生体信号処理回路は、通常、生体信号としてのアナログ信号を増幅する増幅回路、その増幅回路に入力されるアナログ信号のDCレベル(オフセット)を調整するレベル調整回路(オフセット調整回路)、増幅回路からのアナログ信号をデジタル信号に変換する変換回路、等を有している。そのデジタル信号がホストコントローラへ送られる。

10

【0004】

レベル調整回路は、増幅回路の入力基準レベル(一般に増幅率ゼロとなるレベル)に対して、それに入力されるアナログ信号のDCレベル(オフセット)を合わせるためのものである。入力基準レベルに対してDCレベルがずれていると、増幅回路における利得を可変した場合に、生体信号のDCレベルが動いてしまい、結果として、画面上において生体信号の波形が上下方向に運動してしまう。入力基準レベルに対して入力信号のDCレベルが一致していれば、そのような問題は生じない。従来の超音波診断装置においては、心電モニタの接続時等において、画面表示される生体信号波形を観察しながら、マニュアルでオフセット調整がなされ、その上で利得調整がなされていた。そのような調整後、超音波診断が実施されていた。

20

【0005】

特許文献1には、超音波画像と共に心電波形を表示する超音波診断装置が記載されている。心電波形の表示に際してはその振幅の大きさが自動調整されている。特許文献2にも心電波形の振幅を自動調整する超音波診断装置が記載されている。しかし、特許文献1, 2にはDCレベルの自動調整についてまでは記載されていない。

【0006】

なお、特許文献3には、光ディスク再生装置が記載されている。同装置は、光ピックアップ信号のレベルを自動調整する回路と、レベル調整後の光ピックアップ信号のゲインを自動調整する回路と、を備えている。光ピックアップ信号は画面上に波形として表示される信号ではない。そもそも光ピックアップ信号は信号性質上生体信号とは大きく異なる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2000-210228号公報

【特許文献2】特開2001-104306号公報

【特許文献3】特開2005-92999号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波診断装置において、超音波画像と共に生体信号を表示するためには、それに先立って、入力信号のDCレベルを調整(オフセット調整)する必要があるが、その作業をすべてマニュアルで行う場合、ユーザーに大きな負担がかかる。マニュアル調整によると、諸状況に適合した調整結果を必ずしも得られないという問題がある。利得又は増幅度の調整においても同様の問題を指摘できる。

40

【0009】

本発明の目的は、生体信号処理回路の調整においてユーザーの負担を軽減又は解消することにある。あるいは、本発明の目的は、生体信号のDCレベル及び生体信号の振幅が自然に最適化されるようにすることにある。あるいは、生体信号処理回路の調整を簡便に行えるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

50

## 【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、生体信号測定装置が接続される入力ポートと、前記入力ポートからのアナログ信号を増幅する増幅回路と、前記入力ポートと前記増幅回路との間に設けられ、前記増幅回路へ入力されるアナログ信号のDCレベルを調整するレベル調整回路と、前記増幅回路から出力されたアナログ信号をデジタル信号に変換する変換回路と、調整モード実行時において、前記デジタル信号に基づいて前記レベル調整回路の動作を制御することにより、前記レベル調整後のアナログ信号のDCレベルを前記増幅回路の入力基準レベルに合わせる制御回路と、を含むことを特徴とする。

## 【0011】

上記構成によれば、制御回路が、デジタル信号に基づいて、増幅回路へ入力されるアナログ信号のDCレベル（オフセット）をフィードバック制御する。具体的には、増幅回路における入力基準レベルに対して、増幅回路に入力されるアナログ信号のDCレベルが適合される。入力基準レベルは、望ましくは、利得（増幅率）がゼロとなるレベルである。ホストコントローラに送られるデジタル信号を参照しているので正確な調整を行える。生体信号の極性を判定し、それに応じて制御するようにしてもよい。

10

## 【0012】

望ましくは、前記制御回路は、前記デジタル信号中の1又は複数の波形平坦区間から代表振幅値を求め、その代表振幅値に基づいて前記レベル調整回路の動作を制御する。DCレベルは波形平坦区間内のレベルであるとみなせるので、波形平坦部分から代表振幅値（例えば平均値）を求めるものである。波形平坦区間ごとに1つのサンプリングが行われてもよいし、複数のサンプリングが行われてもよい。

20

## 【0013】

望ましくは、前記制御回路は、前記DCレベルを前記入力基準レベルに合わせた後に前記増幅回路の利得を調整する。これにより利得調整を正しく行える。

## 【0014】

望ましくは、前記変換回路は、前記増幅回路から出力されたアナログ信号を第1デジタル信号に変換する第1変換回路であり、当該超音波診断装置は、更に、前記増幅回路から出力されたアナログ信号から同期信号生成用の信号成分を抽出する抽出回路と、前記同期信号生成用の信号成分を第2デジタル信号に変換する第2変換回路と、前記第2デジタル信号が示す波高値を閾値と比較することにより同期信号を生成する同期信号生成回路と、を含み、前記制御回路は、前記調整モード実行時において、前記第2デジタル信号が示す波高値が前記閾値を超えるように前記増幅回路における利得を調整する。

30

## 【0015】

上記構成によれば、第1変換回路から出力された第1デジタル信号に基づいてDCレベルが調整され、第2変換回路から出力された第2デジタル信号に基づいて利得が調整される。第2デジタル信号を構成する各波高値は閾値と比較されて、これにより同期信号が生成される。ピーク波高値が閾値を超えるように、望ましくは、閾値よりも高い目標値に達するように、利得が調整される。これにより同期信号を適切に生成できる。

## 【0016】

望ましくは、前記生体信号測定装置に対してダミー信号を与える信号源を含み、前記生体信号測定装置に対して前記ダミー信号を与えた状態において前記調整モードが実行される。生体信号処理回路の調整のために、生体から生体信号を取得すると、同人に負担を与えてしまう等の問題が生じる。信号源を利用すれば、そのような負担が生じない。調整モードの実行後に、実際に被検者に電極等が設置されて、生体信号が取得される。

40

## 【0017】

レベル及び利得の設定値セットを生体信号測定装置ごとに記憶しておき、いずれかの生体信号測定装置が接続された時点で、それに対応する設定値セットを読み出してセットするようにしてもよい。

## 【発明の効果】

## 【0018】

50

本発明によれば、生体信号処理回路の調整においてユーザーの負担を軽減又は解消できる。あるいは、生体信号のDCレベル及び振幅が自然に最適化される。あるいは、生体信号処理回路の調整を簡便に行える。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【図2】生体信号処理回路の第1構成例を示す図である。

【図3】レベル調整及び利得調整を説明するための図である。

【図4】DCレベル平均値の演算方法を説明するための図である。

【図5】ピーク平均値の演算方法を説明するための図である。

【図6】回路調整部の動作例を示すフローチャートである。

【図7】他の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図8】ダミー信号による調整を説明するための図である。

【図9】生体信号処理回路の第2構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0021】

図1には本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されている。超音波診断装置は、医療機関等に設置される医療装置である。

【0022】

図1において、超音波診断装置は、装置本体10とプローブ12とを含む。プローブ12は、1Dアレイ振動子を有し、それによって超音波ビームが形成される。その超音波ビームは電子走査される。電子走査方式として、電子リニア走査方式、電子セクタ走査方式等が知られている。1Dアレイ振動子に代えて2Dアレイ振動子を設けてもよい。装置本体10には本体側コネクタ16が設けられており、それに対してプローブ側コネクタが接続される。

【0023】

装置本体10には生体信号を受け入れる入力端子(入力ポート)38が設けられている。入力端子38には生体信号測定装置の1つとして図示の例では心電モニタ37が接続されている。それは、被検体14に対して装着された複数の電極の間に誘起される電圧から心電信号を生成する装置である。

【0024】

装置本体10の構成について説明する。送受信部18は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する電子回路である。送信時において、送受信部18からアレイ振動子へ複数の送信信号が並列的に供給される。これによりアレイ振動子の作用により送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子にて受波されると、アレイ振動子から複数の受信信号が並列的に送受信部18へ出力される。送受信部18においては、複数の受信信号を整相加算し、これにより受信ビームに相当するビームデータを生成する。

【0025】

ビームデータ処理部20は、検波回路、対数変換回路等の公知の回路構成を有し、入力されるビームデータを順次処理する。画像形成部22は、電子走査方向に並ぶ複数のビームデータ(受信フレームデータ)に基づいて、座標変換、補間処理等により、表示フレームデータを生成する。表示フレームデータは断層画像を構成するものである。その画像データが表示処理部24を介して表示器26へ送られ、表示器26において断層画像が表示される。他の超音波画像が表示されてもよい。表示器26は、LCD、有機ELデバイス等によって構成される。

【0026】

生体信号処理回路40は、入力端子38から入力されたアナログ信号(生体信号)を処

10

20

30

40

50

理する回路であり、具体的には、アナログ信号を増幅した上でそれをデジタル信号に変換する回路である。増幅に先立ってアナログ信号のDCレベルが調整される。生体信号処理回路40は、本実施形態において2つの処理系統を有しており、それらによって、生体信号波形を表す第1デジタル信号と、抽出されたR波成分を表す第2デジタル信号と、が生成されている。それらの信号はホストコントローラ30へ出力されている。

#### 【0027】

ホストコントローラ30はCPU及び動作プログラムによって構成される。ホストコントローラ30は装置本体10内の各構成の動作を制御するものである。また、ホストコントローラ30は、生体信号処理回路40から出力される2つのデジタル信号を処理する。調整モードの実行時において、ホストコントローラ30は、生体信号処理回路40の動作をフィードバック調整する。

10

#### 【0028】

具体的に説明する。ホストコントローラ30は、第1デジタル信号に基づいて生体信号の波形が表示器26の画面上に表示されるように、超音波画像に合成される波形イメージを生成する。また、ホストコントローラ30は、第2デジタル信号(R波抽出信号)に基づいてR波同期信号を生成する。その機能が同期信号生成部34として表されている。R波同期信号は心拍に同期した動作を行う場合に利用される。

#### 【0029】

本実施形態においては、ホストコントローラ30は、調整モードの実行時において、生体信号処理回路40を調整する。その機能が回路調整部32として表現されている。回路調整部32は、レベル(オフセット)自動調整機能、及び、利得(増幅率)自動調整機能を有する。回路調整部32は、調整後の設定値セットを格納しておく記憶部36を有する。記憶部36がホストコントローラ30の外部に設けられてもよい。

20

#### 【0030】

調整モードの実行時においては、被検体(被検者)14から得られた生体信号を利用してもよいが、その生体信号に異常があることも考えられるので、被検者に代えて健常者を測定対象とし、健常者から得られた生体信号に基づいて生体信号処理回路40の動作を最適化するのが望ましい。生体信号測定装置ごとに事前に調整を完了し、その結果を記憶しておけば、生体信号測定装置の接続時にそれに対応する結果を利用して速やかに生体信号処理回路40の動作を最適化できる。すなわち、記憶部36において、生体信号測定装置ごとに、最適なレベルが得られた時点での設定値と最適な利得が得られた時点での設定値とからなる設定値セットを格納しておき、生体信号測定装置が接続された時点で、その種別を認識し、それに対応する設定値セットを読み出し、それらを実際に設定するようにしてもよい。装置本体10の中に又は外部に被検体14に変わる信号源を用意してもよい。これに関しては後に図7を用いて説明する。

30

#### 【0031】

図2には、生体信号処理回路40の第1構成例が示されている。レベル調整回路42にはアナログ信号52が入力されている。それは生体信号であり、本実施形態では心電モニタからの心電信号である。レベル調整回路42は、後段の増幅回路44に入力されるアナログ信号54のDCレベル(オフセットレベル)を増幅回路44の入力における増幅率ゼロレベルに合わせるためのレベルシフターとして機能する。調整モードの実行時において、ホストコントローラからレベル制御信号64が出力され、そのレベル制御信号64によってレベル調整回路42内のポテンショメータ(デジタルポテンショメータ)42aの値が可変設定される。これによりDCレベルが操作される。

40

#### 【0032】

増幅回路44は、入力されるアナログ信号54を増幅する回路である。正側及び負側の両方の極性について増幅を行うものである。その入力側の増幅率ゼロレベル(入力基準レベル)に対して、アナログ信号54のDCレベルが一致していれば、利得つまり増幅率の可変によっても、増幅回路44から出力される増幅後のアナログ信号におけるDCレベルが上下に動くことはない。増幅率ゼロレベルは後段のADC46の入力側間口の間隔レベ

50

ルに合わせられている。増幅回路 44 はポテンシオメータ（デジタルポテンシオメータ）44 a を有する。調整モードの実行時においては、レベル調整後に利得調整が実行される。その利得調整過程において、ホストコントローラから増幅制御信号 66 が出力される。その増幅制御信号 66 によってポテンシオメータ 44 a の値が可変設定される。本実施形態では、第 2 デジタル信号である R 波抽出信号 62 の振幅が適正になるように、増幅率が定められる。

【0033】

A D C 46 は、アナログ信号 56 を第 1 デジタル信号 60 に変換する変換回路である。A D C 46 の入力側の間口に対して、そこに入力されるアナログ信号の D C レベル及び利得が適正になるように、上記のようにレベル調整及び利得調整が実行される。

10

【0034】

B P F（バンドパスフィルタ）48 は、心電信号中の R 波成分を抽出するフィルタである。抽出された成分が A D C 50 に送られ、第 2 デジタル信号としての R 波抽出信号 62 に変換される。その R 波抽出信号 62 に基づいてホストコントローラが R 波同期信号を生成する。

【0035】

本実施形態では、レベル調整時においては第 1 デジタル信号としてのデジタル信号 60 が参照されており、利得調整時においては第 2 デジタル信号としての R 波抽出信号 62 が参照されている。なお、B P F 48 及び A D C 50 を除外し、デジタル信号 46 に基づいて直接的に R 波同期信号が生成されてもよい。なお、ポテンシオメータ 42 a, 44 a のそれぞれに代えて D A C を設けてもよい。それ以外の構成によって調整を行うようにしてもよい。

20

【0036】

図 3 には、調整前の心電信号 68 及び調整後の心電信号 74 が示されている。横軸は時間軸であり、縦軸は増幅回路の入力側の電圧を示している。ここで、電圧レンジ 76 は 0 から 3.3 V の間であり、その中間レベルが 1.65 V である。その中間レベルが増幅率ゼロの基準レベル 75 である。

【0037】

調整モードにおいては、まず、調整前の心電信号 68 に対して符号 70 で示されるレベル調整が実施される。すなわち、心電信号 68 の D C レベルが基準レベル 75 に合わせられる。これにより利得を代えても D C レベルが変化することはなくなる。続いて、利得が調整され、符号 72 で示されるように、心電信号の振幅が最適化される。具体的には、R 波抽出信号におけるピーク波高値が閾値を超えるように、より具体的にはピーク波高値が閾値よりも上の目標値に到達するように、利得が調整される。調整の結果、心電信号 74 が得られる。調整完了後、超音波診断（検査モード）が実施される。

30

【0038】

図 4 にはレベル調整方法の一例が示されている。この処理はホストコントローラによって実行されるものである。調整完了前の心電波形（第 1 デジタル信号）68 に対して一定時間 T1（例えば 1.5 sec）を有する時間窓が順次設定され、個々の時間窓の中に複数の区間 78 が設定される。個々の区間 78 の時間長は T（例えば 100 msec）である。各区間 78 において、波形の変動幅が所定の振幅幅（例えば  $\pm 0.1$  mV）に収まっているのか否かが判定される。符号 80 は個々の区間 78 ごとの判定結果を示している。区間ごとに O K 又は N G の判定がなされている。O K が判定された 1 又は複数の区間に基づいて、フィードバック制御で参照する代表値として D C レベル平均値 82 が演算される。例えば、O K が判定された区間ごとに、1 又は複数のポイントでの電圧がサンプリングされ、それらに基づいて D C レベル平均値 82 が演算される。

40

【0039】

上記手法によれば平坦性が認められる部分だけに基づいて、つまり波形変化部分を無視して、D C レベルを特定することが可能である。これ以外の手法（例えば平滑化法、フィルタ法）を利用してもよい。生体信号の極性が反転していることもあるので、そのよう場

50

合にも対応できる手法を採用するのが望ましい。

【 0 0 4 0 】

図 5 には利得調整方法の一例が示されている。この処理もホストコントローラによって実行されるものである。レベル調整後における R 波抽出信号（第 2 デジタル信号）8 4 は、R 波に相当する複数のピーク（又はピーク列）8 6 を有する。横軸は時間軸であり、縦軸はデジタル波高値（絶対値）を示している。R 波抽出信号 8 4 に対して、一定時間（例えば 1 . 5 sec）を有する時間窓が順次設定される。個々の時間窓の中において複数のピークの波高値（絶対値）が参照され、それらに基づいてピーク平均値 9 4 が演算される。ピーク平均値 9 4 が閾値 8 8 よりも高い目標値 9 0 に到達するように、あるいは、それに合うように、利得が調整される（符号 9 2 参照）。

10

【 0 0 4 1 】

もちろん、上記手法は例示であり、結果として、波形の振幅を適正化できる限りにおいて、他の手法を利用することが可能である。本実施形態では、R 波抽出信号である第 2 デジタル信号に基づいて利得の調整を行ったが、第 1 デジタル信号に基づいて利得調整を行うことも可能である。

【 0 0 4 2 】

図 6 には調整モードの際のホストコントローラの動作例がフローチャートとして示されている。S 1 0 では第 1 デジタル信号における平坦部分の平均値（現在の DC レベル）が演算され、S 1 2 において、その平均値が基準レベルから見て許容範囲内にあるか否かが判定される。許容範囲外であれば S 1 4 においてレベルが 1 段階変更された上で、S 1 0 以降の工程が実行される。S 1 2 において許容範囲内であると判定された場合、S 1 6 において第 2 デジタル信号に基づいてピーク値（平均値）が演算され、S 2 0 において、ピーク値が目標値を基準として許容範囲内にあるか否かが判断される。許容範囲外であれば S 1 8 において利得が 1 段階変更された上で、S 1 6 以降の工程が繰り返し実行される。S 2 0 において、ピーク値が許容範囲内であれば本処理を終了する。

20

【 0 0 4 3 】

図 7 には超音波診断装置の第 2 構成例が示されている。図 1 に示した構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。図 7 に示す第 2 構成例では装置本体 1 0 内にパルス信号発生器（信号源）9 6 が設けられている。心電モニタ 3 7 が有する複数の電極は被検体 1 4 には装着されておらず、複数の電極に対してパルス信号発生器 9 6 からの微弱なダミー（模擬）信号が与えられている。心電モニタから出力された疑似心電信号が生体信号処理回路 4 0 へ与えられ、その動作が調整される。疑似心電信号が健常者の心電信号にできるだけ近くなるように、パルス信号を生成するのが望ましい。R 波を模擬するパルスの波高値は例えば数 mV である。

30

【 0 0 4 4 】

図 8 には、調整前の疑似心電信号 9 8 と、調整後の疑似心電信号 1 0 4 と、が示されている。横軸は時間軸であり、縦軸は増幅回路へ入力される信号の電圧を示している。疑似心電信号 9 8 は、R 波を模擬した複数のパルス 1 0 0 , 1 0 2 を有している。符号 1 0 6 で示されるようにまず DC レベルが最適化され、その後、利得が最適化される。パルスの形態や発生時刻は既知であるので、それを利用してサンプリングを行うようにしてもよい。例えば、パルス 1 0 0 , 1 0 2 が 5 0 msec の周期で生成され、個々のパルス 1 0 0 , 1 0 2 のパルス幅が 2 0 msec であれば、各パルス 1 0 0 , 1 1 0 2 の立ち上がり点から 2 0 msec 後をスタートタイミングとして、そこから次のパルスの立ち上がり直前までの期間において複数の電圧をサンプリングし、それらの電圧に基づいて DC レベル平均値を演算するようにしてもよい。また、ピーク平均値の演算でも、パルス発生時刻が既知であることを利用してサンプリング時間を定めてもよい。

40

【 0 0 4 5 】

図 9 には生体信号処理回路の第 2 構成例が示されている。図 2 に示した構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。図 9 に示す第 2 構成例では、図 2 に示されていた B P F 4 8 及び A D C 5 0 が含まれていない。それ以外は図 2 に示した構成と同じで

50

ある。すなわち、この第2構成例はR波成分抽出を行わないものである。それに代えて、ホストコントローラにおいて、デジタル信号60に基づいてR波同期信号が生成されている。このような構成は簡易なものであるので、コスト低減等の利点を得られる。

【0046】

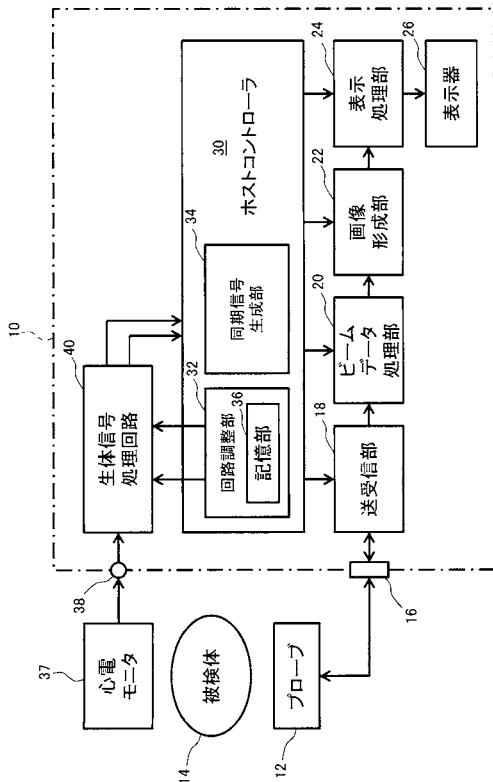
上記実施形態においては専ら心電信号についての処理を説明したが、他の生体信号が処理されてもよい。そのような信号として心音信号、脈波信号等があげられる。心拍を表す成分が含まれる生体信号であればそこからR波同期信号に相当する同期信号を生成し得る。そのような成分が含まれない場合（例えば呼吸信号）であっても、レベル調整及び利得調整の内少なくとも前者を、望ましくは両者を自動化すれば、ユーザーの負担を軽減できる。

【符号の説明】

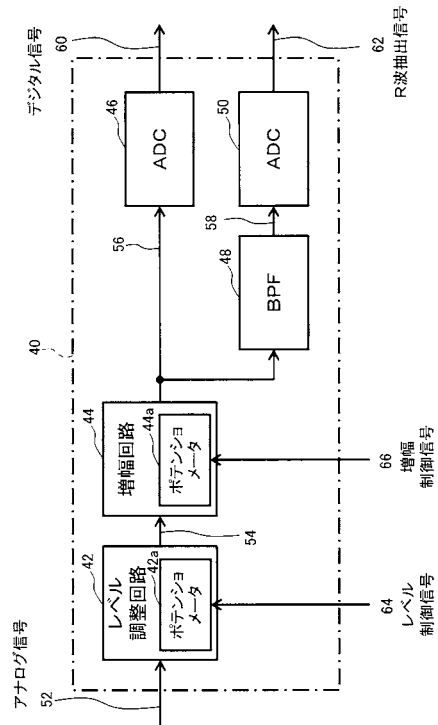
【0047】

10 装置本体、12 プローブ、14 被検体、30 ホストコントローラ、32 回路調整部、37 心電モニタ、40 生体信号処理回路、42 レベル調整回路（オフセット調整回路）、44 増幅回路、46, 50 ADC（アナログデジタル変換器）。

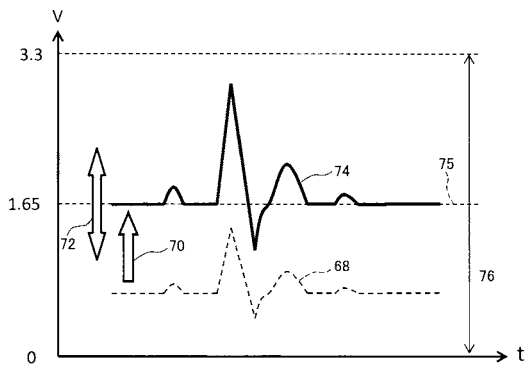
【図1】



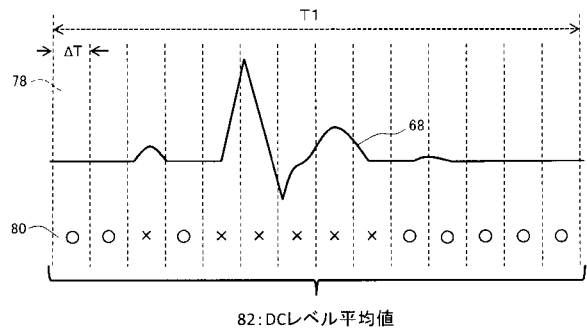
【図2】



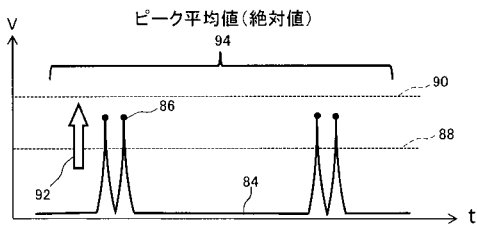
【図3】



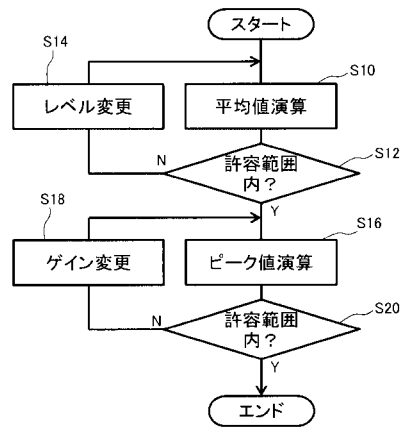
【図4】



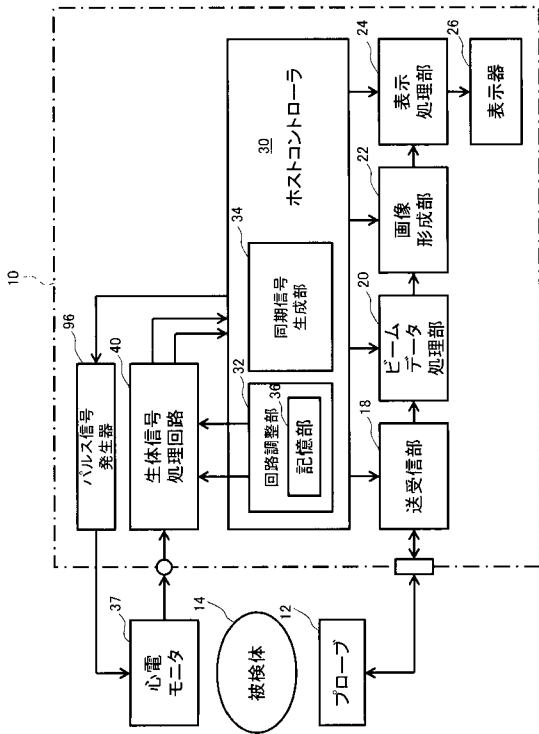
【図5】



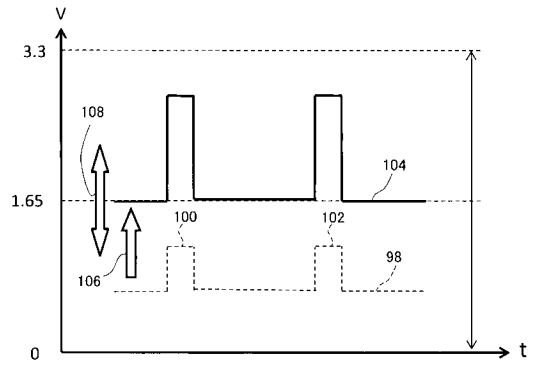
【図6】



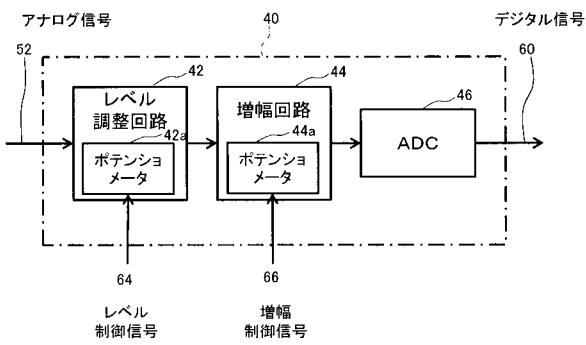
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018011746A</a>	公开(公告)日	2018-01-25
申请号	JP2016143020	申请日	2016-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田中諭 竹中智子		
发明人	田中 諭 竹中 智子		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB11 4C601/JB40		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：自动优化超声诊断设备中的生物信号处理电路中的DC电平（偏移）和增益。生物信号处理电路是用于处理诸如心电图信号的生物信号的电路。它包括电平调节电路42，放大电路44，转换电路（ADC）46等。电平调节电路42的操作被反馈控制，并且输入其中的模拟信号54的DC电平被自动调节到放大器电路44的输入参考电平。此后，调节放大器电路44的增益，以便适当地产生同步信号62。可以基于通过测量健康人获得的生物信号来执行调整，或者可以基于由虚拟信号生成的生物信号来调整调整。 .The

