

(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2019-41830

(P2019-41830A)

(43) 公開日 平成31年3月22日(2019.3.22)

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)

F1
A61B 8/13

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 24 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-165124 (P2017-165124)
(22) 出願日 平成29年8月30日 (2017.8.30)

(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100126240
弁理士 阿部 琢磨
(74) 代理人 100124442
弁理士 黒岩 創吾
(72) 発明者 諏訪 剛史
東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤ
ノン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE16 EE02 GB06 GB22

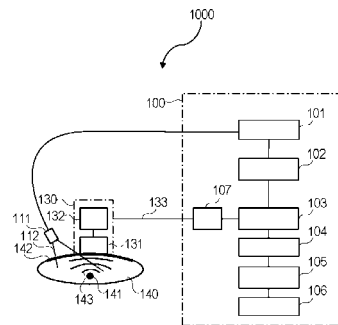
(54) 【発明の名称】 超音波装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 信号の伝送部の外部由来の電磁波の影響を低減し、精度の高い被検体情報を取得できる超音波装置を提供する。

【解決手段】 被検体から発生する超音波を受信して受信信号を出力する超音波受信部131と、受信信号の強度を増幅する増幅器132と、受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送部133と、伝送された増幅信号の強度を減衰させた減衰信号を出力する減衰器107と、減衰信号に少なくとも基づいて、被検体に関する情報を取得する取得部103とを有する超音波装置。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体から発生する超音波を受信して受信信号を出力する超音波受信部と、
前記受信信号の強度を増幅する増幅器と、
前記受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送部と、
伝送された前記増幅信号の強度を減衰させた減衰信号を出力する減衰器と、
前記減衰信号に少なくとも基づいて、前記被検体に関する情報を取得する取得部とを有する超音波装置。

【請求項 2】

前記超音波装置は、前記超音波受信部と前記増幅器を含む超音波プローブを有する請求項 1 に記載の超音波装置。 10

【請求項 3】

前記超音波プローブは、ハンドヘルド型の超音波プローブである請求項 2 に記載の超音波装置。

【請求項 4】

前記超音波装置は、前記超音波プローブとは別個に設けられる処理装置を有し、前記処理装置は前記減衰器と前記取得部を含み構成される請求項 2 または 3 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記増幅部による前記受信信号の増幅と、前記伝送部による前記増幅信号の伝送とは、同じ回路で行われるように構成されている請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の超音波装置。 20

【請求項 6】

前記超音波装置は、さらに、前記被検体に光を照射する光照射部を有し、前記超音波受信部は、前記光照射部からの光が、前記被検体に照射されることによって発生する超音波を受信して受信信号を出力するように構成されている請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 7】

前記光照射部は、前記被検体に照射する光を発生させる光源部を有する請求項 6 に記載の超音波装置。 30

【請求項 8】

前記光源部は、アレイ状に設けられた複数の発光素子を含み構成される請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 9】

前記光源部は、固体レーザを含み構成される請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記超音波受信部は、超音波の送信が可能に構成され、かつ、前記超音波受信部によって送信された超音波が前記被検体に照射されて発生する超音波を受信して受信信号を出力するように構成されている請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の超音波装置。 40

【請求項 11】

前記超音波受信部によって超音波を送信するための駆動信号がパルス形状を含み、前記超音波装置は、前記パルス形状を整形するパルス整形部をさらに有する請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 12】

前記増幅器による信号の増幅率は、前記増幅信号の最大振幅が、前記取得部で取得可能な信号の最大振幅よりも大きくなるように設定される請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記増幅器による信号の増幅率は、前記増幅信号が 14 dB 以上となるように設定され 50

る請求項 1 乃至 1 2 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 1 4】

前記増幅器による信号の増幅率は、前記増幅信号が 4 0 d B 以上となるように設定される請求項 1 乃至 1 3 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 1 5】

前記増幅器による信号の増幅率は、前記増幅信号が 6 0 d B 以下となるように設定される請求項 1 乃至 1 4 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 1 6】

前記減衰器による信号の減衰率は、前記増幅信号の最大振幅が、前記取得部で取得可能な信号の最大振幅で除した値よりも小さくなるように設定される請求項 1 乃至 1 5 のいずれか一項に記載の超音波装置。

10

【請求項 1 7】

前記超音波受信部は、圧電型トランスデューサを含み構成される請求項 1 乃至 1 6 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 1 8】

前記超音波受信部は、静電容量型トランスデューサを含み構成される請求項 1 乃至 1 6 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 1 9】

前記静電容量型トランスデューサは、間隙を隔てて設けられた一对の電極と、前記一对の電極のうち一方の電極を含む振動膜が振動可能に支持されたセル構造を有する請求項 1 8 に記載の超音波装置。

20

【請求項 2 0】

前記振動膜が円形状または多角形状である請求項 1 9 に記載の超音波装置。

【請求項 2 1】

前記振動膜が矩形状である請求項 1 9 に記載の超音波装置。

【請求項 2 2】

前記増幅器は、前記受信信号を電流値から電圧値へと変換し、かつ、前記受信信号の強度を増幅する変換回路を含み構成される請求項 1 8 乃至 2 0 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 2 3】

前記増幅器の増幅率は 3 0 0 0 V / A 以上 5 0 0 0 V / A 以下に設定される請求項 2 2 に記載の超音波装置。

30

【請求項 2 4】

被検体に光を照射する光照射工程と、

前記被検体に光が照射されることによって発生する超音波を受信して受信信号を出力する受信工程と、

前記受信信号の強度を増幅する増幅工程と、

前記受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送工程と、

伝送された前記増幅信号を減衰させて減衰信号を出力する減衰工程と、

前記減衰信号に少なくとも基づいて、前記被検体に関する情報を取得する取得工程とを含む情報取得方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、超音波装置に関するものである。

【背景技術】

【0 0 0 2】

レーザなどの光源から生体に光を照射し、照射した光に基づいて得られる生体内の情報を画像化する光イメージング装置の研究が医療分野で積極的に進められている。

【0 0 0 3】

50

光イメージング技術の一つとして、Photo Acoustic Tomography (PAT: 光音響トモグラフィー)がある。光音響トモグラフィーでは、光源から発生したパルス光を生体に照射し、生体内で伝播・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した生体組織から発生した音響波を検出する。すなわち、腫瘍などの被検部位とそれ以外の組織との光エネルギーの吸収率の差を利用し、被検部位が照射された光エネルギーを吸収して瞬間的に膨張する際に発生する弾性波、すなわち光音響波を受信素子で受信する。この検出信号を解析処理することにより、生体内の光学特性分布、特に、光エネルギー吸収密度分布を得ることができる。これらの情報は、被検体内の特定物質、例えば血液中に含まれるグルコースやヘモグロビンなどの定量的計測にも利用できる。その結果、新生血管の増殖を伴う悪性腫瘍が存在する場所の特定などに利用できる。

10

【0004】

特許文献1には、ハンドヘルド型のプローブを用いた被検体情報取得装置の開示がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2016-97165号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

20

特許文献1に記載の技術は、装置本体とプローブを別筐体としている。このため、装置本体とプローブを伝送部で接続する。しかし、伝送部によって伝送される信号には、伝送部の外部に設けられた電子機器等から発せられる電磁波の影響でノイズが乗る。この結果、プローブの出力信号のシグナルノイズ比(Signal Noise Ratio、SNR)が小さくなり、測定精度が低下するという課題がある。

【0007】

本発明は上記課題に鑑み、伝送部の外部に設けられた電子機器等から発せられる電磁波の影響を低減して、精度の高い被検体情報を取得できる超音波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】

30

【0008】

本発明に係る超音波装置は、被検体から発生する超音波を受信して受信信号を出力する超音波受信部と、前記受信信号の強度を増幅する増幅器と、前記受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送部と、伝送された前記増幅信号の強度を減衰させた減衰信号を出力する減衰器と、前記減衰信号に少なくとも基づいて、前記被検体に関する情報を取得する取得部とを有する。

【0009】

本発明に係る情報取得方法は、被検体に光を照射する光照射工程と、前記被検体に光が照射されることによって発生する超音波を受信して受信信号を出力する受信工程と、前記受信信号の強度を増幅する増幅工程と、前記受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送工程と、伝送された前記増幅信号を減衰させて減衰信号を出力する減衰工程と、前記減衰信号に少なくとも基づいて、前記被検体に関する情報を取得する取得工程と、を含む。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る超音波装置によれば、信号の伝送部の外部由来の電磁波の影響を低減し、精度の高い被検体情報を取得できる超音波装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施形態1に係る超音波装置の構成例を示す図である。

50

【図 2】本発明の実施形態 1 に係る超音波装置における超音波受信部の構成例を示す図である。

【図 3】本発明の実施形態 1 に係る超音波装置における静電容量型トランスデューサの駆動原理を示す図である。

【図 4】本発明の実施形態 1 に係る超音波装置によって被検体の情報を取得するための測定シーケンス例を示す図である。

【図 5】本発明の実施形態 2 に係る超音波装置の構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

(超音波装置)

本発明の実施形態に係る超音波装置について図 1 を用いて説明する。

【0013】

本実施形態に係る超音波装置 1000 は、被検体 140 から発生する超音波 143 を受信して受信信号を出力する超音波受信部 131 と、受信信号の強度を増幅する増幅器 132 と、受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送部 133 とを有する。さらに、伝送された増幅信号の強度を減衰させた減衰信号を出力する減衰器 107 と、出力された減衰信号に少なくとも基づいて、被検体 140 に関する情報を取得する取得部 103 とを有する。

【0014】

本実施形態に係る超音波装置 1000 は、受信信号を増幅器 132 で増幅した上で、増幅した信号（増幅信号）を伝送部 133 で伝送する。それにより、伝送部 133 の外部から発せられる電磁波が、伝送部 133 において伝送される信号にノイズを与えたとしても、伝送される信号に占める外部由来のノイズの割合は小さくなり、伝送される信号の SNR を高く保つことができる。

【0015】

一方、増幅信号の強度が、取得部 103 で取得可能な信号の強度の範囲（ダイナミックレンジ）を超えてしまうと、取得部 103 による信号取得ができないという事態が生じうる。そこで、減衰器によって、伝送された増幅信号の強度を減衰させることで、増幅信号が取得部のダイナミックレンジに収まるようにする。

【0016】

このような本実施形態に係る超音波装置 1000 の構成によって、SNR が高く保たれた超音波信号に基づいて被検体の情報を取得できるため、精度の高い被検体情報が得られる。

【0017】

本実施形態に係る超音波装置 1000 は、被検体 140 に光を照射する光照射部 111 を有した光音響装置であっても良い。光音響装置 1000 では、超音波受信部 131 が、光照射部 111 からの光が、被検体 140 に照射されることによって発生する超音波を受信して受信信号を出力するように構成されている。

【0018】

また、本実施形態に係る超音波装置 1000 は、超音波受信部 131 が、超音波の送信が可能に構成されていてもよい。このような超音波装置 1000 では、超音波受信部 131 によって送信された超音波が被検体 140 に照射されて発生する超音波を受信して受信信号を出力するように構成されている。

【0019】

なお、超音波受信部 131 によって超音波を送信するための駆動信号がパルス形状を含み、超音波装置 1000 が、パルス形状を整形するパルス整形部（付図示）をさらに有していても良い。

【0020】

なお、超音波 143 は音響波と言い換えることもできる。また本実施形態に係る超音波装置 1000 は、被検体の情報を取得する装置であるため、被検体情報取得装置と呼ぶこ

10

20

30

40

50

ともできる。

【0021】

(実施形態1)

本実施形態に係る被検体情報取得装置(超音波装置)の詳細を、図1に示す構成例を用いて説明する。

【0022】

(超音波プローブ)

図1において130は、超音波を受信する超音波プローブである。本実施形態では、超音波の受信を行う超音波受信部を含むため、本実施形態の以下の説明では受信プローブと呼ぶことができる。なお、超音波の受信だけでなく送信も行う場合は送受信プローブと呼ぶこともできる。

10

【0023】

超音波プローブ130の具体例は、後述の超音波受信部131と増幅器132を含に構成される超音波プローブである。なお、超音波プローブ130は、被検体におけるプローブの位置を機械的に走査して変えるものであっても、医師や技師等のユーザが被検体に対して移動させるもの(ハンドヘルド型)であってもよい。また後述(実施形態2)のように、超音波が被検体から反射して生じる反射波を検出する超音波装置の場合、音響波を送信するプローブは超音波プローブ130と別に設けても良い。

【0024】

(処理装置)

100は、被検体情報取得装置の本体である処理装置である。図1において処理装置は超音波プローブとは別個に設けられているが、一体となって設けられていてもよい。

20

【0025】

処理装置100には、処理装置に含まれる構成要素を制御する測定制御部102が含まれる。

【0026】

(光源部)

101は、測定制御部102の制御により、パルス光112を発光する光源部である。図1では、処理装置100に光源部101が含まれた構成を示しているが、外部に設けられていても良い。光源部101の具体例としては、アレイ状に設けられた複数の発光素子や、固体レーザーが挙げられる。半導体の発光素子の例としては、発光ダイオード(LED)やレーザーダイオード(LD)が挙げられる。なお、光源部101は、超音波プローブ130内に設けられていてもよい。

30

【0027】

(光照射部)

111は、被検体140にパルス光112を照射するための光照射部である。光照射部111には、レンズ、ミラーなどを含んでもよい。また、光照射部111は光源部101を含み構成されていてもよい。

【0028】

(減衰器)

107は、伝送部133によって伝送される信号の強度を減衰させて減衰信号を出力する減衰器である。減衰器107による信号の減衰率は、増幅信号の最大振幅が、取得部103で取得可能な信号の最大振幅で除した値よりも小さくなるように設定することができる。

40

【0029】

(取得部)

103は、減衰信号を取得して、被検体に関する情報を取得する取得部である。

【0030】

(信号処理部)

104は、取得部に蓄積されたデジタル信号を基に、デコンボリューションや、包絡線

50

検波を行う信号処理部である。

【0031】

(画像処理部)

105は、信号処理部104で信号処理されたデータと、位置情報検出部123で算出した相対位置情報を用いて画像処理を行い、三次元ポリウムデータを生成する画像処理部である。三次元ポリウムデータの生成には、Universal Backprojection (UBP)やFourier Transform Algorithm (FTA)などの既存の技術を用いることが可能である。

【0032】

(表示部)

106は、被検体情報取得に関する設定情報を操作者に提示するほか、三次元ポリウムデータを表示する表示部である。表示部106は、例えばタッチパネル一体型とすることで入力部を兼ねる構成としてもよい。

10

【0033】

(超音波プローブ)

次に、超音波プローブ130の内部構成を説明する。

【0034】

(超音波受信部)

131は、被検体から発生した超音波を受信して受信信号を出力する超音波受信部である。

20

【0035】

超音波受信部131は音響波143を検知し、その音圧強度変化を電気信号に変換する。さらに、超音波受信部131は不図示の音響波検出素子を一次元もしくは二次元に配置することで、音響レンズを備えていてもよく、この場合、音響レンズの焦点位置から発生した音波を感度良く検出することが可能となる。

【0036】

(増幅器)

132は、前記受信信号の強度を増幅して増幅信号を出力する増幅器である。増幅器132による信号の増幅率は、増幅信号の最大振幅が、取得部で取得可能な信号の最大振幅よりも大きくなるように設定されることが好ましい。増幅器132による信号の増幅率の例としては、増幅信号が5dB以上、14dB以上、40dB以上、または60dB以下となるように設定することができる。

30

【0037】

なお、増幅部による受信信号の増幅と、伝送部による増幅信号の伝送とは、同じ回路で行われるように構成されていてもよい。

【0038】

(伝送部)

133は、超音波プローブの伝送信号を出力する伝送部である。伝送部133は、超音波プローブ130と処理装置100との間で信号を伝送する。

40

【0039】

(被検体)

次に、被検体140の内部構成を説明する。141は、光吸収体である。光吸収体の例としては、ヘモグロビンなどがあげられる。143は、光吸収体141から発生する音響波(超音波)である。

【0040】

(音響インピーダンスマッチング材)

142は、光吸収体141から発生した音響波143を超音波受信部131に伝える際に境界面での反射を低減する音響インピーダンスマッチング材である。音響インピーダンスマッチング材142はパルス光112を透過する特性の材料で構成され、水のほかにゼリー状物質などを含んでもよい。

50

【0041】

(超音波受信部の構成例)

図2は、本発明の実施形態1の超音波受信部131の構成例を示す図である。本実施形態では、超音波受信部131として、静電容量型トランスデューサを用いた例を述べる。静電容量型のトランスデューサは、間隙を隔てて設けられた一对の電極と、前記一对の電極のうち一方の電極を含む振動膜が振動可能に支持されたセル構造を有する。

【0042】

図2(a)は、本発明の実施形態1の超音波受信部131の上面図であり、図2(b)は、図2(a)のA-B断面図である。

【0043】

超音波受信部131は、複数のセル12を備えており、各セル12は、間隙としてのキャビティを隔てて設けられた一对の電極のうち一方の電極を含む振動膜9が振動可能に支持された構造である。具体的には、各セル12は、第一の電極1と、第一の電極1と間隙3を挟んで対向する第二の電極2を含む振動膜9と、を含む。振動膜9の形状は特に限定されないが例えば、円形状または多角形状とすることができる。多角形状の例として矩形形状、六角形状が挙げられる。

【0044】

図2では、複数のセル12で1つのエレメント14を構成しており、静電容量型トランスデューサは、このエレメント単位で信号の入力や出力が行われる。つまり、1つのセルを1つの容量と考えた場合、エレメント内の複数セルの容量は電氣的に並列接続されている。また、エレメント14を複数有する場合、エレメント同士は電氣的に分離されている。図2では、第一の電極1をバイアス電圧が印加される電極とし、第二の電極2を信号取り出し電極として用いている。つまり、エレメント14を複数有する場合、少なくとも信号取り出し電極として機能する第二の電極2は、エレメント毎に電氣的に分離されている必要がある。第二の電極2から出力される信号(電気信号)は、引き出し配線16により引き出される。バイアス電圧が印加される第一の電極1は、複数のエレメント同士で電氣的に接続されていてもよく、エレメント毎に分離されていてもよい。また当然のことながら、第一の電極1と第二の電極2の機能を逆にしてもよい。つまり、下側の第一の電極1を信号取り出し電極とし、振動膜9側の第二の電極2をバイアス電圧が印加される電極としてもよい。配線としては、引き出し配線16でなく、貫通配線等を用いてもよい。

【0045】

振動膜9は、図2では第一のメンブレン7と、第二のメンブレン8と、その間に挟まれた第二の電極2と、から構成されているが、少なくとも第二の電極を有し振動膜9は振動可能な構成であればよい。例えば、第二の電極だけで振動膜9を構成しても良いし、あるいは、第一のメンブレンと第二の電極とだけで振動膜9を構成しても良い。

【0046】

また、本実施形態では、第一の電極1は基板10上に第一の絶縁膜11を介して設けられ、第一の電極1上には、第二の絶縁膜15が設けられている。しかしながら、第一の電極1は基板10上に第一の絶縁膜11を介さずに直接設けられていても良く、また、第一の電極1上に第二の絶縁膜15が設けられず第一の電極1が露出しているてもよい。

【0047】

(静電容量型トランスデューサ)

ここで、静電容量型トランスデューサの駆動原理を説明する。

【0048】

図3は、本発明の実施形態1の増幅器132の構成例を示す図である。なお、図1、図2と同じ番号は同一の意味で使用するため、説明を省略する。

【0049】

DCは、第一の電極1と第二の電極2の間に、直流電圧を印加するための電圧印加手段である。

【0050】

10

20

30

40

50

静電容量型トランスデューサによる超音波の受信信号は電流であるため、増幅器 132 には受信信号を電流値から電圧値へと変換し、かつ、受信信号の強度を増幅する変換回路（電流電圧変換回路）を含み構成されることが好ましい。本実施形態では、増幅器 132 がオペアンプを用いた、トランスインピーダンスアンプを含み構成される例を説明する。

【0051】

R1 は増幅率を決定するための帰還抵抗である。

【0052】

なお、図3では、説明の簡易化のため、超音波プローブ130に、複数の超音波受信部131と1つの増幅器132を1組の構成としているが、複数組を設けてよい。複数組を1次元状または、2次元状に配置することで、上述のように音響レンズの焦点位置から発生した音波を感度良く検出できる。

10

【0053】

静電容量型トランスデューサで超音波を受信する場合、第一の電極1と第二の電極2との間に電位差が生じるように、電圧印加手段DCから直流電圧を第一の電極1に印加する。この状態で超音波を受信すると、第二の電極2を有する振動膜9が振動する。振動膜9の振動により、第二の電極2と第一の電極1との間の距離が変わり、静電容量が変化する。この静電容量変化によって、第二の電極2から信号（電流）が出力され引き出し配線16に電流が流れる。この電流を、トランスインピーダンスアンプによって電圧に変換し、増幅信号を出力する。上述したように、引き出し配線16の構成を変更して直流電圧を第二の電極2に印加し、第一の電極1から信号を引き出してもよい。

20

【0054】

増幅信号は、伝送部133を通過する際に、周囲からの電磁ノイズを受ける。このため、信号のSNRが悪化する。そこで、増幅器132で信号を増幅し、伝送部133を通過したのち、減衰器で信号を減衰させる。具体例としては、増幅器132で信号を10倍に増幅し、減衰器107で信号を1/10倍に減衰させる。このように増幅と減衰を行うと、増幅と減衰を行わなかった場合に比べ、伝送部133で重畳するノイズレベルを1/10に低減できる。また、減衰器の出力である減衰信号の信号成分は、同じレベルであるためSNRを10倍改善できる。このように、伝送部で重畳されるノイズの低減により、高精度な被検体情報を取得できる。このように、増幅器132の増幅率と減衰器107の減衰率を大きくするほど、送部133で重畳するノイズレベルをより低減できる。さらに、増幅器132の出力信号の振幅は、処理部の103の入力振幅よりも大きくてもよい。これは、増幅器132の出力信号を減衰器107で減衰させるためであり、減衰器107の出力振幅が処理部の103の入力振幅内に収まっていれば、その後の画像処理に支障は生じない。

30

【0055】

このように、増幅器出力の最大振幅が、取得部入力最大振幅よりも大きい場合、SNR改善効果の拡大が可能になる。また、超音波受信部131が静電容量型トランスデューサを含み構成される場合、増幅器の増幅率は、3000V/A以上5000V/A以下に設定することができる。さらに、信号を30dB以上60dB以下の範囲で増幅してもよい。

40

【0056】

また、減衰器の減衰率は、増幅器出力の最大振幅を取得部入力最大振幅で除した値以下にすると、処理部の103の入力振幅を最大限に利用するため、広いダイナミックレンジを得られる。

【0057】

また、静電容量型トランスデューサは超音波の送信に用いてもよい。

【0058】

超音波を送信するには、第一の電極1に直流電圧を印加している状態で第二の電極2に交流電圧を印加するか、もしくは第二の電極2に直流電圧と交流電圧を重畳した電圧（つ

50

まり正負が反転しない交流電圧)を印加する。交流電圧を印加した際の静電気力で振動膜9を振動させ、超音波を送信する。

【0059】

超音波を送信する場合も、引き出し配線16の構成を変更し、交流電圧を第一の電極1に印加して振動膜9を振動させてもよい。

【0060】

本実施形態の静電容量型トランスデューサは、超音波(音響波)の送信及び受信のうち少なくとも一方を行うことが可能である。

【0061】

本実施形態に係る超音波装置は、静電容量型トランスデューサのように受信信号が小さい装置において特に効果が高いが、圧電型のトランスデューサであっても同様な効果を得られる。圧電型トランスデューサはピエゾ素子を含み構成されるものである。

【0062】

(動作シーケンス)

次に、図4を用いて、動作シーケンスについて説明する。図4は本発明の実施形態1の測定シーケンス例を示す。

【0063】

まず、被検体情報取得の前に操作者が超音波探触子124を被検体140の表面に接触させる。

【0064】

ステップS3001では、不図示の入力部からの操作者の入力によって、測定制御部102が被検体情報取得における測定パラメータを設定する。測定パラメータの具体例は、被検体情報取得の測定ピッチ、1箇所あたりの超音波信号の保存サンプリング周波数、保存時間などである。測定パラメータの他の具体例は、光源部101の発光タイミング、発光周波数、光量、波長などである。

【0065】

ステップS3002では、測定制御部102がデータの取得を開始するかの判定を行う。データの取得を開始しない場合はステップS3006に進み、データの取得を開始する場合はステップS3003に進む。

【0066】

ステップS3003では、光源部101が、測定制御部102の制御によりパルス光112を発光する。パルス光112は、光照射部111を通過し、被検体140に入射する。被検体140の内部で拡散したパルス光112は、被検体140内部の血液などの光吸収体141に吸収される。光吸収体141は、その種類によって固有の光の吸収係数を持ち、光を吸収することで音響波143を発生させる。

【0067】

ステップS3004では、測定制御部102が、測定トリガ信号を取得部103に出力する。

【0068】

ステップS3005では、測定トリガ信号を受信した取得部103は、音響波143のサンプリングを行う。

【0069】

超音波受信部131で検知された音響波143は電気信号に変換された後、増幅器132に送られる。増幅器132で信号強度が増幅された後に、取得部103によってデジタル信号に変換され、取得部103の内部メモリに蓄積される。

【0070】

ステップS3006では、不図示の入力部より操作者から測定終了の入力があった場合には、測定制御部102が光源部101や撮像部122の動作を停止し、光音響波測定を終了する。操作者から測定終了の入力がなかった場合は、ステップS3002に戻り、超音波探触子124の相対位置情報の算出と、音響波143の取得を測定終了の入力を検知

10

20

30

40

50

するまで繰り返す。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 3 0 0 7 では、信号処理部 1 0 4 において、各測定箇所を取得した音響波 1 4 3 に基づく電気信号、即ち取得部 1 0 3 に蓄積されたデジタル信号の信号処理を行う。信号処理の具体的な内容としては、光源部 1 0 1 のパルス幅を考慮したデコンボリューションや、包絡線検波などが挙げられる。また、デジタル信号に付加されているノイズの周波数についての特徴が分かっており、これを音響波 1 4 3 の主たる周波数と分離可能な場合には、ノイズに起因する特定の周波数成分をフィルタ処理により除去してもよい。また、被検体 1 4 0 の表面や超音波受信部 1 3 1 の表面などで反射した後に超音波受信部 1 3 1 に到達した、音響波 1 4 3 の多重反射成分などをデジタル信号から除去してもよい。さらに、被検体 1 4 0 の表面で発生した音響波 1 4 3 についても、その大きさが顕著である場合には、このステップにおいて削除してもよい。

10

【 0 0 7 2 】

ステップ S 3 0 0 8 では、画像処理部 1 0 5 は、信号処理部 1 0 4 で処理された信号を使用して、被検体情報を生成する。被検体情報の具体例は、被検体 1 4 0 内部の特定物質の定量情報や 2 次元画像、3 次元ボリュームデータなどである。

【 0 0 7 3 】

2 次元画像、3 次元ボリュームデータを生成する場合は、既知のアーティファクトがあれば被検体情報から除去してもよい。また、例えば、光吸収体 1 4 1 として血中ヘモグロビンを想定し、血中ヘモグロビンが主に吸収する波長のパルス光 1 1 2 を用いて光超音波測定を行い、血管を画像化した三次元ボリュームデータを生成してもよい。この他にも、血中ヘモグロビンの酸素化および脱酸素化に伴う光吸収スペクトルの変化に着目して、波長の異なるパルス光 1 1 2 を照射して発生した光音響波 1 4 3 を用いた複数の三次元ボリュームデータから、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を算出してもよい。なお、信号処理部 1 0 4 および画像処理部 1 0 5 を一体の処理部として構成してもよい。

20

【 0 0 7 4 】

ステップ S 3 0 0 9 では、ステップ S 3 0 0 8 で生成された三次元ボリュームデータを操作者の希望する表示方法で表示部 1 0 6 に表示する。例えば、三次元の各軸に垂直な断面を表示する方法や、各軸の方向についての三次元ボリュームデータの最大値、最小値または平均値の二次元分布として表示する方法を用いることが可能となる。また、操作者が三次元ボリュームデータ内で注目領域を設定して、注目領域内の光吸収体 1 4 1 の形状に関する統計的な情報や、酸素飽和度情報を表示しても良い。

30

【 0 0 7 5 】

なお、ステップ S 3 0 0 7 , 3 0 0 8 で行う三次元ボリュームデータ生成までの信号処理は、ステップ S 3 0 0 5 の光音響信号取得毎に行っても良い。

【 0 0 7 6 】

このように、伝送部で重畳されるノイズの低減により、高精度な被検体情報を取得できる。

【 0 0 7 7 】

(情報取得方法)

本実施形態に係る情報取得方法は以下の工程を少なくとも有する。

40

- (1) 被検体に光を照射する光照射工程。
- (2) 被検体に光が照射されることによって発生する超音波を受信して受信信号を出力する受信工程。
- (3) 得られた受信信号の強度を増幅する増幅工程。
- (4) 受信信号を増幅して得られる増幅信号を伝送する伝送工程。
- (5) 伝送された増幅信号を減衰させて減衰信号を出力する減衰工程。
- (6) 得られた減衰信号に少なくとも基づいて、被検体に関する情報を取得する取得工程。

なお、上記以外の工程を含んでも良い。

50

【 0 0 7 8 】

(実施形態 2)

図 5 は、音響波の反射を利用した超音波エコー診断装置等の被検体情報取得装置を示したものである。

【 0 0 7 9 】

なお、図 1、図 2、図 3 と同じ番号は同一の意味で使用するため、説明を省略する。137 は、超音波を送受信するための送受信プローブである。135 は、送受信プローブ 137 内の、超音波送受信部である。136 は、超音波送受信部 135 が受信した超音波の信号を増幅する増幅部である。121 は、装置本体 120 内部のドライバである。ドライバ 121 は、超音波受信部 131 を駆動して、超音波受信部から被検体 140 に向けてパルス状の超音波を発生させる。145 は、被検体 140 内の反射体である。

10

【 0 0 8 0 】

超音波プローブ 130 内の超音波受信部 131 から被検体 140 へ送信された音響波は、反射体 145 により反射される。超音波送受信部 135 は、反射された音響波 143 を受信して電気信号に変換し、増幅部 136 に出力する。増幅部 136 は、信号を増幅し、伝送部 133 を介して減衰部 107 に増幅信号を出力する。減衰部 107 は、増幅信号を減衰し、収集部 103 に減衰信号を出力する。収集部 103 は、入力された電気信号に対して、A/D 変換や増幅等の信号処理を行い、信号処理部 104 へ出力する。以降の処理は、実施形態 1 と同様でもよい。また、図 5 のように反射波を用いる装置の場合、音響波を送信するプローブを受信するプローブと別に設けても良い。さらに、図 1 と図 5 の装置の機能をどちらも兼ね備えた装置とし、被検体の光学特性値を反映した被検体情報と、音響インピーダンスの違いを反映した被検体情報と、をどちらも取得するようにしてもよい。この場合、図 1 の超音波受信部 131 が光音響波の受信だけでなく、音響波の送信と反射波の受信を行うようにしてもよい。このような構成によっても、周囲の電子機器が放射する電磁波の影響を低減した、高精度の被検体情報取得装置および被検体情報取得方法が提供可能となる。

20

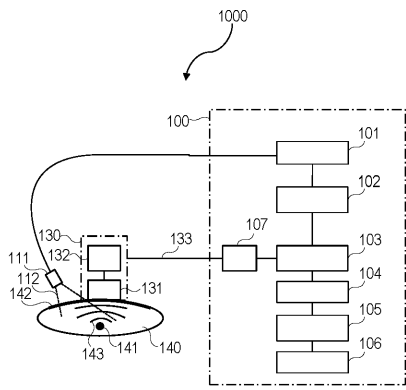
【 符号の説明 】

【 0 0 8 1 】

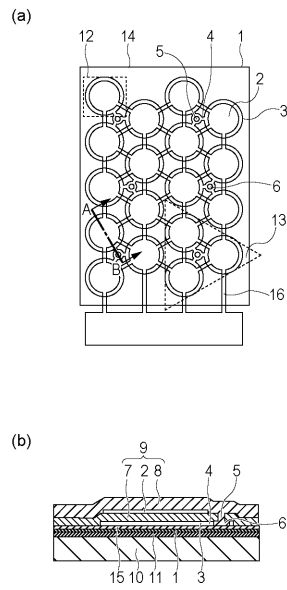
- 100 処理装置
- 103 取得部
- 107 減衰器
- 111 光照射部
- 130 超音波プローブ
- 131 超音波受信部
- 132 増幅器
- 133 伝送部
- 1000 超音波装置

30

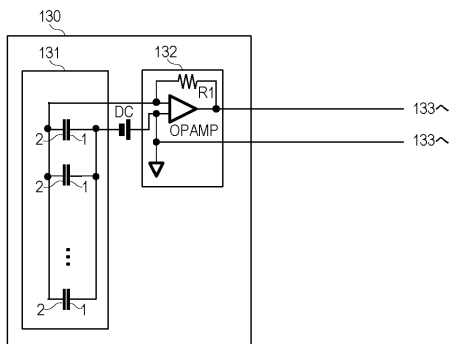
【 図 1 】



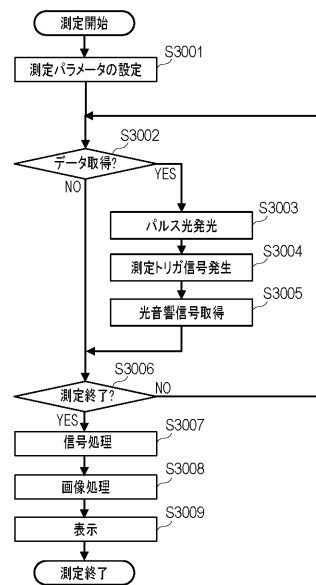
【 図 2 】



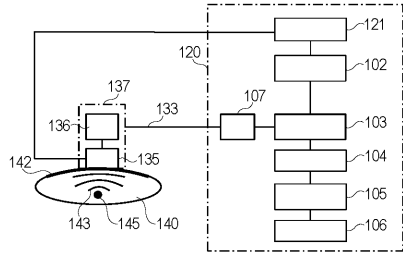
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超音波装置		
公开(公告)号	JP2019041830A	公开(公告)日	2019-03-22
申请号	JP2017165124	申请日	2017-08-30
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	諏訪剛史		
发明人	諏訪 剛史		
IPC分类号	A61B8/13		
CPC分类号	G01S15/8965 A61B5/0095 A61B5/7217 G01S7/52025 G01S7/52077 G01S7/52085 G01S15/899		
FI分类号	A61B8/13		
F-TERM分类号	4C601/DE16 4C601/EE02 4C601/GB06 4C601/GB22		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种超声波装置，其能够减少源自信号传输单元外部的电磁波的影响并且以高精度获取对象信息。 解决方案：超声波接收单元131，其接收从对象产生的超声波并输出接收信号；放大器132，其放大接收信号的强度；以及放大的信号，其通过放大接收信号而获得一种超声设备，包括：发送单元133，用于输出通过衰减所发送的放大信号的强度而获得的衰减信号的衰减器107，以及用于至少基于所述衰减信号来获取关于对象的信息的获取单元103。 [选图]图1

