

(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2017-202313

(P2017-202313A)

(43) 公開日 平成29年11月16日(2017.11.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/13 (2006.01)	A 6 1 B 8/13	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2017-91603 (P2017-91603)	(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
(22) 出願日	平成29年5月2日(2017.5.2)	(74) 代理人	100085006 弁理士 世良 和信
(31) 優先権主張番号	特願2016-94477 (P2016-94477)	(74) 代理人	100100549 弁理士 川口 嘉之
(32) 優先日	平成28年5月10日(2016.5.10)	(74) 代理人	100131532 弁理士 坂井 浩一郎
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100125357 弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392 弁理士 丹羽 武司
		(74) 代理人	100155871 弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

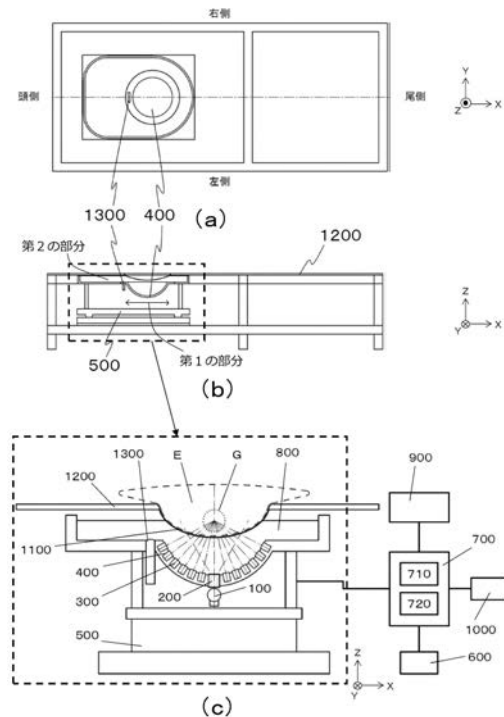
(54) 【発明の名称】 音響波受信装置

(57) 【要約】

【課題】光音響撮像および超音波エコー撮像を行う音響波受信装置において、良好な撮像を行うための技術を提供する。

【解決手段】被検部に光を照射する光照射部と、光照射により発生する光音響波を受信して光音響信号を出力する複数の受信素子を備える受信アレイと、超音波を被検部に送信し、超音波が被検部で反射されたエコー波を受信して超音波信号を出力する複数の送受信素子を備える送受信アレイと、受信アレイの指向軸が集まる有効受信領域が形成されるように受信アレイを支持する第1の部分と、送受信アレイを支持する第2の部分と、を備えるアレイ支持部と、アレイ支持部を移動させることにより、被検部に対して受信アレイと送受信アレイを一体的に走査する走査部を有し、アレイ支持部は、受信アレイが形成する有効受信領域と、送受信アレイの集束領域とが重ならないように構成される音響波受信装置を用いる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光源と光学的に接続され、被検者の被検部に光を照射する光照射部と、
前記光照射部から照射された光が前記被検部に照射されることにより発生する光音響波を受信して光音響信号を出力する複数の受信素子を備える受信アレイと、
超音波を前記被検部に送信し、前記超音波が前記被検部で反射されたエコー波を受信して超音波信号を出力する複数の送受信素子を備える送受信アレイと、
少なくとも一部の前記受信アレイの指向軸が集まる有効受信領域が形成されるように前記受信アレイを支持する第 1 の部分と、前記送受信アレイを支持する第 2 の部分と、を備えるアレイ支持部と、

前記アレイ支持部を移動させることにより、前記被検部に対して前記受信アレイと前記送受信アレイを一体的に走査する走査部と、
を有し、

前記アレイ支持部は、前記受信アレイが形成する有効受信領域と、前記送受信アレイの集束領域とが重ならないように構成される
ことを特徴とする音響波受信装置。

10

【請求項 2】

前記第 2 の部分は、底面部と側面部を有しており、前記送受信アレイは前記底面部に配置される
ことを特徴とする請求項 1 に記載の音響波受信装置。

20

【請求項 3】

前記送受信アレイが送信する前記超音波を、前記有効受信領域と同じ深さに集束させる音響波集束手段をさらに有する
ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の音響波受信装置。

【請求項 4】

前記アレイ支持部は、前記被検部と、前記受信アレイと、および、前記被検部と、前記送受信アレイと、をそれぞれ音響的に結合させる音響マッチング流体を収容する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 5】

前記走査部は、前記アレイ支持部と前記被検部を回転方向の相対位置を変化させる
ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

30

【請求項 6】

前記アレイ支持部は、前記送受信アレイを、前記受信アレイよりも頭側に配置する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 7】

前記アレイ支持部は、前記送受信アレイを、前記受信アレイよりも左側または右側のいずれかに配置する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 8】

前記アレイ支持部は、前記送受信アレイを、前記被検部を半分ずつ超音波エコー撮像できるように、前記受信アレイの左側および右側に配置する、
ことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

40

【請求項 9】

前記被検者を支持するとともに、前記被検者の被検部が挿入される挿入口が設けられた支持部材をさらに有し、

前記支持部材の前記被検者の尾側における高さは、前記支持部材の前記被検者の頭側における高さよりも低い
ことを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 10】

前記被検部を保持する形状保持部をさらに有する

50

ことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 1】

前記受信アレイの受信領域において前記光音響波の受信感度が最大値の 50% になる入射角度を θ_1 としたときに、前記送受信アレイは、前記光音響波と前記受信素子の受信面のなす角度が θ_1 以下、または θ_1 以上になるような範囲に配置される

ことを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 2】

前記アレイ支持部の前記第 2 の部分は、前記第 1 の部分とは異なる

ことを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 3】

前記アレイ支持部の前記第 2 の部分は、前記送受信アレイをリニアアレイ状に支持することを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 4】

前記有効受信領域は、複数の前記指向軸が互いに交差するアイソセンターである

ことを特徴とする請求項 1 ないし 13 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 5】

前記光音響信号と前記超音波信号を用いて前記被検部の特性情報を取得する情報処理部をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 ないし 14 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【請求項 1 6】

前記複数の受信素子により形成される前記有効受信領域と前記送受信素子の共通の受信面の法線方向は、互いに重ならない

ことを特徴とする請求項 1 ないし 15 のいずれか 1 項に記載の音響波受信装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、音響波受信装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から生体などの被検部に光を照射し、入射した光に基づいて得られる被検部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。この光イメージング技術の一つとして、Photoacoustic Imaging (PAI: 光音響イメージング) がある。光音響イメージングでは、光源から発生したパルス光を被検部に照射し、被検部内で伝搬・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した被検部組織から発生した音響波(典型的には超音波)を受信し、その受信信号に基づき被検部情報をイメージング(画像化)する。

【0003】

被検部に光が照射されると、腫瘍などの対象部位とそれ以外の組織との光エネルギーの吸収率の差に起因して、光エネルギーを吸収した被検部位が瞬間的に膨張し、音響波(光音響波と呼ばれる)が発生する。光音響イメージングでは、この光音響効果により発生した光音響波を、探触子(受信素子)を利用して受信する。

【0004】

この受信信号を数学的に解析処理することにより、被検部内の情報、特に、初期音圧分布、光エネルギー吸収密度分布あるいは吸収係数分布などが取得できる。これらの情報は、被検部内の特定物質、例えば、血液中の酸素飽和度などの定量的計測にも利用できる。近年、この光音響イメージングを用いて、小動物の血管像をイメージングする前臨床研究や、この原理を乳がんなどの診断に応用する臨床研究が積極的に進められている。

【0005】

非特許文献 1 には、半球殻形状のアレイ支持部の内面に複数の受信素子の受信面を配置したセンサを用いて、被検部の情報を取得する音響波受信装置が記載されている。このセ

10

20

30

40

50

ンサによれば、特定の領域で発生した光音響波を高感度に受信できるため、特定の領域における被検部情報の分解能が高くなる。

【0006】

また、非特許文献1の音響波受信装置では、半球殻形状のアレイ支持部の内側に超音波探触子に音響波を伝搬するために液体やゲルから成る音響マッチング流体が満たされている。そして、この音響マッチング流体に浸した被検部に対してセンサの位置を水平方向に移動させることにより、広い範囲で分解能の高い被検部の情報を取得することが記載されている。

【0007】

なお、内部に液体の音響マッチング流体が保持された容器状のセンサは、光音響イメージングだけでなく、超音波エコー診断にも利用できる。このようなセンサを用いる場合、被検部とセンサの間に音響マッチング流体が満たされ、センサと被検部が音響的に結合されていることが好ましい。

10

【0008】

また、光音響画像と超音波エコー画像の両方を撮像する装置が特許文献1に開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2005-021380号公報

20

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】“Dedicated 3D Photoacoustic Breast Imaging”, Rober, Cherie M. Kuzmiak, Richard B. Lam, Daniel R. Reinecke, Stephen P. Del Rio, and Doreen Steed, Medical Physics 40, 113301 (2013)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1は光音響撮像と超音波エコー撮像の両方が可能だが、光音響撮像における視野を十分に広げることができないので画質が良くないという課題がある。光音響撮像と超音波エコー撮像をとともに高画質化するためには、半球殻形状のアレイ支持部の内面に、光音響撮像用の複数の受信素子を配置したセンサアレイと、超音波エコー撮像センサアレイをそれぞれ独立して設けることが好ましい。しかし、これら2種類のセンサアレイの配置方法に関しては、これまでに十分な検討がなされていない。さらに、2種類のセンサアレイを併用する場合、光音響撮像用の受信素子アレイだけを用いる場合に比べて、これらセンサアレイを支持するアレイ支持部が大型化しやすい。そして、非特許文献1に記載された装置のように、被検者が横たわる寝台にアレイ支持部が収納される場合、寝台を含む装置全体が大型化してしまう。この場合、装置の形状や大きさにより検査中の被検者の姿勢が制限されるなど、被検者の安楽性を損なう可能性がある。また、介助者と被検者との間に必要以上の距離が生じてしまうことにより、介助者の補助作業の作業性を損なう可能性がある。

30

40

【0012】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、光音響撮像および超音波エコー撮像を行う音響波受信装置において、良好な撮像を行うための技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

50

光源と光学的に接続され、被検者の被検部に光を照射する光照射部と、
 前記光照射部から照射された光が前記被検部に照射されることにより発生する光音響波を受信して光音響信号を出力する複数の受信素子を備える受信アレイと、
 超音波を前記被検部に送信し、前記超音波が前記被検部で反射されたエコー波を受信して超音波信号を出力する複数の送受信素子を備える送受信アレイと、
 少なくとも一部の前記受信アレイの指向軸が集まる有効受信領域が形成されるように前記受信アレイを支持する第1の部分と、前記送受信アレイを支持する第2の部分と、を備えるアレイ支持部と、
 前記アレイ支持部を移動させることにより、前記被検部に対して前記受信アレイと前記送受信アレイを一体的に走査する走査部と、
 を有し、

前記アレイ支持部は、前記受信アレイが形成する有効受信領域と、前記送受信アレイの集束領域とが重ならないように構成されることを特徴とする音響波受信装置である。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、光音響撮像および超音波エコー撮像を行う音響波受信装置において、良好な撮像を行うための技術を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】第1の音響波受信装置を表す図

【図2】第2の音響波受信装置を表す図

【図3】第3の音響波受信装置を表す図

【図4】光音響素子の感度特性を表す図

【図5】超音波エコー用リニアアレイの構造を示す図

【図6】電子フォーカスについて説明する図

【図7】コンピュータとその周辺機器との接続を示す図

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものである。よって、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0017】

本発明は、被検部から伝播する音響波を検出し、被検部内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検部情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検部情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法をCPU等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。本発明はまた、音響波測定装置やその制御方法としても捉えられる。

【0018】

本発明は、被検部に光（電磁波）を照射し、光音響効果に従って被検部内または被検部表面の特定位置で発生して伝播した音響波を受信（検出）する、光音響トモグラフィ技術を利用した被検部情報取得装置に適用できる。このような装置は、光音響測定に基づき被検部内部の特性情報を画像データや特性分布情報などの形式で得ることから、光音響撮像装置、光音響画像形成装置、あるいは単に光音響装置とも呼べる。あるいは、本発明の装置は被検部内部を検査するので、音響波受信装置と呼んでも構わない。

【0019】

光音響装置における特性情報は、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検部内の初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や吸収係

10

20

30

40

50

数分布、組織を構成する物質の濃度分布などである。物質の濃度とは、酸素飽和度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度、および総ヘモグロビン濃度などである。総ヘモグロビン濃度とは、オキシヘモグロビン濃度およびデオキシヘモグロビン濃度の和である。また、脂肪、コラーゲン、水分の分布なども対象となる。また、特性情報は、数値データとしてではなく、被検部内の各位置の分布情報として求めてもよい。すなわち、吸収係数分布や酸素飽和度分布などの分布情報を被検部情報としてもよい。

【0020】

本発明は、被検部に超音波を送信し、被検部内部で反射した反射波（エコー波）を受信して、被検部情報を画像データとして取得する超音波エコー技術を利用した装置にも適用できる。超音波エコー技術を利用した装置の場合、取得される被検部情報とは、被検部内部の組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報である。

10

【0021】

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼び、上述の超音波エコー技術における反射波（エコー波）も音響波に含む。探触子により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼び、光音響波に由来する音響信号を特に光音響信号と呼び、超音波エコー技術における反射波に由来する音響信号を特に超音波信号と呼ぶ。なお、本明細書における超音波または音響波という記載は、それらの弾性波の波長を限定する意図ではない。

20

【0022】

本発明における被検部としては、生体の乳房が想定できる。ただし被検部はこれに限られず、生体の他の部位や、非生体材料の検査も可能である。したがって本発明は、被検部情報取得装置もしくはその制御方法、または、音響波受信装置もしくはその制御方法としても捉えられる。

【0023】

音響波受信装置において、光音響用の半球殻形状のアレイ支持部の内面に複数の受信素子を配置したセンサアレイ（受信アレイ）と、超音波エコー診断に用いられているリニアセンサアレイ（送受信アレイ）を併用すれば、両方のモダリティでの撮像が可能になる。しかし、双方のセンサアレイをそれぞれの受信領域が重ならないように配置すると、アレイ支持部の部材が大きくなる。また、広範囲を撮像する場合、走査部を用いてセンサアレイを搭載したアレイ支持部と被検部との相対的な位置関係を変化させる。しかし、双方のセンサアレイを別々に配置し、その両方に走査部を設けると、走査部の部材が大きくなり、構造が複雑になる。さらに、アレイ支持部の移動距離が増える。その結果、コスト増加や撮像時間の長期化につながる。

30

【0024】

さらに、音響波受信装置に被検者を支持する支持部材を設ける場合がある。しかしアレイ支持部の部材が大きくなると、この支持部材も大きくなる。その結果、被検者を補助する介助者の作業性が低下する。また、被検者が安楽な姿勢をとりにくくなる。従って、光音響撮像用のセンサアレイと超音波エコー撮像用のセンサアレイの両方を備える音響波受信装置において、部材サイズを抑制し、介助者の作業性や被検者の快適性を高める必要がある。

40

【0025】

[実施形態]

図1、図2、図3は、本実施形態に係る音響波受信装置の構成と動作を示す概略図である。音響波受信装置は、光音響効果と超音波エコー技術により、被検部Eの特性情報を取得する。図1(a)は第1の音響波受信装置の上面図、図1(b)は側面の断面図、図1(c)は図1(b)の破線で囲った部分の詳細図である。図2(a)は第2の音響波受信装置の上面図、図2(b)は側面の断面図である。図3(a)は第3の音響波受信装置の上面図、図3(b)は側面の断面図、である。

【0026】

50

< 基本構成 >

図1(c)を用いて、本実施形態の音響波受信装置である、被検部情報取得装置の基本構成を説明する。音響波受信装置は、光源100、光学系200、複数の受信素子310を備える受信アレイ300、複数の送受信素子1310を備える送受信アレイ1300、アレイ支持部400、スキャナー500、被検部外観情報取得部600、コンピュータ700、ディスプレイ900、入力部1000、形状保持部1100、支持部材1200を備える。

【0027】

(被検部)

被検部Eは測定の対象である。具体例としては、乳房等の生体や、装置の調整や校正の場面で用いる、生体の音響特性と光学特性を模擬したファントムが挙げられる。音響特性とは具体的には音響波の伝搬速度および減衰率である。光学特性とは具体的には光の吸収係数および散乱係数である。被検部の内部や表面には、光吸収係数の大きい光吸収体が存在する。生体では、ヘモグロビン、水、メラニン、コラーゲン、脂質などが光吸収体となる。ファントムでは、光学特性を模擬した物質を光吸収体として内部に封入する。なお、便宜上、図1(c)において被検部Eは破線で示している。

10

【0028】

(光源)

光源100はパルス光を発生させる。光源としては大出力を得るため、レーザーが望ましいが、発光ダイオードなどでもよい。光音響波を効果的に発生させるためには、被検部の熱特性に応じて十分短い時間に光を照射させなければならない。被検部が生体の場合、光源100から発生するパルス光のパルス幅は数十ナノ秒以下にすることが望ましい。また、パルス光の波長は生体の窓と呼ばれる近赤外領域であり、700nm~1200nm程度が望ましい。この領域の光は比較的深部まで到達するので、深部の情報を取得できる。生体表面部の測定に限定すれば、500~700nm程度の可視光から近赤外領域も使用してもよい。さらに、パルス光の波長は観測対象に対して吸収係数が高いことが望ましい。

20

【0029】

(光学系)

光学系200は、光学的に接続された光源100で発生させたパルス光を被検部Eへ導く。具体的にはレンズ、ミラー、プリズム、光ファイバー、拡散板などの光学機器や、これらの組み合わせである。また光を導く際に、これらの光学機器を用いて、照射光が所望の光分布となるように、光の形状や密度を変更することも好ましい。本実施形態において光学系200は、半球の曲率中心の領域を照明するように構成されている。光学系200は、本発明の光照射部に対応する。

30

【0030】

また、生体組織に照射することが許される光の強度は、安全規格によって最大許容露光量(MPE: maximum permissible exposure)が定められている。安全規格として例えば、“IEC 60825-1: Safety of laser products”がある。また、“JIS C 6802: レーザー製品の安全基準”、“FDA: 21CFR Part 1040.10”、“ANSI Z136.1: Laser Safety Standards”、などの安全規格もある。最大許容露光量は、単位面積あたりに照射できる光の強度を規定している。このため被検部Eの表面を広い面積で一括して光を照射することにより、多くの光を被検部Eに導くことができる。その結果、光音響波を高いSN比で受信できる。このため光をレンズで集光させるより、図1(c)の二点鎖線で示す様に、ある程度の面積に広げる方が好ましい。

40

【0031】

(受信素子)

受信素子310は、光音響波を受信して電気信号に変換する素子である。受信アレイ300は、複数の受信素子310を備えている。被検部Eからの光音響波に対して、受信感

50

度が高く、周波数帯域が広いものが望ましい。なお、「受信素子」という名称は、素子の材料等を限定するものではない。受信素子 310 としては、音響波（超音波）を受信するために一般的に用いられる各種の素子を利用できる。音響波受信装置は、受信素子 310 により変換された電気信号に対して増幅処理やデジタル変換処理を施す信号処理回路を備える。

【0032】

受信素子 310 の材料としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック材料や、PVDF（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電膜材料などを使用できる。また、cMUT（Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers）などの静電容量型の素子、ファブリペロー干渉計を用いた受信素子など、圧電材料以外の部材を用いても良い。また、cMUT は、圧電材料の厚さで周波数帯域が決まる圧電素子と比較して周波数帯域が広いので、被検部から発生する周波数帯域が未知の光音響波を受信するのに適している。

10

【0033】

図 4 は、受信素子 310 の受信感度特性の一例を示したものである。図 4 の横軸に示す「角度」とは、受信素子 310 の受信面の法線方向と、光音響波の入射方向とがなす入射角度である。縦軸は、各入射角度における受信感度の相対的な値を示す。図 4 では、音響波が受信面の法線方向から入射する場合の受信感度が最も高い。すなわち、入射角度 = 0 のとき、感度 = S（最大値）となる。そして、入射角度が大きくなるほど受信感度が低くなる。なお、本実施形態に係る受信素子 310 は、円形の平面形状の受信面を有しているものとする。

20

【0034】

また、受信感度が最大値の 50% ($S/2$) になるときの入射角度を、 θ とする。本発明及び本明細書においては、受信素子 310 の受信面に入射角度 θ 以下で光音響波が入射する領域を、当該素子の受信領域とし、受信面の法線方向となす角度の絶対値が θ 以下の方向（受信感度が最大値の半分以上である方向）を受信方向と呼ぶものとする。ただし受信領域はこのような半値幅に限られず、素子特性や測定に求める精度などに応じて定めれば良い。図 1 (c) においては、受信素子 310 の最も受信感度の高い方向を一点鎖線で示した。

30

【0035】

(送受信素子)

送受信素子 1310 は、超音波を送信するとともに反射波を受信して電気信号に変換する素子である。送受信アレイ 1300 は、複数の送受信素子 1310 を備えている。なお、「送受信素子」という名称は、送信波やエコー波の波長を限定する意図ではない。図 5 に、本実施形態における音響波受信装置を構成する複数の送受信素子を備える送受信アレイの一例として、リニアセンサアレイの構造を示す。符号 1301 は圧電素子アレイ、符号 1302 は音響整合層、符号 1303 は音響レンズ、符号 1304 はバッキング材、符号 1305 はリード線である。音響波受信装置は、送受信素子 1310 により変換された電気信号に対して増幅処理やデジタル変換処理を施す信号処理回路を備える。これらの信号処理回路を受信素子 310 と共用してもよい。本装置のように受信素子群を半球型アレイ支持部に配置し、送受信素子群をリニアアレイ状に配置する構成は、例えば光音響撮像を主目的として超音波エコー撮像を補助的に用いる音響波受信装置に好適である。

40

【0036】

圧電素子アレイ 1301 は、短冊形状の複数個の圧電素子 1301a ~ 1301g を直線状に配列したものである。この構造により、本発明の送受信素子 1310 は、リニアアレイ状に構成される。各圧電素子には、リード線 1305a ~ 1305g が接続されている。また、圧電素子アレイ 1301 の超音波を送信する方向の面に音響整合層 1302 が設けられる。一方、超音波を送信する方向の対向側には、バッキング材 1304 が設けられている。さらに、音響整合層 1302 の圧電素子アレイ 1301 の対向面に、音響レンズ 1303 (音響波集束手段) が設けられている。

50

【0037】

圧電素子アレイ1301を構成する圧電素子1301a～1301gには、前述の受信素子310と同じ種類の圧電素子を利用できる。なお、圧電セラミック材料や高分子圧電膜材料から成る圧電素子は、超音波の送信に適しているため、送受信素子1310に特に好ましい。

【0038】

音響レンズ1303には、圧電素子アレイ1301の配列方向と直角方向に超音波を集束するシリンドリカルレンズを用いている。このシリンドリカルレンズが超音波を集束させる領域を被検部の関心領域に設定することにより、被検部の関心領域に選択的に超音波を送信するとともに、被検部Eの関心領域から発生する反射波を選択的に受信できる。音響レンズを構成する材料は、生体組織に類似した音響特性を有する材料が好ましく、例としてシリコンゴムなどがある。生体組織内部の音速よりも遅い音速の材料で構成すると形状は凸レンズとなり、凸面の曲率によって焦点位置が決まり、焦点距離とシリンドリカルレンズの幅によって集束サイズがきまる。一方、圧電素子1301の配列方向にフォーカスする方法としては、電子フォーカスを用いている。電子フォーカス（音響波集束手段）については後述する。

10

【0039】

音響整合層1302は、音響信号を効率よく伝達するために設けられている。一般に圧電素子材料と生体や音響マッチング流体では音響インピーダンスが大きく異なるため、圧電素子材料と音響マッチング流体が直に接した場合は、界面での反射が大きくなり音響信号を効率よく伝達できない。このため、圧電素子材料と生体や音響マッチング流体の間に中間的な音響インピーダンスを有する物質で構成した音響整合層1302を挿入して音響信号を効率よく伝達している。音響整合層1302を構成する材料の例としては、エポキシ樹脂や石英ガラスなどがある。

20

【0040】

次に、図6を用いて、リニアアレイ探触子を用いた電子フォーカスについて説明する。符号1306は可変遅延素子、符号1307はパルサーレシーバーである。複数個配列されたそれぞれの圧電素子1301a～1301gには、可変遅延素子1306a～1306gがリード線1305を介して接続されている。各可変遅延素子1306a～1306gは、パルサーレシーバー1307と接続されている。

30

【0041】

可変遅延素子1306は、細長い電線をコイル状に巻いたものなどで構成され、電線を伝わる電気信号の伝導を遅らせる。また、コイルの途中に複数個設けたタップを切り替えることにより、電気信号の遅延時間を調節できる。パルサーレシーバー1307は、圧電素子アレイ1301によって電圧に変換された音響信号を受信する装置である。音響波発生源の位置Xから発生した音響波は、それぞれ時間差a、b、c、d、e、f、gで、圧電素子アレイ1301に到達する。なお、時間差とは、音響波が発生した瞬間との時間差でも良いし、圧電素子アレイ1301に含まれるいずれかの圧電素子に音響波が発生した瞬間との時間差でも良いし、それらとは別に設定した基準タイミングとの時間差でも良い。

40

【0042】

圧電素子アレイ1301に到達した音響波は電圧（電気信号）に変換される。電気信号は、可変遅延素子1306を通してパルサーレシーバー1307に受信される。このとき、可変遅延素子1306が、音響波発生源の位置Xと各圧電素子1301までの距離の差を補正することで、各電気信号の位相が揃う。図示の例では、位置Xとの距離が短い圧電素子ほど、可変遅延素子1306で与える遅延時間を長くする。また、位置Xから等距離にある圧電素子は可変遅延素子1306で与える遅延時間を同じにする（ $a = g < b = f < c = e < d$ ）と、パルサーレシーバー1307が受信する時の位相が一致する。このように、可変遅延素子1306によって与える遅延時間を制御することにより、リニアアレイ探触子の電子フォーカスが行われる。その結果、焦点距離や、圧電素子

50

1301の配列方向の焦点位置をコントロールできる。

【0043】

パルサーレーザ1307から被検部Eの関心領域に超音波を送信するための指令パルスが発信されると、当該パルスが圧電素子1301a~1301gに到達する。その際、可変遅延素子1306a~1306gにより、各素子への到達時間が遅延する。具体的には、圧電素子1301a~1301gに、それぞれ時間差 Pa、 Pb、 Pc、 Pd、 Pe、 Pf、 Pgで到達する。このように被検部Eの関心領域と各圧電素子1301a~1301gの距離に応じて、各素子による超音波の発生タイミングを調節することにより、送信された超音波が被検部Eの関心領域に集束する。

【0044】

被検部Eの関心領域から発生した反射波を受信する場合も同様に、関心領域と各素子の距離に応じた信号遅延処理を行う。被検部Eの関心領域から発生した反射波は、圧電素子1301a~1301gに、それぞれ時間差 Ra、 Rb、 Rc、 Rd、 Re、 Rf、 Rgで到達し、電気信号に変換される。各電気信号は、対応する可変遅延素子1306a~1306gによって、時間 Ra~Rg遅延されてパルサーレーザ1307に受信される。

【0045】

このとき、被検部Eの関心領域と各圧電素子の距離に応じて、各可変遅延素子1306が時間を補正することにより、パルサーレーザ1307が電気信号を受信する位相が揃う。その結果、被検部Eの関心領域に集束領域ができ、この集束領域から発生した反射波が選択的に受信される。図示の例では、関心領域と圧電素子の距離が短いほど、遅延時間を長くする。

【0046】

このように、電氣的に送受信する超音波の集束領域を形成するものを電子フォーカスと呼ぶ。本発明の音響波受信装置は、電子フォーカスによって被検部Eの関心領域に形成する集束領域の深さと、前述の音響レンズ1303で形成する集束領域の深さが同じになるようにしている。なお、ここで「深さ」とは、被検部に対してリニアアレイ状の送受信素子群や半球状に配置された受信素子群の相対位置が変化する面からの距離や、支持部材の支持面からの距離を言い、図中のz軸方向における位置が同じであるとき、深さが同じであるとする。

【0047】

(アレイ支持部)

アレイ支持部400は、半球状の部分(第1の部分)と、略有底円筒状の部分(第2の部分)を組み合わせた形状の容器である。第2の部分形成する円筒の底面から突出するように、半球状の部分が配置されている。第1および第2の部分を含ませて、全体として音響マッチング流体800を収容可能な容器となっている。半球内面には、複数の受信素子310が設置される。すなわち、複数の受信素子310を支持したアレイ支持部400は、受信アレイ300を構成する。半球の外の、第2の部分の底面に相当する領域の一部には、複数の送受信素子1310が設置される。また、半球の底部(極)に光学系200が設置される。アレイ支持部400の内側には音響マッチング流体800が充填される。アレイ支持部400は、これらの部材を支持するために機械的強度が高い金属材料などを用いて構成することが好ましい。

【0048】

また、超音波が音響マッチング流体を伝搬することにより減衰が生じるため、被検部と送受信素子1310との距離を短くすることが好ましい。このため本実施例の音響波受信装置は、アレイ支持部400の略有円筒形状の部分の底面に送受信素子1310を設置している。

【0049】

アレイ支持部400に設けられた複数の受信素子310の受信方向の中心(最も感度が高い方向)は、それぞれ半球の曲率中心に向かう。この受信方向の中心は、被検部E内の

10

20

30

40

50

一部の領域に集束する一点鎖線で示される。図1(c)は半球状のアレイ支持部400の中心軸で切断した断面図である。このように、複数の受信素子310のそれぞれの素子は、特定の領域で発生する光音響波を高感度に受信できるようにアレイ支持部400上に配置されている。本実施形態においては、この特定の領域を有効受信領域と呼ぶ。ここで、前述の有効受信領域は、複数の受信素子のそれぞれが有する複数の受信指向軸が互いに交差するアイソセンター(I SO C E N T E R)であると換言できる。

【0050】

このような複数の受信素子310の配置の場合、後述する方法で受信信号を用いて得られる被検部情報は、半球の曲率中心の分解能が高く、中心から離れるほど分解能が低くなる。本実施形態において有効受信領域は、最も分解能の高い点(半球の曲率中心)から最も高い分解能の半分の分解能となるまでの領域のことを指し、図1(c)の点線で囲まれた領域Gがこれに相当する。

10

【0051】

本発明の音響波受信装置は、超音波エコー画像を取得する送受信素子が被検部の関心領域に形成する集束領域の深さが、光音響画像を高感度に取得する領域Gの深さ方向における範囲内(z軸方向において、符号Gの示す領域の上端以下、下端以上)に位置するようにしている。これにより被検部の同じ深さの光音響画像と超音波エコー画像を高画質に撮像できる。また、本発明の音響波受信装置は、複数の受信素子310の受信領域外に複数の送受信素子1310を配置するとともに、複数の送受信素子1310の送受信領域外に複数の受信素子310を配置している。

20

【0052】

なお、第1の部分については、所望の有効受信領域を形成できる限り、必ずしも各受信素子の最も感度の高い方向が交わらなくてもよい。また、特定の領域で発生した光音響波を高感度に受信できるように、アレイ支持部400により支持された複数の受信素子310の少なくとも一部の素子の最も受信感度の高い方向(指向軸)が特定の領域に向いていればよい。この条件を満たすのであれば、第1の部分の形状は半球に限られない。例えば、球冠形状、楕円体の一部分を切り取った形状、複数の平面または曲面を組み合わせた形状でもよい。

【0053】

また、第2の部分の形状も略有底円筒に限られない。底面部と側面部を備えた部材であって、底面は、第1の部分と接続され、かつ、送受信素子を設置可能であり、側面部は、被検部と圧電素子アレイとの音響整合の維持に必要な量の音響マッチング流体を収容可能な部材であれば、第2の部分として利用できる。また、第2の部分の側面部は、底面部から切り立った形状ではなく、底面部にアールを描いて接続しても構わない。例えば第2の部分として、図1では、円筒と、隅を丸めた直方体とを融合させた形状を採用し、図3では略楕円柱形状を採用している。

30

【0054】

(スキャナー)

スキャナー500は、アレイ支持部400の位置を図1(c)のX, Y方向に移動させることにより、被検部Eに対するアレイ支持部400の相対位置を変更する装置である。このためスキャナー500は、不図示のX, Y方向のガイド機構と、X, Y方向の駆動機構と、アレイ支持部400のX, Y方向の位置を検出する位置センサを備えている。スキャナー500の上にアレイ支持部400が積載されるので、ガイド機構は大きな荷重に耐え得るリニアガイドなどを用いることが好ましい。また、駆動機構としては、リードスクリュー機構、リンク機構、ギア機構、油圧機構、などを利用できる。駆動力はモーターなどを利用できる。また、位置センサとしては、エンコーダー、可変抵抗器、などを用いたポテンショメータなどを利用できる。なお、被検部Eに対してアレイ支持部400を移動可能な部材であれば、どのようなものでもスキャナー500として利用できる。スキャナー500は本発明の走査部に相当する。走査部は、一体的に送受信アレイと受信アレイを走査する。

40

50

【0055】

本発明の音響波受信装置は、複数の受信素子310による有効受信領域と、送受信素子1310による集束領域とが、互いに重ならないように構成される。複数の受信素子310が受信する光音響信号の経路と、送受信素子1310とが重ならないことが好ましい。光音響信号の経路と送受信素子1310とが重ならないためには、受信素子310の受信領域外（光音響波信号の受信面との角度が θ 以下又は θ 以上の領域）に送受信素子1310を配置すれば良い。そのために、前述の有効受信領域Gが形成されるための半球状の部分と、送受信素子1310の設置位置が、水平方向（XY方向）においてオフセットして配置されている。そのため、アレイ支持部400の第2の部分の底部の形状も、送受信素子1310の配置に適した形状にしている。このように、複数の受信素子310による有効受信領域と、送受信素子1310による集束領域とが、互いに重ならないように構成されることによって、光音響信号取得時に送受信素子が被検体からの光音響信号に対して与える影響を軽減できる。同様に、超音波信号取得時に受信素子310が被検体からの超音波信号に対して与える影響を軽減できる。図5、図6に示すように、かかる複数の送受信探触子1310（送受信アレイ）は共通の受信面を有している。複数の送受信探触子1310の集束領域は、典型的には、かかる共通の受信面の中心法線NLにより代替され得る。従って、本願発明に係る音響波受信装置は、「複数の受信素子310により形成される有効受信領域と複数の送受信素子1310の共通の受信面の中心法線NLとが互いに重ならない（オーバーラップしない）ように配置されている」と換言される。

10

【0056】

また、超音波エコー撮像と光音響撮像の両方で被検部Eの関心領域の良好な画像を得るためには、有効受信領域Gと送受信素子1310の集束領域それぞれが、関心領域と重なる位置関係となり得る必要がある。スキャナー500は、この条件を満たす移動距離や移動位置を実現するように構成される。

20

【0057】

（被検部外観情報取得部）

被検部外観情報取得部600は、被検部Eの外観情報を取得する装置である。被検部外観情報取得部600として例えば、カメラなどの被検部Eを撮像する撮像装置を利用できる。撮像した被検部Eの画像を後述するディスプレイ900に表示しても良い。また、音響波受信装置の操作者が、ディスプレイ900に表示された撮像画像を見て後述する入力部1000により、検査する被検部Eの関心領域を指定しても良い。また、画像再構成のときに、得られた外観情報を、被検部E内での光量分布取得や音響波減衰度合いの取得に利用してもよい。

30

【0058】

（コンピュータ）

コンピュータ700は、演算部710および記憶部720を有している。演算部710は、典型的にはCPU、GPU、A/D変換器、アンプなどの素子や、FPGA、ASICなどの回路から構成される。なお、演算部は、1つの素子や回路から構成されるだけでなく、複数の素子や回路から構成されていてもよい。また、コンピュータ700が行う各処理をいずれの素子や回路が実行してもよい。記憶部720は、典型的にはROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体から構成される。なお、記憶部は、1つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。

40

【0059】

演算部710は、複数の受信素子310及び送受信素子1310から出力された電気信号に対して信号処理を施す。また、制御部としての演算部710は、図7に示すようにバス2000を介して被検部情報取得装置を構成する各構成の動作を制御する。演算部710により制御する動作としては、光音響と超音波エコーの撮像モードの切り替え、撮像領域の指定と変更、などがある。また、コンピュータ700は、同時に複数の信号をパイプライン処理できるように構成されていることが好ましい。これにより、被検部情報を取得するまでの時間を短縮できる。コンピュータ700が行うそれぞれの処理を、演算部71

50

0 に実行させるプログラムとして記憶部 7 2 0 に保存しておくことができる。

【 0 0 6 0 】

前述の撮像モードの切り替えは、光音響の撮像後に超音波エコーを撮像しても良いし、その逆でも良い。また、光音響と超音波エコーを交互に撮像しても良い。被検部 E の同一部位を光音響と超音波エコーで撮像し、画像を重ね合わせ表示する場合には、光音響と超音波エコーを交重に撮像すると、両方の撮像における位置ずれが少ないので好適である。また、被検部 E の全体を光音響(または超音波エコー)で撮像後、光音響画像をディスプレイ 9 0 0 に表示して、表示画像に入力部 1 0 0 0 によって関心領域を指定し、関心領域の超音波エコー(または光音響)を撮像しても良い。光音響(または超音波エコー)で被検部 E の全体をスクリーニングし、関心領域を決めて超音波エコー(または光音響)を撮像するので、両方の撮像を被検部 E の全体で行わずに済むので検査時間を短縮できる。

10

【 0 0 6 1 】

演算部 7 1 0 は、受信素子 3 1 0 が出力した電気信号(光音響信号)に由来する光音響画像データと、送受信素子 1 3 1 0 が出力した電気信号(超音波信号)に由来する超音波画像データを生成可能である。画像データの生成には、既知の任意の画像再構成手法(例えば整相加算法、フィルタドバックプロジェクション法、ユニバーサルバックプロジェクション法、フーリエ変換法、逆問題解析など)を利用できる。このときコンピュータ 7 0 0 は、本発明の情報処理部として機能する。光音響画像データと超音波画像データで別の手法を用いても構わない。生成された光音響画像データや超音波画像データは、ディスプレイ 9 0 0 に表示させてもよく、メモリに記憶させてもよい。

20

【 0 0 6 2 】

(音響マッチング流体)

音響マッチング流体 8 0 0 は、被検部 E と受信素子 3 1 0 との間の空間を満たし、被検部 E と受信素子 3 1 0 を音響的に結合させる。そのために、受信素子 3 1 0 と形状保持部 1 1 0 0 との間、および形状保持部 1 1 0 0 と被検部 E との間に音響マッチング流体 8 0 0 を配置することが好ましい。また、受信素子 3 1 0 と形状保持部 1 1 0 0 との間、および形状保持部 1 1 0 0 と被検部 E との間にそれぞれ異なる音響マッチング流体 8 0 0 を配置してもよい。

【 0 0 6 3 】

音響マッチング流体 8 0 0 は、被検部 E および受信素子 3 1 0 に音響インピーダンスが近い材料であることが好ましい。さらに、音響マッチング流体 8 0 0 は、被検部 E および受信素子 3 1 0 の中間の音響インピーダンスを有する材料であることがより好ましい。また、音響マッチング流体 8 0 0 は、光源 1 0 0 で発生するパルス光を透過する材料であることが好ましい。また、音響マッチング流体 8 0 0 は液体であることが好ましい。具体的に音響マッチング流体 8 0 0 としては、水、ひまし油などの液体のほか、ジェルなどを用いることができる。

30

【 0 0 6 4 】

(ディスプレイ)

ディスプレイ 9 0 0 (表示部)は、コンピュータ 7 0 0 から出力される被検部情報を、分布画像や特定の関心領域の数値データなどで表示する。ディスプレイとしては、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、など、どの方式のディスプレイでも良い。なお、ディスプレイ 9 0 0 は、本発明の音響波受信装置とは別に提供されていても良い。

40

【 0 0 6 5 】

(入力部)

入力部 1 0 0 0 は、ユーザーがコンピュータ 7 0 0 に所望の情報を入力・指定するためのユーザインタフェースである。入力部 1 0 0 0 としては、キーボード、マウス、タッチパネル、ダイヤル、およびボタンなどを利用できる。入力部 1 0 0 0 としてタッチパネルを採用する場合、ディスプレイ 9 0 0 が入力部 1 0 0 0 を兼ねるタッチパネルであってもよい。

【 0 0 6 6 】

50

(形状保持部)

形状保持部 1100 は、被検部 E の形状を一定に保つための部材である。形状保持部 1100 は、取り付け部 1200 に取り付けられている。被検部 E の保持形状を変化させたり、被検部 E の大きさの個人差に対応したりするために、形状や大きさの異なる複数の形状保持部を交換可能な構成が好ましい。

【0067】

被検部 E が乳房である場合、乳房形状の変形を少なくするために、形状保持部 1100 を球冠形状やお椀状とすることが好ましい。なお、被検部の体積や保持後の所望の形状に応じて、形状保持部 1100 の形状を設計できる。形状保持部 1100 を介して被検部 E に光を照射する場合、形状保持部 1100 は照射光を透過させることが好ましい。そのため、形状保持部 1100 の材料としてポリメチルペンテンやポリエチレンテレフタレートなどが好適である。

10

【0068】

また、形状保持部 1100 のその他の材料として、被検部 E の形状に適応して変形可能なゴムなどの可とう性を有する材料を使用できる。可とう性を有する材料は、被検部 E を保持する時にしわがでにくいという利点がある。また、光源 100 の光の透過率が高い（好ましくは 90% 以上）部材を用いることが好ましい。具体的には、シリコンゴム、ウレタンゴム、スチレン系エラストマー、オレフィン系エラストマー、アクリル系エラストマーなどが好適である。

【0069】

20

(支持部材)

支持部材 1200 は、被検者を支持するとともに、被検者の被検部を挿入する挿入部（挿入口）を備えている。また、図 1（c）に示すように、支持部材 1200 の下側にアレイ支持部 400 とスキャナー 500 などが収納されている。図示の支持部材 1200 は、伏臥位の被検者を支持するのに適している。被検部としては乳房を想定される。本発明の音響波受信装置のスキャナー 500 が移動させるアレイ支持部 400 は、半球状の部分と、送受信素子アレイを配置可能な底部と、を有する、比較的大型の部材である。そのため、支持部材 1200 のサイズも比較的大きくなる。その結果、介助者の作業性や、被検者の快適性に影響する可能性がある。

【0070】

30

発明者らの検討によれば、被検者が不安感無く支持部材 1200 に載ることができ、かつ、介助者による被検者の補助作業を良好に行うために、好適な支持部材 1200 の幅（Y 方向の距離）の範囲があることが分かった。また、図 2（b）と図 3（b）に示すように、被検者の股関節から脚部を緩やかに下げて全身を支える姿勢が、被検者に安楽であることが分かった。さらに、被検者の体格には個人差があるので、股関節を下げる位置を調整するため部材を支持部材 1200 上に設けると良いことが分かった。

【0071】

(第 1 の配置)

以下、介助者が良好に作業することができ、被検者が安楽な姿勢を取れるようにする送受信素子 1310 の配置と構成について説明する。図 1 にかかる第 1 の音響波受信装置において、次のように X 軸方向における位置関係を定義する。すなわち、被検者の頭部側が配置される方向を頭側と呼び、被検者の脚部側が配置される方向を尾部と呼ぶ。このときに、例えば図 1 の場合、送受信素子 1310 は受信素子 310 よりも頭側に配置されると言える。また、送受信素子 1310 は、アレイ支持部 400 の中で比較的、頭側寄りに配置されていると言える。

40

【0072】

このように送受信素子 1310 をアレイ支持部 400 の頭側に配置する構成は、単純な半球型アレイ支持部を持つ構成に比べて、支持部材 1200 が頭尾側に拡大されるが、左右側には拡大しない。このため介助者は、支持部材 1200 の左右側から被検者を補助する作業を良好に実施できる。この構成であれば、単純な半球型のアレイ支持部 400 を備

50

える音響波受信装置と比べても、介助の作業性は低下しない。

【0073】

なお、送受信素子1310をアレイ支持部400の尾側に配置する構成でも、介助者は、支持部材1200の左右側から被検者を補助する作業を良好に実施できる。ただし、後述するように、被検者の姿勢の快適性という観点からは、頭側への配置の方が好ましい。

【0074】

(第2の配置)

図2にかかる第2の音響波受信装置は、送受信素子1310を、被検者から見てアレイ支持部400の左右いずれかの片側に配置している。図2では、伏臥位の被検者の左側(うつ伏せの被検者から見て左手を伸ばした側、紙面では下側)に送受信素子1310を配置した。しかし、伏臥位の被検者の右側(うつ伏せの被検者から見て右手を伸ばした側、紙面では上側)でもよい。図2にかかる第2の音響波受信装置では、このように送受信素子1310をアレイ支持部400の左側または右側のいずれかの片側に配置する。この構成によれば、単純な半球型アレイ支持部を持つ構成に比べて、支持部材1200が尾側には拡大しない。したがって、被検者の腰部よりも尾側の支持部材1200の高さを低くできる。その結果、被検者は股関節から脚部を緩やかに下げて全身を支持部材1200で支えられるので、安楽な姿勢を取ることができる。

10

【0075】

(第3の配置)

図3にかかる第3の音響波受信装置は、送受信素子1310をアレイ支持部400の左右両側にそれぞれ配置している。このような構成によれば、被検部Eの左半分の領域を左側に配置した送受信素子1310、被検部Eの右半分の領域を右側に配置した送受信素子1310で撮像できる。その結果、図2のように送受信素子1310を左右いずれかの片側に一つ配置する構成に比べて、左右方向のスキャナー500の移動距離が大幅に短なる。また、単純な半球型アレイ支持部の音響波受信装置と比べても、左右方向のスキャナー500の移動距離は僅かに増加する程度である。

20

【0076】

第3の音響波受信装置の構成によれば、支持部材1200の左右側への拡大の程度は、介助者の作業性を損なうほどにはならない。よって、介助者による作業性は損なわれない。また、図3の構成は支持部材1200を尾側に拡大しないので、被検者の腰部よりも尾側の支持部材1200の高さを低くできる。そのため、被検者は安楽な姿勢を維持できる。

30

【0077】

(第4の配置)

送受信素子1310をアレイ支持部400の頭側と尾側にそれぞれ配置する構成も考えられる。その場合、乳房の上半分は頭側の送受信素子が、下半分は尾側の送受信素子が測定する。この場合、支持部材1200の尾側への拡大量が抑制されるので、被検者の快適性への影響を低減できる。また、図3の場合と同様に、スキャナー500の移動量を抑制できる。さらに、この構成は、支持部材1200を左右側に拡大しないので、介助者の作業性が良好に保たれる。第3の配置または第4の配置では、片側の送受信素子1310が被検部Eの半分を撮像する。そのため、被検部Eの全体を、受信素子と送受信素子で交互に撮像するのに好適である。また、第3と第4の配置を組み合わせ、被検部Eの左右および上下(頭尾)4箇所を送受信素子を設けたり、左右、上下以外の角度に送受信素子を設けたりしてもよい。

40

【0078】

また、図1(c)では、アレイ支持部400自体の、支持部材1200に対する向きは静的である場合について説明した。しかし、スキャナー500は、アレイ支持部400の回転方向の相対位置を変更する機能を有していても良い。このような回転移動する構成により、アレイ支持部400の移動領域の広がりを制限できる。

【0079】

50

以上説明したように、超音響撮像と超音波エコー撮像の両方が可能な音響波受信装置において、介助者による補助作業の作業性を良好にしつつ、被検者の姿勢の快適性を高めることができる。

【0080】

<その他の実施形態>

記憶装置に記録されたプログラムを読み込み実行することで前述した実施形態の機能を実現するシステムや装置のコンピュータ(又はCPU、MPU等のデバイス)によっても、本発明を実施することができる。また、例えば、記憶装置に記録されたプログラムを読み込み実行することで前述した実施形態の機能を実現するシステムや装置のコンピュータによって実行されるステップからなる方法によっても、本発明を実施することができる。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、ASIC)によっても実現可能である。この目的のために、上記プログラムは、例えば、ネットワークを通じて、又は、上記記憶装置となり得る様々なタイプの記録媒体(つまり、非一時的にデータを保持するコンピュータ読取可能な記録媒体)から、上記コンピュータに提供される。したがって、上記コンピュータ(CPU、MPU等のデバイスを含む)、上記方法、上記プログラム(プログラムコード、プログラムプロダクトを含む)、上記プログラムを非一時的に保持するコンピュータ読取可能な記録媒体は、いずれも本発明の範疇に含まれる。

10

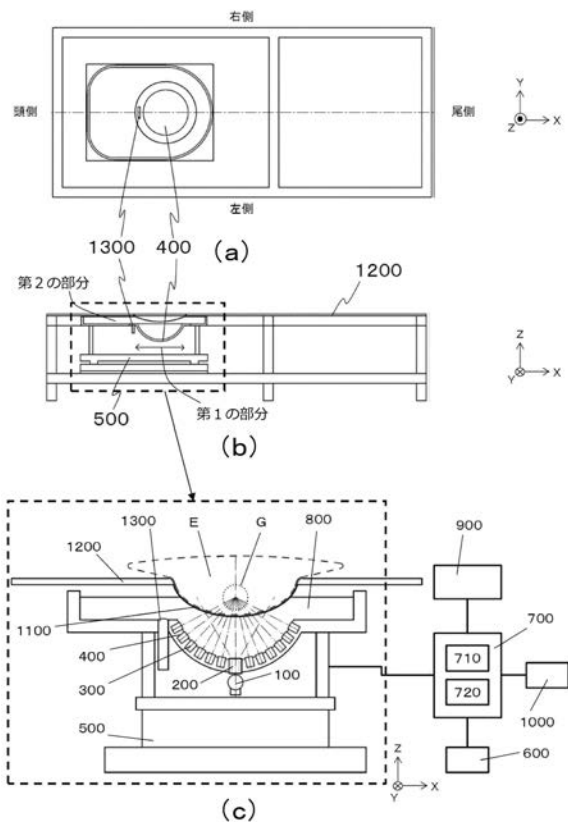
【符号の説明】

【0081】

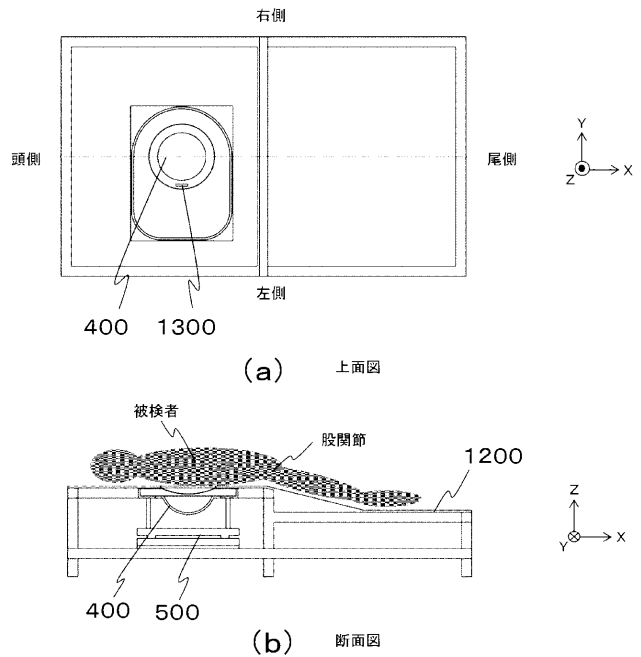
100:光源, 300:受信アレイ, 310:受信素子, 1300:送受信アレイ, 1310:送受信素子, 400:アレイ支持部, 500:スキャナー, 700:コンピュータ, 1200:支持部材

20

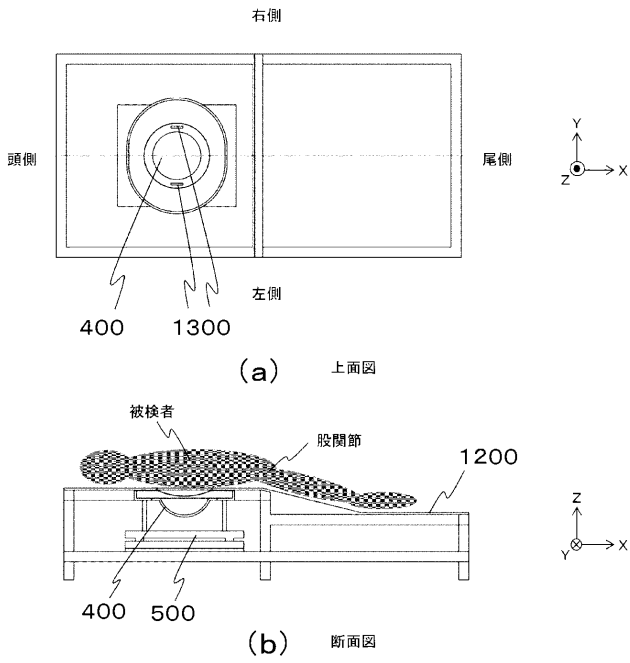
【図1】



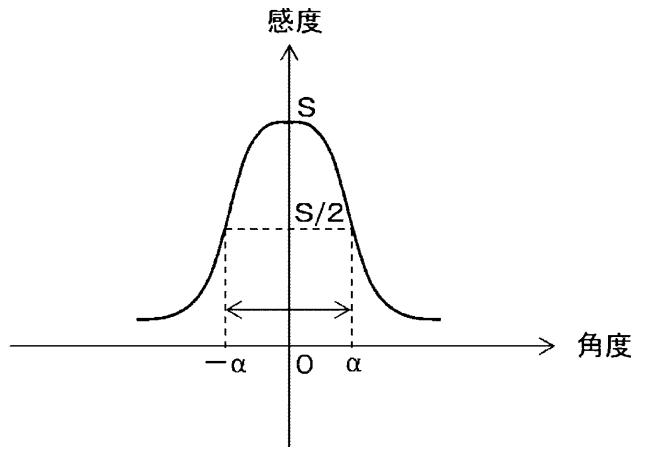
【図2】



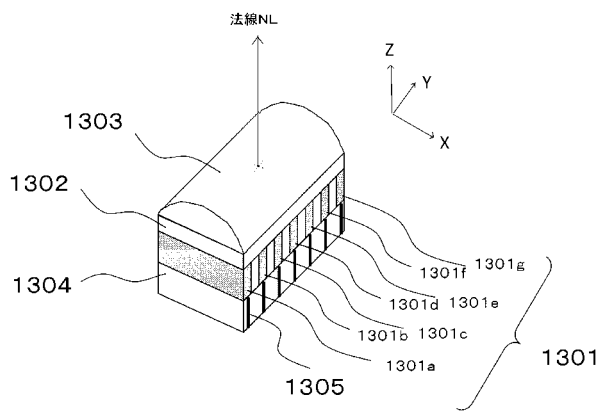
【 図 3 】



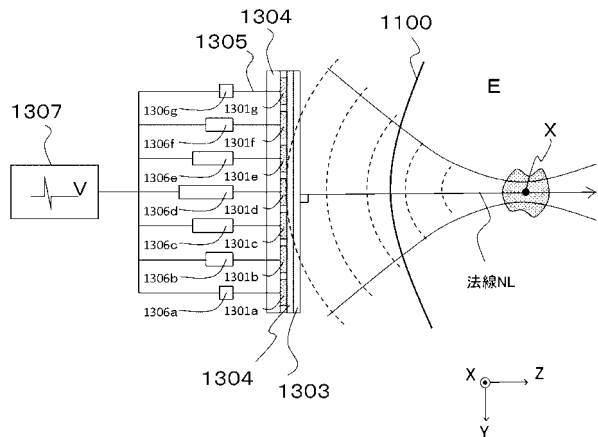
【 図 4 】

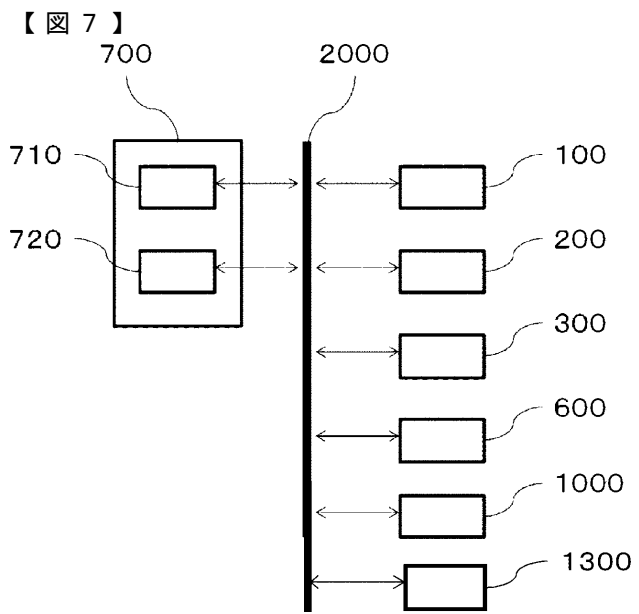


【 図 5 】



【 図 6 】





フロントページの続き

(72)発明者 西原 裕

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 BB09 BB21 DD08 DE16 EE03 EE11 EE13 EE20 GB04 GB09
GC02 JC37