

(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2016-171909

(P2016-171909A)

(43) 公開日 平成28年9月29日(2016.9.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/359 (2014.01)	G 0 1 N 21/359	4 C 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	E

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2015-53521 (P2015-53521)
 (22) 出願日 平成27年3月17日 (2015.3.17)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100103034
 弁理士 野河 信久
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100153051
 弁理士 河野 直樹
 (74) 代理人 100140176
 弁理士 砂川 克
 (74) 代理人 100179062
 弁理士 井上 正

最終頁に続く

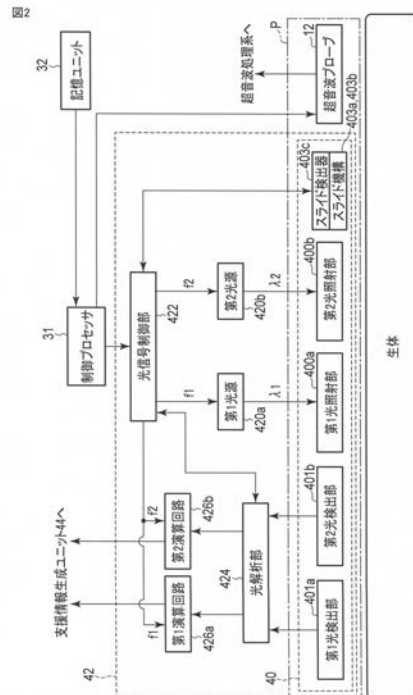
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び生体検査装置

(57) 【要約】

【課題】例えば超音波プローブの位置誘導において、生体測定時の相対位置を簡便かつ精度よく測定しつつ、計測データ量を増加することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、画像生成ユニットと、少なくとも一つの光照射手段と、複数の光検出手段と、スライド機構と、解析手段と、を具備する。少なくとも一つの光照射手段は、超音波送受信面の周囲から光を照射する。複数の光検出手段は、複数の光照射部の周囲に配置され、複数の光照射部から照射され被検体内で拡散反射された特定波長の光の強度を検出する。スライド機構は、少なくとも一つの光照射手段及び複数の光検出手段の少なくとも一方をスライドさせ、超音波送受信面と、少なくとも一つの光入射手段と、複数の光検出手段と、の間の位置関係を変更する。解析手段は、異なる位置関係毎に検出された光強度の変化を解析する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波送受信面から被検体に超音波を送信し、前記超音波送受信面を介して、前記被検体内において反射された超音波を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブによって受信された超音波を用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

前記超音波送受信面の周囲から前記被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの光照射手段と、

前記少なくとも一つの光照射部の周囲に配置され、前記少なくとも一つの光照射部から照射され前記被検体内で拡散反射された特定波長の光の強度を検出する複数の光検出手段と、

前記少なくとも一つの光照射手段及び前記複数の光検出手段の少なくとも一方をスライドさせ、前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の位置関係を変更するスライド機構と、

前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の異なる位置関係毎に検出された、前記光強度の変化を解析する解析手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記少なくとも一つの光照射手段と複数の光検出手段とは前記超音波送受信面の長手方向の軸に対して対称に配置され、

前記スライド機構は、前記少なくとも一つの光照射手段と複数の光検出手段とを一体として前記長手方向に沿ってスライドさせること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記少なくとも一つの光照射手段と複数の光検出手段とを被覆し複数のピーク波長成分の光を透過する光フィルタをさらに具備し、

前記スライド機構は、前記複数の光照射手段と複数の光検出手段と前記光フィルタを介して移動させること、

を特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記スライド機構によって移動した前記複数の光照射手段及び前記複数の光検出手段の少なくとも一方の距離を検出する検出手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記少なくとも一つの光照射手段を異なる周波数で駆動させる制御手段をさらに具備する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの光照射手段と、

前記複数の光照射部の周囲に配置され、前記複数の光照射部から照射され前記被検体内で拡散反射された特定波長の光の強度を検出する複数の光検出手段と、

前記少なくとも一つの光照射手段及び前記複数の光検出手段の少なくとも一方をスライドさせ、前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の位置関係を変更するスライド機構と、

前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の異なる位置関係毎に検出された、前記光強度の変化を解析する解析手段と、

を具備することを特徴とする生体検査装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

20

30

40

50

本発明の実施形態は、超音波診断装置及び生体検査装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内部を非侵襲に測定する技術にはさまざまな手法がある。その一つである光計測は、被爆の問題がなく、波長を選択することにより計測対象である化合物を選択できるという利点を有している。一般の生体計測装置は光照射部を生体皮膚表面に押し当て経皮で生体内部に照射し、透過または反射してきた光が再び皮膚を透過して生体外に出射したものを計測し、これに基づいて種々の生体情報を計算する。光計測によって生体内部の異常組織の存在を判断する根底に、正常組織との光の吸収係数の違いがある。すなわち、生体内部において異常組織の吸収係数が異なるため、吸収量の差に応じた検出光量の差が生じる。つまり、検出光量から逆問題として解くと異常組織の吸収係数を求めることができ、求めた吸収係数から異常組織の性状を判別できる。また、計測した光により、計測位置、深さを解析する。この解析手法には、光照射部（又は光源）と検出器の距離を調整するという手法（空間分解法）、および強度が時間的に変化する光源を用い、光が到達する時間の違いから深さ情報を得る手法（時間分解法）、さらにはこれらを組み合わせた方法などがある。これらの解析法により、高品質の信号を取得できる生体計測装置が実現する。しかしながら、生体内の光による情報の画像化には空間分解能の低さに問題がある。さらに、反射光の検出結果から正しい位置情報を得るには数多くのデータを複雑なアルゴリズムで演算する必要があり、リアルタイムで判定できるものではない。

10

【0003】

生体光計測において、実現可能性が高いとされる応用に、乳がん検査が挙げられる。しかし、上述したように光計測単独では分解能と解析時間に問題があるため、他のモダリティと併用して検査性能を向上させる方式が望ましい。そこで発明者らは、超音波エコーの形態情報を利用して光の低空間分解能を補うという方式を提案した。この方式により、生体組織の中の形態的特徴と、形態的特徴部分の成分分布が従来よりも短時間で判別できることが期待されるものの、即時判定にはまだ改善の余地がある。

20

【0004】

乳がんは女性の主な死亡原因のひとつである。乳がんのスクリーニングと早期診断は、死亡率を減少させ、健康管理の費用の抑制において非常に大きな価値を持つ。

【0005】

現在の方法では乳房の組織の触診と、疑わしい組織変形を探すためのX線撮影を行う。X線写真に疑わしい箇所があると、超音波撮像を行い、さらに外科的組織検査を行う。これらの一連の検査は最終的な結論に達するまでにかなりの時間を要する。また、閉経前の若年層においては乳腺が多くX線撮影においては感度が得にくいという問題もある。従って、特に若年層においては超音波撮像によるスクリーニングの意義は大きい。

30

【0006】

一般に、超音波撮像においては、認定された操作者による超音波静止画像の採取を行い、専門の読影者（複数の場合もある）によって画像上の形態情報から判定が下される。検診においては操作者の疲労と集中力低下による見落としの危険性を鑑み、一人の操作者によるスクリーニングは一日あたり最大でも50名が限度とされる。

40

【0007】

超音波撮像において形態的特徴を捉えた静止画像を採取するには操作者の知識と経験が非常に重要となる。的確かつ迅速なスクリーニングには、習熟度も要求される。例えば被験者一人あたりの検査時間は標準的に5分から10分であるが、操作者の技能によってはさらに時間がかかる場合もある。すなわち、現在の超音波撮像によるスクリーニングにおいては、操作者の熟練度によって画像採取の的確性がばらつく懸念がある。さらに画像採取に際しては常時画像の注視が必要な上、操作者単独の判断にゆだねられるため、熟練した操作者であってもその精神的負担は大きい。動画ですべての画像情報を採取する方式もあるが、画像認識を用いて機械検索する技術はまだ完成していない。そのため読影者が動画から静止画を探すことになり、この場合は読影者側の負担が大きくなる。

50

【0008】

前述の課題を解決するために、光学測定で得られた生体の代謝情報により超音波エコーのプローブの測定位置を面方向で誘導して、技師の負担を軽減するコンパクトな光検査システムで超音波エコーの診断を補完するコンセプトの装置を出願人は提案した。図18に酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの光吸収スペクトルを示す。一般に悪性腫瘍の部位は健常部位と比較して脱酸素ヘモグロビンの比率が多いとされており、生体光検査では脱酸素ヘモグロビンの吸収を解析することで、対象部位の悪性度を判定する一つの根拠としている。脱酸素ヘモグロビンの光吸収測定に適した光の波長領域としては、740nm～790nmの近赤外線、650nm～690nmの赤色光、酸素化ヘモグロビンの光吸収測定に適した光の波長領域としては、830nm～900nmの近赤外線が挙げられる。総ヘモグロビン量を同定する光の波長領域としては、800nm～820nmの近赤外線が挙げられる。具体的な光源としてLEDやLD等が挙げられる。水、脂肪、メラニンなど、他の生体成分の吸収波長と生体内分布も考慮して、光源は出力光強度と半値幅を適切に選択する必要がある。

10

【0009】

従来から提案されてきた生体計測装置の課題の一つは、光学測定系で誘導された測定対象が超音波エコーのプローブ直下に必ずしも位置しないことであり、これは超音波エコーの圧電体プローブの長手方向の対称軸と光学測定系の対称軸が直交する構成を選択していることに起因する。

20

【0010】

この問題を解決するために、発明者らは、光学測定系の対称軸を超音波エコーの圧電体プローブ長手方向の軸と実質的に一致（光学測定系の対称軸を圧電体プローブ長手方向に平行且つ短辺内に収まるように配置）させたプローブの構成を提案した。このような典型的なプローブの構成では、圧電体プローブ短辺脇近接位置に光導入部を配置し、プローブ短辺脇に複数の検出部を対称に配置した。これにより測定対象が圧電体プローブから外れる問題は回避された。

【0011】

しかしこの構成では測定対象がエコー画像の端に位置するため、プローブを回転させながら検査したいので、対象を中心位置に誘導したいというユーザーニーズに応えることができなかった。この問題を解決するために、発明者らは、複数の光源を、圧電体プローブの中心位置近傍に長辺方向の軸に対称に配置して、対になる検知部を圧電体プローブの短辺方向の軸に対称に複数配置する構成を選択した。この構成により測定対象をエコープローブの中心位置に誘導可能な構成となった。また、発明者らは、プローブを皮膚に圧着することにより光の吸収量が変化する課題を解決する目的で、多光源化の方向で改良した光検出システムについても提案している。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2000-237196号公報

【特許文献2】特開2005-331292号公報

【特許文献3】特開2007-020735号公報

【特許文献4】特開2009-077931号公報

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

このプローブ構成は異常部位をプローブの中央直下に誘導するには適しているが、部位の深さやサイズに関しては概略しか推定できず、例えば画像検査で5mmの空間分解能が必要となる場合には一回の測定で得られるデータでは足りないという課題があった。もちろん光入射位置と検出位置を大幅に増やせば対応可能であるが、計算量が巨大になり計算時間が膨大になる上に、チャンネル数が相応に多くなれば検知システムが大規模になり超

50

音波エコーを補完するコンパクトなシステムというニーズを満たすことはできない。

【 0 0 1 4 】

この課題を回避するために、相対位置を適切に変えた配置で複数回測定すれば必要な数のデータを集めれば画像化は可能である。しかし、生体検査において精度良く位置を合わせることは難易度が高い。加えて生体表面上をプローブで走査すると皮膚への圧迫の程度により血液分布が変化して検出光強度を変動させる問題があり、プローブを再現性良く皮膚に接触させることも測定難易度を上げていた。このように検査技士に高度な技量・技能が再び必要となる問題が生じた。

【 0 0 1 5 】

本実施形態は、上記の課題を解決するために、例えば超音波プローブの位置誘導において、生体測定時の相対位置を簡便かつ精度よく測定しつつ、計測データ量を増加することができる超音波診断装置及び生体検査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】

【 0 0 1 6 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波送受信面から被検体に超音波を送信し、前記超音波送受信面を介して、前記被検体内において反射された超音波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブによって受信された超音波を用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記超音波送受信面の周囲から前記被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの光照射手段と、前記少なくとも一つの光照射部の周囲に配置され、前記少なくとも一つの光照射部から照射され前記被検体内で拡散反射された特定波長の光の強度を検出する複数の光検出手段と、前記少なくとも一つの光照射手段及び前記複数の光検出手段の少なくとも一方をスライドさせ、前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の位置関係を変更するスライド機構と、前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光入射手段と、前記複数の光検出手段と、の間の異なる位置関係毎に検出された、前記光強度の変化を解析する解析手段と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【図 2】図 2 は、光プローブ 4 0、光計測処理ユニット 4 2 からなる生体計測装置 4 のブロック構成図である。

【図 3】図 3 は、プローブ P を被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ 1 2 の超音波送受信面に対する光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置例、及び光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 を一体としてスライドさせるスライド機構を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、超音波プローブ 1 2 と光プローブ 4 0 とを有するプローブ P の側面図である。

【図 5】図 5 (a)、(b) は、光測定用ソールを示した図である。

【図 6】図 6 は、生体計測装置 4 の光学測定系の構成の一例を示した図である。

【図 7】図 7 は、粗検索モードと、微調整モードとのそれぞれに従う光計測を説明するための図である。

【図 8】図 8 は、本実施形態のプローブ P の変形例 1 を説明するための図である。

【図 9】図 9 は、本実施形態のプローブ P の変形例 1 を説明するための図である。

【図 1 0】図 1 0 (a)、(b)、(c) は、図 8、図 9 に例示したプローブ P のスライド機構 4 0 3 a によるスライド動作を説明する図である。

【図 1 1】図 1 1 は、生体検査装置 4 の光学測定系の変形例 2 を示した図である。

【図 1 2】図 1 2 は、生体検査装置 4 の光学測定系の変形例 3 を示した図である。

【図 1 3】図 1 3 は、プローブの位置精度と光強度の誤差測定方法の一例を示す。

【図 1 4】図 1 4 は、プローブの位置精度と光強度の誤差測定方法の一例を示す。

【図 1 5】図 1 5 は、プローブの位置精度と光強度の誤差測定方法の一例を示す。

10

20

30

40

50

【図16】図16は、光照射部400を固定とし、光検出部401だけをスライドさせるスライド機構403aを具備したプローブPの一例である。

【図17】図17は、光照射部400を固定とし、光検出部401だけをスライドさせるスライド機構403aを具備したプローブPの一例である。

【図18】図18に酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの光吸収スペクトルを示す。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

10

【0019】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ12、入力装置13、モニタ14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドブラ処理ユニット24、RAWデータメモリ25、ボリュームデータ生成ユニット26、画像処理ユニット28、表示処理ユニット30、制御プロセッサ(CPU)31、記憶ユニット32、インターフェースユニット33を具備している。また、本実施形態に係る超音波診断装置1は、生体計測装置4を実現するための光プローブ40及び光計測処理ユニット42と、超音波プローブ12の配置操作を支援するための支援情報を生成する支援情報生成ユニット44と、をさらに具備する。

20

【0020】

なお、本実施形態においては、図1に示した様に、生体計測装置を内蔵する(生体計測装置と一体構造の)超音波診断装置1を例として説明する。しかしながら、当該例に拘泥されず、生体計測装置と超音波診断装置とを別体構造としてもよい。

【0021】

超音波プローブ12は、生体を典型例とする被検体に対して超音波を送信し、当該送信した超音波に基づく被検体からの反射波を受信するデバイス(探触子)であり、その先端に複数に配列された圧電振動子、整合層、バッキング材等を有している。圧電振動子は、超音波送信ユニット21からの駆動信号に基づきスキャン領域内の所望の方向に超音波を送信し、当該被検体からの反射波を電気信号に変換する。整合層は、当該圧電振動子に設けられ、超音波エネルギーを効率良く伝播させるための中間層である。バッキング材は、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止する。当該超音波プローブ12から被検体に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流で反射された場合のエコーは、ドブラ効果により移動体の超音波送受信方向の速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

30

【0022】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ12は、複数の超音波振動子が所定の方向に沿って配列された二次元アレイプローブであるとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ12は、ボリュームデータを取得可能なものとして、二次元アレイプローブ(複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列されたプローブ)、又はメカニカル4Dプローブ(超音波振動子列をその配列方向と直交する方向に機械的に煽りながら超音波走査を実行可能なプローブ)であってもよい。

40

【0023】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、後述する粗検索モードと微調整モードとを切り替えるスイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。また、入力装置13は、後述する穿

50

刺術支援機能において、穿刺針の針先位置を含む穿刺術情報を取り込むタイミングを指示するためのボタン等を有している。

【0024】

モニタ14は、表示処理ユニット30からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

【0025】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。トリガ発生回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのトリガパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各トリガパルスに与えられる。パルサ回路は、このトリガパルスに基づくタイミングで、プローブ12に駆動パルスを印加する。

10

【0026】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたアナログのエコー信号をデジタルエコー信号に変換する。遅延回路では、デジタル変換されたエコー信号に対し受信指向性を決定し、受信ダイナミックフォーカスを行うのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

20

【0027】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。

【0028】

ドブラ処理ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から血流信号を抽出し、血流データを生成する。血流の抽出は、通常CFM（Color Flow Mapping）で行われる。この場合、血流信号を解析し、血流データとして平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0029】

RAWデータメモリ25は、Bモード処理ユニット23から受け取った複数のBモードデータを用いて、三次元的な超音波走査線上のBモードデータであるBモードRAWデータを生成する。また、RAWデータメモリ25は、ドブラ処理ユニット24から受け取った複数の血流データを用いて、三次元的な超音波走査線上の血流データである血流RAWデータを生成する。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、RAWデータメモリ25の後に三次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

30

【0030】

ボリュームデータ生成ユニット26は、空間的な位置情報を加味した補間処理を含むRAW-ボクセル変換を実行することにより、Bモードボリュームデータ、血流ボリュームデータを生成する。

40

【0031】

画像処理ユニット28は、ボリュームデータ生成ユニット26から受け取るボリュームデータに対して、ボリュームレンダリング、多断面変換表示（MPR：multi planar reconstruction）、最大値投影表示（MIP：maximum intensity projection）等の所定の画像処理を行う。なお、ノイズ低減や画像の繋がりを良くすることを目的として、画像処理ユニット28の後に二次元的なフィルタを挿入し、空間的なスムージングを行うようにしてもよい。

【0032】

表示処理ユニット30は、画像処理ユニット28において生成・処理された各種画像デ

50

ータに対し、ダイナミックレンジ、輝度（ブライトネス）、コントラスト、カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0033】

制御プロセッサ31は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、各構成要素の動作を制御する。また、制御プロセッサ31は、後述する超音波プローブ操作支援機能に従う処理を実行する。

【0034】

記憶ユニット32は、後述する超音波プローブ操作支援機能を実現するための専用プログラム、撮像されたボリュームデータ、診断情報（患者ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、図示しない画像メモリ中の画像の保管などにも使用される。記憶ユニット32のデータは、インターフェースユニット33を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

10

【0035】

インターフェースユニット33は、入力装置13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインターフェースである。また、インターフェースユニット33を介して、外付けの生体計測装置を本超音波診断装置本体11に接続することも可能である。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インターフェースユニット33によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0036】

支援情報生成ユニット44は、超音波プローブ12と被検体表面との密着度、被検体内の異常部位の三次元的方位及び距離（接近度）、の少なくとも一方を、スライド機構403aによる移動を伴う各計測位置において取得された異常部位の三次元的方位及び距離に基づいて計算し、その結果に基づいて、被検体及び診断対象部位に対し超音波プローブ12の位置、向き、姿勢、加圧度等をより好適に誘導するための支援情報を生成し出力することで、超音波プローブ操作を支援する。なお、支援情報生成ユニット44の具体的な処理については、例えば特開2014-110878号公報等に掲載された手法を採用することができる。生成された支援情報は、モニタ14において所定の形態で表示される。

20

【0037】

図2は、光プローブ40、光計測処理ユニット42からなる生体計測装置4のブロック構成図である。図3は、プローブPを被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ12の超音波送受信面に対する光照射部400及び光検出部401の配置例、及び光照射部400及び光検出部401を一体として超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向に沿って移動させるスライド機構を説明するための図である。図4は、超音波プローブ12と光プローブ40とを有するプローブPの側面図である。

30

【0038】

図2、図3に示す様に、光プローブ40は、少なくとも二個の光照射部400（図3の例では超音波プローブ12の超音波送受信面の中央両脇に配置された二個の第1光照射部400a、第2光照射部400b）、超音波プローブ12の超音波送受信面の中央両脇に第1光照射部400a、第2光照射部400bを挟んで配置された複数の光検出部401、スライド機構403a、スライド検出器403cを有している。複数の光照射部400及び複数の検出部401は、超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向の中心軸に関して線対称に配置され、超音波送受信面の長手方向に沿って等間隔で配置されている。これは一例に過ぎず、対向する光検出部401の距離を考慮して位置間隔を調整する変形例もある。

40

【0039】

第1光照射部400a、第2光照射部400bは、第1の光源420a、第2の光源420bがそれぞれ発生する光（近赤外光）を被検体に向けて照射する。また、第1光照射部400a、第2光照射部400bには、それぞれ異なる駆動周波数（ f_1 、 f_2 ）が供給される。その結果、第1光照射部400a、第2光照射部400bからは、異なる駆動周波数でそれぞれ特定波長の光が照射されることになる。

50

【0040】

第1光源420a、第2光源420bは、生体内吸収が小さい波長の光（例えば、生体の窓と呼ばれる波長帯近傍である600nm～1800nmの範囲の光）、異常部位で吸収量が増す特定波長の光（例えば、生体の窓と呼ばれる波長帯範囲にあり血液中のヘモグロビンが吸収する750～850nmの波長範囲の光）を発生する半導体レーザ、発光ダイオード、固体レーザ、ガスレーザなどの発光素子等である。第1光源420a、第2光源420bにおいて発生した光は、例えば図4に示す光ファイバー400cを介して、第1光照射部400a、第2光照射部400bに供給される。スライドによる光学系の変形は、柔軟性のある光ファイバー400cにより影響が緩和される。第1光照射部400a、第2光照射部400bには、異なる駆動周波数が供給される。その結果、第1光照射部400a、第2光照射部400bからは、異なる駆動周波数でそれぞれ特定波長の光が照射されることになる。なお、本実施形態においては、第1光源420aと第2光源420bとは、同一波長の光を発生するものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、後述するように、第1光源420aと第2光源420bとが、互いに異なる波長の光を発生するようにしても良い。

10

【0041】

複数の光検出部401は、例えば図4に示す光ファイバー401cの端部で構成された検出面を有し、当該検出面から光導波部を介して入力する被検体内からの反射光を光電変換する複数の検出素子からなる。スライドによる光学系の変形は、柔軟性のある光ファイバー401cにより影響が緩和される。検出素子としては、例えば、フォトダイオードやフォトトランジスタなどの受光素子のほか、CCD、APD、光電子増倍管等を採用することができる。光照射部400及び各光検出部401の被検体との接触面には、光整合層を設けるようにしてもよい。なお、図4の例では光ファイバー401cがむき出しの状態に記載されているが、検査者の利便性からスライドに伴うファイバー部の移動箇所全体をカバーで覆う事が望ましい。

20

【0042】

スライド機構403aは、例えば図3、図4に示すように、複数の光照射部400及び複数の光検出部401を一体として、超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向に沿って移動させる移動機構である。スライド機構403aによる移動により、各光照射部400及び各光検出部401は、超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向に沿った複数の位置（すなわち、長手方向に沿った複数の照射位置及び複数の検出位置）について、検出光に関するデータを取得することができる。

30

【0043】

スライド検出器403cは、複数の光照射部400及び複数の光検出部401を一体として、超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向に沿って移動させた場合において、光計測が行われた計測位置（すなわち、光計測における各光検出器401の位置又は各光照射部400の位置）を、例えば初期位置を基準として検出する。検出された各計測位置は、光信号制御部422に出力される。

【0044】

なお、スライド機構403a及びスライド検出器403cによる移動を伴う光計測は、ポテンショメータ等を使用して任意のスライド位置を検出し、複数の光照射部400及び複数の光検出部401を超音波送受信面の長手方向に沿って、連続的に移動させながら任意の位置で行うことができる。しかしながら、多数回測定的位置精度を上げて常に一定変位にする方がデータ解析は容易になる。このため、スライド機構403aは測定位置で仮固定できる機構を、スライド検出器403cは仮固定位置の検知器を、それぞれ具備することが好ましい。

40

【0045】

複数の光照射部400及び複数の光検出部401の被検体との接触面側には、図5(a)、(b)に示すような、複数の光照射部400及び複数の光検出部401を被覆する光測定用ソールが設けられている。光測定用ソールには、超音波プローブ12の超音波送受

50

信面を露出させるための窓部があり、当該窓部には、超音波プローブ12が精度良く嵌る。また、超音波プローブ12の超音波送受信面と光測定用ソールとの高さは、同一レベルとなるように調整されている。本実施形態に係る計測に用いる光は、近赤外線領域を使用することから、当該光測定用ソールは、可視カットフィルタ素材で構成されている。

【0046】

光信号制御部422は、生体計測装置4を動的又は静的に制御する。例えば、光信号制御部422は、超音波診断装置1の制御プロセッサ31の制御のもと、所定のタイミング、所定の周波数、強度、強度変動周期Tで第1光照射部400a、第2光照射部400bから光が照射されるように、第1光源420a、第2光源420bを制御する（特に本実施形態の場合、第1光源420a、第2光源420bで駆動周波数が異なる）。また、光信号制御部422は、所定のタイミングで所定の駆動周期の光に対応する解析処理が実行されるように、光解析部424を制御する。

10

【0047】

光解析部424は、マルチチャンネルロックインアンプを有し、周期 f_1 、 f_2 を選択して所定の信号のみを検出し増幅した後、デジタル信号に変換する。さらに、光解析部424は、光検出部401間での検出光の強度変化を解析する。

【0048】

演算回路426は、光検出部401間での検出光の強度変化に基づいて、複数の光検出部401と被検体表面との密着度、被検体内において所定の光吸収係数を示す異常部位（例えば、特定波長を正常組織に比して多く吸収する部位）の被検体の表面からの深さ、所定の位置（例えば光照射部400、超音波プローブ12の超音波送受信面中心等）を基準とする異常部位の三次元的な位置及び距離を計算する。演算回路426における計算結果は、計測位置毎に、支援情報生成ユニット44に送り出される。

20

【0049】

図6は、生体計測装置4の光学測定系の構成の一例を示した図である。同図に従って、生体計測装置4の光学測定系について、より詳細に説明する。第1光源420a及び第2光源420bは、例えば波長が765nm近傍のLEDを採用する。二個のLEDは、それぞれ別々の駆動周波数（ f_1 、 f_2 ）で明滅駆動される。駆動周波数（ f_1 、 f_2 ）は、後述のマルチチャンネルロックインアンプの位相検波用参照信号を使用する。第1光源420a及び第2光源420bが発生した光は、LEDから第1光照射部400a、第2光照射部400bに向けて光ファイバーで伝達される。第1光照射部400a、第2光照射部400bから生体に光が放たれ、各光検出部401に生体からの光が入り、光ファイバーを経由して、光電変換素子（フォトダイオード、アバランシェフォトダイオード、光トランジスタ等）で構成される8ch光検出モジュールに伝達される。駆動周波数 f_1 、 f_2 ごとの光信号は、光解析部424が有する16chマルチチャンネルロックインアンプにおいて増幅され、16chADコンバータにおいてA/D変換され、その強度変化が解析される。これらの処理は、スライド機構403aによる移動を伴う各計測位置において取得された光信号について実行される。

30

【0050】

（スライド機構による移動を伴う生体光計測）

40

本実施形態に係る生体計測装置4は、スライド機構403aにより複数の光照射部400及び複数の光検出部401を超音波送受信面の長手方向に沿って移動させながら、生体光計測（すなわち、複数の光照射部400による生体内への光照射、及び複数の光検出部401による生体内からの光検出の一連の動作）を実行する。従って、本光信号は、超音波送受信面の長手方向に沿った複数の計測位置において取得されることになる。この結果、異常部位の被検体の表面からの深さ等の計算に用いるデータ量を、計測位置の数だけ増加させることができる。加えてスライド計測時には可視カットフィルタ素材から構成されるソール部が一定な力で光計測部分の皮膚表面を印圧しているため、各測定時に検査部位の血液の授受が抑えられるため、測定誤差が小さい多数回測定ができる。

【0051】

50

なお、各計測位置における光計測は、どのような手法であってもよい。本実施形態においては、一例として、粗検索モードと、微調整モードとのそれぞれに従う光計測を、スライド機構403aにより複数の光照射部400及び複数の光検出部401をスライドさせながら実行し、異常部位の被検体の表面からの深さ等の計算を実行する場合について説明する。ここで、粗検索モードとは、超音波プローブ12による超音波走査断面が生体内の診断対象部位（異常部位と認めらえる部位或いは異常の疑いがある部位）を含むように、生体表面上でプローブPの位置調整を行う場合において、上記異常部位を大まかに検索するためのモードである。また、微調整モードとは、生体表面上で超音波プローブ12の位置調整を行う場合において、上記異常部位を高精度で検索するためのモードである。

【0052】

図7(a)に示すように、粗検索モードにおいては、第1照射部400aと複数の光検出部401aとがペアリングされ、第2照射部400bと光検出部401bとがペアリングされる（すなわち、超音波プローブ12の同一側に配置された光入射部と検出部とがペアリングされる）。

【0053】

ペアリング後、第1照射部400aと複数の光検出部401aとによって検索される領域（第1検索域）と、第2照射部400bと複数の光検出部401bとによって検索される領域（第2検索域）とによって、スライド機構403aによるスライドを伴いながら、複数の計測位置において生体光計測が実施される。このとき、例えば、診断対象部位に対応する特定の周波数帯域の信号につき、第1検索域よりも第2の検索域から強く検出される場合には、当該診断部位は、超音波プローブ12の中心（長軸）よりも第2の検索域側に存在することがわかる。或いはその逆として、同じ特定の周波数帯域の信号につき、第2検索域よりも第1の検索域から強く検出される場合には、当該診断部位は、超音波プローブ12の中心（長軸）よりも第1の検索域側に存在することがわかる。当該粗検索モードでは、超音波プローブ12の超音波照射面両側において、異常部位を検索するための領域を比較的広く取ることができる。この特長から、診断対象部位を超音波プローブ近傍まで誘導するのに適したモードと言える。

【0054】

一方、微調整モードは、例えば粗検索モードを経て大まかな位置調整がなされた後に実行される。当該微調整モードでは、図7(b)に示すように、第1照射部400aと複数の光検出部401bとがペアリングされ、第2照射部400bと複数の光検出部401aとがペアリングされる（すなわち、超音波プローブ12を挟んで配置された光入射部と検出部とがペアリングされる）。

【0055】

ペアリング後、第1照射部400aと複数の光検出部401bとによって検索される領域（第1検索域）と、第2照射部400bと複数の光検出部401aとによって検索される領域（第2検索域）とによって、スライド機構403aによるスライドを伴いながら、複数の計測位置において生体光計測が実施される。このとき、例えば、診断対象部位に対応する特定の周波数帯域の信号につき、第1検索域からの強度と第2の検索域からの強度とを比較することで、診断対象部位の位置をプローブPの中心近傍に絞り込むことができる。当該微調整モードでは、超音波プローブ12の超音波照射面を含むように、異常部位を検索するための領域が設定される。この特長から、診断対象部位を超音波走査面内に正確に導くための微調整に適したモードと言える。

【0056】

光解析部424は、各計測位置における光検出部401間での検出光の強度変化を解析する。演算回路426は、計測位置毎に、光解析部424の解析結果（光検出部401間での検出光の強度変化）に基づいて、被検体内において所定の光吸収係数を示す異常部位の被検体の表面からの深さ、三次元的な位置及び距離を計算する。

【0057】

超音波画像診断において超音波プローブ12の位置誘導を行う場合、粗検索モード、微

10

20

30

40

50

調整モードのそれぞれにおいて、各計測位置に対応する光信号は、光解析部 4 2 4、第 1 演算回路 4 2 6 a、第 2 演算回路 4 2 6 b において所定の処理を受けた後、診断対象部位の位置に関する情報として支援情報生成ユニット 4 4 に送られる。支援情報生成ユニット 4 4 は、受け取った診断対象部位の位置に関する情報に基づいて、被検体及び診断対象部位に対しプローブ P の位置、向き、姿勢、加圧度等をより好適に誘導するための支援情報を生成し出力する。出力された支援情報は、例えばモニタ 1 4 において所定の形態で表示される。

【 0 0 5 8 】

なお、粗検索モードと微調整モードとの間の切り替えは、例えば入力装置 1 3 からの操作によって実行される。しかしながら当該例に拘泥されず、例えば、診断対象部位と超音波送受信面との距離と所定の閾値とを比較することにより、装置が粗検索モード又は微調整モードを自動的に選択するようにしてもよい。

10

【 0 0 5 9 】

(変形例 1)

図 8、図 9 は、本実施形態のプローブ P の変形例 1 を説明するための図である。図 8、図 9 と図 3、図 4 とを比較した場合、図 8、図 9 の例では、超音波送受信面の長手方向両側に沿った各配列において、複数の光検出部 4 0 1 を照射部 4 0 0 に対し非対称に配置（すなわち、片方の配列におおいて、照射部 4 0 0 の一方の側に 3 つの光検出部 4 0 1 が、他方の側に 1 つの光検出部 4 0 1 が、それぞれ配置）されている。このように、光検出器 4 0 1 を照射部 4 0 0 に対して非対称に配置することで、入射・検出距離を大きく取り、被検体の深い位置にある異常部位等を検出しやすくすることができる。

20

【 0 0 6 0 】

図 1 0 (a)、(b)、(c) は、図 8、図 9 に例示したプローブ P のスライド機構 4 0 3 a によるスライド動作を説明する図である。図 3、図 4 の例と同様に、ポテンシオメータ等を使用して任意のスライド位置を検出する機構も可能である。しかしながら、多数回測定的位置精度を上げて常に一定変位にする方がデータ解析は容易になるため、スライド機構 4 0 3 a は測定位置で仮固定できる機構を、スライド検出器 4 0 3 c は仮固定位置の検知器を、それぞれ具備することが好ましい。

【 0 0 6 1 】

なお、図 8、図 9、図 1 0 の例示では、光学系のスライド方向は、光検出器 4 0 1 の数の少ない側に移動させるものとした。しかしながら、当該例に拘泥されず、光検出器 4 0 1 の数の多い側に移動させる構成としてもよい。

30

【 0 0 6 2 】

(変形例 2)

図 1 1 は、生体検査装置 4 の光学測定系の変形例 2 を示した図である。図 6 に示した光学測定系との差異は、第 1 照射部 4 0 0 a に波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 （同図の例では、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 809 \text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 855 \text{ nm}$ ）の 3 光源 4 2 0 a 1、4 2 0 a 2、4 2 0 a 3 から光が導かれる構成であること、第 2 照射部 4 0 0 b に波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 （同図の例では、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ 、 $\lambda_2 = 809 \text{ nm}$ 、 $\lambda_3 = 855 \text{ nm}$ ）の 3 光源 4 2 0 b 1、4 2 0 b 2、4 2 0 b 3 から光が導かれる構成であること、光源 4 2 0 a 1 は周波数 f_1 で、光源 4 2 0 a 2 及び 4 2 0 a 3 は周波数 f_3 で、光源 4 2 0 b 1 は周波数 f_2 で、光源 4 2 0 b 2 及び 4 2 0 b 3 は周波数 f_4 で、それぞれ駆動されること、各光源の駆動信号は図 4 と同様にマルチチャンネルロックインアンプから供給されるが、それが 4 周波であること、マルチチャンネルロックインアンプが 8 c h x 4 の構成で図 6 の 4 倍規模であり、3 2 c h の信号を 1 6 c h に絞るアナログ除算器が設けられている点である。

40

【 0 0 6 3 】

(変形例 3)

図 1 2 は、生体検査装置 4 の光学測定系の変形例 3 を示した図である。図 1 1 に示した光学測定系との差異は、マルチチャンネルロックインアンプが 8 c h x 4 の前段に 8 c h

50

ローパスフィルタアンプが設けられていること、アナログ除算器をシステムから分離し、除算器の代わりに32chの信号をADCでデジタル信号に変換した上で計算処理で規格化したこと、接近情報等の支援情報を音声で、超音波画像と光計測結果の2系統同時表示する出力ユニットが設けられている点である。

【0064】

(変形例4)

上述したプローブPは、光入射部400と光検出部401とを一体としてスライドさせる構成を例示した。しかしながら、当該構成に拘泥されず、例えば、光入射部400と光検出部401のどちらか一方を固定とし、他方をスライドさせるようにしても良い。すなわち、異常部位(或いは超音波送受信面)と、光入射部400と、光検出部401との間で位置関係(或いは幾何学的関係)を変更させ、異なる位置関係毎に計測データを得ることができれば、原理的には計測データ量を増加させることができる。

10

【0065】

しかしながら、当該構成は、光入射部400と光検出部401とを一体としてスライドさせる構成に比して、検出した光強度の測定誤差が大きくなる原因となるため、注意を必要とする。

【0066】

図13に、プローブの位置精度と光強度の誤差測定方法の一例を示す。検出距離(X方向)のずれ: $-50\mu\text{m}$ 、 $0\mu\text{m}$ 、 $+50\mu\text{m}$ 、Y方向のずれ: $0\mu\text{m}$ 、 $+50\mu\text{m}$ 、 $+100\mu\text{m}$ 、接触状態(Z方向)のずれ: $0\mu\text{m}$ 、 $+100\mu\text{m}$ 、 $+200\mu\text{m}$ 、角度のずれ: 入射角度(XZ面内)のずれ: -2° 、 0° 、 2° 、検出角度(XZ面内)のずれ: -2° 、 0° 、 2° で検出光強度の変動分を誤差として評価した。

20

【0067】

図14、図15に図13の試験結果を抜粋する。距離のずれと角度のずれは計測データを大きく変動させるが、接触状態のずれは比較的変動が小さいことが判る。すなわち光学系のスライドにおいては、入射・検出距離の誤差要因は避けるべきであり、入射部と検出部が一体化した構成がより好適であるといえる。

【0068】

図16、図17は、光照射部400dを固定とし、光検出部401だけをスライドさせるスライド機構403aを具備したプローブPの一例である。図3、図4の例と比較して、光検出部401のみが一体化され、超音波プローブ12の超音波送受信面の長辺方向にスライド可能な構成となっている。一方、光入射部400dは、超音波送受信面の短辺近傍に固定されている。この構成では先に説明したように測定誤差が大きくなる半面、光強度解析に使う解析空間の幅を狭くできる特長がある。また、スライドした距離に応じてアナログ増幅器のゲインを自動的に調整できるように組むことで、一連の測定のダイナミックレンジを広げることにもできるメリットも有する。

30

【0069】

以上述べた本超音波診断装置或いは生体計測装置の構成によれば、以下の効果を実現することができる。すなわち、スライド機構により複数の光照射部及び複数の光検出部の少なくとも一方を超音波送受信面の長手方向に沿って移動させながら、複数の計測位置において生体光計測を実行する。従って、本光信号は、超音波送受信面の長手方向に沿った複数の計測位置において取得されることになる。この結果、異常部位の被検体の表面からの深さ等の計算に用いるデータ量を、計測位置の数だけ増加させることができ、従来に比して、測定情報の解析精度を保証することができるようになる。

40

【0070】

また、複数の光照射部及び複数の光検出部を、手動ではなく、スライド機構によって移動させる。このため、計測時における皮膚への圧迫を一定に抑制しつつ、移動距離及び計測位置を精度よく検知することができる。その結果、診断対象部位の位置を判定するための異なる位置毎の複数回の光計測を、簡単かつ正確に実行することができる。

【0071】

50

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。

【0072】

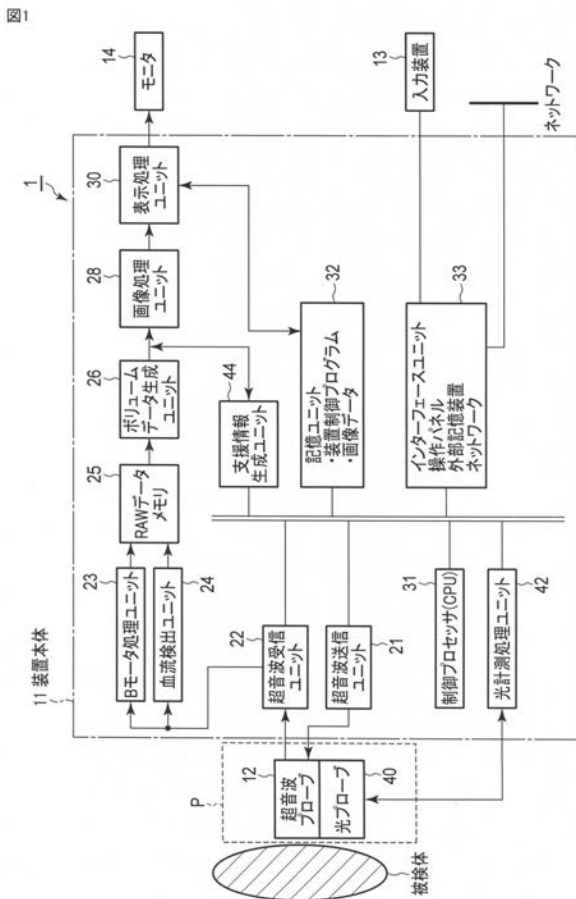
これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

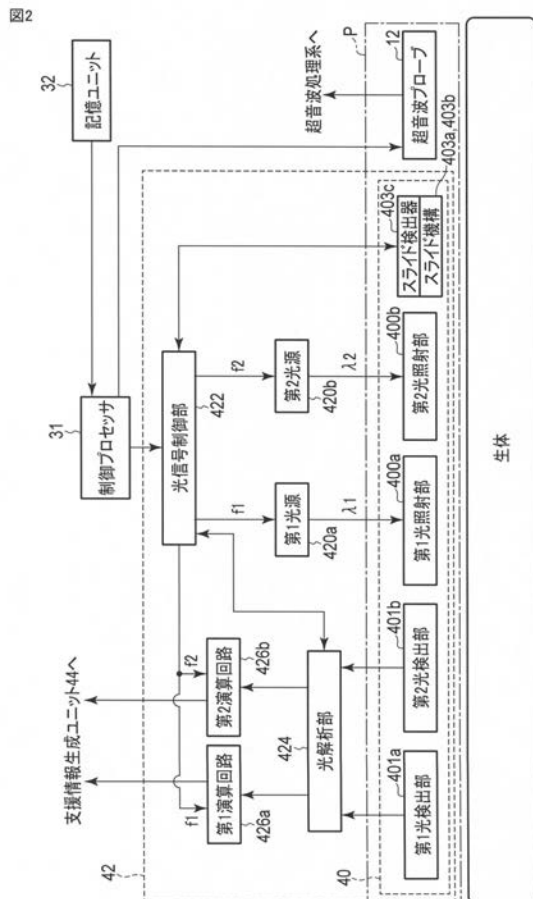
【0073】

1 ... 超音波診断装置、11 ... 装置本体、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニタ、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... ドプラ処理ユニット、25 ... RAWデータメモリ、26 ... ボリュームデータ生成ユニット、28 ... 画像処理ユニット、30 ... 表示処理ユニット、31 ... 制御プロセッサ(CPU)、32 ... 記憶ユニット、33 ... インターフェースユニット、40 ... 光プローブ、42 ... 光計測処理ユニット、44 ... 支援情報生成ユニット、400a、400b ... 光照射部、400c、401c ... 光ファイバー、401a、401b ... 光検出部、403a、403b ... スライド機構、403c ... スライド検出器、420a ... 第1光源、420b ... 第2光源、422 ... 光信号制御部、424 ... 光解析部、426a ... 第1演算回路、426b ... 第2演算回路

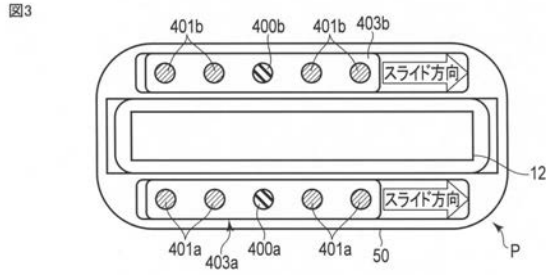
【図1】



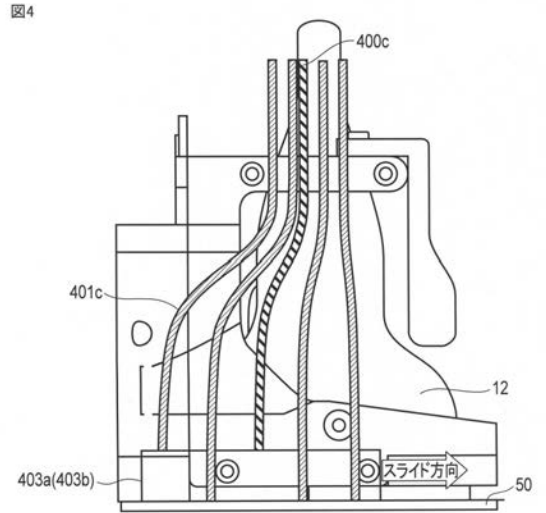
【図2】



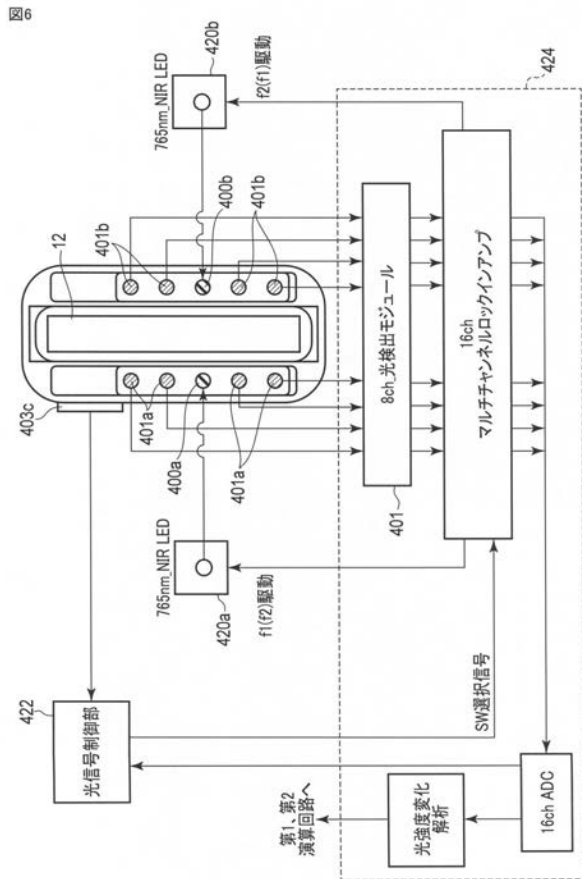
【 図 3 】



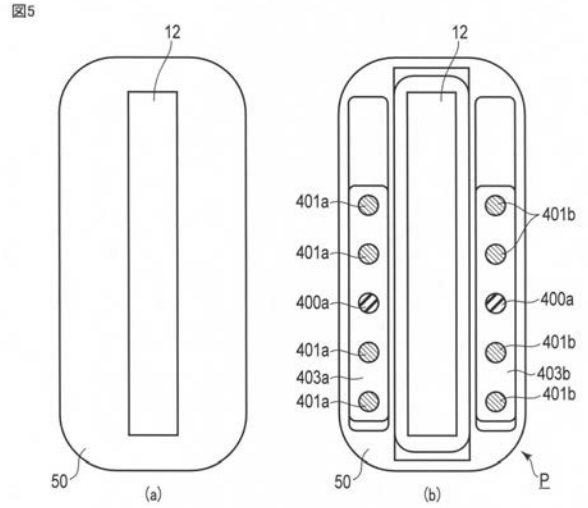
【 図 4 】



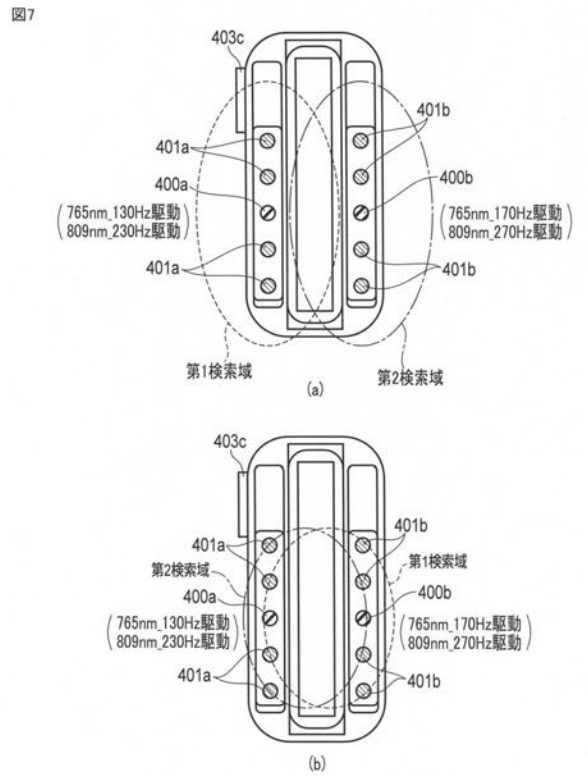
【 図 6 】



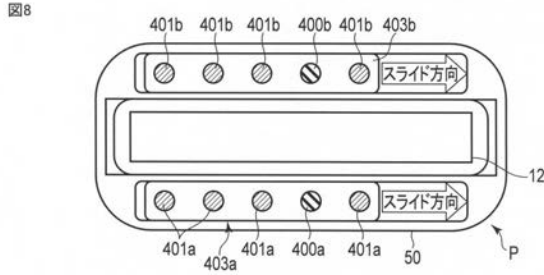
【 図 5 】



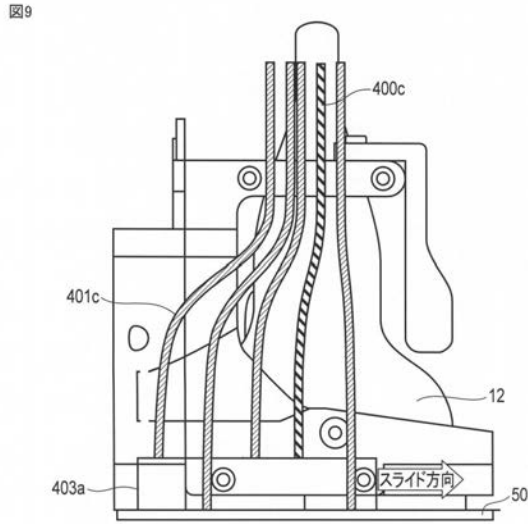
【 図 7 】



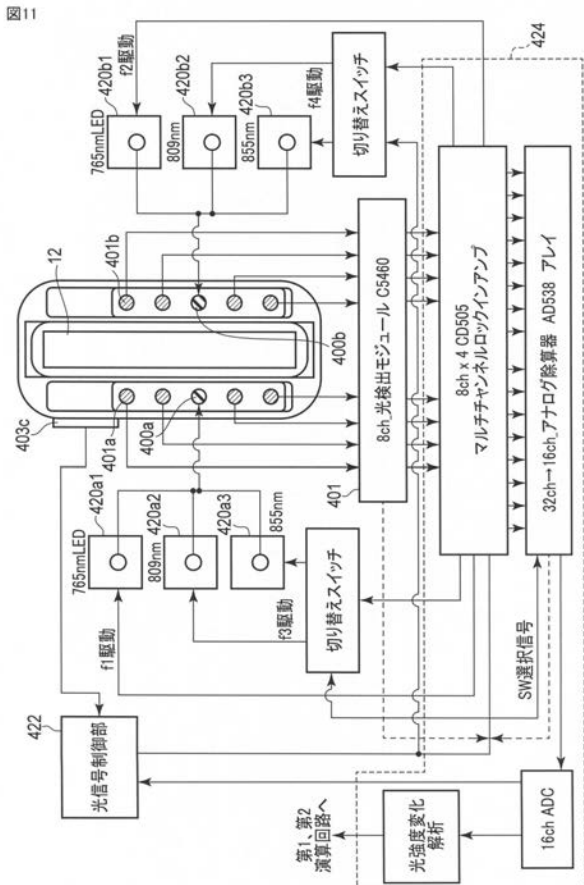
【 図 8 】



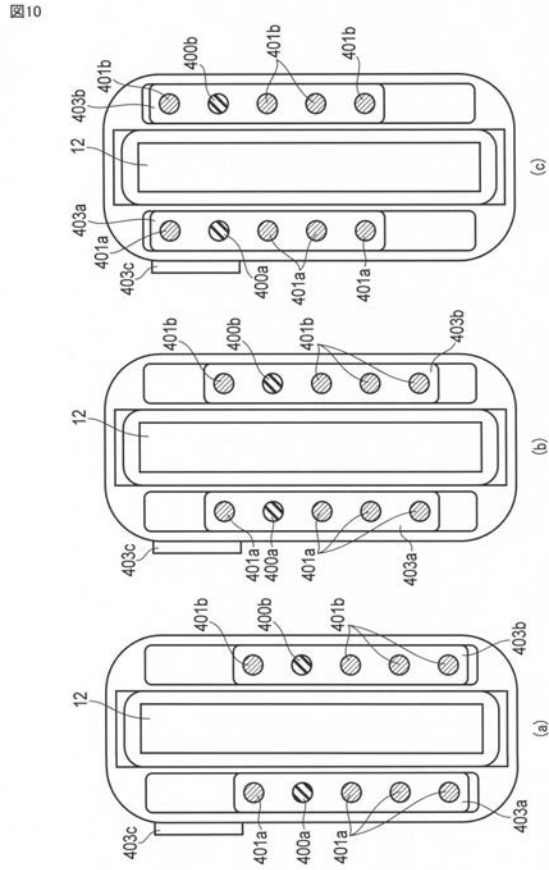
【 図 9 】



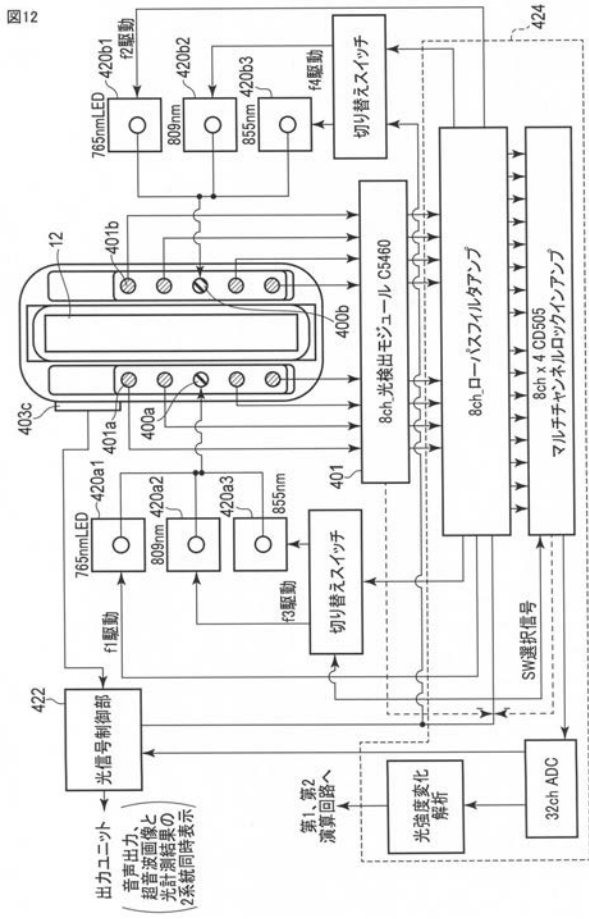
【 図 1 1 】



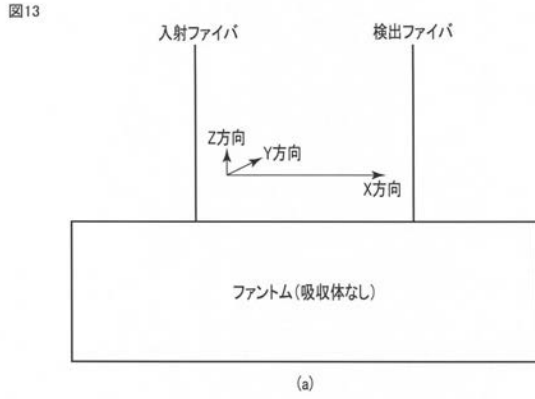
【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



距離

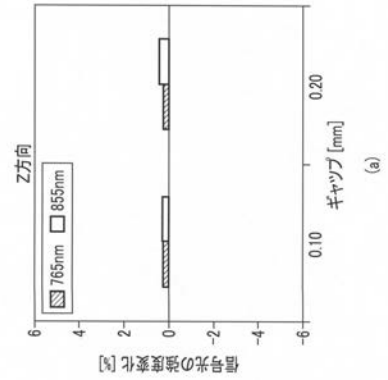
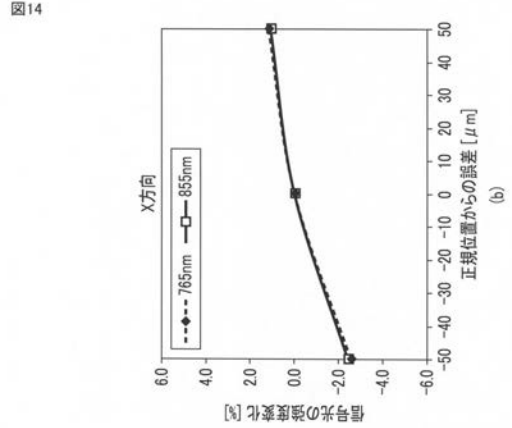
検出距離(X方向)のずれ: $-50\mu\text{m}$, $0\mu\text{m}$, $+50\mu\text{m}$
 面内位置(Y方向)のずれ: $0\mu\text{m}$, $+50\mu\text{m}$, $+100\mu\text{m}$
 接触状態(Z方向)のずれ: $0\mu\text{m}$, $+100\mu\text{m}$, $+200\mu\text{m}$

角度

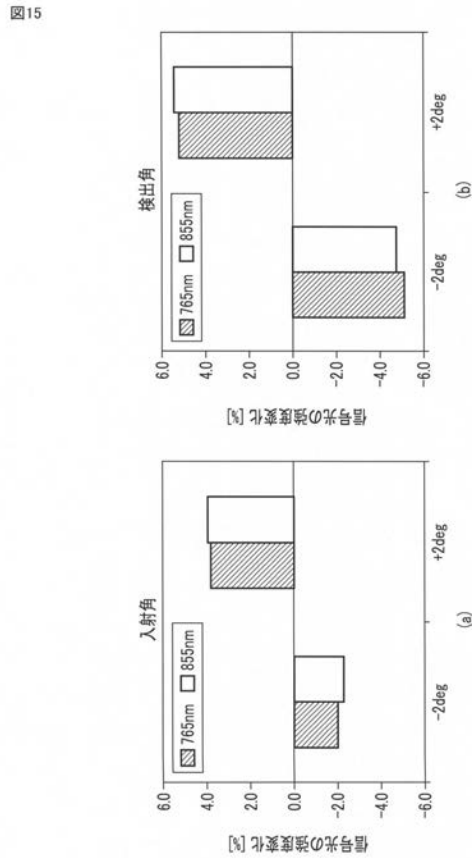
入射角度(XZ面内)のずれ: -2° , 0° , 2°
 検出角度(XZ面内)のずれ: -2° , 0° , 2°

(b)

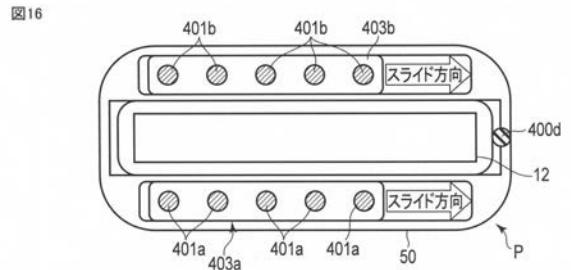
【 図 1 4 】



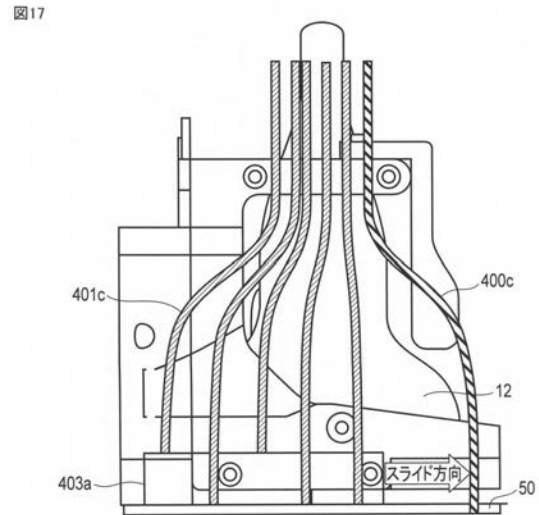
【 図 1 5 】



【 図 1 6 】

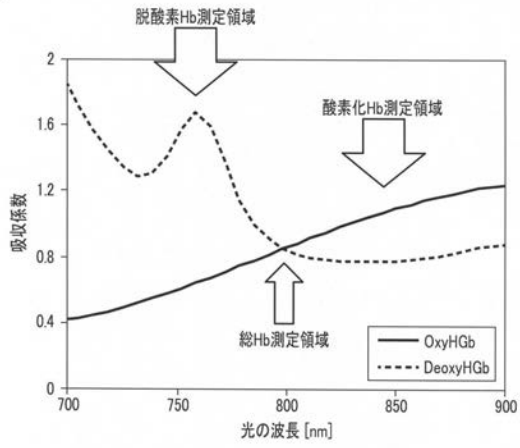


【 図 1 7 】



【 図 1 8 】

図18



フロントページの続き

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 高山 暁

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 浦野 妙子

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 中村 健二

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 中西 務

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

Fターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB13 CC18 EE01 EE11 GG01 GG02 GG03 GG07

HH01 HH02 HH06 JJ17 KK02 KK03 KK04 LL01 MM01

4C601 DD08 EE09 EE11 HH40 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和活检装置		
公开(公告)号	JP2016171909A	公开(公告)日	2016-09-29
申请号	JP2015053521	申请日	2015-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	高山 暁 浦野 妙子 中村 健二 中西 務		
发明人	高山 暁 浦野 妙子 中村 健二 中西 務		
IPC分类号	A61B8/14 G01N21/359 A61B10/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B5/0037 A61B5/0075 A61B5/06 A61B8/06 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/58		
FI分类号	A61B8/14 G01N21/359 A61B10/00.E		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/AA06 2G059/BB13 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE11 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/GG07 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ17 2G059/KK02 2G059/KK03 2G059/KK04 2G059/LL01 2G059/MM01 4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/HH40 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
其他公开文献	JP6486733B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在所述超声波探头的位置的感应一个例子，同时测量可容易且准确地生物测定，能够提高测定数据量的超声波诊断装置的时间的相对位置。
 解决方案：根据该实施例的超声诊断设备包括超声探头，图像生成单元，至少一个光照射装置，多个光检测装置，滑动机构和分析装置到。至少一个光照射装置从超声波发射和接收表面的周围照射光。多个光检测装置围绕多个光照射单元设置，并检测从多个光照射单元照射的特定波长的光的强度，并在对象内漫反射。滑动机构上滑动的至少一个发光装置的至少一个和多个光检测装置包括一个超声波收发器的表面，以及至少一个光发射装置中，多个光检测装置，所述的位置关系改变。分析装置分析针对每种不同位置关系检测的光强度的变化。 .The

