

(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2016-220893

(P2016-220893A)

(43) 公開日 平成28年12月28日(2016.12.28)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-109531 (P2015-109531)  
(22) 出願日 平成27年5月29日(2015.5.29)

(71) 出願人 000002369  
セイコーエプソン株式会社  
東京都新宿区新宿四丁目1番6号  
(74) 代理人 100116665  
弁理士 渡辺 和昭  
(74) 代理人 100164633  
弁理士 西田 圭介  
(74) 代理人 100179475  
弁理士 仲井 智至  
(72) 発明者 月足 典央  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内  
Fターム(参考) 4C601 DD14 EE09 GB44 JB13 JB37  
KK12 KK13 KK31

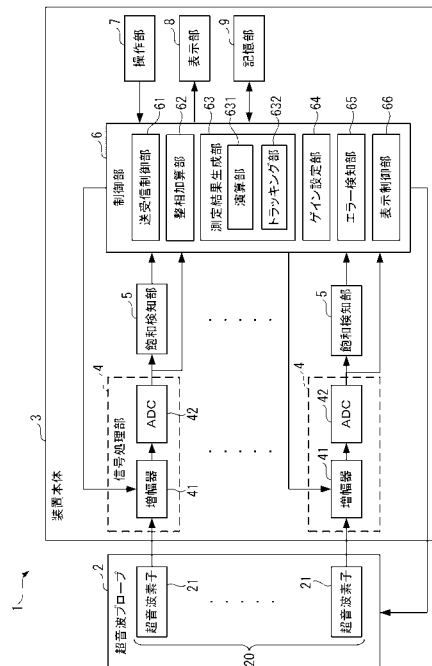
(54) 【発明の名称】 超音波モジュール及び超音波測定装置

(57) 【要約】

【課題】超音波測定の測定精度を向上させることができる超音波モジュール及び超音波測定装置を提供する。

【解決手段】超音波測定装置1は、対象からの超音波を受信し、受信信号を出力する複数の超音波素子21と、各超音波素子21のそれぞれに対応して設けられ、受信信号を処理して処理信号を出力する信号処理部4と、信号処理部4から出力された複数の処理信号のそれぞれについて飽和を検知する飽和検知部5と、を備える。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

対象からの超音波を受信し、受信信号を出力する複数の超音波受信部と、  
各超音波受信部のそれぞれに対応して設けられ、前記受信信号を処理して処理信号を出力する信号処理部と、  
前記信号処理部から出力された複数の前記処理信号のそれぞれについて異常を検知する異常検知部と、を備える  
ことを特徴とする超音波モジュール。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波モジュールにおいて、  
前記信号処理部は、前記受信信号の信号振幅を増幅する増幅部を有し、増幅された前記受信信号に基づいて生成された前記処理信号を出力し、  
前記異常検知部は、前記処理信号の飽和を検知することを特徴とする超音波モジュール。

10

**【請求項 3】**

対象からの超音波を受信し、受信信号を出力する複数の超音波受信部と、  
各超音波受信部のそれぞれに対応して設けられ、前記受信信号を処理して処理信号を出力する信号処理部と、  
前記信号処理部から出力された複数の前記処理信号のそれぞれについて異常を検知する異常検知部と、を備える  
ことを特徴とする超音波測定装置。

20

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載の超音波測定装置において、  
前記信号処理部は、前記受信信号の信号振幅を増幅する増幅部を有し、増幅された前記受信信号に基づいて生成された前記処理信号を出力し、  
前記増幅部は、ゲインを変更可能であり、  
前記異常検知部による検知結果に基づいて、異常と検知された前記処理信号に対応する前記増幅部の前記ゲインを設定するゲイン設定部を備える  
ことを特徴とする超音波測定装置。

30

**【請求項 5】**

請求項 4 に記載の超音波測定装置において、  
前記ゲイン設定部は、前記対象の周期動作に同期して前記ゲインを設定することを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 6】**

請求項 4 又は請求項 5 に記載の超音波測定装置において、  
前記異常検知部による前記異常の検知回数に基づいて、前記ゲインの設定エラーを検知するエラー検知部を備える  
ことを特徴とする超音波測定装置。

**【請求項 7】**

請求項 3 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の超音波測定装置において、  
各超音波受信部からの前記処理信号を整相加算して加算情報を出力する整相加算部と、  
前記加算情報を用いて、位相差トラッキングにより前記対象の変位を算出するトラッキング部と、を備える  
ことを特徴とする超音波測定装置。

40

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波モジュール及び超音波測定装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

50

従来、超音波を送受信することにより得られた受信データに基づいて超音波画像を形成する超音波診断装置（超音波測定装置）が知られている（例えば、特許文献1参照）。

特許文献1に記載の装置は、超音波を送受信し、受信信号を出力する複数の超音波素子と、受信信号を処理して処理信号を出力する処理回路と、処理信号を整相加算し、ビームデータとして出力する加算器と、ビームデータから超音波画像を形成する画像形成部と、を備える。

これらのうち、処理回路は、可変アンプ、A/D変換器、ハイカットフィルター、及び遅延器等を備え、受信信号を増幅した後、デジタル信号に変換する。

#### 【0003】

さらに、上記装置は、状態信号生成部を備える。この状態信号生成部は、加算器から出力されたビームデータに基づいて、処理回路の処理において信号波形が歪んだ可能性がある状態であることを示す状態信号を出力する。信号波形の歪みは、例えば、処理回路の可変アンプのゲインが大きいことによる出力信号の飽和により生じる。

10

#### 【0004】

上述のように構成された装置では、複数の超音波素子のそれぞれから出力された受信信号が、処理回路によって処理された後、加算器にて整相加算され、ビームデータとされる。このビームデータに基づいて、超音波画像が形成される。また、使用者は、状態信号に基づいて、可変アンプのゲインを減少させることにより、信号の歪みを解消させる。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

20

#### 【0005】

【特許文献1】特開2013-351号公報

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0006】

しかしながら、上記特許文献1に記載の装置では、加算器によって加算された後のビームデータに基づいて、処理回路における信号歪みの程度を評価している。この場合、可変アンプのゲインが調整された後では加算器による加算処理後のビームデータは正常な信号となるものの、各処理回路からの処理信号のそれぞれには依然として歪みが生じている場合がある。そのような場合でも、上記特許文献1では、当該歪みを検出することができないため、超音波画像の画質や、Mモード画像の追従性が低下している可能性がある。このように従来装置では、測定精度の低下が発生している可能性があっても、これを検知することができず、測定精度の低下を抑制できていなかった。

30

#### 【0007】

本発明は、超音波測定の測定精度を向上させることができる超音波モジュール及び超音波測定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】

#### 【0008】

本発明の一適用例に係る超音波モジュールは、対象からの超音波を受信し、受信信号を出力する複数の超音波受信部と、各超音波受信部のそれぞれに対応して設けられ、前記受信信号を処理して処理信号を出力する信号処理部と、前記信号処理部から出力された複数の前記処理信号のそれぞれについて異常を検知する異常検知部と、を備えることを特徴とする。

40

#### 【0009】

なお、本実施形態における超音波受信部としては、超音波の受信を行う単一の超音波素子により構成されていてもよく、複数の超音波素子を備える超音波素子群により構成されていてもよい。

本適用例では、異常検知部によって、各信号処理部から出力された処理信号のそれぞれについて異常を検知する。

ここで、処理信号に異常が発生することにより、異常が発生した処理信号を整相加算し

50

て加算情報を生成すると、加算情報自体に異常がなくても、異常が発生した処理信号の加算によって正確な情報が反映されていないので、超音波測定の測定精度が低下する。なお、処理信号における異常とは、パルス波としての超音波を検出する際に、処理信号におけるSN比が許容値を下回る状態である場合が例示できる。

これに対して、本適用例では、処理信号が整相加算される前の各処理信号について異常が発生している場合、当該異常を検知できる。これにより、上記超音波測定の測定精度の低下の可能性を予め検知することができる。従って、検知結果に基づいて、例えば信号処理部から正常な処理信号が出力されるように信号処理部における処理条件を設定することにより、測定精度を向上させることができる。

#### 【0010】

本適用例の超音波モジュールにおいて、前記信号処理部は、前記受信信号の信号振幅を増幅する増幅部を有し、増幅された前記受信信号に基づいて生成された前記処理信号を出力し、前記異常検知部は、前記処理信号の飽和を検知することが好ましい。

#### 【0011】

ここで、増幅部によるゲインの設定値が大きいと、信号処理部から出力される処理信号の信号レベルが、信号処理部のダイナミックレンジの上限に到達し、処理信号が飽和状態となる場合がある。この場合、処理信号におけるSN比が低下し、測定精度が低下するおそれがある。

これに対して、本適用例では、複数の増幅部のそれぞれに対応する処理信号について飽和状態を検知する。これにより、複数の増幅部のうち、ゲインが大きすぎる増幅部がある場合、これを検知することができる。

#### 【0012】

本発明の一適用例に係る超音波測定装置は、対象からの超音波を受信し、受信信号を出力する複数の超音波受信部と、各超音波受信部のそれぞれに対応して設けられ、前記受信信号を処理して処理信号を出力する信号処理部と、前記信号処理部から出力された複数の前記処理信号のそれぞれについて異常を検知する異常検知部と、を備えることを特徴とする。

#### 【0013】

本適用例では、上記適用例の超音波測定装置と同様の効果を得ることができ、異常が発生していない処理信号を整相加算した加算情報に基づき、正確な測定結果を生成することができる。

#### 【0014】

本適用例の超音波測定装置において、前記信号処理部は、前記受信信号の信号振幅を増幅する増幅部を有し、増幅された前記受信信号に基づいて生成された前記処理信号を出力し、前記増幅部は、ゲインを変更可能であり、前記異常検知部による検知結果に基づいて、異常と検知された前記処理信号に対応する前記増幅部の前記ゲインを設定するゲイン設定部を備えることが好ましい。

#### 【0015】

本適用例では、ゲイン設定部が、飽和状態の検知結果に基づいて、各増幅部のゲインを設定する。これによれば、検知結果に基づいて、各処理信号の信号レベルが飽和となることがないようにゲインを設定することができる。従って、正確な処理信号を出力でき、処理信号を整相加算して測定結果を求める場合に、測定精度の低下を抑制できる。

#### 【0016】

本適用例の超音波測定装置において、前記ゲイン設定部は、前記対象の周期動作に同期して前記ゲインを設定することが好ましい。

#### 【0017】

ここで、対象の周期動作としては、例えば血管を対象とする場合、心臓の拍動に応じて拡大及び収縮を繰り返す血管の収縮周期等が例示でき、この場合では、例えば外径が最大となる血管の拡張期（心臓の収縮期）と同期してゲイン設定を行う。また、血管を測定対象とする場合、超音波受光部から血管までの距離は、拡張期における、血管の前壁にて最

10

20

30

40

50

も短くなる。このため、通常、拡張期における、前壁からの反射波の強度が最大となるため、反射波の強度を検出することで容易に拡張期を検出できる。

本適用例では、ゲイン設定部は、対象の周期動作に同期してゲインを設定する。これにより、対象と超音波受光部との距離が最も短くなる（処理信号の信号レベルが最大となる）タイミングを同期タイミングとして、ゲインの設定を行うことで、処理信号の飽和をより確実に抑制できる。

【0018】

本適用例の超音波測定装置において、前記異常検知部による前記異常の検知回数に基づいて、前記ゲインの設定エラーを検知するエラー検知部を備えることが好ましい。

【0019】

本適用例では、エラー検知部は、異常検知部により処理信号における異常の検知回数に基づいてゲインの設定エラーを検知する。例えば、超音波測定時において異常と検知された回数が所定回数以上となったか否かにより設定エラーを検知する。

これにより、例えば、対象に対する本測定に先立って、予備測定を行い各増幅部のゲインを設定し、本測定において設定したゲインに基づいて、超音波測定を行う場合に、予備測定で設定されたゲインが適正であるか否かを判定することができる。

【0020】

本適用例の超音波測定装置において、各超音波受信部からの前記処理信号を整相加算して加算情報を出力する整相加算部と、前記加算情報を用いて、位相差トラッキングにより前記対象の変位を算出するトラッキング部と、を備えることが好ましい。

【0021】

本適用例では、トラッキング部は、整相加算部によって加算された加算情報を用いて、位相差トラッキングにより対象の変位を算出する。ここで、位相差トラッキングでは、直交検波した際に、前後して取得された加算情報の間の位相差に基づいて、対象の微小変位を算出し、当該微小変位を積算することにより、対象の変位（軌跡）を算出する。このような処理では、処理信号に異常が発生して加算情報に誤差が発生した場合、当該誤差が蓄積されることとなり、変位の算出精度が低下する。

これに対して、本適用例では、上述のように、各処理信号の異常を予め検知することにより、測定精度の低下の抑制を図ることができる。従って、位相差トラッキングにより変位を算出する際の算出精度の向上を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波測定装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】上記実施形態における超音波センサーを模式的に示す図。

【図3】上記実施形態におけるBモード画像の一例を模式的に示す図。

【図4】上記実施形態におけるゲイン設定処理を示すフローチャート。

【図5】上記実施形態におけるゲインの設定例を示す図。

【図6】上記実施形態におけるゲインの設定手順の一例を示すフローチャート。

【図7】上記実施形態におけるゲインの設定例を示す図。

【図8】上記実施形態におけるゲイン設定エラーの検知処理を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、本発明の一実施形態について、図面に基づいて説明する。

[超音波測定装置の構成]

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波測定装置を模式的に示すブロック図である。

超音波測定装置1は、図1に示すように、超音波プローブ2と、装置本体3と、を備える。この超音波測定装置1は、超音波プローブ2を用いて、対象に対して送信した超音波の反射波を受信し、装置本体3を用いて、受信結果に基づく測定結果を生成する。

なお、本実施形態では、超音波測定装置1として、頸動脈を測定対象の一例とし、当該頸動脈のBモード画像及びMモード画像や、位置情報を測定結果として取得する構成を例

10

20

30

40

50

示する。

【0024】

[超音波プローブの構成]

超音波プローブ2は、複数の超音波素子21を含む超音波センサー20と、当該超音波センサー20を収納する筐体(図示省略)と、を備え、ケーブルを介して装置本体3と有線接続される。なお、超音波素子21は、本発明の超音波受信部に相当する。

この超音波プローブ2は、測定時に生体に密着され、装置本体3からの制御信号に基づいて、超音波を送受信し、受信信号を装置本体3に出力する。

【0025】

図2は、超音波センサー20を模式的に示す、拡大平面図(図2(A))及び拡大断面図(図2(B))である。

超音波センサー20は、図2に示すように、上述の複数の超音波素子21と、これら複数の超音波素子21が設けられる基板24と、を備える。複数の超音波素子21は、一方方向に沿って配置され超音波アレイ(1次元アレイ)20Aを構成する。各超音波素子21が、超音波アレイ20Aの各チャンネルに対応する。この超音波素子21は、後に詳述するが、ダイアフラム22と、圧電素子23とを備える。

【0026】

基板24は、長辺に沿う方向に平面視円形状の複数の開口部241が形成される。また、基板24には、支持膜25が積層されて、開口部241が支持膜25により閉塞されている。

【0027】

支持膜25は、例えばSiO<sub>2</sub>層とZrO<sub>2</sub>層との2層構造により構成される。ここで、SiO<sub>2</sub>層は、基板24がSi基板である場合、基板表面を熱酸化処理することで成膜することができる。また、ZrO<sub>2</sub>層は、SiO<sub>2</sub>層上に例えばスパッタリングなどの手法により成膜される。

【0028】

超音波素子21は、上述のように、ダイアフラム22と、ダイアフラム22上に形成される圧電素子23とを備える。

ダイアフラム22は、支持膜25のうち、開口部241を閉塞する領域により構成される。そして、ダイアフラム22は、開口部241から、超音波素子21の超音波出力方向(図2(B)中、紙面下方向)の空間に対して露出している。

【0029】

圧電素子23は、支持膜25の上層に積層される下部電極231と、下部電極231上に形成される圧電膜232と、圧電膜232上に形成される上部電極233とを備える。

下部電極231には、図2(A)に示すように、支持膜25上で走査方向Aに対して直交する方向に沿って延出する下部電極線231Aが接続されている。この下部電極線231Aは、各超音波素子21に対して、それぞれ独立して設けられている。

上部電極233には、支持膜25上の走査方向Aに沿って延出する上部電極線233Aが接続されている。この上部電極線233Aは、超音波アレイ20Aにおいて共通電極線となる。すなわち、上部電極線233Aは、図2に示すように、隣り合う超音波素子21の上部電極233に接続されており、端部において、例えばGNDに接続される。

【0030】

圧電膜232は、例えばPZT(ジルコン酸チタン酸鉛: lead zirconate titanate)を膜状に成膜することで形成される。なお、本実施形態では、圧電膜232としてPZTを用いるが、電圧を印加することで、面内方向に収縮することが可能な素材であれば、いかなる素材を用いてもよく、例えばチタン酸鉛(PbTiO<sub>3</sub>)、ジルコン酸鉛(PbZrO<sub>3</sub>)、チタン酸鉛ランタン((Pb、La)TiO<sub>3</sub>)などを用いてもよい。

【0031】

このような超音波素子21では、下部電極231と、上部電極233とに電圧を印加することで、圧電膜232が面内方向に伸縮する。このとき、圧電膜232の一方の面は、

10

20

30

40

50

下部電極 2 3 1 を介して支持膜 2 5 に接合されるが、他方の面には、上部電極 2 3 3 が形成されるものの、この上部電極 2 3 3 上には他の層が積層形成されないため、圧電膜 2 3 2 の支持膜 2 5 側が伸縮しにくく、上部電極 2 3 3 側が伸縮し易くなる。このため、圧電膜 2 3 2 に電圧を印加すると、開口部 2 4 1 側に凸となる撓みが生じ、ダイアフラム 2 2 を撓ませる。従って、圧電膜 2 3 2 に交流電圧を印加することで、ダイアフラム 2 2 が膜厚方向に対して振動し、このダイアフラム 2 2 の振動により超音波が発信される。

また、超音波素子 2 1 で超音波を受信する場合、超音波がダイアフラム 2 2 に入力されると、ダイアフラム 2 2 が膜厚方向に振動する。超音波素子 2 1 では、このダイアフラム 2 2 の振動により、圧電膜 2 3 2 の下部電極 2 3 1 側の面と上部電極 2 3 3 側の面とで電位差が発生し、上部電極 2 3 3 及び下部電極 2 3 1 から圧電膜 2 3 2 の変位量に応じた受信信号（電流）が出力される。

10

#### 【 0 0 3 2 】

##### [ 装置本体の構成 ]

装置本体 3 は、超音波プローブ 2 に超音波を送受信させ、受信された超音波に応じた受信信号を処理して、測定対象の測定結果として、頸動脈の超音波画像を生成する。

この装置本体 3 は、図 1 に示すように、信号処理部 4 と、本発明の異常検知部に相当する飽和検知部 5 と、制御部 6 と、操作部 7 と、表示部 8 と、記憶部 9 とを備える。なお、本発明の超音波プローブは、超音波素子 2 1 と、信号処理部 4 と、飽和検知部 5 とを含み構成される。

20

#### 【 0 0 3 3 】

##### [ 操作部、表示部、及び記憶部の構成 ]

操作部 7 は、例えばボタンスイッチやタッチパネル等の入力装置を有して構成され、使用者の入力操作を受け付ける。

表示部 8 は、液晶表示装置等の表示装置を有して構成され、超音波画像等の各種画像を表示する。

記憶部 9 は、R O M (Read Only Memory)、フラッシュ R O M、及び R A M (Random Access Memory) 等の記憶装置を有して構成される。この記憶部 9 は、超音波測定装置 1 を制御する各種プログラムや、データを記憶する。

#### 【 0 0 3 4 】

##### [ 信号処理部の構成 ]

信号処理部 4 は、超音波素子 2 1 からの受信信号を、設定された処理条件に応じて処理し、処理信号を出力する。

この信号処理部 4 は、図 1 に示すように、受信信号を増幅する増幅器 4 1 と、増幅された受信信号をデジタル信号に変換する A D C (Analog to Digital Converter) 4 2 と、を備える。これら増幅器 4 1 及び A D C 4 2 は、超音波素子 2 1 (超音波アレイ 2 0 A の各チャンネル) のそれぞれに設けられる。

なお、信号処理部 4 は、図示を省略するが、上記以外にもカットフィルターや検波器等の各種回路を適宜含み構成される。

30

#### 【 0 0 3 5 】

増幅器 4 1 は、本発明の増幅部に相当し、受信信号（アナログ電気信号）の信号レベルを、設定されたゲイン（利得）に応じて増幅させる。この増幅器 4 1 は、ゲインを調整可能に構成され、制御部 6 の制御に応じてゲインが設定される。このゲインが、信号処理部 4 における処理条件に相当する。制御部 6 によるゲイン設定処理については後述する。

40

#### 【 0 0 3 6 】

A D C 4 2 は、増幅器 4 1 によって増幅され、入力された受信信号（アナログ電気信号）を、デジタル電気信号に変換し、処理信号を出力する。処理信号は、飽和検知部 5 と制御部 6 とのそれぞれに入力される。

なお、A D C 4 2 は、許容される信号レベルの範囲（ダイナミックレンジ）を有する。従って、A D C 4 2 に、当該ダイナミックレンジを超える信号レベルの受信信号が入力されると、処理信号の信号レベルが、当該処理信号の信号レベルの最大値に達する。以下の

50

説明では、A D C 4 2 から出力される処理信号が、最大値に達する状態を、飽和状態とも称する。この飽和状態では、A D C 4 2 のダイナミックレンジの上限値を超える信号レベルの受信信号が入力されるため、処理信号の S N 比が低下する。

**【 0 0 3 7 】****[ 飽和検知部の構成 ]**

飽和検知部 5 は、A D C 4 2 から出力された処理信号が飽和状態である場合、これを検知し、検知信号を制御部 6 に出力する。飽和検知部 5 は、各超音波素子 2 1 (超音波アレイ 2 0 A の各チャンネル) に個別に設けられる。これにより、各超音波素子 2 1 に対応する処理信号の飽和状態を、それぞれ個別に検知可能である。

この飽和検知部 5 は、例えば、入力される処理信号の信号レベルが、A D C 4 2 によって処理可能な信号レベルの最大値に達している場合に、飽和状態であることを検知する。

**【 0 0 3 8 】****[ 制御部の構成 ]**

制御部 6 は、送受信制御部 6 1 と、整相加算部 6 2、測定結果生成部 6 3 と、ゲイン設定部 6 4 と、エラー検知部 6 5 と、表示制御部 6 6 として機能し、超音波測定装置 1 を制御する。なお、制御部 6 における各機能は、C P U が、記憶部 9 に記憶されているプログラムやデータを読み込み、当該プログラムを実行することにより実現される。

**【 0 0 3 9 】**

送受信制御部 6 1 は、超音波の送信及び受信を制御する。送受信制御部 6 1 は、例えば、パルスエコー法を用いる場合、所定の周期にて超音波のパルス波を送信させる。そして、送信タイミング間において受信した反射波を、信号処理部 4 に処理させ、処理信号を出力させる。

**【 0 0 4 0 】**

整相加算部 6 2 は、対称における同一の位置にて発生した反射波を各チャンネルで受信した際の、各チャンネルに対応する処理信号を整相加算する。整相加算部 6 2 は、深さ方向における測定位置と各超音波素子 2 1 との間の距離や、超音波の送信タイミング等に応じて、処理信号の位相を適宜調整して加算する。これにより、複数の超音波素子 2 1 のそれぞれに対応する複数の処理信号を加算して、測定位置における受信データ (加算情報) を生成する。

**【 0 0 4 1 】**

測定結果生成部 6 3 は、各超音波素子 2 1 の受信信号に対応する受信データを用いて、超音波測定の測定結果を生成する。この測定結果としては、例えば、超音波画像を表示するための超音波画像データや、位置が変化する血管等の測定対象の位置情報等の各種データである。この測定結果生成部 6 3 は、演算部 6 3 1、及びトラッキング部 6 3 2 を有する。

**【 0 0 4 2 】**

演算部 6 3 1 は、整相加算部 6 2 によって生成された受信データを用いて、測定結果の取得に係る各種演算を実施する。例えば、演算部 6 3 1 は、超音波画像 (B モード画像や M モード画像) を生成する。また、演算部 6 3 1 は、後述するゲイン設定処理において用いる血管の拡張期を算出する。

**【 0 0 4 3 】**

トラッキング部 6 3 2 は、位相差トラッキング法を利用し、整相加算された受信データを用いて、測定対象 (例えば血管壁) の変位を高精度に算出する。位相差トラッキング法を用いた変位の算出方法としては、例えば、測定対象 (例えば、血管壁の外面) からの反射波を直交検波した際に、続けて検波された 2 つのパルス間の伝搬距離の差による位相遅れに基づいて、2 つのパルス間での距離変化を算出する。複数のパルス間において距離変化を算出し、算出された距離変化を加算することにより、測定対象の変位 (軌跡) を算出することができる。このようにして、対象の変位を高精度に算出することにより、例えば、血管壁の外面と内面との変位の差を用いて、血管壁の厚みを高精度に算出することもできる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 4 】

ゲイン設定部 6 4 は、飽和検知部 5 の飽和状態の検知結果に基づいて、増幅器 4 1 のゲインを設定する。例えば、ゲイン設定部 6 4 は、飽和検知部 5 が飽和状態を検知した場合には、増幅器 4 1 のゲインを減少させる。

なお、ゲイン設定部 6 4 は、全ての増幅器 4 1 のゲインを共通の値として、全ての飽和検知部 5 によって検知されないように設定してもよい。

また、ゲイン設定部 6 4 は、各増幅器 4 1 のゲインを個別に設定してもよい。例えば、ゲイン設定部 6 4 は、複数の飽和検知部 5 のうち、飽和状態が検出された飽和検知部 5 に対応する増幅器 4 1 のゲインを減少させることにより、超音波アレイ 2 0 A のチャンネル毎にゲインを設定してもよい。

10

## 【 0 0 4 5 】

なお、深さ方向におけるごく浅い領域（例えば、表皮近傍の領域）からの反射波は、通常、強度が大きく、当該反射波の受信信号は、飽和状態となりやすい。このため、浅い領域に対応する処理信号の飽和状態の検知を示す検知信号が入力された場合でも、ゲイン設定部 6 4 は、当該検知信号を用いないように構成される。すなわち、ゲイン設定部 6 4 は、超音波（パルス波）の送信タイミングに基づき、浅い領域からの反射波が受信される所定期間（例えば数十から数百  $\mu$  秒）以外の期間における検知信号を用いる。

ここで、本実施形態のように位相差トラッキング法を用いて、血管の変位を測定する場合、上述の浅い領域は、例えば、超音波プローブ 2 から血管の前壁までの間の非測定領域である。

20

## 【 0 0 4 6 】

エラー検知部 6 5 は、測定時において、飽和検知部による飽和状態の検知回数が所定回数を超えた場合に、ゲインが大きすぎる可能性があり、ゲインの設定エラーが発生していることを検知する。なお、エラー検知部 6 5 は、エラーを検知したことを示す検知結果を記憶部 9 に記憶する。なお、エラー検知部 6 5 は、ゲイン設定部 6 4 と同様に、上記所定期間において、検知信号を無視するように構成される。

## 【 0 0 4 7 】

表示制御部 6 6 は、表示部 8 に各種画像を表示させる。各種画像としては、例えば、測定結果生成部 6 3 によって生成された超音波画像や、対象の変位データや、エラー検知部 6 5 によって検知されたエラーの報知情報等である。すなわち、表示制御部 6 6 は、エラーが検知された検知結果が記憶部 9 に記憶されている場合、超音波測定の開始前に、ゲインの再設定を促す報知情報を表示部 8 に表示させる。

30

## 【 0 0 4 8 】

[ 超音波測定装置における処理 ]

次に、本実施形態の超音波測定装置 1 における処理について図面に基づいて説明する。

図 3 は、超音波測定装置 1 によって血管 V を測定した際の測定結果である B モード画像を模式的に示す図である。図 3 において紙面の上側が、超音波プローブ 2 が配置される表皮側である。また、矢印 D は、深さ方向を示す。また、以下の説明では、血管 V の血管壁のうち表皮側を前壁 W 1、深さ方向 D において前壁 W 1 とは反対側の血管壁を後壁 W 2 とする。

40

## 【 0 0 4 9 】

超音波測定装置 1 は、超音波プローブ 2 を用いて超音波を送受信し、深さ方向 D にスキャンした際の反射波の受信結果に基づいて、図 3 に示すような、B モード画像等の超音波画像を生成して表示部 8 に表示可能である。すなわち、超音波プローブ 2 から出力された受信信号が、信号処理部 4 によって増幅され、デジタル信号（処理信号）に変換される。整相加算部 6 2 は、処理信号を適宜遅延させて位相を調整した上で加算し、受信データを生成する。そして、演算部 6 3 1 は、受信データを用いて超音波画像を生成する。

## 【 0 0 5 0 】

また、超音波測定装置 1 は、位相差トラッキング法を用いて、測定対象の変位を高精度に算出可能に構成されている。すなわち、トラッキング部 6 3 2 は、直交検波した際に、

50

整相加算部 6 2 によって生成された受信データを用いて、測定対象（例えば、血管 V の前壁 W 1 や後壁 W 2 ）の変位を算出する。

【 0 0 5 1 】

ここで、位相差トラッキング法を用いる際に、整相加算される前の各処理信号に S N 比が許容値未満である信号が含まれる場合、各処理信号を整相加算して得られた受信データを用いて変位を算出するため、変位の算出精度が低下するおそれがある。特に、位相差トラッキング法では、上述のように距離変化を積算して変位を算出するため、受信データに含まれる誤差が積算されることとなり、精度が低下しやすい。従って、各処理信号について、S N 比が許容値であることが望ましい。

【 0 0 5 2 】

しかしながら、反射波の強度に対して、増幅器 4 1 のゲインが大きすぎると、A D C 4 2 に入力される信号の信号レベルが A D C 4 2 のダイナミックレンジを超えてしまう場合がある。この場合、A D C 4 2 から出力される処理信号が飽和状態となり、S N 比が低下する。なお、増幅器 4 1 のゲインが小さすぎる場合もやはり S N 比が低下する。

従って、超音波測定装置 1 では、後述するように、実際の測定の前に、増幅器 4 1 のゲインの設定を行い、S N 比の低下を抑制する（ゲイン設定処理）。

【 0 0 5 3 】

[ ゲイン設定処理 ]

次に、本実施形態の超音波測定装置 1 におけるゲイン設定処理について、図面に基づいて説明する。なお、以下の説明では、超音波測定装置 1 を用いて血管 V を測定する前に予備測定を実施してゲインを設定する際のゲイン設定処理について説明する。

ここで、深さ方向 D にスキャンする際に、反射波の強度は、通常、超音波プローブ 2 からの距離が短いほど大きく、長いほど小さくなる。本実施形態のように血管 V を測定する場合、反射波の強度は、前壁 W 1 において大きく、後壁 W 2 において小さくなる。このため、超音波測定装置 1 では、前壁 W 1 に対するゲインが最小となり、後壁 W 2 に対するゲインが最大となるように、増幅器 4 1 のゲインを深さ方向 D に応じて設定する。

【 0 0 5 4 】

図 4 は、超音波測定装置 1 におけるゲイン設定処理を示すフローチャートである。

超音波プローブ 2 が体表に当接された状態で、送受信制御部 6 1 は、超音波プローブ 2 に超音波の送受信を開始させる（ステップ S 1 ）。

そして、超音波の反射波の計測を開始する（ステップ S 2 ）。すなわち、超音波プローブ 2 を用いて超音波を送受信して、測定対象を深さ方向 D にスキャンした際に取得された受信信号が、信号処理部 4 によって処理信号に変換され、制御部 6 に入力される。制御部 6 の整相加算部 6 2 は、入力された処理信号を整相加算して受信データを生成する。生成された受信データは、記憶部 9 に記憶される。

【 0 0 5 5 】

次に、演算部 6 3 1 は、心臓の拍動に応じて拡張と収縮を繰り返す血管 V の外径が最大となる拡張期（心臓の収縮期）を検出する（ステップ S 3 ）。

拡張期は、例えば数秒間にわたって超音波測定を実施し、取得された測定データを用いて、血管 V の径が最大となるタイミングを概算することにより取得される。なお、拡張期は、外部機器（例えば脈拍計等）から取得してもよい。

【 0 0 5 6 】

そして、ゲイン設定部 6 4 は、拡張期において、前壁 W 1 のゲイン設定を行う（ステップ S 4 ）。

本実施形態では、上述のように超音波プローブ 2 の距離が最も短い前壁 W 1 からの反射波の強度が最も大きく、当該距離が最も長い後壁 W 2 からの反射波の強度が最も小さくなり、信号が飽和しやすい前壁 W 1 でのゲインを最初に設定する。

【 0 0 5 7 】

図 5 は、設定されたゲインの一例を示す図である。また、図 6 は、ゲイン設定部 6 4 によるゲイン設定の手順の一例を示すフローチャートである。なお、図 5 では、ゲインは、

10

20

30

40

50

$g_1$  が適値であり、 $g_2$  において飽和状態が検出されるものとする。なお、本実施形態では、ゲインは、初期状態において、適値  $g_1$  よりも小さい  $g_3$  に設定されているとする。

ゲイン設定部 64 は、図 6 に示すように、拡張期を含む数フレーム分の反射波の測定データに対応する処理信号のうち、飽和状態である処理信号が検出されたか否かを判定する (ステップ S4A)。

【0058】

上述のようにゲインが  $g_3$  に設定されている場合、飽和状態が検知されない (ステップ S4A: NO)。この場合、ゲイン設定部 64 は、ゲインを  $g_2$  に増大させる (ステップ S4B)。なお、本実施形態では、ゲインの増大量を、ゲインの減少量  $g$  ( $g = g_2 - g_1$ ) よりも大きい値とする。

その後、再度、ステップ S41 の処理を実施する。なお、ステップ S4A にて飽和状態が検出されない場合は、飽和状態が検知されるまでステップ S4B の処理を実施してゲインを増大させる。

【0059】

ステップ S4B においてゲインを  $g_2$  に設定した場合、ステップ S4A にて飽和状態が検出される (ステップ S4A: YES)。

飽和状態が検出されると、次に、ゲイン設定部 64 は、ゲインを  $g$  減少させる (ステップ S4C)。すなわち、ゲイン設定部 64 は、ゲインを  $g_2$  から  $g$  減少させて  $g_1$  に設定する。

【0060】

そして、ゲイン設定部 64 は、ゲインを  $g_1$  に設定した状態で、数フレームにわたって超音波測定を実施し、飽和状態が検知されたか否かを判定する (ステップ S4D)。

ゲイン  $g_2$  に設定されている場合、飽和状態が検知されないため (ステップ S4D: NO)、ゲイン  $g_2$  が適値であると判定され、前壁 W1 におけるゲインの設定が終了する。

一方、飽和状態が検知される場合 (ステップ S4D: YES)、飽和状態が検知されなくなるまで、ステップ S4C 及びステップ S4D の処理を実施する。

【0061】

このようにして前壁 W1 でのゲインが設定された後、後述する後壁 W2 でのゲイン及び深さ方向のゲインが設定される。

図 4 に戻り、ゲイン設定部 64 は、前壁 W1 でのゲインを設定したら、前壁 W1 と同様に後壁 W2 のゲインを設定する (ステップ S5)。

図 7 は、深さ方向におけるゲインの設定値の一例を示す図である。図 7 では、ゲインは、 $g_4$  が適値であり、 $g_5$  において飽和状態が検出されるものとする。すなわち、後壁 W2 のゲインを  $g_5$  とすると飽和状態が検出され、ゲインを  $g_6$  とすると SN 比が低下するため、上述と同様の方法によりゲインを  $g_4$  に設定する。

【0062】

このようにして前壁 W1 と後壁 W2 とのゲインに設定することにより、各深さ位置におけるゲインが設定される。すなわち、前壁 W1 と後壁 W2 とのゲインを設定することにより、 $g_1$  及び  $g_4$  を通過する直線が決まる。この直線は、深さ位置に対するゲインの値を示す。ゲイン設定部 64 は、深さ位置に応じた値に増幅部のゲインを設定する。

【0063】

[エラー検出処理]

次に、本実施形態の超音波測定装置 1 におけるエラー検出処理について、図面に基づいて説明する。

超音波測定装置 1 は、上述のようにして設定されたゲインに基づいて測定を実施し、測定結果として、超音波画像や、位相差トラッキング法による測定対象の位置情報を取得する。このような超音波測定装置 1 は、超音波測定時に、後述するようにゲインの設定エラーを検知する。

【0064】

図 8 は、超音波測定装置 1 におけるゲイン設定エラーを検出するエラー検出処理を示す

10

20

30

40

50

フローチャートである。

エラー検知部 65 は、図 8 に示すように、飽和検知されたか否かを判定する（ステップ S11）。エラー検知部 65 は、飽和検知部 5 から飽和状態を検知したことを示す検知信号を入力されると、飽和状態が検知されたと判定する（ステップ S11：YES）。一方、エラー検知部 65 は、飽和検知部 5 から検知信号が入力されるまで、飽和状態が検知されていないと判定し（ステップ S11：NO）、ステップ S11 の処理を繰り返す。

【0065】

エラー検知部 65 は、飽和が検知されると、変数 N に 1 を加算する（ステップ S12）。

そして、エラー検知部 65 は、変数 N の値が、閾値  $N_{th}$  以上か否かを判定する（ステップ S13）。 10

変数 N の値が、閾値  $N_{th}$  以上である場合（ステップ S13：YES）は、ゲインの設定値が大きすぎるため、飽和状態となる処理信号が許容数を超えている可能性があり、測定精度が許容範囲を超えて低下している可能性がある。

この場合、エラー検知部 65 は、ゲイン設定エラーが発生している可能性があることを検知する（ステップ S14）。エラー検知部 65 は、検知結果を記憶部 9 に記憶して、処理を終了する。

一方、変数 N の値が、閾値  $N_{th}$  未満である場合（ステップ S13：NO）、エラー検知部 65 は、ステップ S11 に戻り以下の処理を実行する。

【0066】

なお、表示制御部 66 は、エラー検知部 65 によって検知された検知結果に基づいて、例えば、次の測定時において、ゲインの再設定を推奨する旨を使用者に報知するための報知情報を、表示部 8 に表示させる。また、例えば、図示しない、音声出力部を用いて音声として報知情報を出力してもよい。 20

【0067】

[実施形態の作用効果]

本実施形態の超音波測定装置 1 では、飽和検知部 5 によって、各信号処理部 4 から出力された処理信号のそれぞれについて飽和を検知する。

ここで、増幅器 41 によるゲインの設定値が大きいと、処理信号の信号レベルが、信号処理部 4 を構成する ADC 42 のダイナミックレンジの上限に到達し、処理信号が飽和状態となる場合がある。この場合、処理信号における SN 比が低下する。ここで、処理信号における SN 比が許容値を下回ると、当該処理信号を整相加算して得られた受信データから生成される超音波画像に顕著な異常がなくても、飽和した処理信号の加算によって正確な情報が反映されていないので、当該超音波画像の画質が低下する。このように、複数の処理信号の一部が飽和状態となることにより、測定精度が低下することがある。 30

これに対して、本実施形態では、飽和検知部 5 によって、整相加算部 62 によって整相加算される前の各処理信号について飽和状態にあることを検知できる。従って、複数の処理信号の一部が飽和状態となることにより、測定精度が低下する可能性があることを予め検知することができ、測定精度低下の抑制を図ることができる。 40

【0068】

また、ゲイン設定部 64 が、飽和状態の検知結果に基づいて、各増幅器 41 のゲインを設定することにより、測定精度を向上させることができる。例えば、全処理信号が測定時に飽和状態となることがないように、各増幅器 41 のゲインを設定することができる。これにより測定精度の低下を抑制できる。

【0069】

ゲイン設定部 64 は、血管 V を測定対象とする場合、心臓の拍動（周期動作）に基づく血管の拡張期と同期してゲインを設定する。

ここで、拡張期では、血管 V の外径が最大となり、超音波プローブ 2 と前壁 W1 との距離が最も短くなり、前壁 W1 からの反射波の強度が最大となる。本実施形態では、拡張期において前壁 W1 のゲインを設定することにより、より確実に各処理信号が飽和状態とな 50

ることがないようにゲインを設定することができる。

また、拡張期において、超音波プローブ2と後壁W2との距離が最も長くなり、後壁W2からの反射波の強度が最小となる。本実施形態では、拡張期において後壁W2のゲインを設定することにより、各処理信号の信号レベルの低下をより確実に抑制できる。

以上のように、拡張期にて前壁W1と後壁W2とのゲインを設定することにより、処理信号のSN比の低下を抑制できる。

#### 【0070】

また、本実施形態では、測定結果として、位相差トラッキング法を用いて、血管の変位を算出する。ここで、位相差トラッキング法では、上述のように、測定値の誤差が蓄積される。このため、処理信号のSN比が許容値未満であり、適切な受信データを得ることができず、受信データに誤差が含まれると位置の算出精度が低下する。

これに対して、本実施形態では、上述のように、全ての処理信号のそれぞれについて飽和状態の検知を行うことができる。また、飽和状態とならないように各増幅器41のゲインを設定することができる。従って、位相差トラッキング法を用いて、対象の位置変化を算出する際に、高精度な算出結果を取得することができる。

#### 【0071】

エラー検知部65は、超音波測定時において処理信号の飽和の検知回数に基づいてゲイン設定エラーを検知する。これにより、ゲイン設定処理において予めゲインを設定して、超音波測定を行う場合に、設定されたゲインが適性であるか否かを判定することができる。すなわち、処理信号の飽和の検知回数が許容範囲を超えた場合に、測定精度が低下している可能性があることを検知できる。この場合、次回の測定時にゲインを再設定することにより、測定精度の低下を抑制できる。

#### 【0072】

##### [実施形態の変形]

なお、本発明は上述の各実施形態に限定されるものではなく、本発明の目的を達成できる範囲での変形、改良、及び各実施形態を適宜組み合わせる等によって得られる構成は本発明に含まれるものである。

上記実施形態では、飽和検知部5によって各処理信号の飽和状態を検知する構成を例示したが、本発明はこれに限定されない。飽和検知部5が、例えば、処理信号の異常を検知するように構成してもよい。

ここで、処理信号の異常の検知は、例えば、処理信号のSN比が所定値未満であることを検知することにより行う。このような構成では、例えば、ゲインが大きすぎることによるゲイン設定エラー以外にも、例えば、ゲインが小さすぎることによるSN比の低下も検知できる。また、信号処理部を構成する各部品に不具合が発生した場合でも、処理信号のSN比が低下する。従って、上記不具合が発生した可能性があることを、チャンネル毎に検知できる。

#### 【0073】

上記実施形態では、超音波アレイ20Aの各チャンネルが1つの超音波素子21で構成された1次アレイ構造を例示したが、本発明はこれに限定されず、各チャンネル複数の超音波素子21で構成されてもよい。

また、上記実施形態では、超音波アレイ20Aは、1次アレイ構造を有する構成を例示したが、本発明はこれに限定されず、2次アレイ構造を有する構成でもよい。

#### 【0074】

上記実施形態では、1つの超音波素子21によって本発明の超音波受信部が構成されるが、本発明はこれに限定されない。すなわち、上記実施形態では、1つの超音波素子21に対して、1つの信号処理部4が設けられていたが、本発明はこれに限定されず、複数の超音波素子21に対して1つの信号処理部4が設けられてもよい。

例えば、1次アレイ構造を有する超音波アレイ20Aの各チャンネルが複数の超音波素子21に構成される場合、各チャンネルに信号処理部4を設けてもよい。

#### 【0075】

上記実施形態では、ゲイン設定部 64 が、ゲイン設定処理において、全処理信号が飽和しないようにゲインを設定する。しかしながら、本発明はこれに限定されず、飽和状態の検知回数が、所定回数（所定の頻度）以下の場合、信号の飽和を許容し、飽和状態が検知されなかったとしてゲインを設定してもよい。

【0076】

上記実施形態では、制御部 6 は、表皮近傍等の浅い領域からの反射波については、強度が比較的に大きいため、飽和状態を検知したとしてもこれを用いない構成を例示したが、本発明はこれに限定されない。例えば、飽和検知部 5 が、浅い領域からの反射波を受信している所定期間において検知信号を出力しない構成としてもよい。例えば、飽和検知部 5 は、制御部 6 から超音波の送信タイミングを取得し、当該送信タイミングと検波タイミングとに基づいて取得される超音波の反射位置が、超音波プローブ 2 と血管 V との間の非測定領域である場合、検知信号を出力せず、測定位置が測定領域である場合、検知信号を出力する。

10

【0077】

上記実施形態では、測定対象としての血管の拡張期に同期してゲインを設定する構成を例示したが、本発明はこれに限定されない。すなわち、周期動作を行う測定対象であれば、当該周期動作に基づいてゲインを設定する本発明を好適に用いることができる。このような周期動作としては、例えば、心臓の心拍が例示できる。

【0078】

上記実施形態では、測定時において、飽和検知部 5 によって飽和状態を検知し、当該飽和状態の検知回数が所定回数以上となった場合に、エラーを検知する構成を例示した。しかしながら、本発明はこれに限定されず、例えば、飽和状態を検知した際に、当該飽和状態を検知した処理信号を用いずに、測定結果を生成するように構成してもよい。

20

【0079】

上記実施形態では、超音波プローブ 2 に設けられた超音波素子 21 と、装置本体 3 に設けられた信号処理部 4 及び飽和検知部 5 によって、本発明の超音波モジュールが構成されたが、本発明は、これに限定されない。超音波素子 21、信号処理部 4 及び飽和検知部 5 が、超音波プローブ 2 に設けられていてもよい。また、超音波素子 21、信号処理部 4 及び飽和検知部 5 が、装置本体 3 に一体的に設けられてもよい。

【0080】

上記実施形態では、制御部 6 の各機能について、CPU が、記憶部 9 に記憶されているプログラムやデータを読み込み、当該プログラムを実行することにより実現されるとしたが、本発明はこれに限定されない。すなわち、制御部 6 の機能の少なくとも一部が、例えば IC などの集積回路により、ハードウェアとして構成されてもよい。具体的には、整相加算部 62 の代わりに、整相加算処理を行う加算器を備える構成としてもよい。

30

【0081】

上記実施形態では、飽和検知部 5 が、制御部 6 とは別に設けられていたが、本発明はこれに限定されない。例えば、飽和検知部 5 が、制御部 6 の一機能部として実現されてもよい。このような構成では、制御部 6 が、整相加算処理を実施する前の各処理信号の飽和を検知し、検知結果に基づいて、ゲインを設定する等の各種処理を実施する。

40

【0082】

上記実施形態では、血管を測定対象とする場合を例示したが、本発明はこれに限定されず、例えば、肝臓、心臓、筋肉等の生体を構成する各器官を測定対象としてもよい。

上記実施形態では、生体の一部を測定対象とする超音波測定装置を例示したが、本発明はこれに限定されない。例えば、各種構造物を測定対象として、当該構造物の欠陥の検出や老朽化の検査を行う超音波測定装置に、本発明を適用することができる。また、例えば、半導体パッケージやウェハ等を測定対象として、当該測定対象の欠陥を検出する超音波測定装置にも本発明を適用することができる。

【0083】

その他、本発明の実施の際の具体的な構造は、本発明の目的を達成できる範囲で上記各

50

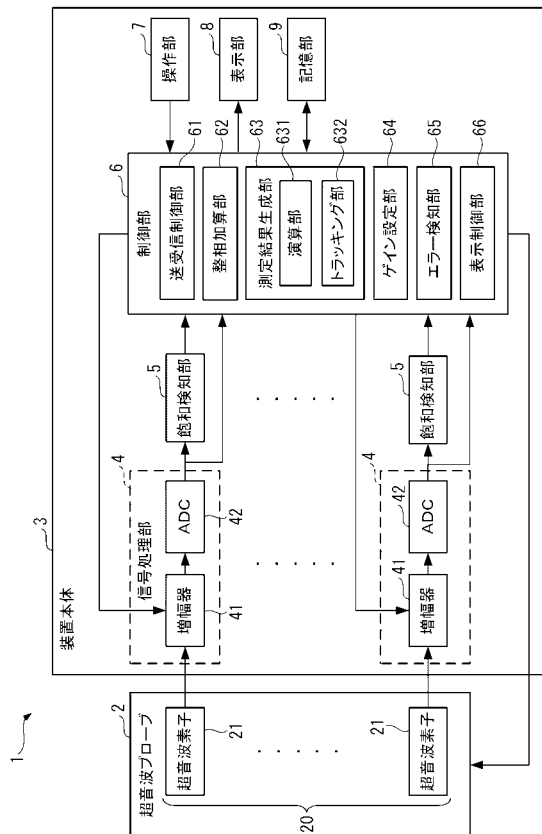
実施形態及び変形例を適宜組み合わせることで構成してもよく、また他の構造などに適宜変更してもよい。

【符号の説明】

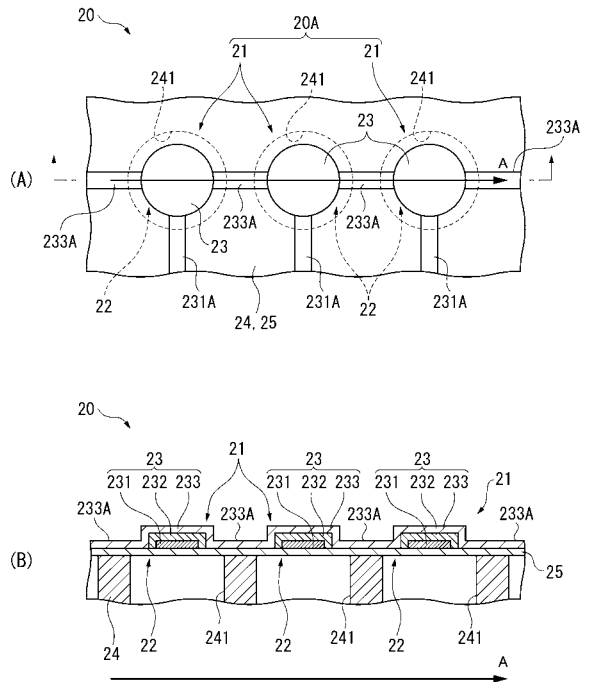
【0084】

1...超音波測定装置、4...信号処理部、5...飽和検知部(異常検知部)、21...超音波素子、41...増幅器(増幅部)、62...整相加算部、64...ゲイン設定部、65...エラー検知部、632...トラッキング部。

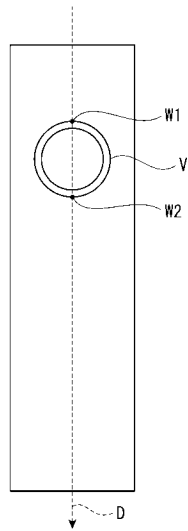
【図1】



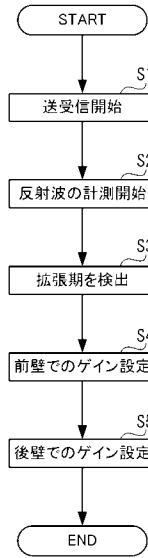
【図2】



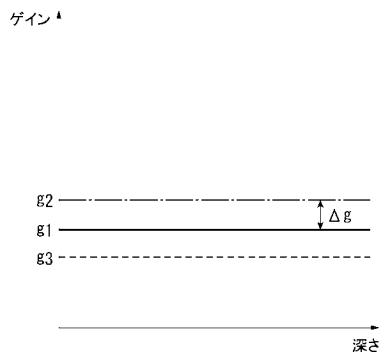
【 図 3 】



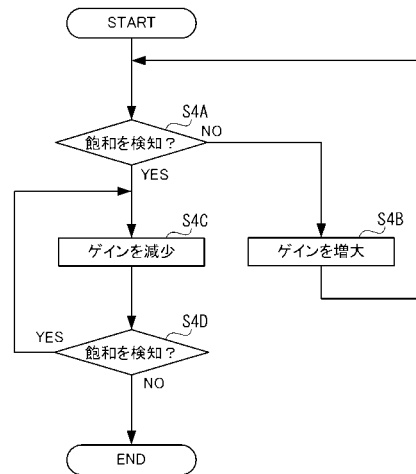
【 図 4 】



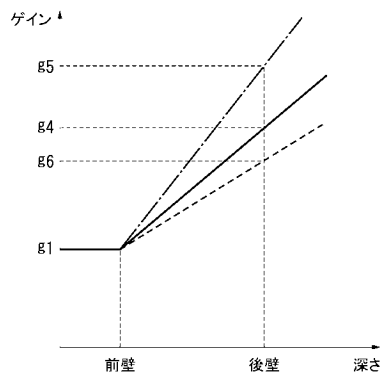
【 図 5 】



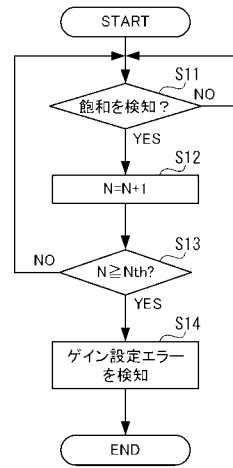
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	超声波模块和超声波测量装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016220893A</a>	公开(公告)日	2016-12-28
申请号	JP2015109531	申请日	2015-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	月足典央		
发明人	月足 典央		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/GB44 4C601/JB13 4C601/JB37 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK31		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种超声波模块和从而可以提高超声波测量的测量精度的超声波测量装置。的超声波测量装置1接收从对象，用于输出一个接收信号的多个超声波元件21的超声波，被布置在对应于每个超声波元件21，所接收的信号用于输出经处理的和处理的信号，信号处理的信号处理单元4包括，用于检测饱和的每个所述多个从处理部分4的输出处理信号的饱和检测部5。

