

(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2017-164054
(P2017-164054A)

(43) 公開日 平成29年9月21日(2017.9.21)

(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	4 C 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	E
	A 6 1 B 10/00	N
	A 6 1 B 10/00	T

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2016-49992(P2016-49992)
(22) 出願日 平成28年3月14日(2016.3.14)

(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 100179062
弁理士 井上 正
(74) 代理人 100189913
弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

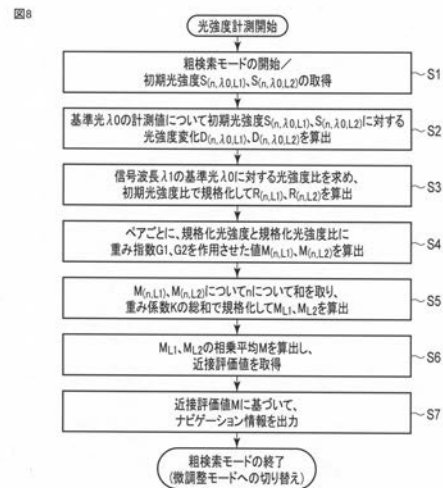
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び生体検査装置

(57) 【要約】

【課題】光・超音波プローブを疑義部位に対応する体表面に正確に誘導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。

【解決手段】 本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の光源と、それぞれが複数の光源と光学的に接続された複数の照射ユニットと、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する光プローブと、複数の光源の波長の一つを基準波長として、検出された基準波長以外の光の強度を基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正して第1の値を算出し、各光検出器において検出された基準波長の光の強度を非線形に緩和補正して第2の値を算出し、第1の値と第2の値を積算した値に基づく評価値を算出する算出ユニットと、を具備する。

【選択図】 図 8



【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発生する複数の光源と、それぞれが前記複数の光源と光学的に接続され前記各光源が発生する光を前記超音波送受信面の周囲から前記被検体内に照射する複数の照射ユニットと、前記各照射ユニット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、

前記複数の光源の波長の一つを基準波長として、前記各光照射ユニットと前記各光検出器とのペアのそれぞれにおいて検出された前記基準波長以外の光の強度を前記基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正して前記ペア毎の第1の値を算出し、前記各ペアにおいて検出された前記基準波長の光の強度を非線形に緩和補正して前記ペア毎の第2の値を算出し、前記ペア毎に前記第1の値と前記第2の値とを積算して得られた値に基づいて、評価値を算出する算出ユニットと、

前記評価値に基づいて、前記超音波プローブ及び前記光プローブの少なくとも一方の配置位置を疑義位置にナビゲートするための情報を出力する出力ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記算出手段は、前記非線形の強調補正及び前記非線形の緩和補正として、指数関数的補正を用い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】

前記算出手段は、前記非線形の強調補正の重みづけ係数 $G1$ を $0 < G1 < 1$ とし、前記非線形の緩和補正の重みづけ係数 $G2$ を $1 < G2 < 4$ とす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】

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発生する複数の光源と、それぞれが前記複数の光源と光学的に接続され前記各光源が発生する光を被検体内に照射する複数の照射ユニットと、前記各照射ユニット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、

前記複数の光源の波長の一つを基準波長として、前記各光照射ユニットと前記各光検出器とのペアのそれぞれにおいて検出された前記基準波長以外の光の強度を前記基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正して前記ペア毎の第1の値を算出し、前記各ペアにおいて検出された前記基準波長の光の強度を非線形に緩和補正して前記ペア毎の第2の値を算出し、前記ペア毎に前記第1の値と前記第2の値とを積算して得られた値に基づいて、評価値を算出する算出ユニットと、

前記評価値に基づいて、前記光プローブの少なくとも一方の配置位置を疑義位置にナビゲートするための情報を出力する出力ユニットと、

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。

【0003】

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。

【0004】

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

【0005】

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

【0006】

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ープ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

【0007】

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（光強度比）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

【0008】

上述した様に、規格化した光強度は、疑義位置へのプロープのナビゲーションに有効である。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

50

い。

【0009】

一方、実際に生体を計測する上で大きな課題となるのは、プローブの圧迫・緩和操作で生じる計測光強度の偏移・変動である。発明者らは、計測波長との近い波長の基準光源で規格化する補正処理により、当該課題を解決している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【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

【特許文献5】特開2012-240989号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、健常部位と疑義部位との間で、光強度比の差は一般的に小さくなる。従って、光強度比では疑義部位の顕在化判定を十分にできない場合があり、さらなる改善が望まれる。

【0012】

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、光・超音波プローブを疑義部位に対応する体表面に正確に誘導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】

【0013】

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、算出ユニットと、出力ユニットと、を具備する。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、超音波送受信面を介して、被検体内において反射された超音波を受信する。画像生成ユニットは、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。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発生する複数の光源と、それぞれが複数の光源と光学的に接続され各光源が発生する光を超音波送受信面の周囲から被検体内に照射する複数の照射ユニットと、各照射ユニット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る。算出ユニットは、複数の光源の波長の一つを基準波長として、各光照射ユニットと各光検出器とのペアのそれぞれにおいて検出された基準波長以外の光の強度を基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正してペア毎の第1の値を算出し、各ペアにおいて検出された基準波長の光の強度を非線形に緩和補正してペア毎の第2の値を算出し、ペア毎に第1の値と第2の値とを積算して得られた値に基づいて、評価値を算出する。出力ユニットは、評価値に基づいて、超音波プローブ及び光プローブの少なくとも一方の配置位置をナビゲートするための情報を入力する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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。

10

20

30

40

50

【図 7】図 7 (a) は、規格化光強度比の空間分布を良性腫瘍、悪性腫瘍について示したグラフである。図 7 (b) は、光強度を、良性腫瘍、悪性腫瘍について示したグラフである。

【図 8】図 8 は、粗検索モードにおいて実行される、近接評価値に基づくプローブナビゲーション処理を示したフローチャートである。

【図 9】図 9 は、計測された光強度、規格化した値、近接評価値それぞれリファレンス値と共に示したグラフである。

【図 10】図 10 は、図 9 とは別の患者について、図 9 と同様のグラフを示したものである。

【図 11】図 11 は、ファントムを光計測した場合に、 $\lambda = 765 \text{ nm}$ の波長光を用いて計測された光強度を初期値で規格化した値についての空間分布を示したグラフである。

【図 12】図 12 は、ファントムを光計測した場合に、 $\lambda = 809 \text{ nm}$ の波長光を用いて計測された光強度を初期値で規格化した値についての空間分布を示したグラフである。

【図 13】図 13 は、ファントムを光計測した場合に、 $\lambda = 0$ を $\lambda = 1$ で規格化した値についての空間分布を示したグラフである。

【図 14】図 14 は、ファントムを光計測した場合に、近接評価値についての空間分布を示したグラフである。

【図 15】図 15 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 1)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 16】図 16 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 2)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 17】図 17 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 18】図 18 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 5)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 19】図 19 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 20】図 20 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.3, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 21】図 21 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.5, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 22】図 22 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.7, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 23】図 23 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(1, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【図 24】図 24 は、重み指数 G_1 、 G_2 を $(2, 3)$ とした場合の近接評価値の分布を示したグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

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。

【0016】

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。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

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 1 2 及び光プローブ 4 0 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。

【 0 0 1 8 】

(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 1 2 と、光プローブ 4 0 とを有している。

【 0 0 1 9 】

超音波プローブ 1 2 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 2 1 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 1 2 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 1 2 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。

【 0 0 2 0 】

なお、本実施形態においては、超音波プローブ 1 2 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 1 2 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クス状に配列されたプローブ）、又はメカニカル 4 D 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。

【 0 0 2 1 】

光プローブ 4 0 は、複数の光照射部 4 0 0（図 2、図 3 では超音波プローブ 1 2 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 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b を例示）、超音波プローブ 1 2 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 4 0 1 を有している。

【 0 0 2 2 】

第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b からは、第 1 の光源 4 2 0 a、第 2 の光源 4 2 0 b 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 4 0 1 は、それぞれ第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b 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。なお、必要に応じて、複数の光検出部 4 0 1 を第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b に対して相対的に移動させるスライド機構を設けるようにしてもよい。

【 0 0 2 3 】

(超音波撮影系)

超音波送信ユニット 2 1 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 1 2 に駆動パルスを印加する。

10

20

30

40

50

【0024】

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。

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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。

【0030】

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、カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0031】

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。

【0032】

記憶ユニット32は、近接評価値に基づくプローブナビゲーション機能(後述)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

10

20

30

40

50

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。

【0033】

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。

【0034】

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号公報等に関示された手法を採用することができる。

【0035】

（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、記憶ユニット32に格納された近接評価値に基づくプローブナビゲーション機能を実現するための専用プログラム等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置4を構成するようにしてもよい。また、本実施形態においては、生体検査装置4は超音波診断装置1に組み込まれたものとして説明している。しかしながら、当該例に拘泥されず、生体検査装置4は、超音波診断装置1に対して取り外し可能な形態として、別体で構成するようにしてもよい。

【0036】

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光照射部400a、第2光照射部400bには、光信号制御部422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420a、第2光源420b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400a、第2光照射部400bに供給される。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、互いに異なる波長の光を発生するものとする。

【0037】

複数の光検出部401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

10

20

30

40

50

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。

【0038】

光信号制御部422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、強度変動周期で第1光照射部400a、第2光照射部400bのそれぞれ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

【0039】

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。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。

【0040】

光解析部424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424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PS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。さらに、光解析部424は、近接評価値に基づくプローブナビゲーション機能を実現する。

20

【0041】

第1演算回路426aは、光解析部424が所定の条件を満たすと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。第1演算回路426a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。なお、第2演算回路426bの構成、機能は、第1演算回路426aと実質的に同じである。

30

【0042】

（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400a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420a1、420a2、420a3のLEDが採用されている。同様に、第2光照射部400bには、波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の3光源420b1、420b2、420b3のLEDが採用されている。光源420a1は周波数 f_1 で、光源420a2及び420a3は周波数 f_3 で、光源420b1は周波数 f_2 で、光源420b2及び420b3は周波数 f_4 で、それぞれ明滅駆動される。

40

【0043】

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400a、第2光照射部400bに向けて光ファイバーで伝達される。

【0044】

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（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、

50

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。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、SN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、16ch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8ch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)chのロックインアンプに接続される)。32ch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、64chADコンバータにおいてA/D変換され、光解析部424において光検出部401間においてその強度変化、各光検出部401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。

10

【0045】

(入力装置・モニター)

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。

20

【0046】

モニター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。

【0047】

(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。

【0048】

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。

30

【0049】

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)。

40

【0050】

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

50

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。

【0051】

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)。

10

【0052】

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。

20

【0053】

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。

【0054】

(近接評価値に基づくプローブナビゲーション機能)

30

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、波長855nmの光に対する波長765nmの光の規格化光強度比の空間分布を、ファントムの端面を基準として光源位置の距離を横軸に選び、良性腫瘍、悪性腫瘍について示したグラフである。また、図7(b)は、所定の位置において検出された、波長855nmの光強度と波長765nmの光強度そのもの(或いは、それぞれ初期値(リファレンス値)によって規格化したもの)を、良性腫瘍、悪性腫瘍について示したグラフである。

【0055】

図7(a)から解るように、規格化光強度比は、組成ばらつきや測定値の変移、変動による影響は緩和できる。一方、良性腫瘍と悪性腫瘍との間において、その区別を可能にするほど十分な差異を表すことができない場合がある。また、図7(b)から解るように、波長855nmの光強度と波長765nmの光強度そのものが良性腫瘍と悪性腫瘍との差異を顕著に表すものとなっている。一方で、その精度は、組成ばらつきや測定値の変移、変動により、SN比が大きく左右される。従って、規格化光強度比、検出された光強度そのものの双方の長所を生かした信号処理が求められる。

40

【0056】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置又は生体検査装置は、複数の波長の一つを基準波長として、各光照射部と各光検出部とのペアのそれぞれにおいて検出された基準波長以外の光の強度を基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正してペア毎の第1の値を算出する。また、各ペアにおいて検出された基準波長の光の強度を非線形に緩和補正して記ペア毎の第2の値を算出し、ペア毎に前記第1の値と前

50

記第2の値とを積算して得られた値に基づいて、近接評価値を算出する。この近接評価値は、測定値のばらつきに大きく左右されず、異常のない部位と悪性腫瘍（或いは疑義部位）との差異を顕著に表すパラメータとして利用することができる。

【0057】

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。本実施形態に係る超音波診断装置1は、粗検索モードにおいては、リアルタイムで近接評価値を計算し、その結果逐次得られる近接評価値に基づいて、プローブPが目標とする異常部位にどのくらい近づいたかを操作者に知らせるためのナビゲーション情報を、所定の形態でリアルタイムに出力する。

10

【0058】

図8は、粗検索モードにおいて実行される、近接評価値に基づくプローブナビゲーション機能に従う処理（近接評価値に基づくプローブナビゲーション処理）を示したフローチャートである。図8に従って、近接評価値に基づくプローブナビゲーション処理の具体的な内容について以下説明する。

【0059】

なお、説明を具体的にするため、脱酸素ヘモグロビン、酸素化ヘモグロビンを計測するものとして、二種類の異なる波長光（ $\lambda_0 = 809 \text{ nm}$ 、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ ）を用いて、 $\lambda_0 = 809 \text{ nm}$ を基準波長として近接評価値を計算する場合を例とする。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、酸素化ヘモグロビン計測用として、 809 nm の代わりに 855 nm 等の別の波長光を用いることも可能であり、また、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ を基準波長とすることも可能である。さらに、図8等において表記簡略化のため、第1光照射部400aをL1、第2光照射部400bをL2と表記し、4つの第1光検出部401a1～401a4、及び4つの第2光検出部401b1～401b4を、それぞれ第1光検出部401an（ただし、 $n = 1, 2, 3, 4$ ）と象徴的に表記するものとする。

20

【0060】

図8に示す様に、光強度計測が開示されると粗検索モードが開始される（ステップS0）。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、 $\lambda_0 = 809 \text{ nm}$ 、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ ）の光を第1光照射部400a、第2光照射部400bから所定周期でそれぞれ照射させる。第1光検出部401an、第2光検出部401bn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、第1光検出部401an、第2光検出部401bnが検出した2波長の光強度データを用いて、L1、L2についての初期光強度（リファレンス強度） $S(n, \lambda_0, L1)$ 、 $S(n, \lambda_1, L1)$ 、 $S(n, \lambda_0, L2)$ 、 $S(n, \lambda_1, L2)$ を、それぞれ取得する（ステップS1）。

30

【0061】

次に、光解析部424は、所定の期間経過後において、第1光検出部401an、第2光検出部401bnがそれぞれ検出した基準波長 λ_0 の光強度 $i(n, \lambda_0, L1)$ 、 $i(n, \lambda_0, L2)$ について、次の式(11)、(12)に従って、初期光強度 $S(n, \lambda_0, L1)$ 、 $S(n, \lambda_0, L2)$ に対する光強度変化を逆数で算出する（ステップS2）

40

$$D(n, \lambda_0, L1) = S(n, \lambda_0, L1) / i(n, \lambda_0, L1) \quad (11)$$

$$D(n, \lambda_0, L2) = S(n, \lambda_0, L2) / i(n, \lambda_0, L2) \quad (12)$$

次に、光解析部424は、次の式(21)、(22)に従って、波長 λ_1 の測定値の基準波長 λ_0 の測定値に対する光強度比を求め、初期値の光強度比で規格化した値 $R(n, L1)$ 、 $R(n, L2)$ を算出する（ステップS3）。

$$R(n, L1) = \{ i(n, \lambda_0, L1) / i(n, \lambda_1, L1) \} / \{ S(n, \lambda_0, L1) / S(n, \lambda_1, L1) \} \quad (21)$$

$$R(n, L2) = \{ i(n, \lambda_0, L2) / i(n, \lambda_1, L2) \} / \{ S(n, \lambda_0, L2) / S(n, \lambda_1, L2) \}$$

50

$$\{ s(n, 0, L_2) / s(n, 1, L_2) \} \quad (22)$$

次に、光解析部 424 は、第 1 光照射部 400a (L1) と第 1 光検出部 401an、第 2 光照射部 400b (L2) と第 2 光検出部 401bn のペア (対) 毎に、規格化光強度と規格化光強度比にそれぞれの重みを作用させた値 $M(n, L_1)$ 、 $M(n, L_2)$ を、次の式 (41)、(42) に従って計算する (ステップ S4)

$$M(n, L_1) = K(n, L_1) \cdot D(n, L_1) \cdot G_1 \cdot R(n, L_1) \cdot G_2 \quad (41)$$

$$M(n, L_2) = K(n, L_2) \cdot D(n, L_2) \cdot G_1 \cdot R(n, L_2) \cdot G_2 \quad (42)$$

ここで、 $K(n, L_1)$ 、 $K(n, L_2)$ は、第 1 光照射部 400a (L1) と第 1 光検出部 401an、第 2 光照射部 400b (L2) と第 2 光検出部 401bn のペアに対応して設定される重み係数である。また、 G_1 は規格化基準光強度に対して、 G_2 は規格化光強度比に対して設定される重み指数である。なお、 $K(n, L_1)$ 、 $K(n, L_2)$ 、 G_1 、 G_2 は、外部設定によりそれぞれ好適な値とされる。特に、乳がん検診における G_1 、 G_2 の好適な値については、後で詳しく説明する。

【0062】

次に、光解析部 424 は、次の式 (51)、(52) に従って、L1、L2 それぞれ対応する $M(n, L_1)$ 、 $M(n, L_2)$ の n についての和を計算する。また、得られた値を重み係数 $K(n, L_1)$ 、 $K(n, L_2)$ の総和で規格化することで、L1、L2 それぞれについての M_{L1} 、 M_{L2} を取得する (ステップ S5)。

$$M_{L1} = \sum_{n=1}^4 M(n, L_1) / \sum_{n=1}^4 K(n, L_1) \quad (51)$$

$$M_{L2} = \sum_{n=1}^4 M(n, L_2) / \sum_{n=1}^4 K(n, L_2) \quad (52)$$

次に、光解析部 424 は、次の式 (61) に従って、二つの光照射部 L1、L2 について、 M_{L1} 、 M_{L2} の相乗平均を計算し、近接評価値 M を取得する (ステップ S6)。

$$M = (M_{L1} \cdot M_{L2})^{1/2} \quad (61)$$

【0063】

上記ステップ S2 ~ S6 の各処理はリアルタイムで逐次繰り返し実行される。制御プロセッサ 31 は、逐次得られる M の値に従って、プローブ P が目標とする異常部位にどのくらい近づいたかを操作者に知らせるためのナビゲーション情報を、所定の形態 (例えば、音階の違いで異常部位への接近を知らせる、モニター 14 に異常部位への接近を知らせるためのオブジェクトを表示する等) でリアルタイムに出力する。特に、超音波診断では、操作者はプローブ P を操作しながら、患者とモニター 14 とを交互に観察する必要がある。従って、音によるナビゲーション情報の出力は、操作者にとって負担が少なく、且つ簡単に接近を把握できる例として好適である。

なお図 8 では粗検索モードでデータ処理を例示したが、微調整モードでも、他のモードでも同様に行う事ができる。

【0064】

図 9 は、疑義部位の体表面において、異常との疑いがある部位の体表面において、 $\lambda_0 = 809 \text{ nm}$ 、 $\lambda_1 = 765 \text{ nm}$ のそれぞれの波長光を用いて計測された光強度を初期光強度 (健常部位において計測したリファレンス値) で規格化した値、 809 nm の波長光強度を 765 nm の波長光高度で規格化した値、図 8 に従う処理によって得られた近接評価値、をそれぞれリファレンス値と共に示したグラフである。なお、同図における近接評価値の計算では、重み指数 G_1 、 G_2 の値をそれぞれ 0.2、3.0 とした。

【0065】

同図に示す様に、リファレンス値に比して波長 809 nm の光強度が大幅に減少していることから、血中酸素 (酸素化ヘモグロビン) が減少していることが判り、当該体表面の直下に異常との疑いがある部位の存在が推定される。しかしながら、 809 nm の波長光強度を 765 nm の波長光高度で規格化した値は、リファレンス値に対して僅かな差異しか示しておらず、血中酸素の低下を十分に示すパラメータとなっていない。これに対し、図 8 に従う処理によって得られた近接評価値は、リファレンス値に対して顕著な差異を示し

10

20

30

40

50

ており、血中酸素の低下を十分に示すパラメータとなっている。制御プロセッサ 31 は、この様に近接評価値が示す明確な差異に対応した音（例えば、近接評価値の差異に応じて音階が高くなる音）等を、ナビゲーション情報として出力する。操作者は、当該ナビゲーション情報により、プローブ P が異常との疑いがある部位の体表面に近づいたことを、直感的に把握することができる。

【0066】

また、図 10 は、図 9 とは別の患者について、図 9 と同様のグラフを示したものである。同図から解るように、当該患者は、リファレンス値に比して、波長 765 nm の光強度及び波長 809 nm の光強度のいずれも変化が乏しい。このため、プローブ P は異常との疑いがある部位に近づいていないように見える。しかしながら、809 nm の波長光強度を 765 nm の波長光高度で規格化した値は、リファレンス値に対して明確な差異を示している。さらに、図 8 に従う処理によって得られた近接評価値は、リファレンス値に対してさらに顕著な差異を示している。制御プロセッサ 31 は、この様に近接評価値が示す明確な差異に対応した音等を、ナビゲーション情報として出力する。操作者は、当該ナビゲーション情報により、光強度そのものを用いる場合に比して、プローブ P が異常との疑いがある部位の体表面に近づいたことを見落とし難くなる。

10

【0067】

図 11 は、模擬腫瘍（深さ 20 mm、直径 10 mm）が埋め込まれたファントムを光計測した場合に、 $\lambda = 765$ nm の波長光を用いて計測された光強度を初期値で規格化した値について、プローブ P の中心軸位置と光源位置とに対する分布を示したグラフである。図 12、図 13、図 14 は、それぞれ $\lambda = 809$ nm の波長光を用いて計測された光強度を初期値で規格化した値、809 nm の波長光強度を 765 nm の波長光高度で規格化した値、図 8 に従う処理によって得られた近接評価値について、図 11 と同様の分布を示したグラフである。図 11 ~ 図 14 から、809 nm の波長光強度を 765 nm の波長光高度で規格化した値でははっきりしなかった健常部位との差異が、近接評価値を用いることによってより顕著になっていることが解る。

20

【0068】

（重み指数）

重み指数 G_1 、 G_2 は、マニュアル操作や複数の推奨値からの選択等により、所望の値に設定することが可能である。しかしながら、重み指数 G_1 、 G_2 の値は、診断対象に応じて適宜設定されることが好ましい。以下、超音波診断装置を用いた乳がん等の検診を例に、重み指数 G_1 、 G_2 の好適な値について説明する。

30

【0069】

図 15、図 16、図 17、図 18 は、図 11 と同じファントムを光計測した場合に、それぞれ重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 1)$ 、 $(0.1, 2)$ 、 $(0.1, 3)$ 、 $(0.1, 5)$ として、プローブ P の中心軸位置と光源位置とに対する近接評価値の分布を示したグラフである。図 15 ~ 図 18 を比較することで、 G_1 を固定して G_2 を変化させた場合の近接評価値の分布への影響が判断できる。同比較より、超音波診断装置を用いた乳がん等の検診においては、例えば $1 < G_2 \leq 4$ が好適であると言える。

40

【0070】

図 19、図 20、図 21、図 22、図 23、図 24 は、図 11 と同じファントムを光計測した場合に、それぞれ重み指数 G_1 、 G_2 を $(0.1, 3)$ 、 $(0.3, 3)$ 、 $(0.5, 3)$ 、 $(0.7, 3)$ 、 $(1, 3)$ 、 $(2, 3)$ として、プローブ P の中心軸位置と光源位置とに対する近接評価値の分布を示したグラフである。図 19 ~ 図 24 を比較することで、 G_2 を固定して G_1 を変化させた場合の近接評価値の分布への影響が判断できる。同比較より、超音波診断装置を用いた乳がん等の検診においては、例えば $0 < G_1 \leq 1$ が好適であると言える。

【0071】

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、複数の波長の一つを基準波長として、各光照射部と各光検出部とのペアのそれぞれにおいて検出され

50

た基準波長以外の光の強度を基準波長の光の強度で規格化し、当該規格化された光強度を非線形に強調補正してペア毎の第1の値を算出する。また、各ペアにおいて検出された基準波長の光の強度を非線形に緩和補正して記ペア毎の第2の値を算出し、ペア毎に前記第1の値と前記第2の値とを積算して得られた値に基づいて、近接評価値を算出する。この近接評価値は、各光検出器によって検出された光強度をそのまま用いた計測結果と比較して、健常部位と疑義部位との差異がより強調されたものとなる。従って、例えばプローブを疑義部位の近傍に誘導する場合において、操作者に対し、より解りやすいナビゲーション情報を提供することができる。プローブを簡単且つ迅速に所望の位置に誘導することができる。その結果、従来に比してユーザーフレンドリーな超音波診断装置を提供することができる。

10

【0072】

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。

【0073】

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】

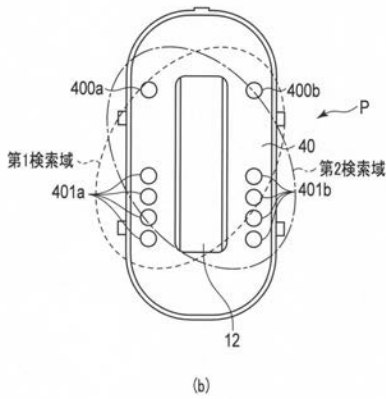
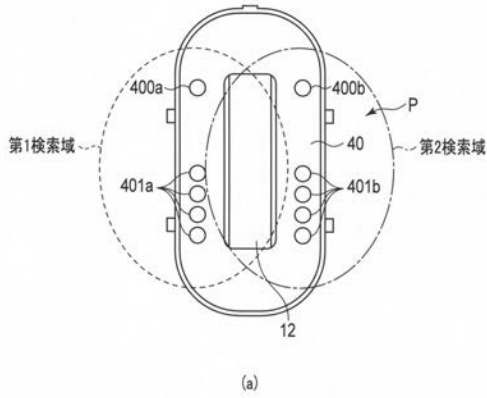
【0074】

1 ... 超音波診断装置、 1 1 ... 装置本体、 1 2 ... 超音波プローブ、 1 3 ... 入力装置、 1 4 ... モニター、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... Bモード処理ユニット、 2 4 ... 血流検査ユニット、 2 5 ... RAWデータメモリ、 2 6 ... ボリュームデータ生成ユニット、 2 8 ... 画像処理ユニット、 3 0 ... 表示処理ユニット、 3 1 ... 制御プロセッサ(CPU)、 3 2 ... 記憶ユニット、 3 3 ... インターフェースユニット、 4 0 ... 光プローブ、 4 2 ... 光計測処理ユニット、 4 4 ... 支援情報生成ユニット、 4 0 0 a、 4 0 0 b ... 光照射部、 4 0 1 a、 4 0 1 b ... 光検出部、 4 2 0 a ... 第1光源、 4 2 0 b ... 第2光源、 4 2 2 ... 光信号制御部、 4 2 4 ... 光解析部、 4 2 6 a ... 第1演算回路、 4 2 6 b ... 第2演算回路

20

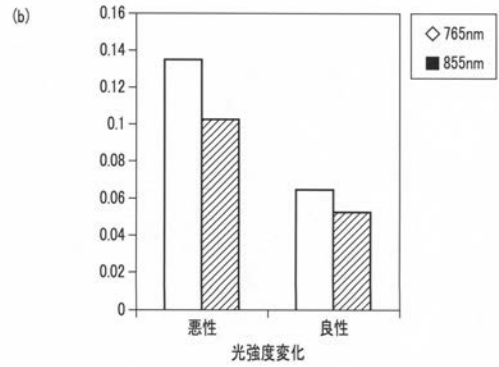
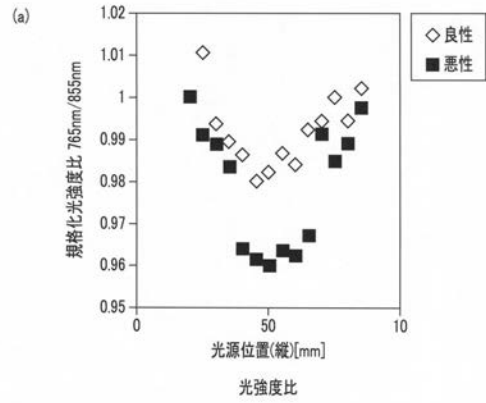
【 図 6 】

図6



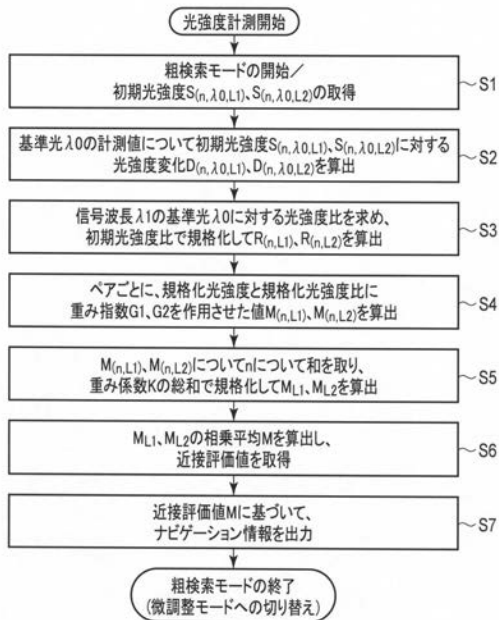
【 図 7 】

図7



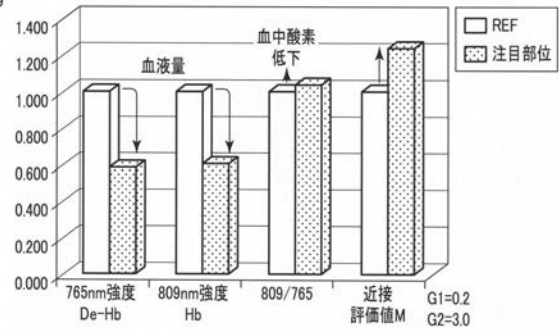
【 図 8 】

図8



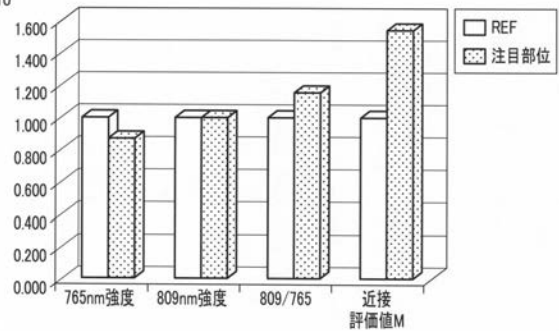
【 図 9 】

図9

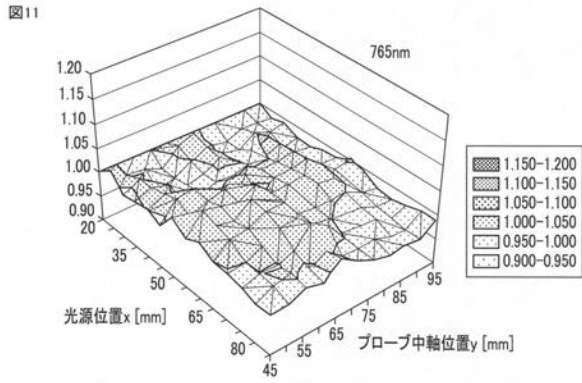


【 図 10 】

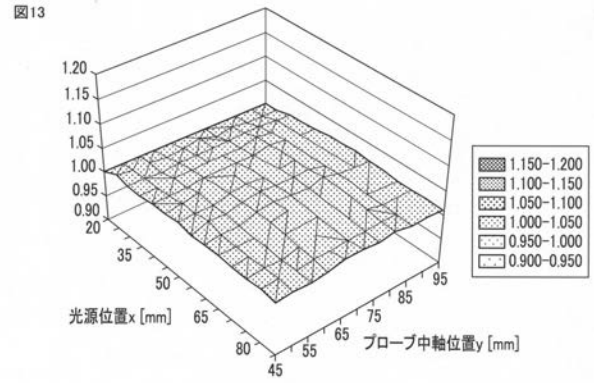
図10



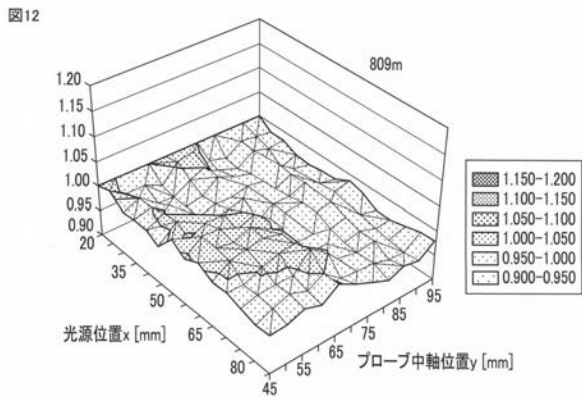
【 図 1 1 】



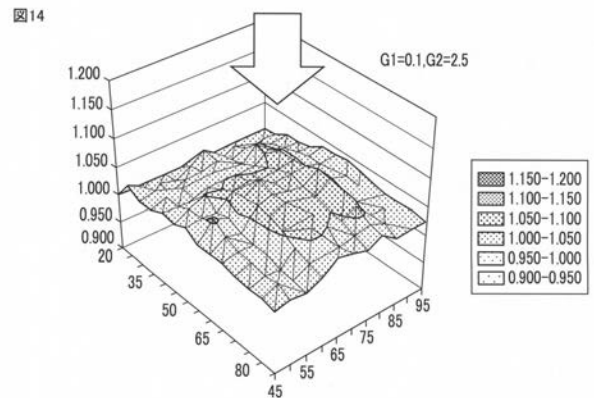
【 図 1 3 】



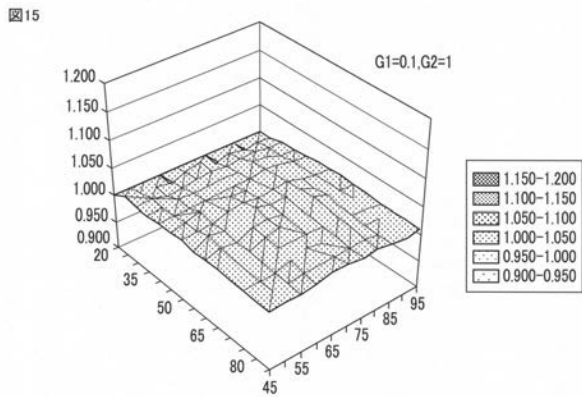
【 図 1 2 】



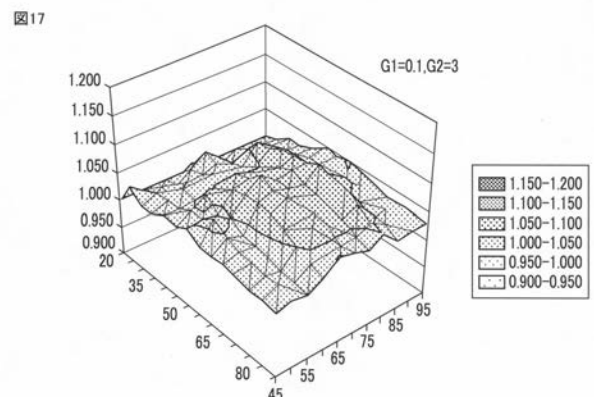
【 図 1 4 】



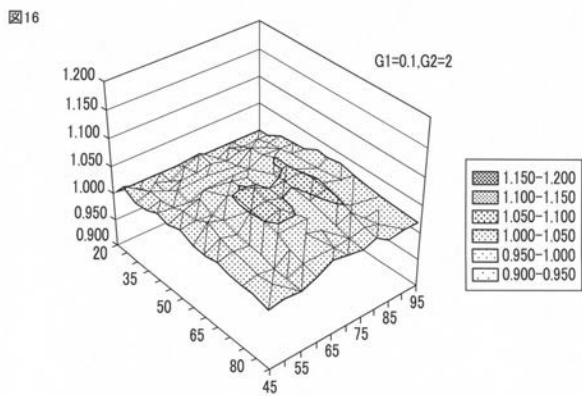
【 図 1 5 】



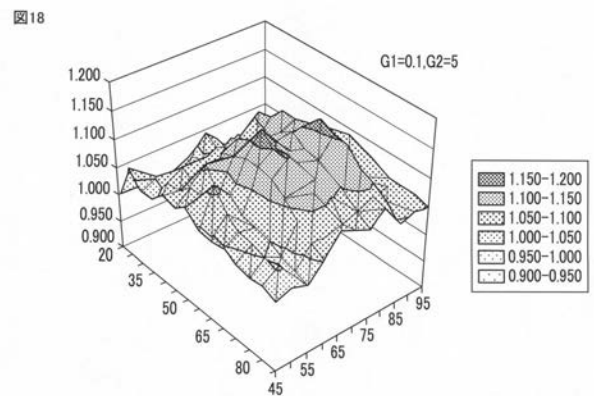
【 図 1 7 】



【 図 1 6 】

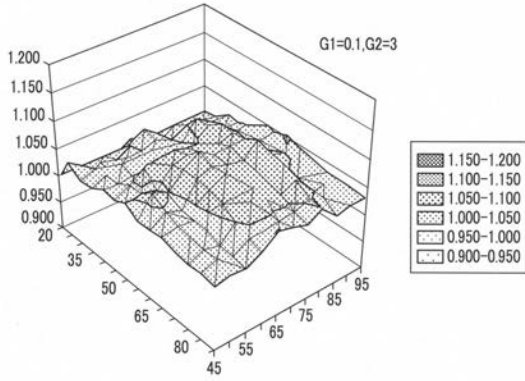


【 図 1 8 】



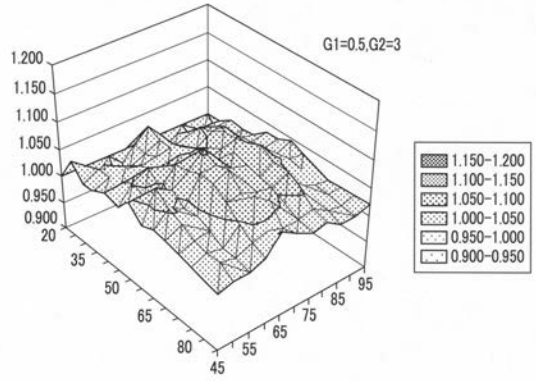
【 図 1 9 】

図19



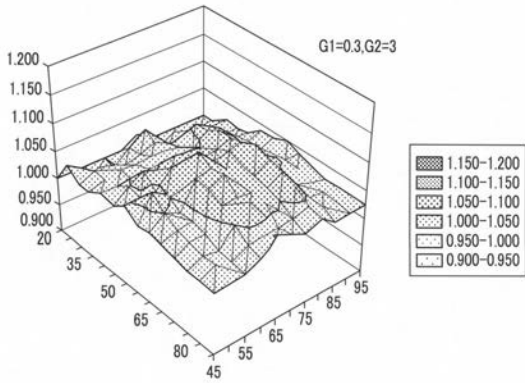
【 図 2 1 】

図21



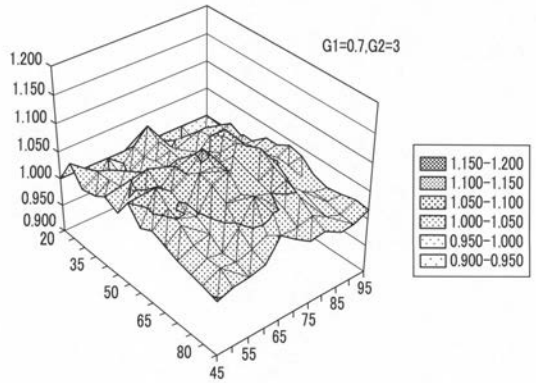
【 図 2 0 】

図20



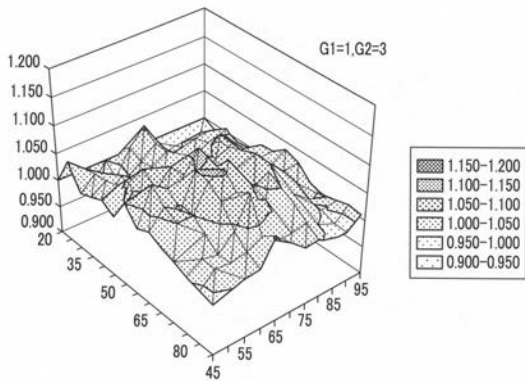
【 図 2 2 】

図22



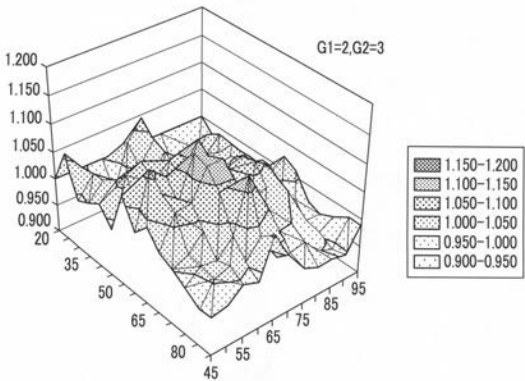
【 図 2 3 】

図23



【 図 2 4 】

図24



フロントページの続き

- (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
- Fターム(参考) 4C601 DD08 EE11 GA21 GA40 JC05 LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和活检装置		
公开(公告)号	JP2017164054A	公开(公告)日	2017-09-21
申请号	JP2016049992	申请日	2016-03-14
[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		
发明人	高山 暁 浦野 妙子 中村 健二		
IPC分类号	A61B8/08 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0091 A61B5/14542 A61B5/14551 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4416 A61B8/488 A61B8/5261 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B10/00.E A61B10/00.N A61B10/00.T A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD08 4C601/EE11 4C601/GA21 4C601/GA40 4C601/JC05 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
其他公开文献	JP6704760B2 JP2017164054A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开的是对应于问题的网站光超声波探头提供一种超声波诊断装置，并且能够准确地引导活体检查装置的身体表面。根据本实施例，多个光源，多个照射单元，其中的每一个连接的多个光源和光学地，该特定波长被扩散，并反映在对象的超声波诊断装置被照射具有多个光检测器，用于检测光的强度，作为多个光源，具有的强度的光的其他的参考波长比所述检测到的参考波长的光的强度的一个波长的参考波长的光学探针的归一化，归一化的光强度来计算第一值到校正强调到非线性，第二值的光的强度检测到的参考波长在每个光电检测器和松弛校正非线性以及计算单元，用于基于通过对第一值和第二值进行积分而获得的值来计算评估值。点域8

図8

