

(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2018-140217

(P2018-140217A)

(43) 公開日 平成30年9月13日(2018.9.13)

(51) Int.Cl.	F I	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 4 7
G 0 1 N 29/06 (2006.01)	G 0 1 N 29/06	4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 18 O L (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2018-90182 (P2018-90182)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成30年5月8日 (2018.5.8)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2017-93997 (P2017-93997)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
	の分割	(74) 代理人	100108855
原出願日	平成25年7月4日 (2013.7.4)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2012-240989 (P2012-240989)	(74) 代理人	100103034
(32) 優先日	平成24年10月31日 (2012.10.31)		弁理士 野河 信久
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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】 光計測装置及び超音波診断装置

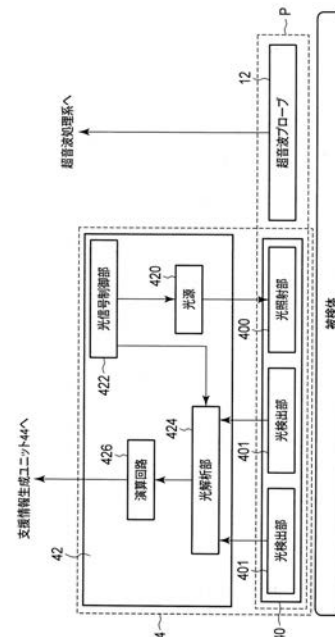
(57) 【要約】

【課題】 光計測を利用する超音波画像撮像での超音波プロープ位置誘導を改善すること。

【解決手段】 本実施形態に係る光計測装置は、超音波プロープと共に用いられ、光照射部、複数の対の光検出部、出力部を具備する。光照射部は、被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する。複数の対の光検出部は、それぞれが超音波プロープの超音波送受信面を挟んで配置される複数の対の光検出部であって、各対の対称軸が超音波送受信面内に位置し且つ各対の対称軸が超音波送受信面を規定する辺の一つと並ぶように配置され、被検体内で反射された光の強度を検出する。出力部は、被検体内において異常な光吸収係数を示す部位への接近度に基づく支援情報出力する。

【選択図】 図 2

図 2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと共に用いられる光計測装置であって、

被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する光照射部と、

それぞれが前記超音波プローブの超音波送受信面を挟んで配置される複数の対の光検出部であって、前記各対の対称軸が前記超音波送受信面内に位置し且つ前記各対の対称軸が超音波送受信面を規定する辺の一つと並ぶように配置され、前記被検体内で反射された光の強度を検出する複数の対の光検出部と、

前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位への接近度に基づく支援情報を出力する出力部と、

を具備する光計測装置。

10

【請求項 2】

前記各光検出部において検出された光の強度に基づいて、前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位の位置と前記光照射部の位置を基準とする所定位置との接近度を少なくとも計算する計算部をさらに具備する請求項 1 記載の光計測装置。

【請求項 3】

前記複数の光検出部は、前記光照射部を通る直線を対称軸として少なくとも二対設けられている請求項 1 又は 2 記載の光計測装置。

【請求項 4】

前記光照射部は二箇所以上の位置から光を照射する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

20

【請求項 5】

前記光照射部は少なくとも二種類の周波数を含む光を照射する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

【請求項 6】

前記支援情報は、音響信号を含む請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

【請求項 7】

前記支援情報は、接近度を視覚的に示す情報を含む請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

30

【請求項 8】

前記光照射部は、複数の波長に対応する複数の光源を有する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

【請求項 9】

前記光照射部は、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯である第 1 の波長成分と、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯を除く第 2 の波長成分を含む光を照射し、

前記計算部は、前記第 1 の波長成分に起因する検出光の強度と前記第 2 の波長成分に起因する検出光の強度とを比較して、前記接近度を少なくとも計算する請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項記載の光計測装置。

40

【請求項 10】

超音波プローブと、

被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する光照射部と、

それぞれが前記超音波プローブの超音波送受信面を挟んで配置される複数の対の光検出部であって、前記各対の対称軸が前記超音波送受信面内に位置し且つ前記各対の対称軸が超音波送受信面を規定する辺の一つと並ぶように配置され、前記被検体内で反射された光の強度を検出する複数の対の光検出部と、

前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位への接近度に基づく支援情報を出力する出力部と、

を具備する超音波診断装置。

50

【請求項 1 1】

前記各光検出部において検出された光の強度に基づいて、前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位の位置と前記光照射部の位置を基準とする所定位置との接近度を少なくとも計算する計算部をさらに具備する請求項 1 0 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 2】

前記複数の光検出部は、前記光照射部を通る直線を対称軸として少なくとも二対設けられている請求項 1 0 又は 1 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記光照射部は二箇所以上の位置から光を照射する請求項 1 0 乃至 1 2 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記光照射部は少なくとも二種類の周波数を含む光を照射する請求項 1 0 乃至 1 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

前記支援情報は、音響信号を含む請求項 1 0 乃至 1 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 6】

前記支援情報は、接近度を視覚的に示す情報を含む請求項 1 0 乃至 1 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

前記光照射部は、複数の波長に対応する複数の光源を有する請求項 1 0 乃至 1 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 1 8】

前記光照射部は、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯である第 1 の波長成分と、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯を除く第 2 の波長成分を含む光を照射し、

前記計算部は、前記第 1 の波長成分に起因する検出光の強度と前記第 2 の波長成分に起因する検出光の強度とを比較して、前記接近度を少なくとも計算する請求項 1 0 乃至 1 7 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明の実施形態は、光計測装置及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

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。一般の生体光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（以後光源と略す）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光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が低さに問題がある。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

10

20

30

40

50

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。

【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。そこで我々は、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。

【0004】

ところで、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。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。

【0005】

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。

【0006】

超音波画像の撮像において、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可能性がある。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、この場合は読影者側の負担が大きくなる。

【0007】

この様な超音波画層診断での問題を解決するために、生体光計測で得られた生体の代謝情報により超音波プローブの測定位置を面方向で誘導し、技師の負担を軽減する方式が提案されている。この様な方式により、超音波画像撮像において、従来に比して短時間かつ比較的容易に異常部位を検出・判別可能になっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2004-073559号公報

【特許文献2】特開2009-247683号公報

【特許文献3】特開2000-237196号公報

【特許文献4】特開2005-331292号公報

【特許文献5】特開2007-020735号公報

【特許文献6】特開2009-077931号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、生体光計測を利用する超音波画像撮像の超音波プローブ位置誘導については、依然として改善の余地がある。

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

本実施形態に係る光計測装置は、超音波プローブと共に用いられ、光照射部、複数の対の光検出部、出力部を具備する。光照射部は、被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する。複数の対の光検出部は、それぞれが超音波プローブの超音波送受信面を挟んで配置される複数の対の光検出部であって、各対の対称軸が超音波送受信面内に位置し且つ各対の対称軸が超音波送受信面を規定する辺の一つと並ぶように配置され、被検体内で反射された光の強度を検出する。出力部は、被検体内において異常な光吸収係数を示す部位への接近度に基づく支援情報を出力する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 1 】

10

【 図 1 】 図 1 は、第 1 の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 40、光計測処理ユニット 42 からなる生体光計測装置 4 のブロック構成図である。

【 図 3 】 図 3 は、超音波プローブ 12 に対する光照射部 400 及び光検出部 401a ~ d の配置例を示した図である。

【 図 4 】 図 4 (a)、(b)、(c) は、図 3 の配置例を用いた密着度の測定処理を説明するための図である。

【 図 5 】 図 5 (a)、(b)、(c) は、異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理を説明するための図である。

20

【 図 6 】 図 6 は、異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理に用いる光照射部 400 及び光検出部 401a ~ d の配置例を示した図である。

【 図 7 】 図 7 は、乳がん検査における乳房への密着度、異常部位の三次元的方位及び距離を測定した場合において、モニター 14 に表示される支援情報の一例である。

【 図 8 】 図 8 は、モニター 14 に表示される支援情報の変形例である。

【 図 9 】 図 9 は、異常部位を超音波走査領域内に配置するための一次誘導を目的とする支援情報の一例を示した図である。

【 図 10 】 図 10 は、一次誘導に従って超音波プローブ 12 を移動させた後、異常部位からの光の信号量を最大化するための二次誘導を目的とする支援情報の一例を示した図である。

30

【 図 11 】 図 11 は、光検出部 401 毎の検出光の信号強度に基づいて算出された、光検出部 401 毎の吸収信号強度（或いは減衰信号強度）を、支援情報としてレベルメーターで表示する実施例である。

【 図 12 】 図 12 (a)、(b) は、音響信号として出力される支援情報の一例を示している。

【 図 13 】 図 13 は、図 6 に示した配置の変形例である。

【 図 14 】 図 14 は、図 6 に示した配置の他の変形例である。

【 図 15 】 図 15 は、図 6 に示した配置の他の変形例である。

【 図 16 】 図 16 は、図 6 に示した配置の他の変形例である。

40

【 図 17 】 図 17 は、図 6 に示した配置の他の変形例である。

【 図 18 】 図 18 は、図 6 に示した配置の他の変形例である。

【 図 19 】 図 19 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。

【 図 20 】 図 20 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。

【 図 21 】 図 21 は、図 20 に示す生体光計測装置 4 を用いた密着度判定と異常部位の方位決定する手順の一例を示している。

【 図 22 】 図 22 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。

【 図 23 】 図 23 は、第 5 の本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブを被検体接触

50

面側から見た図である。

【図 2 4】図 2 4 は、異常部位を球体として近似する場合に、プローブ P と超音波走査断面上において特定される異常部位の位置及び大きさを模式的に示した図である。

【図 2 5】図 2 5 は、超音波走査断面に対応する超音波画像を示した図である。

【図 2 6】図 2 6 は、超音波画像上において位置、大きさが特定された異常部位の表示形態を説明するための図である。

【図 2 7】図 2 7 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブの、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 1 を示した図である。

【図 2 8】図 2 8 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブの、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 2 を示した図である。

【図 2 9】図 2 9 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブの、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 3 を示した図である。

【図 3 0】図 3 0 は、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの接近状態を、超音波画像の画面の一部（例えばアイコン等）の明度（の変化）として示す形態を示した図である。

【図 3 1】図 3 1（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの明度が変化する様子を例示した図である。

【図 3 2】図 3 2（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの色彩等が変化する様子を例示した図である。

【図 3 3】図 3 3（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの表示面積が変化する様子を例示した図である。

【図 3 4】図 3 4（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの表示位置が変化する様子を例示した図である。

【図 3 5】図 3 5（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの揺れの振幅が変化する様子を例示した図である。

【図 3 6】図 3 6（a）～（d）は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの形状が変化する様子を例示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、各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。

【0013】

（第 1 の実施形態）

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 1 2、入力装置 1 3、モニター 1 4、超音波送信ユニット 2 1、超音波受信ユニット 2 2、B モード処理ユニット 2 3、ドプラ処理ユニット 2 4、RAW データメモリ 2 5、ボリュームデータ生成ユニット 2 6、画像処理ユニット 2 8、表示処理ユニット 3 0、制御プロセッサ（CPU）3 1、記憶ユニット 3 2、インターフェースユニット 3 3 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、生体光計測装置 4 を実現するための光プローブ 4 0 及び光計測処理ユニット 4 2 と、超音波プローブ 1 2 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 4 4 と、をさらに具備する。

【0014】

なお、本実施形態においては、図 1 に示した様に、生体光計測装置を内蔵する（生体光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、生体光計測装置と超音波診断装置とを別体構造としてもよい。

【0015】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【0016】

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。

【0017】

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、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

【0018】

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。

【0019】

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。

30

【0020】

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。

40

【0021】

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。

【0022】

ドプラ処理ユニット 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。

50

【 0 0 2 3 】

R A Wデータメモリ 2 5 は、B モード処理ユニット 2 3 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 R A W データを生成する。また、R A Wデータメモリ 2 5 は、ドブラ処理ユニット 2 4 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 R A W 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、R A Wデータメモリ 2 5 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。

【 0 0 2 4 】

ボリュームデータ生成ユニット 2 6 は、空間的な位置情報を加味した補間処理を含む R A W - 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。

【 0 0 2 5 】

画像処理ユニット 2 8 は、ボリュームデータ生成ユニット 2 6 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 (M P R : multi planar reconstruction)、最大値投影表示 (M I P : 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 2 8 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。

【 0 0 2 6 】

表示処理ユニット 3 0 は、画像処理ユニット 2 8 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、R G B 変換等の各種を実行する。

【 0 0 2 7 】

制御プロセッサ 3 1 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 3 1 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。

【 0 0 2 8 】

記憶ユニット 3 2 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 I D、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 3 2 のデータは、インターフェースユニット 3 3 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。

【 0 0 2 9 】

インターフェースユニット 3 3 は、入力装置 1 3、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 3 3 を介して、外付けの生体光計測装置を本超音波診断装置本体 1 1 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 3 3 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。

【 0 0 3 0 】

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

【 0 0 3 1 】

光プローブ 4 0 は、少なくとも一つの光照射部 4 0 0、複数の光検出部 4 0 1 を有している。光照射部 4 0 0 は、光源 4 2 0 が発生する光 (近赤外光) を被検体に向けて照射する。光検出部 4 0 1 は、例えば光ファイバ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、C C D、A P D、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。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

図 3 は、超音波プローブ 1 2 に対する光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 a ~ d の配置例を示した図である。同図では、超音波プローブ 1 2 の超音波送受信面 1 2 0 の中央近傍に光照射部 4 0 0 を配置すると共に、光照射部 4 0 0 を中心とする円周上に、超音波送受信面 1 2 0 (被検体との接触面)を取り囲むようにして光検出部 4 0 1 a ~ d を等間隔配置する例を示している。光照射部 4 0 0 及び各光検出部 4 0 1 a ~ d の被検体との接触面は、例えば超音波送受信面 1 2 0 と同じレベルに設定され、計測時において被検体表面に直接的或いは間接的に接触させた状態で配置される。なお、超音波プローブ 1 2 に対する光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置は、図 3 に示した例に拘泥されない。配置の応用例については、後で詳しく説明する。

10

【 0 0 3 3 】

光計測処理ユニット 4 2 は、光源 4 2 0、光信号制御部 4 2 2、光解析部 4 2 4、演算回路 4 2 6 を有している。光源 4 2 0 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 nm ~ 1 8 0 0 nm 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 nm 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。光源 4 2 0 において発生した光は、光ファイバや薄膜光導波路で構成される光導波部を介して (或いは直接空間の伝播を介して)、光照射部 4 0 0 に供給される。なお、光源 4 2 0 は、光照射部 4 0 0 と一体に構成してもよい。

20

【 0 0 3 4 】

光信号制御部 4 2 2 は、生体光計測装置 4 を動的又は静的に制御する。例えば、光信号制御部 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、周波数、強度、強度変動周期 T で光照射部 4 0 0 から光が照射されるように、光源 4 2 0 を制御する。また、光信号制御部 4 2 2 は、所定のタイミングで光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。

【 0 0 3 5 】

光解析部 4 2 4 は、光検出部 4 0 1 から入力したアナログ信号を増幅した後、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。

30

【 0 0 3 6 】

演算回路 4 2 6 は、光検出部 4 0 1 間での検出光の強度変化に基づいて、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、超音波送受信面 1 2 0 の中心等)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。演算回路 4 2 6 における計算結果は、支援情報生成ユニット 4 4 に送り出される。

【 0 0 3 7 】

(超音波プローブ操作支援機能)

次に、本超音波診断装置が有する超音波プローブ操作支援機能について説明する。本機能は、超音波プローブ 1 2 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 1 2 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ものである。

40

【 0 0 3 8 】

(密着度の測定処理)

まず、光検出部 4 0 1 と被検体表面との密着度の測定処理について説明する。ここで、密着度とは、光検出部 4 0 1 と生体表面の間隙に存在する空気層の厚みと光路に占める断面積比率に関わる量である。理想的には空気層がない、若しくは厚みが検出光の波長以下かつ被覆率 0 . 1 % 以下が望まれる。

50

【 0 0 3 9 】

図 4 (a)、(b)、(c)は、図 3 の配置例を用いた密着度の測定処理を説明するための図である。なお、図 4 (a)、(b)、(c)のそれぞれにおいて、上段には図 3 の A - A 断面図を、下段には光照射部 4 0 0 の照射面、光検出部 4 0 1 の各検出面の被検体表面への投影図を、それぞれ示している。

【 0 0 4 0 】

図 4 (a)に示す様に、まず、プローブ P を被検体表面上に配置した状態で、光照射部 4 0 0 から被検体内に向けて近赤外光が照射される。このとき、光検出部 4 0 1 b ~ d (それぞれ c h 2 ~ 4 に対応)の検出面は被検体表面と好適に接触する一方、光検出部 4 0 1 a (c h 1 に対応)の検出面と被検体表面との間に空間 (隙間) がある場合を想定する。係る場合、被検体表面から離れた光検出部 4 0 1 a では、屈折率の差異から、被検体から放出される反射光の一部が検出面で反射される。その結果、光検出部 4 0 1 a への入射光強度は、光検出部 4 0 1 b ~ d への入射光に比して弱まる。このような光検出部 4 0 1 間の光強度の変化は、光解析部 4 2 4 において解析される。演算回路 4 2 6 は、光検出部 4 0 1 a での光強度の信号レベルと、予め設定した光強度の信号レベル、或いは光検出部 4 0 1 b ~ d での光強度の信号レベルから指定危険率を以て計算した数値と比較する。その結果、光検出部 4 0 1 a での光強度の信号レベルが小さい場合には、演算回路 4 2 6 は、光検出部 4 0 1 a が被検体表面から離れている (密着度低下状態) と判定する。全ての光検出部 4 0 1 が適正な密着度と判定されたときに、光検出部 4 0 1 で囲んだ超音波プローブ 1 2 の密着度も適正範囲と判定する。

【 0 0 4 1 】

支援情報生成ユニット 4 4 は、超音波送受信面 1 2 0 を被検体に密着させるために、演算回路 4 2 の判定結果及び計算結果に基づいて、超音波プローブ 1 2 の位置、姿勢、向き等を指示・誘導する支援情報を生成する。生成された支援情報は、モニター 1 4 において所定の形態で表示される。なお、支援情報の具体例については、後で詳しく説明する。

【 0 0 4 2 】

操作者は、表示された支援情報による誘導に従って超音波プローブ 1 2 を操作し、再度密着度測定を行う。その結果、密着度が妥当範囲に収まったと判定した時点で、超音波画像撮像を開始する。

【 0 0 4 3 】

(異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理)

次に、異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理について説明する。図 5 (a)、(b)、(c)は、異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理を説明するための図である。図 6 は、異常部位の三次元的方位及び距離の測定処理に用いる光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 a ~ d の配置例を示した図である。なお、図 5 (a)、(b)、(c)のそれぞれにおいて、上段には図 6 の A - A 断面図を、下段には光照射部 4 0 0、光検出部 4 0 1 の各検出面の被検体表面への投影図を、異常部位を吸収体として、それぞれ示している。

【 0 0 4 4 】

まず、異常部位の三次元的方位及び距離を計算するため、プローブ P を被検体表面上に配置した状態で、光照射部 4 0 0 から被検体内に向けて異常部位で吸収量が増す特定波長の光が照射される。当該照射された光の被検体内からの反射光を、図 5 (a)に示す様に光照射部 4 0 0 から近い位置 (近接位置) にある光検出部 4 0 1 a ' ~ 4 0 1 d ' と、図 5 (b)に示す様に光照射部 4 0 0 から遠い位置 (外周位置) にある光検出部 4 0 1 a ~ 4 0 1 d とで、それぞれ検出する。

【 0 0 4 5 】

入射光は生体内を散乱しながら通過するが、異常部位を通過するとより多く吸収される。従って、特定距離に置かれた光検出部 (図 5、図 6 の例では、検出部 4 0 1 a、光検出部 4 0 1 a ') の検出光は、異常部位の深さ情報を含むものとなる。光解析部 4 2 4 は、各方角に配置された光検出部 4 0 1 a ~ 4 0 1 d (それぞれ c h 1 ~ 4 に対応)、光検出

部 4 0 1 a' ~ 4 0 1 d' (それぞれ c h 5 ~ 8 に対応) からの検出光を解析する。その結果、例えば図 5 (a) において $ch 2 < ch 1 < ch 3$ 、 $ch 4$ となり、図 5 (b) において $ch 5, 6 < ch 7, 8$ となった場合には、 $ch 2$ と $ch 1$ の間 ($ch 5$ と $ch 6$ の間) であり且つ $ch 2$ ($ch 5$) 側に近い位置において、異常部位が存在することが解る。また、例えば $ch 5, ch 6$ の信号強度が $ch 2, ch 1$ の信号強度に比して弱いことから、異常部位は、比較的浅い位置に存在することが解る。

【 0 0 4 6 】

演算回路 4 2 6 は、解析された近接位置の信号強度分布と外周位置の信号強度分布を比較して、図 5 (c) に示す様に、存在する異常部位の基準位置 (例えば光照射部 4 0 0) からの三次元的方向及び距離を計算する。具体的には、光照射部 4 0 0 と光検出部 4 0 1 との距離の関数で求められる正常組織における光強度信号を基準値とし、さらに 1 つの光検出部 4 0 1 における基準値によって他の位置の光検出部 4 0 1 の基準値を正規化する。正規化された基準値を、夫々の光検出部 4 0 1 の位置における光強度の係数とし、各光検出部 4 0 1 により実測された光強度信号と光強度基準値との差分を求め、差分と光強度基準値との比を算出してこれを変化率とし、変化率と位置情報から異常部位の方角と接近状態を算出する。さらに、各光検出部 4 0 1 の X 座標と変化率を乗じ、乗じた結果を合算もしくは平均値を求めて X 方向成分とする。同様にして、Y 方向成分、Z 方向成分についても求める。その結果得られた各成分を合成して得られる方向ベクトルの方向角を求めることにより、異常部位の方角 (方位情報) を生成する。さらに、各光検出部 4 0 1 の X 座標と変化率と係数を乗じて絶対値を求め、それらを合算して X 成分とする。同様にして、Y 方向成分、Z 方向成分についても求める。各方向の絶対値を合計して得られる値を用いて、異常部位の光照射部 4 0 0 を基準とする三次元的距離を計算する。

【 0 0 4 7 】

支援情報生成ユニット 4 4 は、異常部位を超音波走査領域に配置すべく、得られた三次元的方位、三次元的距離に基づいて、超音波プローブ 1 2 の移動を指示・誘導するための支援情報を生成する。生成された支援情報は、モニター 1 4 において所定の形態で表示される。なお、支援情報の具体例については、後で詳しく説明する。

【 0 0 4 8 】

操作者は、表示される支援情報による誘導に従って超音波プローブ 1 2 を移動させ、再度異常部位の三次元的方位及び距離の測定を行う。その結果、異常部位が妥当範囲に収まったと判定 (例えば、異常部位が超音波走査領域の中央に収まったと判定) した時点で、超音波画像撮像を開始する。

【 0 0 4 9 】

(支援情報)

図 7 は、乳がん検査における乳房への密着度、異常部位の三次元的方位及び距離を測定した場合において、モニター 1 4 に表示される支援情報の一例である。同図の例は、超音波送受信面 1 2 0 の乳房表面への密着度を画像の濃淡で表示すものであり、例えば画面で右下の暗い部分は相対的に信号強度が低い領域を示している。また、同図右側の異常部位の推定深度表示がゼロ位置であることは、強度低下原因が表面にあることを示す。両表示から、信号強度が低い領域でプローブが生体表面から浮いていることを示唆しているのがわかる。操作者は、表示された支援情報の誘導に従い、暗い部分が他の領域と同じ明るさになるように、プローブの右下側を強く押す操作を行う。

【 0 0 5 0 】

図 8 は、モニター 1 4 に表示される支援情報の変形例であり、計算されたプローブ密着度に基づいて、検出不良個所を十字印で表示すものである。同図の例では、画面右下に十字印が集中していることから、当該十字に対応する光検出部 4 0 1 の検出面と被検体表面との密着度が低いことが解る。操作者は、表示された当該支援情報を視認し、その誘導に従って、検出不良個所の密着度を向上させるように、プローブの右下側を強く押す操作を行う。

【 0 0 5 1 】

図 7 或いは図 8 に示された支援情報に従って超音波プローブ 1 2 が操作され、プローブ 1 2 の被検体表面との密着度が適正範囲に入った後は、異常部位の方位情報、及び当該異常部位に対し超音波プローブ 1 2 をより好適に配置するための移動方向、移動量が、支援情報として提供される。

【 0 0 5 2 】

図 9 は、異常部位を超音波走査領域内に配置するための一次誘導を目的とする支援情報の一例を示した図である。同図に示された矢印方向及び距離（矢印の長さ）に超音波プローブ 1 2 を移動させることで、操作者は容易に異常部位を超音波走査領域内に配置することができる。図 1 0 は、一次誘導に従って超音波プローブ 1 2 を移動させた後、異常部位からの光の信号量（複数の光検出部 4 0 1 が異常部位からの光を検出する場合には、その信号量の和）を最大化するための二次誘導を目的とする支援情報の一例を示した図である。当該二次誘導により、異常部位の深さにより信号量が最大化するように、超音波プローブ 1 2 を移動させる。このような段階的な誘導を行うことで、従来に比して、異常部位からより多くの信号を取得することができる。

【 0 0 5 3 】

図 1 1 は、光検出部 4 0 1 毎の検出光の信号強度に基づいて算出された、光検出部 4 0 1 毎の吸収信号強度（或いは減衰信号強度）を、支援情報としてレベルメーターで表示する実施例である。同図から、信号強度のバランスから異常部位が光源近傍に存在することがわかる。

【 0 0 5 4 】

図 7 ~ 1 1 により、プローブの密着度、超音波プローブの移動方向及び移動量等を示す支援情報を、モニター 1 4 において画像により出力する場合を例示した。これに対し、音響信号によって支援情報を出力することも可能である。

【 0 0 5 5 】

図 1 2 (a)、(b) は、音響信号として出力される支援情報の一例を示している。図 1 2 (a) の例は、光検出部 4 0 1 （或いは超音波送受信面）の現在の密着度を、音の周期性で操作者に知らせるものである。例えば、全光検出部 4 0 1 が非接触と判定される場合は上段の無音状態、少なくとも一つの光検出部 4 0 1 が非接触と判定される場合は中段の断続音、全光検出部 4 0 1 が密着度適切と判定される場合は下段の連続音を出力する。また、図 1 2 (b) の例は、異常部位の接近情報を音（周波数）の高低で知らせるものである。例えば、異常部位にプローブが接近するに従って、図 1 2 (b) の上段に示す周期で出力されている連続音を、図 1 2 (b) に示す様に低周波化させる。このような音響信号による支援情報は、操作者がモニター 1 4 を見ずに走査誘導を受けられる特長がある。また、当該例に拘泥されず、例えば、音量、調音、リズム、メロディ、音声等を制御することにより、支援情報を音響信号として出力することが可能である。

【 0 0 5 6 】

（配置変形例）

次に、超音波プローブ 1 2 に対する光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例について説明する。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 は、図 6 に示した配置の変形例である。同図に示す変形例は、超音波送受信面 1 2 0 の長手方向の中心軸（対称軸）上に光照射部 4 0 0 （光源）を配置し、光源に対して放射状かつ超音波プローブ 1 2 0 の中心軸に対して線対称になるように、複数の光検出部 4 0 1 を二重の同心円上に配置している。この様に光検出部 4 0 1 の配列対称軸と超音波プローブ 1 2 の中心軸を実質的に一致させる（或いは、光検出部 4 0 1 の配置対称軸を超音波プローブのデバイス幅の範囲に収める）ことで、2 種検出系の相対的位置誤差がなくなるため、図 6 のより配置的に優れている。なお、光照射部 4 0 0 から光検出部 4 0 1 への最大距離は、異常部位の可測定深度の 2 倍以上が要求されるため、プローブ P 全体として大きくなる傾向がある。しかしながら、本変形例の様に、光照射部 4 0 0 を超音波プローブ 1 2 の中心軸上近接位置に配置することで、図 6 の例に比してプローブ P 全体のダウン

10

20

30

40

50

サイジングを実現することができる。

【0058】

図14は、図6に示した配置の他の変形例である。同図に示す変形例では、光検出部401が超音波プローブ12の軸方向に長く対称配置されている。この配置により、プローブP全体の幅を抑えることができるため、超音波プローブ12の煽り動作が容易になる。

【0059】

図15は、図6に示した配置の他の変形例である。同図に示す変形例では、超音波プローブ12の両脇に複数の光照射部400を対称配置している。また、複数の光源の中心に対して放射状かつ超音波プローブ12の中心軸に対して線対称に、複数の光検出部401を配置している。この様に、光計測系と超音波プローブ12との軸を一致させることで、2種検出系の相対的位置誤差がなくなるため、この実施例も図6の例より配置的に優れている。また複数の光照射部400と複数の光検出部401との選択検出を用いることで、実質的に光源からの距離が増え、異常部位の存在位置を単光源より広範囲に検出可能となっていることに特長がある。

【0060】

図16は、図6に示した配置の他の変形例である。同図に示す変形例では、超音波プローブ12の両脇に複数の光照射部400を対称配置し、加えて超音波プローブ12の中心軸上に別の光照射部400を配置している。また、複数の光源の中心に対して放射状かつ超音波プローブ12の中心軸に対して線対称に、複数の光検出部401を配置している。本変形も光計測系と超音波プローブ12との軸を一致させており、2種検出系の相対的位置誤差がなくなるため、図6の実施例より配置的に優れている。また複数光源を用いることで、異常部位の存在位置をより広範囲に検出可能となっていることに特長がある。また、プローブ両脇の複数光源と超音波プローブ12の中心軸上の別光源の出力光の波長を変える構成を取ることで、より多くの情報を同時に得ることもできる。

【0061】

図17は、図6に示した配置の他の変形例である。同図に示す変形例では、複数の超音波プローブ12（図17では2つを例示）を、中心軸を揃えて直列に配置し、その間隙の中心に少なくとも一つの光照射部400を配置している。本変形も光計測系と超音波プローブ12との軸を一致させており、2種検出系の相対的位置誤差がなくなるため、図6の実施例より配置的に優れている。加えて、光照射部400を複数の超音波プローブ12の配列中心に位置させることで、異常部位の存在探索域を広範囲に検出可能となっていることに特長がある。

【0062】

図18は、図6に示した配置の他の変形例である。同図に示す変形例では、光検出部401が異常部位の最終誘導位置近傍で密になるように配置している。本変形も光計測系と超音波プローブ12との軸を一致させており、2種検出系の相対的位置誤差がなくなるため、図6の実施例より配置的に優れている。加えて、光検出部401を一部緻密に配置することにより、空間的に精度よく異常部位の光吸収情報を検出できることに特長がある。

【0063】

以上述べた各例においては、複数の光検出部401を二つの同心円状に配置する場合を例示した。しかしながら、当該各例に拘泥されず、二以上の同心円上に光検出部401を配列するようにしてもよい。

【0064】

以上述べた本実施形態に係る超音波診断装置によれば、以下の効果を実現することができる。

【0065】

第1に、光検出部と被検体表面の密着度に関わる効果である。すなわち、生体光計測において、光検出部が被検体に密着していない状態では、光検出部の検出面（入光部）で反射口スを生じて最大で10%オーダーのロスを生じる可能性がある。一方で、異常部位の吸収による差異は%オーダー程度であり、上述の光検出部セッティングの不具合による信

10

20

30

40

50

号の差異の方が大きい。従って、光検出部と生体の密着度が適切か否かは異常部位の検出以前に確認すべき情報と考えられる。本超音波診断装置によれば、生体光計測機能を用いてプローブと被検体表面との密着度を計算し、その結果に基づいてプローブをより好適な位置に誘導するための支援情報を生成し出力する。操作者は、プローブの被検体表面への現在の接触状況を把握すると共に、密着が不完全である場合には、支援情報による誘導に従ってプローブの姿勢、向き、加圧方向、移動方向等を容易かつ迅速に修正することができる。

【 0 0 6 6 】

第 2 に、異常部位の深さ情報の有効利用に関わる効果である。皮膚表面近傍に存在する異常部位と数 c m の深さに存在する異常部位では、最大信号を得る検出器との相対位置が異なる。異常部位の深さを方位計算に加えて、位置誘導は適切に行われるべきである。本実施形態に係る超音波診断装置によれば、生体光計測機能を用いて被検体内の異常部位の三次元的方位及び距離を計算し、その結果に基づいて、異常部位が超音波走査領域の好適な位置配置されるように、超音波プローブの位置を誘導するための支援情報を生成し出力する。操作者は、現在の超音波プローブと異常部位との位置関係を直観的に把握できると共に、異常部位が超音波走査領域に存在しない場合には、支援情報による誘導に従って、異常部位が超音波走査領域に含まれるように、超音波プローブの位置、姿勢、向き等を容易かつ迅速に修正することができる。

【 0 0 6 7 】

第 3 に、超音波プローブと光学検出系の位置合わせ（アライメント）に関わる効果である。本実施形態では、超音波プローブ、少なくとも一つの光照射部、複数の光検出部は、光照射部、複数の光検出部の対称軸が超音波送受信面内に位置するように配置されている。この結果、光学系の信号解析で誘導した最適位置と超音波エコーで見られる画像位置に発生する微妙な誤差を是正することができる。

【 0 0 6 8 】

以上から、操作者の経験等に関わらず、超音波送受信面と被検体表面とを良好に密着させた状態で、異常部位の好適な超音波画像を常に取得することができ、超音波画像診断の質の向上に寄与することができる。

【 0 0 6 9 】

（第 2 の実施形態）

図 1 9 は、第 2 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。本実施形態に係る超音波診断装置 1 においては、光源 4 2 0 は、異常部位が吸収する特定波長の光を発生するものとし、当該光を用いて密着度の計算、異常部位の三次元的方位等の特定を行う。また、演算回路 4 2 6 において超音波撮像系から超音波画像を取り込み、例えば、超音波画像上の輝度値の変化に基づいて超音波走査領域画像における異常部位の位置を推定し、当該推定された位置を利用することで、生体光計測における位置精度の向上と部位の異常性の接密検定を行う。この様に生体光計測系と超音波撮像系とを併用することで、密着度の計算、異常部位の三次元的方位等の特定をより正確に行うことが可能となる。

【 0 0 7 0 】

（第 3 の実施形態）

図 2 0 は、第 3 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。同図に示す生体光計測装置 4 は、異常部位の吸収が小さく被検体の透過性が高い波長光を発生する光源 4 2 0 a と、異常部位で吸収される特定波長光を発生する光源 4 2 0 b との 2 光源と、両光源の光を混合する光ミキサー 4 2 1 と、を具備する構成となっている。この構成では、被検体の透過性の高い波長と特定波長の検出光量を相対比較することで、光検出部 4 0 1 の密着度と異常部位に因る吸収の効果とを切り分けている。さらに、被検体を透過する波長の検出光量で特定波長の検出光量を規格化することで、超音波プローブ 1 2 と被検体との密着度バラツキに因る測定誤差を低減できる。

【 0 0 7 1 】

また、図 20 に示す生体光計測装置 4 は、演算回路 426 a、426 b を有しており、例えば、超音波プローブ 12 の誘導時には演算回路 426 a において密着度、異常部位の方位特定の簡易計算を実行し、一方、異常検定時には演算回路 426 b において密着度、異常部位の方位特定の精密計算を実行する。ただし、演算回路 426 a 又は演算回路 426 b が十分な計算速度と演算能力を有する場合には、いずれか一方の演算回路を用いて超音波プローブ 12 を誘導することも可能である。

【0072】

図 21 は、図 20 に示す生体光計測装置 4 を用いた密着度判定と異常部位の方位決定する手順の一例を示している。同図に示す様に、光照射部 400 からは被検体の透過性が高い波長と異常部位で吸収される特定波長が交互に生体内に放出されている。先に記載したように、被検体表面から離れた光検出部 401 では、被検体から放出される信号光の一部が屈折率の差異から表面で反射されて検出器への入射光強度を弱める。

10

【0073】

そこで、図 21 (a) に示す様に、先ず被検体の透過性が高い波長を用い、予め設定した光強度信号レベルと比較して測定信号強度が小さい場合に、その位置の光検出部 401 が被検体表面と離れていると判定する。密着度判定結果に基づいて支援情報を生成し表示することで、プローブ全体を被検体に密着させる方向に圧力を加えるための指示、誘導を行う。その結果、図 21 (b) に示す様に、光検出部 401 の被検体表面への加圧が調整される。

20

【0074】

次いで、図 21 (c) に示す様に、異常部位で吸収される特定波長を生体内に入射して、放出される光を各光検出部 401 で検出する。密着度に起因する検出光量の変化率は、生体の透過性が高い波長でも異常部位で吸収される特定波長でも同等であり、両者の差異は小さい。2 波長の検出光量の有意な差は異常部位の有無に因る。そこで、異常部位で吸収される特定波長の光量を生体の透過性が高い波長の光で規格化した後、第 1 の実施形態と同等な手法で、被検体内の異常部位の三次元的方位及び距離を求め、方位情報と距離情報を生成する。方位情報と距離情報に基づいて支援情報を生成し表示することで、超音波プローブ 12 全体の移動方向と加圧方向を指示・誘導する。その結果、プローブ測定位置が適切範囲と判定した時点で、超音波画像撮像を開始する。

30

【0075】

(第 4 の実施形態)

図 22 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 1 が有する生体光計測装置 4 のブロック構成図である。同図に示す生体光計測装置 4 は、図 20 に示した例に加えて、超音波撮像によって取得された超音波画像を光学計算にデータとして取り込み、位置精度の向上と部位の異常性の精密検定を可能としている。本実施形態では、密着度に関わるプローブの誘導、異常部位への超音波プローブ 12 の誘導、超音波画像の撮像、精密光学測定、超音波画像と光学データのリンクと再計算、修正画像形成の順で測定が完了する。なお、図 22 に示した例では、超音波プローブ 12 の誘導には通常簡易計算回路としての演算回路 426 a を使用するが、信号強度が高い場合には精密計算用演算回路としての演算回路 426 b を選択しても良い。

40

【0076】

以上述べた各実施形態においては、マニュアル操作による生体光計測について説明した。これに対し、自動操作によって生体光計測を行うようにしてもよい。

【0077】

(第 5 の実施形態)

第 5 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、被検体内の異常部位の位置、大きさをさらに迅速に計算し、超音波画像上に明示的に表示可能なものである。

【0078】

図 23 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブを被検体接触面側から見た図であり、光照射部 400 及び光検出部 401 の配置例を示した図である。同図に示す様に

50

、光照射部 400 は、超音波送受信面 120 の周囲において当該超音波送受信面 120 の長手方向の中心軸上 C に配列されている。本実施形態においては、光照射部 400 は、2 波長の光を同時または選択的に被検体に照射するものとする。複数の光検出部 401 は、超音波送受信面 120 の周囲において同じく超音波送受信面の長手方向の中心軸 C を対称軸として対になるように、且つ光照射部 400 を中心として放射状に配列されている。なお、同図の例では、複数の光検出部 401 は、光照射部 400 及を中心とする半径 r_1 、 r_2 、 r_3 （例えば $r_1 = 15\text{ mm}$ 、 $r_2 = 25\text{ mm}$ 、 $r_3 = 35\text{ mm}$ 等）の同心円周上に、3 対（3 組）の光検出部 401 が、中心軸上 C に関して軸対称となるように配列されている。なお、光照射部 400 及び各光検出部 401 は、遮光板 403 で覆われている。

【0079】

なお、光照射部 400、複数の光検出部 401 の配列は、図 23 の例に拘泥されず、種々の形態を採用することができる。すなわち、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブは、超音波走査面と複数の光検出部 401 を配列する対称軸（対称面）とを実質的に一致させる構成、或いは、光学的検知器の配置対称軸が超音波エコープローブのデバイス幅（或いは、超音波送受信面 120 の短手方向の幅）の範囲に収まる構成であれば、どのようなものであってもよい。

【0080】

また、本実施形態に係る生体光計測装置 4 は、超音波走査断面内の異常部位の位置、大きさを特定するためのデータベースを記憶する記憶ユニットをさらに具備している。この記憶ユニットは、内部メモリでも外部メモリでも構わないが、処理を早くしたい要求と必要とするメモリ容量から、装置内の半導体メモリで保管する実施例が好適である。その他の構成については、図 20、22 に示した内容と実質的に同じである。データベースは、光学的吸収係数（ k ）毎に、超音波プローブ 12 による超音波走査面内における異常部位の位置及び大きさを、各光検出部 401 が検出した光の強度の組み合わせ毎に予め対応付けたものである。演算回路 426 a、426 b は、各光検出部 401 において現実に検出された光の強度とデータベースに予め記憶した数値とを対比するための計算を行い、超音波走査面内における異常部位の位置及び大きさを特定する。

【0081】

図 23 の様に配置された光照射部 400 から、生体透過率が高く異常部位で吸収量が増す二つの特定波長の光（例えば、酸素化ヘモグロビンの吸収波長（ 770 nm 付近）と脱酸素ヘモグロビンの吸収波長（ 900 nm 付近）の 2 波長の光）が、検体内に照射される。照射された光は、被検体内を散乱しながら伝播し、異常部位を通過するとより多く吸収される。図 23 の様に配置された複数の光検出部 401 は、被検体から出射する光をそれぞれの位置で検出する。各光検出部 401 で検出された光は、異常部位の深さ情報を含むものとなっている。光解析部 424 は、各光検出部 401 で検出された光を解析する。演算回路 426 a、426 b は、光検出部 401 間での検出光の強度変化に基づいて、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位置、大きさ（サイズ）を計算する。

【0082】

演算回路 426 a、426 b は、既述のアルゴリズムに従って、光検出部 401 間での検出光の強度変化に基づいて、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。演算回路 426 における計算結果は、支援情報生成ユニット 44 に送り出される。支援情報生成ユニット 44 は、既述の手法に従って、超音波プローブ 12 の位置、姿勢、向き等を指示・誘導（ナビゲーション）する支援情報を生成する。生成された支援情報は、例えばモニター 14 において所定の形態で表示される。操作者は、表示された支援情報に従って、超音波送受信面 120 が所定の光吸収係数を示す異常部位の真上に来るように、超音波プローブ 120 を移動させる。なお、超音波送受信面 120 を異常部位の真上に移動させるための支援情報の表示形態については、種々のバリエーションがある。これについては、第 6 の実施形態において後で詳し

10

20

30

40

50

く説明する。

【0083】

被検体表面において、超音波送受信面120が所定の光吸収係数を示す異常部位の真上に来るように（或いは、異常部位が超音波プローブ12の長手対称軸下の対称面上に位置するように）超音波プローブ120が配置される。その結果、超音波プローブ12の位置が適切範囲と判定されると、次に述べる様な手法によって、異常部位の位置及び大きさの計算が実行される。

【0084】

図24は、異常部位を球体として近似する場合に、プローブPと超音波走査断面上において特定される異常部位の位置及び大きさを模式的に示した図である。球体の中心位置（ x, y ）、サイズ（径 ϕ ）、光学的吸収係数（ k ）の水準をパラメータとして、光拡散方程式を順問題として個々の光検出器の位置で光強度として解き、解を光吸収情報と対応させたものをデータベースとして、生体光計測装置4の記憶ユニットに予め記憶されている。光吸収領域を最も単純化した球形で近似する場合については、解析的に変形ベッセル関数の近似解で解けるが、より複雑な形状では解析的に解くことは難しい。そこで有限要素法を用いた散乱のある光拡散方程式シミュレーションを用いて、近似値を求めることになる。データベースは、パラメータの水準を適切に選択して計算し、それを基にテーブルを作成することができる。ここでは光強度のテーブルの作成方法としてシミュレーションを例示したが、各パラメータの水準を合わせたファントムを作成して実測定により数値を決定する方法、実測定データの一部とシミュレーション結果を複合的に併せて作成する方法もある。従って、球近似の場合は、求めるべき未知数は生体の断層画面上での位置（ x, y ）、径（ ϕ ）、光学的吸収係数（ k ）の4個であり、最低4個の光量測定結果が必要である。回転楕円体近似の場合は最低5個の光量測定結果が必要である。ここで対となる検出器は光学モデル的には対称であり、光強度は等しい値となるべきことから、検出データを独立値とは扱わないことにする。

【0085】

演算回路426a、426bは、上記データベースに予め記録した数値と各光検出部401において検出された光の強度とを対比する。対比する手段として、例えば最小二乗法による選択方法がある。この場合、それぞれの検出器位置の光強度は桁で変化するため、光吸収部位がない場合の光強度で規格化した規格化相対強度変化を使うなど、相応の工夫が必要になる。データベースの数値と検出された光の強度の対比は、秒以下の時間で瞬時に計算できる。このため、異常吸収部位の位置（ x, y ）、径（ ϕ ）、光学的吸収係数（ k ）の情報をリアルタイムで知ることができる。

【0086】

すなわち、本実施形態では、各光検出部401において検出された光の強度を用いた逆問題（第1の実施形態等参照）として被検体内の異常部位の位置及び大きさを計算するのではなく、記憶ユニットに予め記憶されたデータベースと、各光検出部401において実際に検出された光の強度とを用いて、順問題として被検体内の異常部位の位置及び大きさを計算している。この様な計算手法は、例えば、リアルタイム性が重要である場合等に、特に実益がある。しかしながら、当該例に拘泥されず、第1の実施形態等において説明した逆問題としてのアルゴリズムを採用することも当然可能である。また、必要に応じて、被検体を透過する別波長の光を用意し、これを参照光として検知し他の波長の測定光量を規格化することにより、各種バラツキに因る測定誤差を低減するようにしてもよい。

【0087】

計算された異常部位の位置、大きさは、超音波画像上において所定の形態にてリアルタイムで表示される。図25は、超音波走査断面に対応する超音波画像を示した図であり、図26は、超音波画像上において位置、大きさが特定された異常部位の表示形態を説明するための図である。図25に示した超音波画像上において異常部位の位置、大きさが計算されると、例えば図26に示すように、光学的吸収係数（ k ）に割り当てられた色彩によって、特定された位置（中心（ x, y ））及び大きさ（径 ϕ ）の円が表示される。これに

より、観察者は、超音波画像上において異常部位のおおよその位置、大きさをリアルタイムに且つ直観的に把握することができる。また、異常部位が表示された超音波画像を記録することで、異常部位が必ず映像化されている超音波画像を用いて、画像診断を行うことが可能となる。

【 0 0 8 8 】

(変形例 1)

図 2 7 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブを被検体接触面側から見た図であり、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 1 を示した図である。光照射部 4 0 0 は、超音波送受信面 1 2 0 の長手方向の中心軸上 C に配列され、(二波長ではなく) 特定の一波長の光を照射する。また、4 対 (4 組) の光検出部 4 0 1 が、超音波送受信面の長手方向の中心軸 C を対称軸として設けられている。これにより、二波長の光を使うことなく、異常部位の位置及び大きさ、光学的吸収係数 (k) の情報を得ることが可能となる。

10

【 0 0 8 9 】

(変形例 2)

図 2 8 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブを被検体接触面側から見た図であり、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 2 を示した図である。同図に示すように、二つの光照射部 4 0 0 が、超音波送受信面 1 2 0 の長手方向の中心軸上 C の異なる位置に隣接して配置されている。また、二対 (二組) の光検出部 4 0 1 が、超音波送受信面の長手方向の中心軸 C を対称軸として設けられている。本変形例によっても、二波長の光を使うことなく、異常部位の位置及び大きさ、光学的吸収係数 (k) の情報を得ることが可能となる。また、図 2 3、図 2 5 に示した例と比較して、光検出部 4 0 1 の数を、より少なくできるメリットもある。

20

【 0 0 9 0 】

(変形例 3)

図 2 9 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 のプローブを被検体接触面側から見た図であり、光照射部 4 0 0 及び光検出部 4 0 1 の配置の変形例 3 を示した図である。同図に示すように、二つの光照射部 4 0 0 が、超音波送受信面 1 2 0 の長手方向の中心軸上 C に、超音波送受信面 1 2 0 を挟んで配置されている。また、二対 (二組) の光検出部 4 0 1 が、超音波送受信面の長手方向の中心軸 C を対称軸として設けられている。本変形例によっても、二波長の光を使うことなく、異常部位の位置及び大きさ、光学的吸収係数 (k) の情報を得ることが可能となる。また、変形例 2 と同じく、図 2 3、図 2 5 に示した例と比較して、光検出部 4 0 1 の数を、より少なくできるメリットもある。さらに、光照射部 4 0 0 を超音波プローブ 1 2 の両端に配置することで、異常部位を超音波送受信面 1 2 0 の中心軸 C 上の中央近傍に導きやすくなる長所もある。

30

【 0 0 9 1 】

以上述べた構成によれば、プローブを被検体内部の疑義組織の上に誘導 (ナビゲーション) し当該疑義組織が走査断面内に含まれる状態で、超音波画像の取得、生体光計測を実施することができる。このため、検出した光を用いて疑義組織の位置、大きさを、各検出部において検出された光の強度と予め生成されたデータベースとを比較する順問題として簡便且つ迅速に計算することができ、リアルタイム性を飛躍的に向上させることができる。術者は、被検体内の疑義組織直上へのプローブ配置、超音波画像による断層の目視検査、当該超音波画像上に明示された血液代謝情報 (ヘモグロビンの吸収位置、サイズ、吸収係数等の情報) 等を観察及び良性悪性判定等を、シーケンシャルに高いリアルタイム性を持って実行することができる。その結果、熟練度に因らずに、誰でも正確かつ適切かつ迅速に、乳がん検査・判定 (異常部位の検出と良性・悪性判定) 等を行うことができる。

40

【 0 0 9 2 】

また、生体光計測においては、光照射部から光検出部への最大距離は異常部位の可測定深度の 2 倍以上が要求されるため、プローブ全体として大きくなる傾向がある。本実施形態では、超音波送受信面の長手方向の中心軸として、光照射部及び光検出部を超音波プロ

50

ープの近傍に配置する構成となっているため、超音波プローブ、光プローブが一体のなったプローブの全体サイズを、コンパクトにすることができる。

【0093】

(第6の実施形態)

既述の各実施形態においては、プローブの異常部位への誘導、或いは好適なプローブの密着度の伝達手段として、例えば図7～図10に示す表示法、或いは図12に示した音響信号等で伝達する方法等を例示した。しかしながら、実際の撮像時においては、検査者は、超音波画像を観察しながらプローブを移動させることになるため、図7等に表示されたプローブ操作の支援情報も同時に注視することは、大きな負担となる場合がある。また、音響信号による伝達は、検査者が画面を見ずに走査誘導を受けられるというメリットがある一方で、被検者が異常音によって不安になるというデメリットが存在する。

10

【0094】

そこで、本実施形態では、生体光計測によって特定されたプローブの異常部位への接近状態を示す情報を、検査者の注視負担をできるだけ軽減した形態で迅速に観察可能に表示し、プローブの異常部位への誘導を容易にする超音波診断装置1について説明する。

【0095】

本実施形態におけるプローブの異常部位への接近状態を示す情報、プローブ操作の支援情報の表示形態には、例えば次の二つの特徴がある。第一に、検査者が注視する超音波画像の画面の一部として、プローブの異常部位への接近状態を示す情報を表示することである。これにより、検査者は、視線を往復させずに情報を得ることができる。第二に、検査者が超音波診断画像に注意を集中する行為を妨げない程度に、その内容を瞬時に把握できる形態にてプローブの異常部位への接近状態を示す情報を表示することである。

20

【0096】

図30は、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの接近状態を、超音波画像の画面の一部(例えばアイコン等)として示す形態を示した図である。図31(a)～(d)は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの明度が変化する様子を例示した図である。

【0097】

図30に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコンAの明度は、図31(a)、(b)に示すように、プローブが特定された異常部位に接近するに従って変化し、プローブが異常部位に最接近したとき(すなわち、超音波送受信面120が異常部位の真上に配置されたとき)には、図31(c)に示すように、最も明るくなる。また、超音波送受信面120が異常部位の真上から離れた場合には、アイコンAの明度は、図31(c)の状態から図31(d)の状態に変化し、プローブが異常部位から離れるに従って次第に暗くなる。

30

【0098】

(変形例1)

図32(a)～(d)は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの色彩等が変化する様子を例示した図である。

【0099】

40

例えば、図32に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコンAの色彩は、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が一定以上である場合には、図33(a)に示すように所定の色相(例えば緑色)で表示される。支援情報に従ってプローブが走査され、異常部位とプローブとの距離が一定以内になると、アイコンAの色彩は、図33(b)に示すように他の色相(例えばオレンジ色)に変化し、プローブが異常部位に最接近したときには、図33(c)に示すように、例えば赤色によって表示される。また、超音波送受信面120が異常部位の真上から離れた場合には、アイコンAの明度は、異常部位とプローブとの間の距離に応じて、図33(c)の赤色から他の色(図33(d)の例では緑色)に変化する。

【0100】

50

(変形例 2)

生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの接近状態を、超音波画像の画面の一部（アイコン等）の明滅周期の変化として示すようにしてもよい。例えば、超音波画像の画面右上に表示されたアイコン A は、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が一定以上である場合には、一定以上の長い周期で明滅する。プローブの異常部位への接近状態を示す情報に従ってプローブが走査され、異常部位とプローブとの距離が縮まるに従って、アイコン A の明滅周期は短くなり、プローブが異常部位に最接近したときには、アイコン A は、最短周期で明滅する。また、超音波送受信面 120 が異常部位の真上から離れた場合には、アイコン A は、異常部位とプローブとの間の距離に応じて周期を変化させながら明滅する。

10

【0101】

(変形例 3)

図 33 (a) ~ (d) は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの表示面積が変化する様子を例示した図である。

【0102】

例えば、図 30 に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコン A の面積は、図 33 (a)、図 33 (b) に示すように、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が近くなるに従って大きくなり、異常部位に最接近したときには、図 33 (c) に示すように最大になる。また、超音波送受信面 120 が異常部位の真上から離れた場合には、アイコン A の面積は、図 33 (c)、図 33 (d) に示すように、プローブが異常部位から離れるに従って小さくなる。

20

【0103】

(変形例 4)

図 34 (a) ~ (d) は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの表示位置が変化する様子を例示した図である。

【0104】

例えば、図 30 に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコン A は、例えば図 34 (a)、図 34 (b) に示すように、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が一定以上離れている場合には同じ位置に表示され、異常部位に最接近したときには（異常部位とプローブとの距離が一定範囲内になった場合には）、図 34 (c) に示すように所定の位置に表示される（図の例では、表示位置が上がる）。また、超音波送受信面 120 が異常部位の真上から一定以上離れた場合には、アイコン A は、図 34 (d) に示すように、図 34 (a)、図 34 (b) と同じ位置に表示される。

30

【0105】

(変形例 5)

図 35 (a) ~ (d) は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの揺れの振幅が変化する様子を例示した図である。

【0106】

例えば、図 30 に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコン A の揺れの振幅は、例えば図 35 (a)、図 35 (b) に示すように、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が近くなるに従って変化し、異常部位に最接近したときには、図 35 (c) に示すように最大振幅の揺れで表示される。また、超音波送受信面 120 が異常部位の真上から離れた場合には、アイコン A の揺れの振幅は、図 35 (d) に示すように、プローブが異常部位から離れるに従って小さくなる。

40

【0107】

(変形例 6)

図 36 (a) ~ (d) は、プローブが特定された異常部位に接近するに従ってアイコンの形状が変化する様子を例示した図である。

【0108】

例えば、図 30 に示した超音波画像の画面右上に表示されたアイコン A の形状は、例え

50

ば図36(a)、図36(b)に示すように、生体光計測によって特定された異常部位とプローブとの距離が近くなるに従って変化し(図の例では、凸部の数が増える)、異常部位に最接近したときには、図36(c)に示すように凸部が最も多い形状で表示される。また、超音波送受信面120が異常部位の真上から離れた場合には、アイコンAの形状は、図36(d)に示すように、プローブが異常部位から離れるに従って凸部が少なくなるように変化する。

【0109】

なお、異常部位とプローブとの接近状態を知らせるための表示例を、種々示した。これらの表示法は、当然ながら、任意に組み合わせ可能である。例えば、本変形例1に示すアイコンの色彩変化による表示法に加えて、明度変化を組み合わせるようにしてもよいし、明滅周期、表示面積、形状、揺れの大きさ等が接近状態に応じて同時に変化するようにしてもよい。これにより、異常部位とプローブとの接近状態を、より視認性の高い形態にて提示することができる。

【0110】

以上述べた構成によれば、被検体内の異常部位と被検体表面のプローブとの接近状態を、超音波画像が表示される画面上において、アイコンの明度、色彩、明滅周期、表示面積、形状、揺れの振幅、或いはこれらの組み合わせによって視覚的に提示することができる。これにより、検査者は、視線を往復させることなく、超音波画像及びプローブ操作支援情報を視認することができる。また、プローブ操作支援情報は、アイコンの明度等の変化として提示される。このため、検査者の超音波診断画像に対する注意を妨げることなく、迅速且つ簡単に把握可能なプローブ操作支援情報を提示することができる。

【0111】

また、他の実施形態1に係る光計測装置は、超音波プローブと共に用いられる光計測装置であって、被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する光照射部と、前記超音波プローブの超音波送受信面の中心軸を対称軸として、前記超音波送受信面を挟んだ両側に少なくとも配置され、前記被検体内で反射された光の強度を検出する複数の光検出部と、前記各光検出部において検出された光の強度に基づいて、前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位の位置と前記光照射部の位置を基準とする所定位置との接近度を少なくとも計算する計算部と、前記接近度に基づく支援情報を出力する出力部と、を具備する。

【0112】

他の実施形態2として、他の実施形態1に係る光計測装置において、前記複数の光検出部は、前記光照射部を通る直線を対称軸として少なくとも二対設けられていてもよい。

【0113】

他の実施形態3として、他の実施形態1又は2に係る光計測装置において、前記光照射部は二箇所以上の位置から光を照射するようにしてもよい。

【0114】

他の実施形態4として、他の実施形態1又は2に係る光計測装置において、前記光照射部は少なくとも二種類の周波数を含む光を照射するようにしてもよい。

【0115】

他の実施形態5として、他の実施形態1乃至4のいずれかに係る光計測装置において、前記支援情報は、前記接近度を反映する音響信号を含むようにしてもよい。

【0116】

他の実施形態6として、他の実施形態1乃至5のいずれかに係る光計測装置において、前記支援情報は、接近度を視覚的に示す情報を含むようにしてもよい。

【0117】

他の実施形態7として、他の実施形態1乃至6のいずれかに係る光計測装置において、前記計算部は、前記各光検出部において検出された光の強度に基づいて、前記異常な光吸収係数を示す部位の位置をさらに計算し、前記支援情報は、前記異常な光吸収係数を示す部位の位置を示す情報を含むようにしてもよい。

【 0 1 1 8 】

他の実施形態 8 として、他の実施形態 1 乃至 7 のいずれかに係る光計測装置において、前記光照射部は、複数の波長に対応する複数の光源を有し、前記計算部は、前記光源毎に設けるようにしてもよい。

【 0 1 1 9 】

他の実施形態 9 として、他の実施形態 1 乃至 8 のいずれかに係る光計測装置において、前記光照射部は、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯である第 1 の波長成分と、前記異常な光吸収係数を示す部位の吸収波長帯を除く第二の波長成分を含む光を照射し、前記計算部は、前記第 1 の波長成分に起因する検出光の強度と前記第 2 の波長成分に起因する検出光の強度とを比較して、前記異常な光吸収係数を示す部位の位置を計算するようにしてもよい。

10

【 0 1 2 0 】

他の実施形態 10 として、他の実施形態 1 乃至 9 のいずれかに係る光計測装置において、前記計算部は、当該光計測装置が設けられる超音波プローブを用いて取得された超音波画像と、前記複数の光検出部が検出する光強度の変化とに基づいて、前記接近度を少なくとも計算するようにしてもよい。

【 0 1 2 1 】

他の実施形態 11 として、他の実施形態 1 乃至 10 のいずれかに係る光計測装置において、前記光照射部は、当該光計測装置が設けられる超音波プローブの前記超音波送受信面の周囲において前記超音波送受信面の長手方向の中心軸上に配列され、前記複数の光検出部は、前記超音波送受信面の周囲において前記超音波送受信面の長手方向の中心軸を対称軸として異なる位置に配置されているようにしてもよい。

20

【 0 1 2 2 】

他の実施形態 12 として、超音波プローブと共に用いられる光計測装置であって、被検体内に少なくとも一つの位置から光を照射する光照射部と、前記超音波プローブの超音波送受信面の中心軸を対称軸として、前記超音波送受信面を挟んだ両側に少なくとも配置され、前記被検体内で反射された光の強度を検出する複数の光検出部と、前記被検体内において異常な光吸収係数を示す部位への接近情報を音響信号で出力する出力部と、を具備する光計測装置であってもよい。

【 0 1 2 3 】

他の実施形態 13 として、他の実施形態 13 に係る超音波診断装置において、前記音響信号は周波数の高低で出力するようにしてもよい。

30

【 0 1 2 4 】

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。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 】

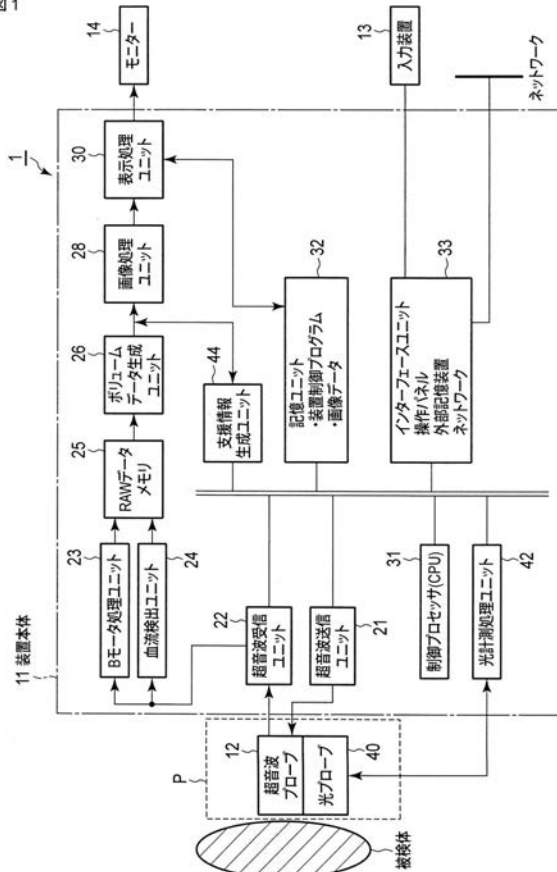
40

【 0 1 2 5 】

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 ... ドブラ処理ユニット、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、400 ... 光照射部、401 ... 光検出部、420 ... 光源420、422 ... 光信号制御部、424 ... 光解析部、426 ... 演算回路

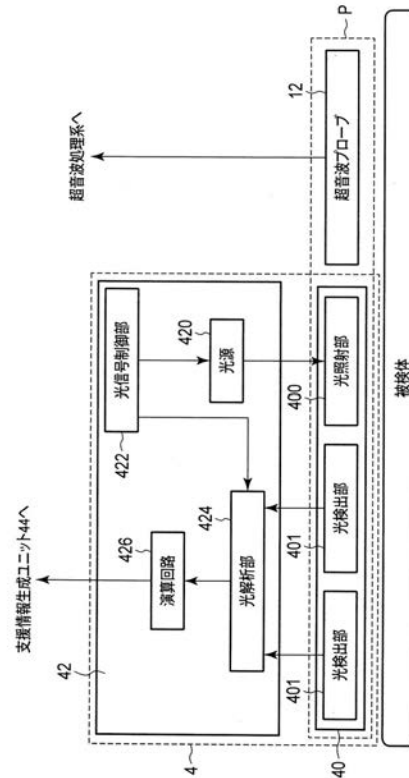
【図 1】

図 1



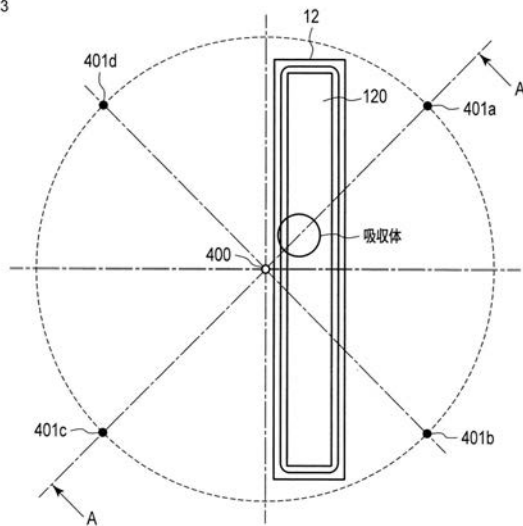
【図 2】

図 2



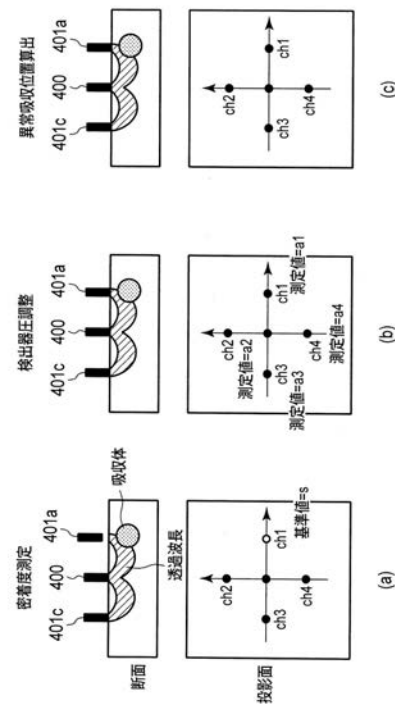
【図 3】

図 3



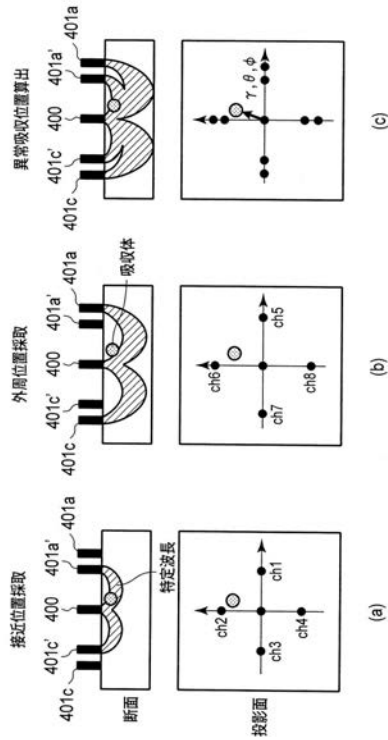
【図 4】

図 4



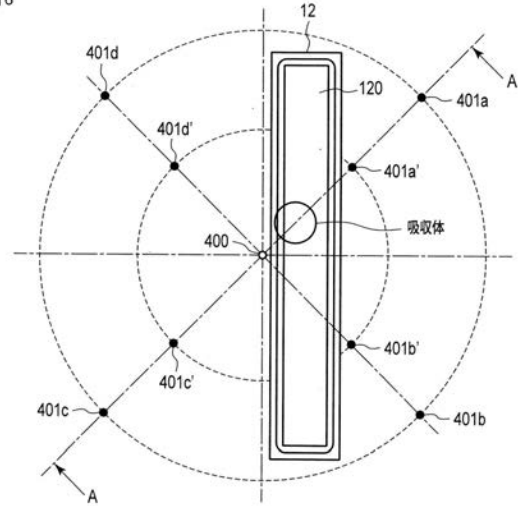
【図 5】

図 5



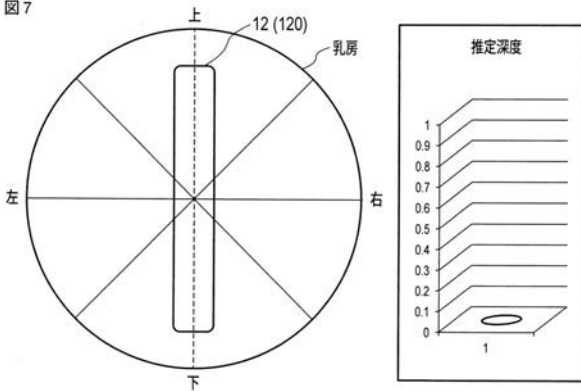
【図 6】

図 6



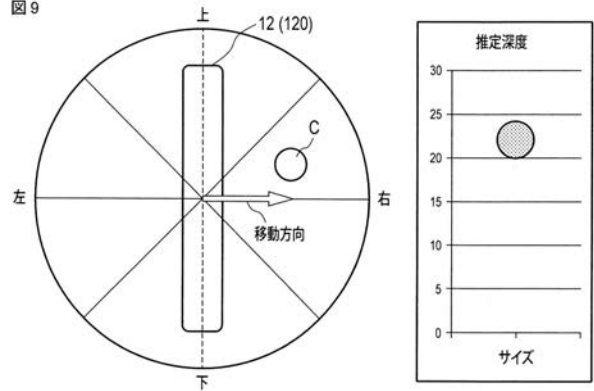
【図 7】

図 7



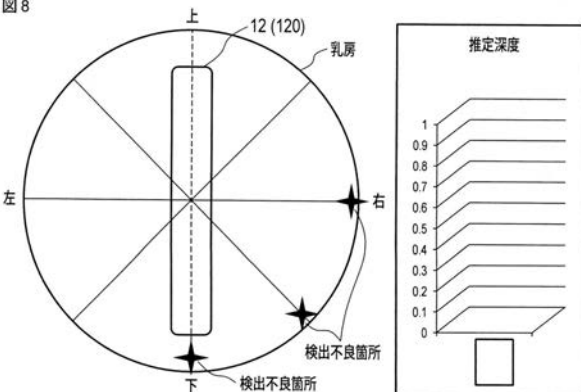
【図 9】

図 9



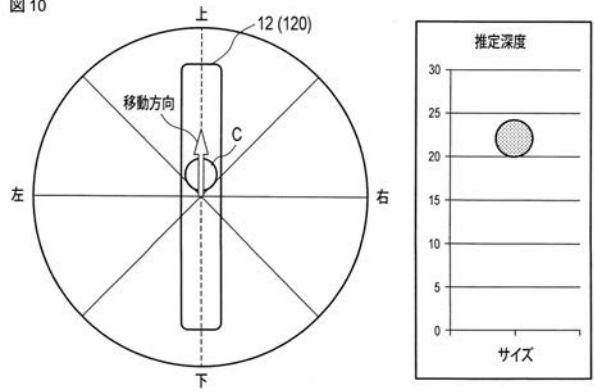
【図 8】

図 8



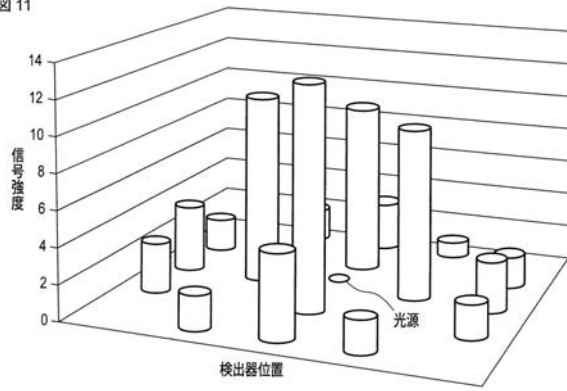
【図 10】

図 10



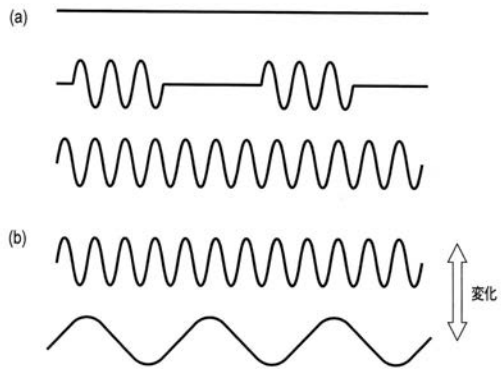
【図 1 1】

図 11



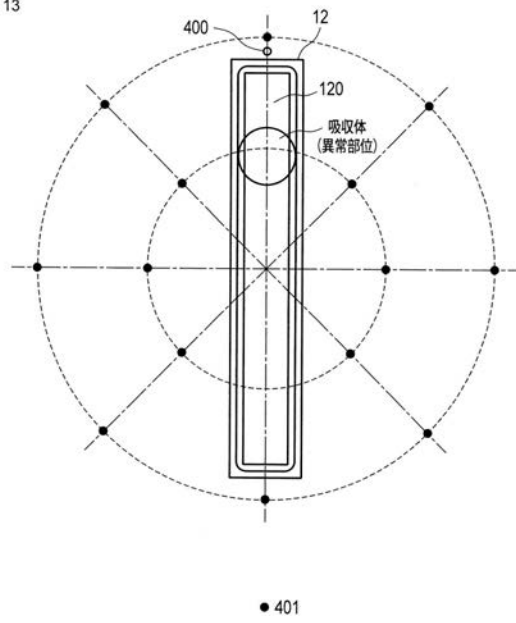
【図 1 2】

図 12



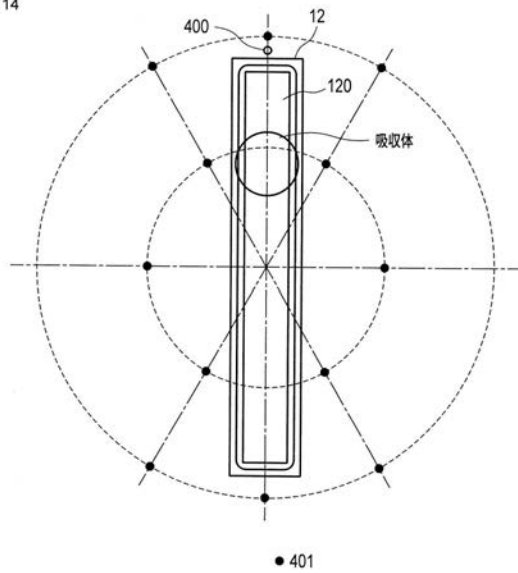
【図 1 3】

図 13



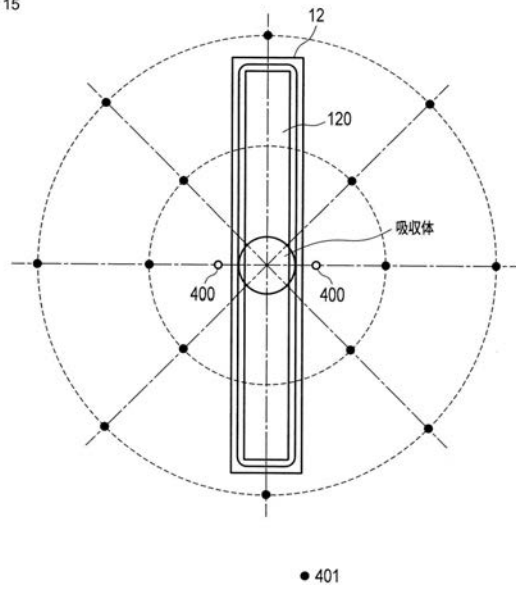
【図 1 4】

図 14



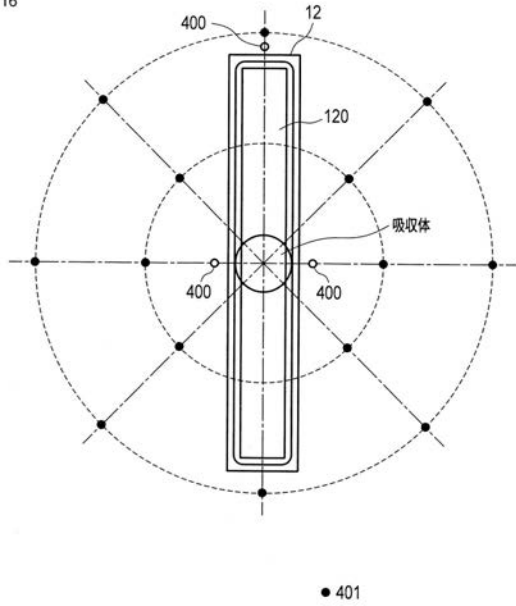
【図 1 5】

図 15



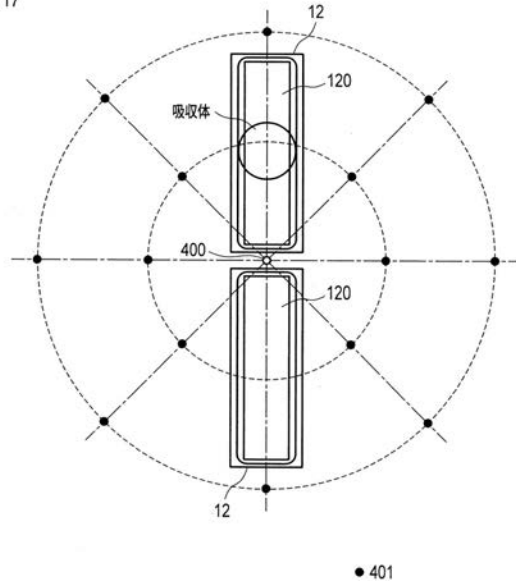
【 図 1 6 】

图 16



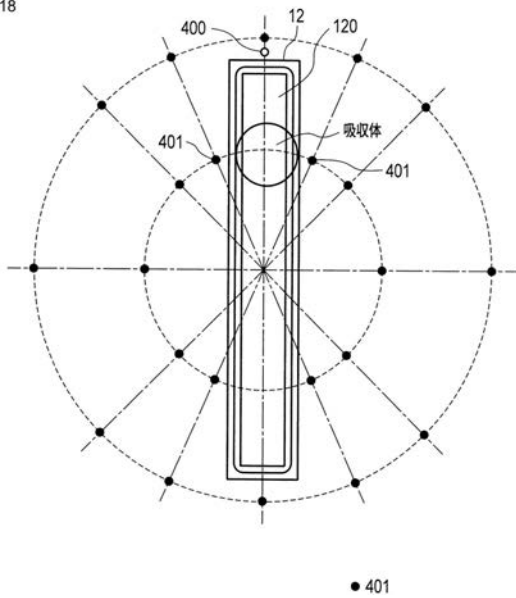
【 図 1 7 】

图 17



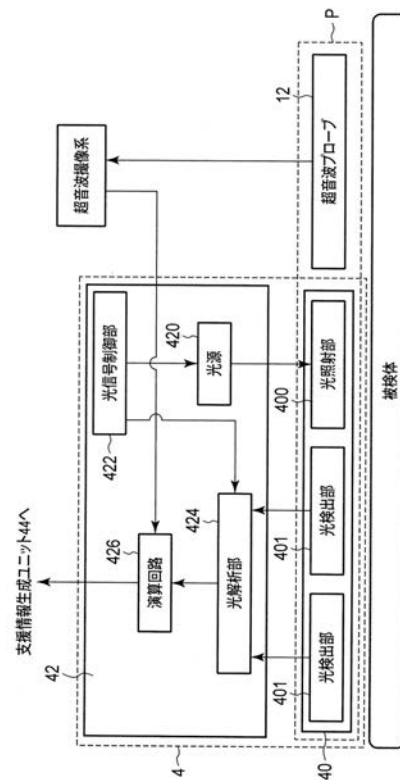
【 図 1 8 】

图 18



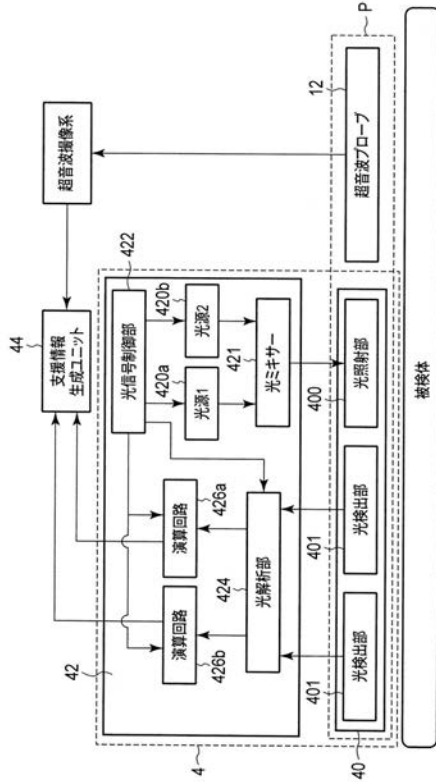
【 図 1 9 】

图 19



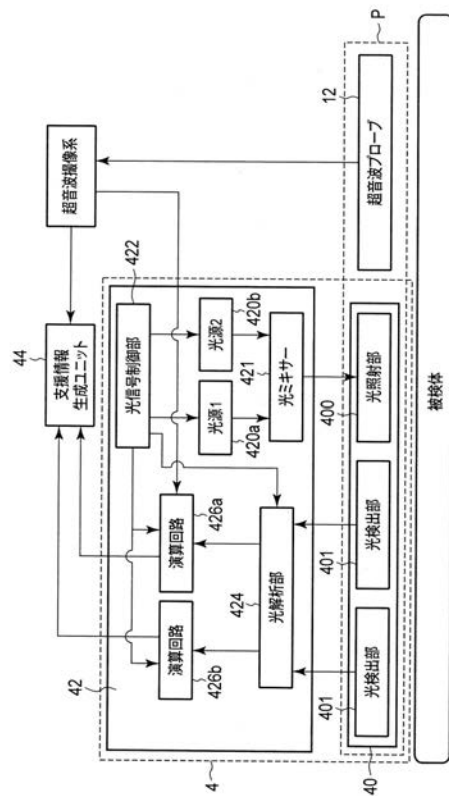
【 図 2 0 】

图 20



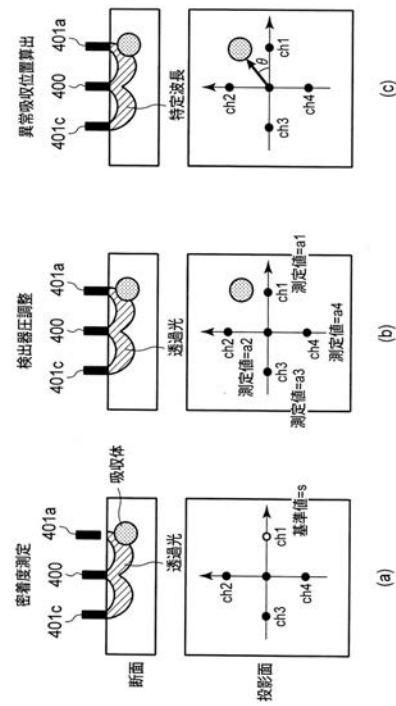
【 図 2 2 】

图 22



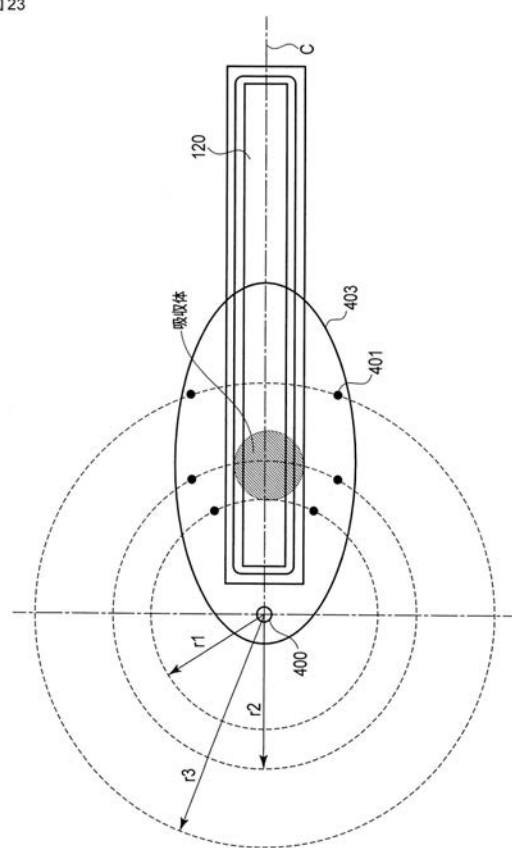
【 図 2 1 】

图 21



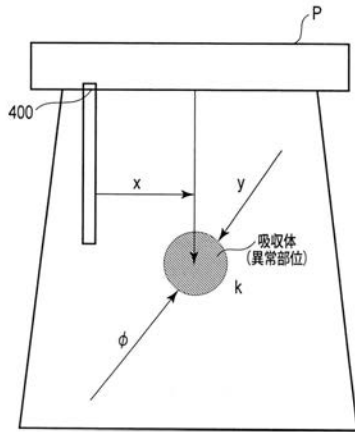
【 図 2 3 】

图 23



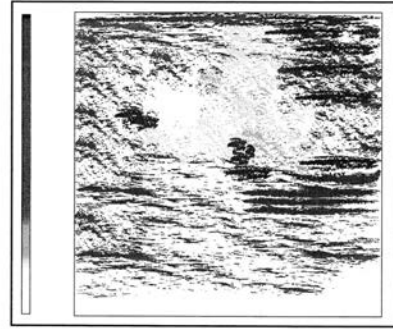
【図 2 4】

図 24



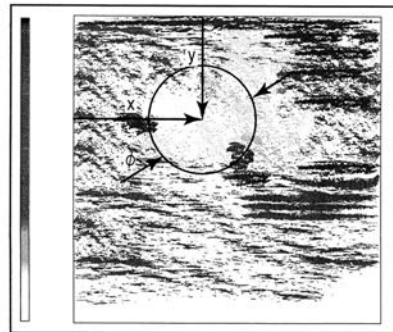
【図 2 5】

図 25



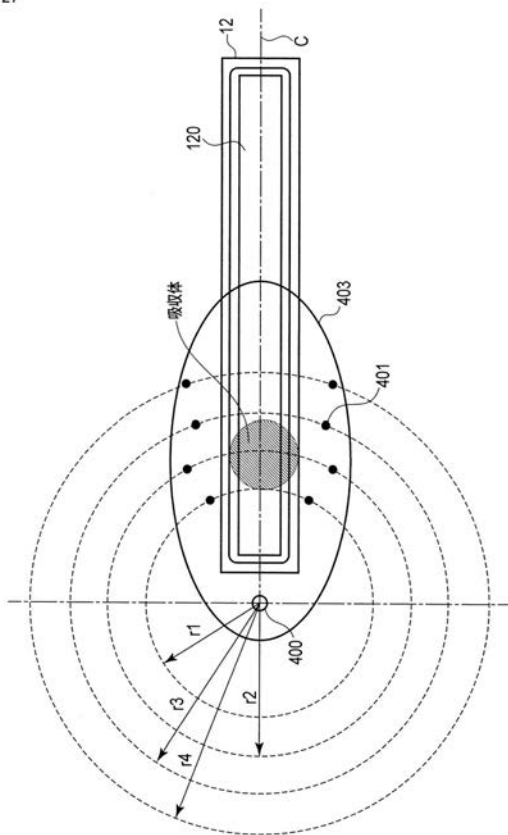
【図 2 6】

図 26



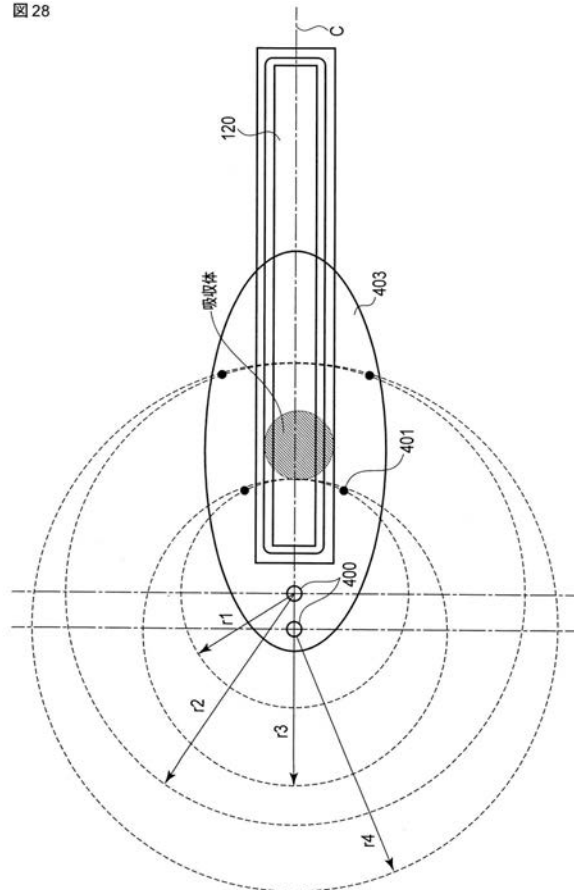
【図 2 7】

図 27



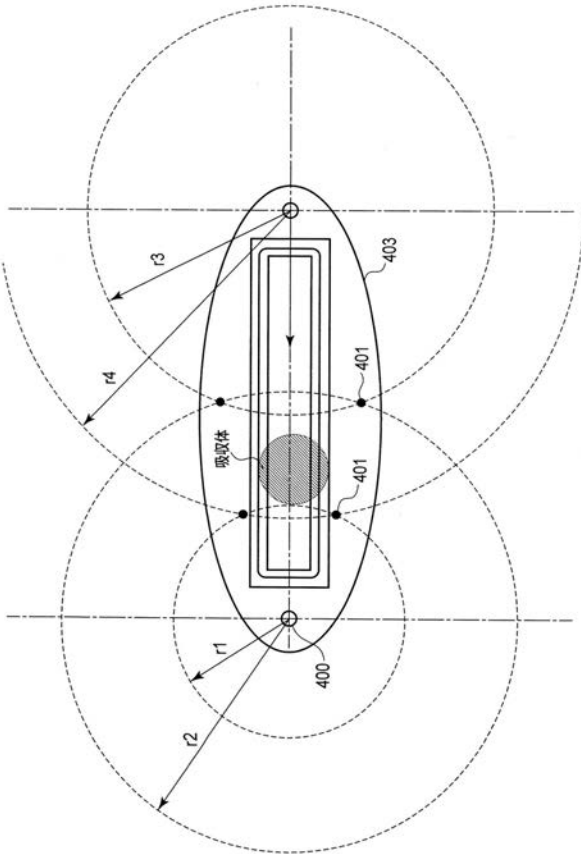
【図 2 8】

図 28



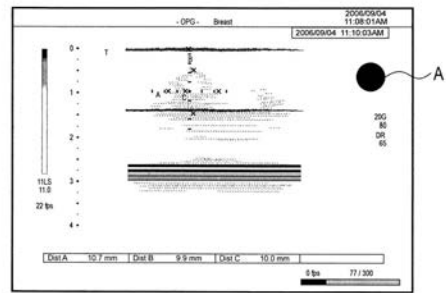
【図 29】

図 29



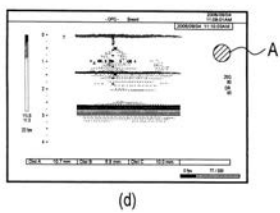
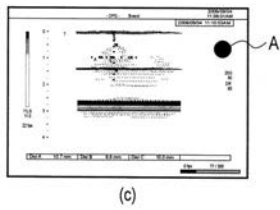
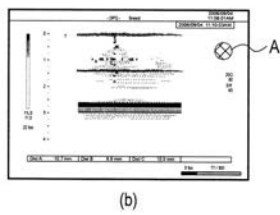
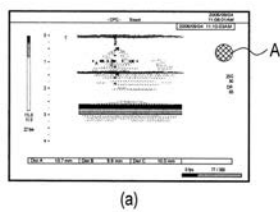
【図 30】

図 30



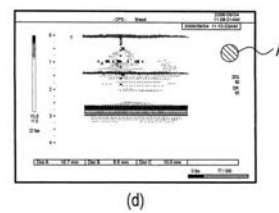
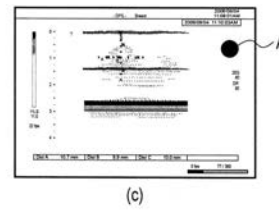
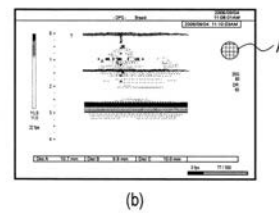
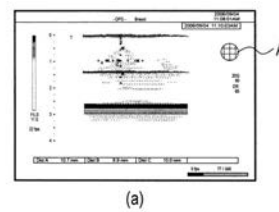
【図 31】

図 31



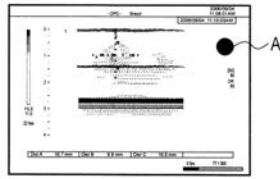
【図 32】

図 32

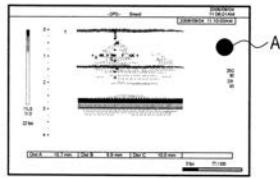


【図 33】

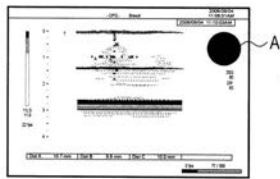
図 33



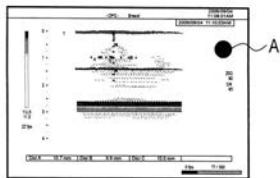
(a)



(b)



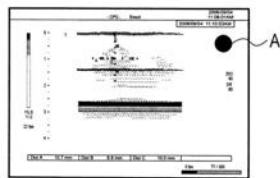
(c)



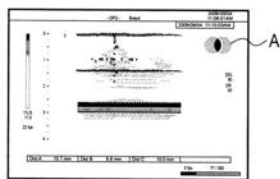
(d)

【図 35】

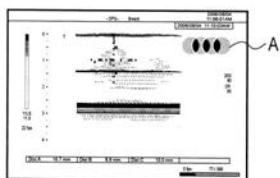
図 35



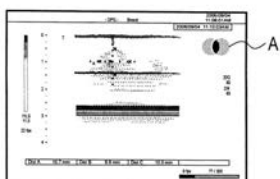
(a)



(b)



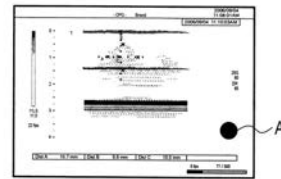
(c)



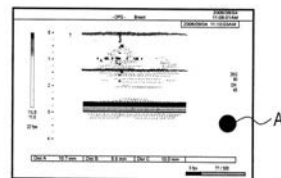
(d)

【図 34】

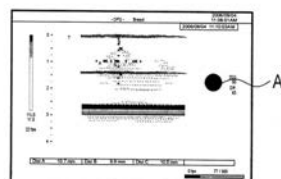
図 34



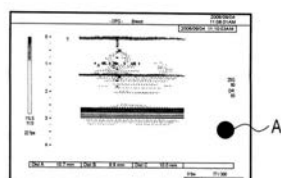
(a)



(b)



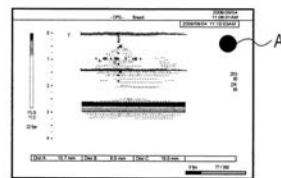
(c)



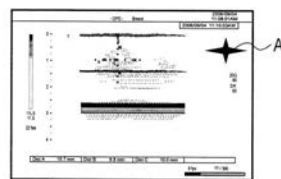
(d)

【図 36】

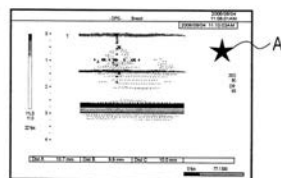
図 36



(a)



(b)



(c)



(d)

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 中西 務
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) 2G047 AA05 AC13 BA03 BC03 BC13 CA01 DB03 EA12 GA21 GG47
GH06
4C601 EE11 GA18 GA21 GB04 GB06 KK02 KK16 KK31

专利名称(译)	光学测量设备和超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018140217A	公开(公告)日	2018-09-13
申请号	JP2018090182	申请日	2018-05-08
[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 中西 務 中村 健二		
发明人	高山 暁 浦野 妙子 中西 務 中村 健二		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/06		
FI分类号	A61B8/14 G01N29/06		
F-TERM分类号	2G047/AA05 2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/DB03 2G047/EA12 2G047/GA21 2G047/GG47 2G047/GH06 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/KK02 4C601/KK16 4C601/KK31		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2012240989 2012-10-31 JP		
其他公开文献	JP6659766B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用光学测量改进超声波图像成像中的超声波探头位置引导。根据本实施例的光学测量装置是用来与超声波探头，包括：光照射部，光检测多个对，输出单元的一部分。光照射单元将光从至少一个位置照射到对象中。多对光电探测器是多对光电探测器，每对光电探测器将超声波探头的超声波发射/接收表面夹在中间，并且每对光学探测器的对称轴位于超声波发射/接收平面中。并且每对的对称轴与限定超声波发送/接收表面的一侧对齐，并且检测在对象内反射的光的强度。输出单元将基于接近程度的辅助信息输出到对象中显示异常光吸收系数的部分。发明背景

图 2

