

(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2017-55886

(P2017-55886A)

(43) 公開日 平成29年3月23日(2017.3.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	2 G 0 5 9
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 6 0 1
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-181734 (P2015-181734)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成27年9月15日 (2015. 9. 15)		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

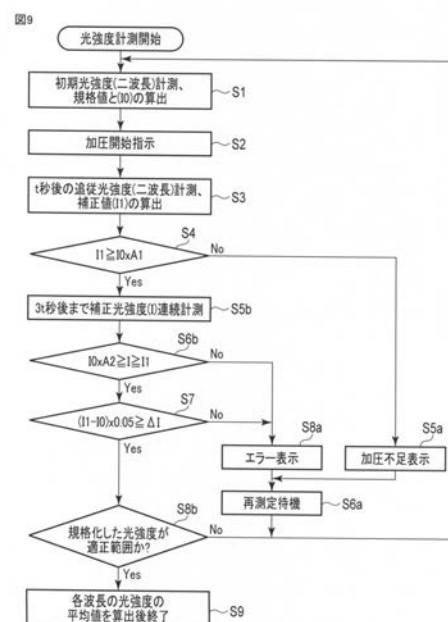
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び生体検査装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ヘモグロビンによる光吸収量の変動の影響を極小化でき、酸素飽和度等を精度良く定量化することで、好適な光計測及び超音波画像診断を可能とする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブ、画像生成ユニット、光プローブ、判定手段、出力手段を具備する。光プローブは、それぞれが異なる周波数で光強度変調されている波長ピークが異なる光を、超音波プローブの超音波送受信面の周囲から被検体の内部に向けて照射する複数の光源と、各光源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複数の光検出器と、を有し、超音波プローブと一体化して設けられている。出力手段は、各光検出部で検出された光強度を用いて光強度の時間変化を解析し、その解析結果に基づいて超音波プローブ及び光プローブの操作の適否を判定する。出力手段は、判定結果を出力する。

【選択図】図9



【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、

それぞれが異なる周波数で光強度変調されている波長ピークが異なる光を、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照射する複数の光源と、前記各光源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器と、
を有し、前記超音波プローブと一体化して設けられた光プローブと、

10

前記各光検出部で検出された光強度を用いて光強度の時間変化を解析し、その解析結果に基づいて前記超音波プローブ及び前記光プローブの操作の適否を判定する判定手段と、
前記判定結果を出力する出力手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記判定手段は、前記複数の光源のうちの一つを基準として時間変化を解析し、その結果に基づいて前記超音波プローブ及び前記光プローブの配置操作の適否を判定すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判定手段は、前記複数の光検出部で検出された光強度の相乗平均を算出し、前記相乗平均された光強度を用いて前記光強度の時間変化を解析し、その結果に基づいて前記超音波プローブ及び前記光プローブの被検体への加圧操作の適否を判定すること、を特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記判定手段は、前記超音波プローブ及び前記光プローブによる前記被検体への加圧直前において前記各光検出器によって検出された第 1 の光強度と、前記超音波プローブ及び前記光プローブによる前記被検体への加圧直後から第 1 の所定時間経過後において前記各光検出器によって検出された第 2 の光強度と、を比較して、前記第 2 の光強度が前記第 1 の光強度の第 1 の所定倍率以上であり、前記加圧直後から第 2 の所定時間経過後において前記各光検出器によって検出された第 3 の光強度が連続して前記第 2 の光強度以上且つ前記第 1 の光強度の第 2 の所定倍率以下であり、前記第 3 の光強度の変動幅が連続して所定の範囲内であるか否かに基づいて、前記超音波プローブ及び前記光プローブの操作の適否を判定すること、を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

それぞれが異なる周波数で光強度変調されている波長ピークが異なる光を、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照射する複数の光源と、前記各光源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器と、
を有する光プローブと、

前記各光検出部で検出された光強度を用いて光強度の時間変化を解析し、その解析結果に基づいて前記光プローブの操作の適否を判定する判定手段と、

40

前記判定結果を出力する出力手段と、

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】**

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】**

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。

50

【 0 0 0 3 】

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。

【 0 0 0 4 】

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。

10

【 0 0 0 5 】

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。

20

【 0 0 0 6 】

上記課題を解決するために、光学計測で得られた生体の代謝情報により超音波エコーのプロブの計測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が提案されている。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計測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計測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。

30

【 0 0 0 7 】

また、乳がんの検知技術における疑義位置の有効な検出方法として、酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの光吸収に対応する異なる波長にピークを有した複数の光源を用いて、一方の光強度を他方の光強度で規格化した値で異常吸収を検出する方法も提案されている。乳房の正常部位では血液の酸素飽和度に差異がないため、規格化した光強度はほぼ一定値となる。一方で、乳がんのような悪性腫瘍部位は周囲より血液密度が高くかつ酸素飽和度が低くなるため、規格化した光強度で差異が検出することができる。規格化した光強度の差異検出により疑義位置（異常部位の位置或いは異常と疑わしい部位の位置）へのナビゲーションや自動計測時の精密計測位置へのフィードバックが可能となる。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 0 - 2 3 7 1 9 6 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 3 3 1 2 9 2 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 0 7 - 0 2 0 7 3 5 号 公 報

【 特許文献 4 】 特開 2 0 0 9 - 0 7 7 9 3 1 号 公 報

50

【特許文献 5】特開 2 0 1 2 - 2 4 0 9 8 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上述した様に、規格化した光強度を用いることは、疑義位置へのプローブのナビゲーションにおいては極めて有効である。一方で、各部位の光吸収係数を導出するためにはそれぞれの波長に対して解析を行う必要がある。例えば、がんの疑義部位の酸素飽和度を定量化するためには、酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンに対応する近赤外光波長に対して光吸収係数を導出する解析を行う必要がある。このため、規格化した光強度は、酸素飽和度の定量化に採用できない。

10

【0010】

一方で、生体を計測する上で大きな課題となるのは、プローブで皮膚を押すことで光量が増えるといった、生体上でプローブを操作することで生じる検出光強度の変動現象である。このような変動現象の要因は種々考えられるが、その一つに、加圧により表皮近傍の血中ヘモグロビンによる光吸収が減少することが挙げられる。すなわち、プローブによって被検体表面を加圧すると、皮膚が変形すると毛細血管も変形してつぶれ、血液中の赤血球は変形しても通過できなくなり、加圧された部分の皮膚から赤血球がなくなる。765nmと855nmの近赤外線は、赤血球内に存在するヘモグロビンの光吸収を反映する。このため、当該帯域の光を用いて計測した場合には、プローブの密着で生じる毛細血管中の赤血球の増減が検出光強度の変動として現れると理解される。

20

【0011】

本実施形態は、光・超音波プローブを被検体に当接させて光強度を計測する場合において、ヘモグロビンによる光吸収量の変動の影響を極小化でき、酸素飽和度等を精度良く定量化することで、好適な光計測及び超音波画像診断を可能とす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】

【0012】

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、光プローブと、判定手段と、出力手段と、を具備する。前記超音波プローブは、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。前記画像生成ユニットは、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。前記光プローブは、それぞれが異なる周波数で光強度変調されている波長ピークが異なる光を、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照射する複数の光源と、前記各光源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器と、を有し、前記超音波プローブと一体化して設けられている。前記判定手段は、前記各光検出部で検出された光強度を用いて光強度の時間変化を解析し、その解析結果に基づいて前記超音波プローブ及び前記光プローブの操作の適否を判定する。前記出力手段は、前記判定結果を出力する。

30

【図面の簡単な説明】

【0013】

40

【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、プローブPを被検体との接触面側から見た図である。

【図3】図3は、図2におけるA-Aの断面を矢印の方向から見た図である。

【図4】図4は、光計測処理ユニット42の構成を説明するためのブロック図である。

【図5】図5は、生体検査装置4の光学計測系の回路構成の一例を示した図である。

【図6】図6(a)は、粗検索モードに従う光計測処理を説明するための図である。図6(b)は、微調整モードに従う光計測処理を説明するための図である。

【図7】図7(a)は、プローブPを被検体表面に比較的弱い力で加圧(当接)した場合に計測された光強度計測データの一例である。図7(b)は、プローブPを被検体表面に比較的強い力で加圧(当接)した場合に計測された光強度計測データの一例である。

50

【図 8】図 8 (a) は、プローブ P による被検体表面への加圧強度が十分でない場合における、光源からの距離が異なるセンサ位置で計測した光強度データを比較して示す。図 8 (b) は、プローブ P による被検体表面への加圧強度が十分である場合における、光源からの距離が異なるセンサ位置で計測した光強度データを比較して示す。

【図 9】図 9 は、改良した加圧位置のフィードバックに使用した光強度計測データの一例を示す。

【図 10】図 10 は、改良した加圧位置のフィードバックに使用した光強度計測データの一例を示す。

【図 11】図 11 に計測位置の判定アルゴリズムの一例を示す。

【図 12】図 12 に計測位置のフィードバックアルゴリズムの一例を示す。

10

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

【0015】

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、プローブ P、入力装置 13、モニター 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、血流検査ユニット 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、光計測処理ユニット 42、支援情報生成ユニット 44 を具備している。

20

【0016】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置の上記構成要素は、超音波プローブ 12 及び光プローブ 40 を有するプローブ P、光を用いた生体検査を行う光計測系、超音波による画像撮影を行う超音波撮影系に大きく分類できる。以下、それぞれに分けて説明する。

【0017】

(プローブ P)

図 2 は、プローブ P を被検体との接触面側から見た図である。図 3 は、図 2 における A - A の断面を矢印の方向から見た図である。図 1 ~ 図 3 に示す様に、プローブ P は、超音波プローブ 12 と、光プローブ 40 とを有している。

30

【0018】

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、ドプ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。

40

【0019】

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一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

50

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。

【００２０】

光プローブ４０は、複数の光照射部４００（図２、図３では超音波プローブ１２の超音波送受信面の一方の短辺近傍に配置された二つの光照射部である第１光照射部４００ａ、第２光照射部４００ｂを例示）、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且つ超音波送受信面の長手方向に対称に配列された複数の光検出部４０１を有している。

【００２１】

第１光照射部４００ａ、第２光照射部４００ｂからは、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）が異なる駆動周波数（ f_1 、 f_2 ）で被検体に向けて照射される。また、複数の光検出部４０１は、それぞれ第１光照射部４００ａ、第２光照射部４００ｂ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。

【００２２】

（超音波撮影系）

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。

【００２３】

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。

【００２４】

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。

【００２５】

血流検査ユニット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。

【００２６】

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、血流検査ユニット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。

【００２７】

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

10

20

30

40

50

データを生成する。

【0028】

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。

【0029】

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、 γ カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0030】

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。

【0031】

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。さらに、記憶ユニット32は、後述するプローブPの移動距離に関する情報、光計測によって得られた計測データ、超音波プローブ操作支援情報、超音波画像データを、計測位置毎に相互に関連付けて記憶する。

【0032】

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、外付けの生体検査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。

【0033】

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、プローブPの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。さらに、支援情報生成ユニット44は、光計測処理ユニット42において判定された結果に基づいて、加圧不足であることを示す情報、再計測待機状態であることを示す情報、光強度が所定の条件を満たしておらず光計測がエラーであることを示す情報を生成し出力する。支援情報生成ユニット44において生成されたこれらの情報は、例えばモニター14において所定の形態で出力(表示)される。なお、当該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号公報等を開示された手法を採用することができる。

【0034】

(光計測系)

図4は、光計測処理ユニット42の構成を説明するためのブロック図である。なお、本実施形態においては、光プローブ40、光計測処理ユニット42によって生体検査装置4を構成するものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、光プローブ40、光計測処理ユニット42の他、例えば図1に示した支援情報生成ユニット44を含めて生体検査装

10

20

30

40

50

置 4 を構成するようにしてもよい。

【 0 0 3 5 】

第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b 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 6 0 0 n m ~ 1 8 0 0 n m 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 7 5 0 ~ 8 5 0 n m 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 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b には、光信号制御部 4 2 2 から異なる駆動周波数（今の場合、 f_1 、 f_2 ）が供給される。第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b において発生した光は、例えば光ファイバーや薄膜光導波路で構成される光導波路を介して、第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b に供給される。その結果、第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b 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 4 2 0 a と第 2 光源 4 2 0 b とは、互いに異なる波長の光を発生するものとする。

10

【 0 0 3 6 】

複数の光検出部 4 0 1 は、例えば光ファイバー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。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 4 0 0 及び各光検出部 4 0 1 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。

20

【 0 0 3 7 】

光信号制御部 4 2 2 は、生体検査装置 4 を動的又は静的に制御する。例えば、光信号制御部 4 2 2 は、超音波診断装置 1 の制御プロセッサ 3 1 の制御のもと、所定のタイミング、所定の周波数、強度、強度変動周期で第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b のそれぞれから光が照射されるように、第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b を制御する（特に本実施形態の場合、第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b で駆動周波数が異なる）。また、光信号制御部 4 2 2 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 4 2 4 を制御する。

30

【 0 0 3 8 】

光解析部 4 2 4 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 4 2 4 は、光検出部 4 0 1 間での検出光の強度変化を解析する。当該解析は、各計測位置において取得された計測データ毎に実行される。

30

【 0 0 3 9 】

さらに、光解析部 4 2 4 は、プロセッサ及びメモリを有し、逐次計測された各波長に対応する光強度を用いて規格化された光強度、相乗平均としての光強度を計算し、これらについての時間変化を解析する。また、光解析部 4 2 4 は、光強度の時間変化の解析結果に基づいて、プローブ P による被検体 P S への加圧強度が適切か否か、計測された光強度が酸素飽和度等の計算に好適な条件を満たしているか否かを判定する。

40

【 0 0 4 0 】

第 1 演算回路 4 2 6 a は、光解析部 4 2 4 が所定の条件を満たすとの判定結果をトリガとして、各計測位置において得られた第 1 光検出部 4 0 1 間での検出光の強度変化に基づいて、複数の光検出部 4 0 1 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 4 0 0、超音波プローブ 1 2 の超音波送信面中心等）を基準とする異常部位の三次元的位置及び距離を計算する。第 1 演算回路 4 2 6 a 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 4 4 に送り出される。なお、第 2 演算回路 4 2 6 b の構成、機能は、第 1 演算回路 4 2 6 a と実質的に同じである。

50

【 0 0 4 1 】

(光計測系の回路図の一例)

図 5 は、生体検査装置 4 の光学計測系の回路構成の一例を示した図である。同図の例では、三種類の異なる波長を用いた光学計測を実現するものである。すなわち、第 1 光照射部 4 0 0 a には、それぞれ波長 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 の LED が採用されている。同様に、第 2 光照射部 4 0 0 b には、波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 の 3 光源 4 2 0 b 1 , 4 2 0 b 2 , 4 2 0 b 3 の LED が採用されている。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、それぞれ明滅駆動される。

10

【 0 0 4 2 】

駆動周波数 (f_1 , f_2 , f_3 , f_4) 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。各光源が発生した光は、第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b に向けて光ファイバーで伝達される。

【 0 0 4 3 】

第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b から生体に光が放たれ、各光検出部 4 0 1 (図 5 の例では、8 個の光検出部) 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 8 c h 光検出モジュールに伝達される。なお、光電変換素子は、アバランシェフォトダイオードの様な増倍作用のあるデバイスを使用すると、S/N 比が改善される。駆動周波数 f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ごとの光電流は増幅回路で適切な電位と回路インピーダンスに変換した後、16 c h マルチチャンネルロックインアンプと入力する (図 5 の例では、並列 8 c h の光検出モジュールに対して各 4 周波で検波するため、並列 8×4 (32) c h のロックインアンプに接続される)。32 c h マルチチャンネルロックインアンプから並列出力された光電流は、64 c h A/D コンバータにおいて A/D 変換され、光解析部 4 2 4 において光検出部 4 0 1 間においてその強度変化、各光検出部 4 0 1 における光強度の時間変化が解析される。これらの処理は、プローブ P の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。

20

【 0 0 4 4 】

(入力装置・モニター)

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域 (R O I) の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 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 1 3 は、後述する穿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。

30

【 0 0 4 5 】

モニター 1 4 は、表示処理ユニット 3 0 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。

【 0 0 4 6 】

(プローブ P の移動を伴う生体光計測)

本実施形態に係る生体検査装置 4 は、手技によりプローブ P を移動させながら、複数の計測位置において生体光計測 (すなわち、複数の光照射部 4 0 0 による生体内への光照射、及び複数の光検出部 4 0 1 による生体内からの光検出の一連の動作) を実行する。

40

【 0 0 4 7 】

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、プローブ P を移動させながら複数の計測位置で実行し、各計測位置での計測データを用いて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 1 2 による超音波走査断面が生体内の診断対象部位 (異

50

常部位と認められ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。

【0048】

図6(a)は、粗検索モードに従う光計測処理を説明するための図である。図6(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)。

10

【0049】

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、プローブPの被検体への圧迫及び開放を繰り返しながら位置を変更し、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。

20

【0050】

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。図6(b)は、微調整モードに従う光計測処理を説明するための図である。当該微調整モードでは、図6(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)。

30

【0051】

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、プローブPの位置を変更しながら、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。

40

【0052】

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13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。

【0053】

(光強度の時間変化に基づくフィードバック機能)

上述した様に、光計測処理においては、初めに粗検索モードに従って当該光プローブ40を含むプローブPの配置位置(撮影位置)を大まかに検索した後、微調整モードにおいて、プローブPの配置位置の微調整、酸素飽和度の定量化に用いる光計測が行われる。本

50

実施形態に係る超音波診断装置 1 では、この微調整モードにおいて、光強度の時間変化をモニタリングしながら、プローブ P による被検体表面の加圧強度の適否、及び光強度が所定の条件を満たすか否かを判定し、その結果を操作者に知らせる（フィードバックする）ことで、より好適な光計測を実現する。

【0054】

まず、実験事実に基づく技術的背景について説明する。図 7 (a) は、プローブ P を被検体表面に比較的弱い力で加圧（当接）した場合に計測された光強度計測データの一例である。図 7 (b) は、プローブ P を被検体表面に比較的強い力で加圧（当接）した場合に計測された光強度計測データの一例である。図 7 (a)、図 7 (b) を比較して解るように、加圧により検出される光強度は増加し、解放により元に戻る。また、光強度変化は数秒から数十秒の時間で操作に応答するが、加圧と解放では加圧時の応答が明確に速い。さらに、プローブを強く押しつけることにより光強度は増加するが、やがて飽和して元の値より 50 % 程度高い値で飽和する。

10

【0055】

図 8 (a) は、プローブ P による被検体表面への加圧強度が十分でない場合における、光源からの距離が異なるセンサ位置で計測した光強度データを比較して示す。図 8 (b) は、プローブ P による被検体表面への加圧強度が十分である場合における、光源からの距離が異なるセンサ位置で計測した光強度データを比較して示す。図 8 (a) から解るように、十分な圧力で押されていないプローブ P では、光検出器 401 が光源から遠くなると光強度変化が安定しない。また、図 8 (b) から解るように、プローブ P を強く押すことで、光強度変化の応答も速くなる。図 8 (a)、図 8 (b) に示した計測対象では、3 ~ 4 秒で光強度データが飽和した。解放時の応答は遅く、約 15 秒必要であった。

20

【0056】

図 8 (a)、(b) に示した光強度データの分析の結果、比較的短時間で安定したデータを収集するには、十分なプローブ圧を加えた後、数秒の安定を待ってから計測することが望ましいことが判る。また、プローブ P に加える圧力と、加圧操作に対応する光強度の変化率と応答時間には個人差がある。このため、計測前に被検体毎に予備計測を行い、その結果に基づいて被検体の個体差を補正することが更に好ましい。

【0057】

上記分析結果を踏まえ、本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、光強度の時間変化をモニタリングし、図 9 に示すアルゴリズムに従う光強度計測を実行する。

30

【0058】

図 9 に示す様に、微調整モードにおいて、光信号制御部 422 は、プローブ P が被検体表面に軽く皮膚に触れた状況下で、2 波長（今の場合、765 nm、855 nm）の光を第 1 光照射部 400 a、第 2 光照射部 400 b から所定周期でそれぞれ照射させる。第 1 光検出部 401 a、第 2 光検出部 401 b は、上記照射された光に起因して被検体より射出される光をそれぞれ検出する。光解析部 424 は、2 波長（今の場合、765 nm、855 nm）の光強度データ（初期光強度データ）を用いて、765 nm の光強度を 855 nm の光強度で規格化した規格化光強度、及び 765 nm と 855 nm の光強度の相乗平均値から導出した初期値 I_0 とを計算する（ステップ S1）。

40

【0059】

制御プロセッサ 31 は、例えばモニター 14 を介して、操作者に「光計測処理の開始（すなわち、プローブ P の被検体への加圧開始）」を促す指示（メッセージ）を出力する（ステップ S2）。操作者は、この指示を受けて、所定の撮影位置においてプローブ P を所望の強さで被検体に当接させる。

【0060】

光解析部 424 は、例えば加圧開始指示の出力時から所定時間 T 経過後において検出された（追従途上の）光強度データを用いて、765 nm と 855 nm の光強度の相乗平均値から光強度 I_1 を導出し（ステップ S3）、当該光強度 I_1 が初期値 I_0 に対し、定められた値（A1）倍以上になっているか否かを判定する（ステップ S4）。光強度 I_1 が

50

初期値 I_0 に達していないと判定した場合には、光解析部 424 は、その結果を制御プロセッサ 31 に出力する。制御プロセッサ 31 は、例えばモニター 14 を介して、操作者に「加圧不足」を知らせるメッセージを出力し（ステップ S5a）、再計測待機状態となる（ステップ S6a）。一方、ステップ S4 において光強度 I_1 が初期値 I_0 に達していると判定した場合には、光解析部 424 は、その後所定時間（例えば加圧開始指示の出力時から 3 T）が経過した時点で、再度追従途上の光強度データを用いて、765 nm と 855 nm の光強度データの相乗平均値から光強度 I を連続計測する（ステップ S5b）。

【0061】

光解析部 424 は、ステップ S5b において計測した光強度 I が所定の範囲内の強度であるか否か（ここでは、 I_1 以上かつ I_0 の定数倍（例えば A2）倍以下であるか否か）を判定する（ステップ S6b）。ステップ S6b において光強度 I が所定の範囲内の強度でないと判定した場合には、光解析部 424 は、その結果を制御プロセッサ 31 に出力する。制御プロセッサ 31 は、例えばモニター 14 において「（計測）エラー」を出力し、適切な計測に失敗した旨を操作者に知らせた後（ステップ S8a）、再計測待機状態となる（ステップ S6a）。一方、ステップ S6b において光強度 I が所定の範囲内の強度であると判定した場合には、光解析部 424 は、光強度 I の所定時間に対する変動幅 ΔI が所定範囲内（今の場合、変動幅 ΔI がステップ S3 において検出された光強度 I_1 とステップ S1 において検出された光強度 I_0 の差分の 0.05 倍（5%）の範囲内）であるか否かを判定する（ステップ S7）。

【0062】

ステップ S7 において変動幅 ΔI が所定範囲外と判定した場合には、光解析部 424 は、その結果を制御プロセッサ 31 に出力する。制御プロセッサ 31 は、例えばモニター 14 において「（計測）エラー」を出力し、適切な計測に失敗した旨を操作者に知らせた後（ステップ S8a）、再計測待機状態となる（ステップ S6a）。一方、ステップ S7 において変動幅 ΔI が所定範囲内であると判定した場合には、光解析部 424 は、当該光強度 I に対応する 765 nm と 855 nm の光強度データから規格化した光強度 I_n を計算し、当該光強度 I_n が所定の適正範囲内であるか否かを判定する（ステップ S8b）。

【0063】

ステップ S8b において光強度 I_n が所定の適正範囲内の強度でないと判定した場合には、光解析部 424 は、その結果を制御プロセッサ 31 に出力する。制御プロセッサ 31 は、例えばモニター 14 において「（計測）エラー」を出力し、再度、ステップ S1 からの計測処理を繰り返す。一方、ステップ S8b において光強度 I_n が所定の適正範囲内の強度であると判定した場合には、光解析部 424 は、検出器 401 毎に波長毎の光強度の平均値を算出し、第 1 演算回路 426a、第 2 演算回路 426b へ出力する。第 1 演算回路 426a、第 2 演算回路 426b においては、算出された波長毎の光強度の平均値（或いはその強度変化）に基づいて、酸素飽和度等を精度良く定量化、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位置及び距離を計算する。

【0064】

図 10 は、所定の検出部 401 において経時的に検出された 2 波長（今の場合、765 nm、855 nm）の光強度データを、時系列にプロットしたグラフを示している。また、図 11 は、図 10 に示した 2 波長の光強度データを用いて光解析部 424 が作成する規格化光強度の時間変化及び相乗平均光強度の時間変化を示したグラフである。規格化光強度は酸素飽和度に対応しており、癌疑義部位では値が下がる。相乗平均光強度は血液量に対応しており、適切な加圧条件では値が上がる。従って、前者が極小値を取り後者が極大値を取れば、SN 比の高い計測条件と言えるため、当該条件が成立する時点で計測された光強度データ（図 10、図 11 の範囲 R に対応）を採用するように、図 9 のステップ S6b～ステップ S8b における各範囲を設定する。なお、規格化光強度と相乗平均光強度との好適な条件が同時に揃わない場合は、どちらか一方の値を優先し、逸脱しない範囲の中

10

20

30

40

50

で他法の条件を決めるのが好ましい。

【 0 0 6 5 】

(変形例)

図 9 に示した光計測処理は、皮膚近傍の血液による赤外光吸収を加圧により極小化する条件を優先したアルゴリズムである。すなわち、2 波長光強度の相乗平均から導出した補正值がステップ S 7 において適正条件に入った上で、酸素飽和度に対応した規格値が適正条件（例えば初期規格化光強度に対して有意に低い条件）である場合をステップ S 8 b において判定し、解析用光強度データを計測して保存するものであった。

【 0 0 6 6 】

これに対し、本変形例に係る光計測処理は、1 波長（例えば、7 6 5 n m）の光強度変化で計測条件判定しており、皮膚にある血液が信号強度を低下させる課題に対応したものである。

【 0 0 6 7 】

図 1 2 は、本変形例に係る光強度計測の流れを示したフローチャートである。同図に示した光強度計測では、1 波長による光照射・光検出を行う。従って、各ステップにおいて光強度の規格化や相乗平均の計算は行わず、且つ図 9 のステップ S 9 に相当する処理も存在しない。これらの点以外は、図 9 に示したステップ S 1 ~ S 8 b と実質的に同じである。

【 0 0 6 8 】

(変形例 2)

上記説明においては、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 を、それぞれ生体検査装置 4 に内蔵されたハードウェア構成（回路）として説明した。しかしながら、当該構成に拘泥されず、例えば、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 をソフトウェアによって構成することもできる。係る場合、例えば、生体検査装置 4 に制御プロセッサを設け、当該制御プロセッサが専用プログラムを起動させることで実現してもよいし、超音波診断装置 1 の制御プロセッサ 3 1 が専用プログラムを起動させることで実現するようにしてもよい。

【 0 0 6 9 】

(変形例 3)

生体検査装置 4 を内蔵する（生体検査装置と一体構造の）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、生体検査装置 4 と超音波診断装置 1 とを別体として構成するようにしてもよい。

【 0 0 7 0 】

以上述べた本実施形態に係る超音波診断装置或いは生体検査装置によれば、各光検出部で検出された光強度の時間変化に基づいて、超音波プローブの被検体に対する加圧強度の適否を判定し、その結果を出力する（フィードバック）。従って、操作者は、プローブ P の直下にある被検体内の毛細血管の赤血球量が速やか且つ十分に低減するように、加圧強度を迅速に調整することができる。その結果、光・超音波プローブを用いた生体計測時に生じる光吸収量の変動の影響を極小化することができ、簡便かつ精度良くにエコー計測と光強度計測を行うことができる。

【 0 0 7 1 】

また、本実施形態に係る超音波診断装置或いは生体検査装置によれば、各光検出部で検出された光強度の時間変化に基づいて、一定期間、光強度が所定の範囲内にあり且つその変動が安定したタイミングでの光強度データを用いて異常部位の位置等を算出する。一方、一定期間、光強度が所定の範囲内に無い又はその変動が安定していない場合には、計測エラーであることを操作者に知らせ、再度の計測を促す（フィードバック）。従って、操作者は、プローブ P の直下にある被検体内の毛細血管の赤血球量が十分に安定した状況下で、適切に光計測を実行することができる。その結果、光・超音波プローブを用いた生体計測時に生じる光吸収量の変動の影響を極小化することができ、簡便かつ精度良くにエコー計測と光強度計測を行うことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

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。

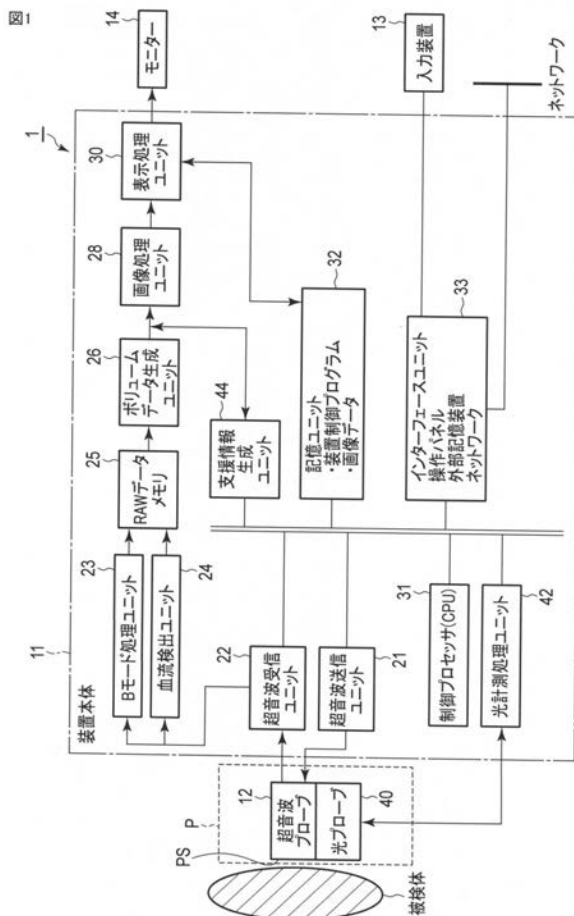
【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

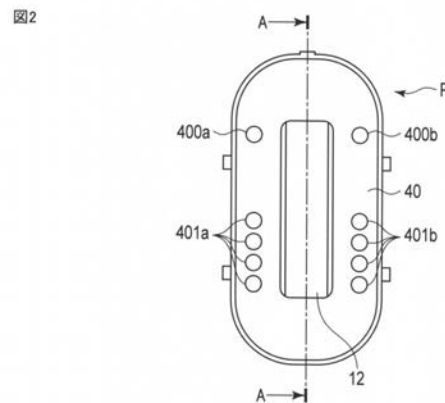
1 ... 超音波診断装置、11 ... 装置本体、12 ... 超音波プローブ、13 ... 入力装置、14 ... モニター、21 ... 超音波送信ユニット、22 ... 超音波受信ユニット、23 ... Bモード処理ユニット、24 ... 血流検査ユニット、25 ... RAWデータメモリ、26 ... ボリュームデータ生成ユニット、28 ... 画像処理ユニット、30 ... 表示処理ユニット、31 ... 制御プロセッサ(CPU)、32 ... 記憶ユニット、33 ... インターフェースユニット、40 ... 光プローブ、42 ... 光計測処理ユニット、44 ... 支援情報生成ユニット、400a、400b ... 光照射部、401a、401b ... 光検出部、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

10

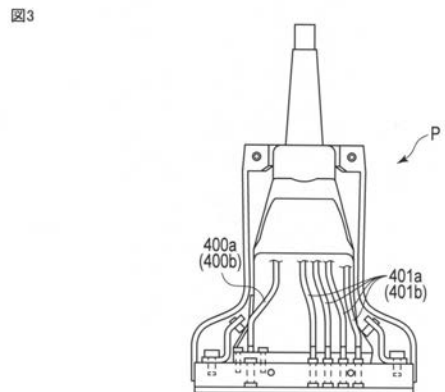
【 図 1 】



【 図 2 】

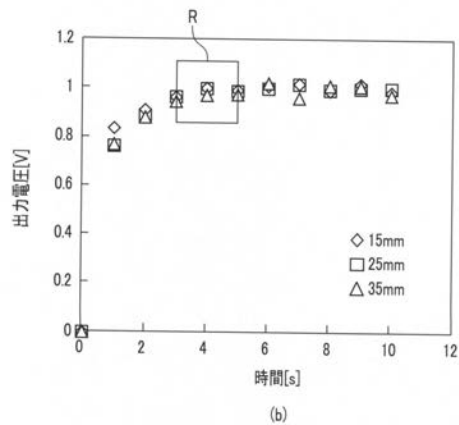
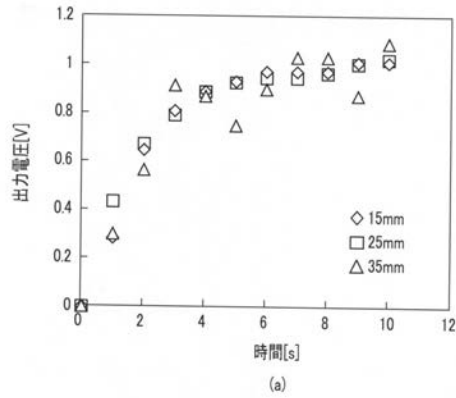


【 図 3 】



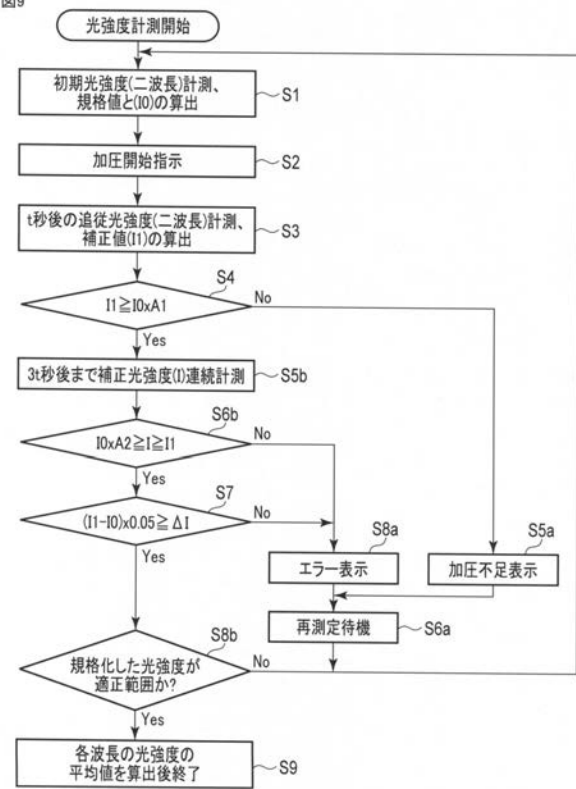
【図 8】

図8



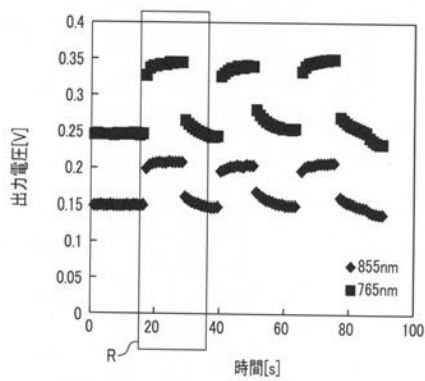
【図 9】

図9



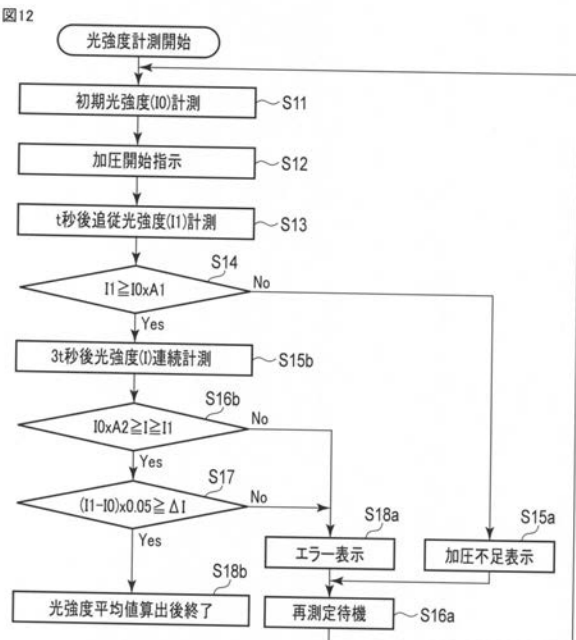
【図 10】

図10



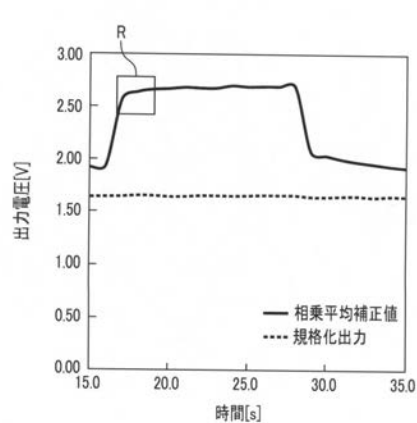
【図 12】

図12



【図 11】

図11



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 AA05 BB12 CC18 EE01 EE02 EE11 GG01 GG03 GG07 HH01

HH02 JJ17 KK03 MM01 MM03 PP03

4C038 KK01 KL05 KL07 KM01 KX01 KY04

4C601 DD08 EE09 EE11 GA01 JB48 KK31 LL40

专利名称(译)	超声诊断设备和活检装置		
公开(公告)号	JP2017055886A	公开(公告)日	2017-03-23
申请号	JP2015181734	申请日	2015-09-15
[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	A61B8/08 A61B8/14 A61B5/1455 G01N21/17		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B5/14.322 G01N21/17.610		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/GG01 2G059/GG03 2G059/GG07 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/JJ17 2G059/KK03 2G059/MM01 2G059/MM03 2G059/PP03 4C038/KK01 4C038/KL05 4C038/KL07 4C038/KM01 4C038/KX01 4C038/KY04 4C601/DD08 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/JB48 4C601/KK31 4C601/LL40		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够最小化血红蛋白的光吸收量的波动的影响并且精确地量化氧饱和度等，以实现优选的光学测量和超声图像诊断。超声诊断装置包括超声波探头，图像生成单元，光学探头，确定单元和输出单元。光学探针包括多个光源，用于照射具有不同波长峰值的光，所述波长峰值是在超声波探头的超声波发射和接收表面周围朝向对象内部以不同频率调制的光强度，并且多个光电探测器用于检测在对象内照射和漫射和反射的特定波长的光的强度，并与超声波探头一体设置。输出装置使用由每个光电检测部分检测的光强度分析光强度的时间变化，并基于分析结果判断超声波探头和光学探针的操作的适合性。输出装置输出确定结果。

