

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-64113

(P2016-64113A)

(43) 公開日 平成28年4月28日(2016.4.28)

(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 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	E
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17	6 1 0
G 0 1 N 21/359 (2014.01)	G 0 1 N 21/359	

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2015-92252 (P2015-92252)
 (22) 出願日 平成27年4月28日 (2015.4.28)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-93033 (P2014-93033)
 (32) 優先日 平成26年4月28日 (2014.4.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-191961 (P2014-191961)
 (32) 優先日 平成26年9月19日 (2014.9.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び生体光計測装置

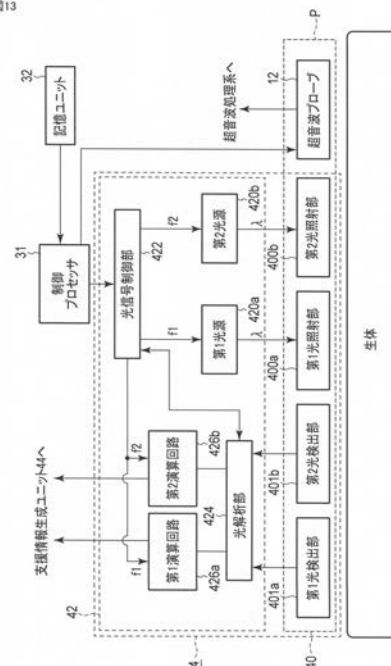
(57) 【要約】

【課題】計算すべきデータ量の低減等を実現する超音波診断装置等を実現すること。

【解決手段】超音波プローブと、画像生成ユニットと、光照射ユニットと、複数の光検出ユニットと、計算ユニットと、を具備する超音波診断装置である。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。複数の光照射ユニットは、生体成分の吸収波長帯である複数の特定波長成分を含む光を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。制御ユニットは、複数の光照射ユニットを異なる周波数で駆動させる。複数の光検出ユニットは、複数の光照射ユニットの周囲に配置され、複数の光照射ユニットから照射され前記生体内で拡散反射され特定波長の光信号を検出する。計算ユニットは、各特定波長の光信号の強度を、駆動周波数毎に計算する。

【選択図】 図13

図13



【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、

生体成分の吸収波長帯である複数の特定波長成分を含む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照射ユニットと、

前記複数の光照射ユニットを異なる周波数で駆動させる制御ユニットと、

前記複数の光照射ユニットの周囲に配置され、前記複数の光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前記特定波長の光信号を検出する複数の光検出ユニットと、

10

前記各特定波長の光信号の強度を、前記駆動周波数毎に計算する計算ユニットと、
を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記計算ユニットの計算結果に基づいて、前記超音波プローブの前記被検体表面における配置位置を誘導するための誘導情報を生成する情報生成ユニットをさらに具備する請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の光照射ユニットは、異なる周波数で光強度変調され、前記複数の特定波長成分に対応する第 1 の波長及び当該第 1 の波長とは異なる第 2 の波長を有する光を照射する請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記複数の光照射ユニットは、少なくとも波長 809 nm 近傍の近赤外線を照射する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記計算ユニットは、前記複数の光照射ユニットが照射する第 1 の光の強度を、第 1 の光とは異なる第 2 の光の強度を用いて規格化する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記計算ユニットは、前記第 1 の波長の光を用いて算出された校正情報からの乖離に基づいて、前記複数の光検出ユニットが検出する前記特定波長の光の強度を定量判定する請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

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

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

前記超音波送受信面の周囲に配置され、前記被検体の表面から略垂直に光を照射する少なくとも一つの光照射部と、

40

前記超音波送受信面の周囲に配置され、前記被検体内で反射された光を検出し光信号を発生する複数の光検出部と、

前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光照射部の照射面と、前記複数の光検出部の検出面と、を含む前記被検体との接触面を有する筐体と、

前記少なくとも一つの光照射部と前記複数の光検出部との各距離を基準として、前記複数の光検出部が発生した複数の光信号を弁別する弁別部と、

前記弁別された光信号を用いて、前記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及び大きさを計算する計算ユニットと、

前記異常部位の位置及び大きさを表示する表示ユニットと、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

50

【請求項 8】

前記弁別ユニットは、前記接触面を含む面内において、前記光照射ユニットの位置と前記各光検出ユニットの位置との間の距離を直径とする複数の円を定義し、前記各円のうち、前記円と前記接触面との位置関係に基づいて前記検出ユニットが生成した光信号を弁別する請求項 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記接触面を前記被検体表面に略垂直に押圧した場合に、均等な圧力で前記被検体と接触する請求項 7 又は 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波送受信面は略矩形であり、

10

前記複数の検出ユニットは、前記超音波送受信面の短辺を延長した二直線によって挟まれる領域内に配置されている請求項 7 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記超音波送受信面は略矩形であり、

前記複数の検出ユニットは、前記超音波送受信面の長辺に略平行に配置されている請求項 7 乃至 9 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記光照射ユニットが照射する光の波長は、600nm～1800nmである請求項 7 乃至 11 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

20

前記光照射ユニットと前記接触面における光照射面との間、前記各光検出器と前記接触面における光検出面との間のうち、少なくとも一方は、光ファイバーを介して光学的に接続されている請求項 7 乃至 12 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

超音波診断装置に設けられる生体光計測装置であって、

生体成分の吸収波長帯である複数の特定波長成分を含む光を、前記超音波診断装置が有する超音波プローブの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照射ユニットと、

前記複数の光照射ユニットを異なる周波数で駆動させる制御ユニットと、

前記複数の光照射ユニットの周囲に配置され、前記複数の光照射ユニットから照射され前記生体内で拡散反射された前記特定波長の光信号を検出する複数の光検出ユニットと、

30

前記各特定波長の光信号の強度を、前記駆動周波数毎に計算する計算ユニットと、

を具備する生体光計測装置。

【請求項 15】

超音波診断装置に設けられる生体光計測装置であって、

超音波診断装置が有する超音波プローブの超音波送受信面の周囲に配置され、前記被検体の表面から略垂直に光を照射する少なくとも一つの光照射ユニットと、

前記超音波送受信面の周囲に配置され、前記被検体内で反射された光を検出し光信号を発生する複数の光検出ユニットと、

前記超音波送受信面と、前記少なくとも一つの光照射ユニットの照射面と、前記複数の光検出ユニットの検出面と、を含む前記被検体との接触面を有する筐体と、

40

前記少なくとも一つの光照射ユニットと前記複数の光検出ユニットとの各距離を基準として、前記複数の光検出ユニットが発生した複数の光信号を弁別する弁別ユニットと、

前記弁別された複数の光信号を用いて、前記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及び大きさを計算する計算ユニットと、

を具備する生体光計測装置。

【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光計測装置に関する。

50

【背景技術】

【0002】

生体内部を非侵襲に測定する技術にはさまざまな手法がある。その一つである光計測は、被爆の問題がなく、波長を選択することにより計測対象である化合物を選択できるという利点を有している。一般の生体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射出したものを計測し、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、異常組織の計測位置、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の低さに問題がある。さらに、反射光の検出結果から正しい位置情報を得るには数多くのデータを複雑なアルゴリズムで演算する必要があり、リアルタイムで判定できるものではない。

10

【0003】

生体光計測において、実現可能性が高いとされる応用に、乳がん検査が挙げられる。しかし、上述したように光計測単独では空間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。

20

【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（マンモグラフィ）を行う。X線写真に疑わしい箇所があると、超音波撮像を行い、さらに外科的組織検査を行う。これらの一連の検査は最終的な結論に達するまでにかなりの時間を要する。また、閉経前の若年層においては乳腺が多くX線撮影においては感度が得にくいという問題もある。従って、特に若年層においては超音波撮像によるスクリーニングの意義は大きい。

30

【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。

40

【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

50

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

10

【特許文献5】特開2009-168670号公報

【特許文献6】米国特許出願公開第US2008/0058638号明細書

【特許文献7】米国特許出願公開第US2004/0215072号明細書

【特許文献8】米国特許出願公開第US2010/0094134号明細書

【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、従来の生体光計測法、及び当該手法を利用する生体光計測装置及び超音波画像撮像の超音波プローブ位置誘導については、例えば計算すべきデータ量の低減等の観点において、依然として改善の余地がある。

20

【0010】

目的は、従来に比して計算すべきデータ量の低減等を実現する超音波診断装置及び生体光計測装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波送受信面から被検体に超音波を送信し、前記超音波送受信面を介して、前記被検体内において反射された超音波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブによって受信された超音波を用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、生体成分の吸収波長帯である複数の特定波長成分を含む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照射ユニットと、前記複数の光照射ユニットを異なる周波数で駆動させる制御ユニットと、前記複数の光照射ユニットの周囲に配置され、前記複数の光照射ユニットから照射され前記生体内で拡散反射された前記特定波長の光信号を検出する複数の光検出ユニットと、前記各特定波長の光信号の強度を、前記駆動周波数毎に計算する計算ユニットと、を具備する。

30

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】図1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2】図2は、本実施形態に係る生体光計測装置4を組み込んだ超音波診断装置1のブロック構成図を示している。

40

【図3】図3は、生体インターフェース部Pの生体との接触面PSを例示した図である。

【図4】図4は、生体インターフェース部Pの生体への押圧による光強度への影響を説明するための図である。

【図5】図5は、生体インターフェース部Pの生体との接触面PSを例示した図である。

【図6】図6は、光照射部400、光検出部401の被検体表面における配置例を示した図である。

【図7】図7は、光検出部401に到達した光の生体内における経路をモンテカルロ法によってシミュレーションした結果を示した図である。

【図8】図8は、光検出部401に到達した光の生体内における経路をモンテカルロ法によってシミュレーションした結果を示した図である。

50

【図 9】図 9 は、生体インターフェース部 P の生体との接触面 P S を示した図であり、検出信号弁別機能を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、生体インターフェース部 P の生体との接触面 P S を示した図であり、検出信号弁別機能を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、生体インターフェース部 P の生体との接触面 P S を示した図であり、検出信号弁別機能を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、本超音波診断装置 1 を用いた超音波プローブの誘導処理のフローチャートを示している。

【図 13】図 13 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 14】図 14 は、プローブ P を被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ 12 の超音波送受信面に対する光照射部 400 及び光検出部 401 の配置例を示した図である。

【図 15】図 15 は、生体光計測装置 4 の光学測定系の構成の一例を示した図である。

【図 16】図 16 は、生体光計測装置 4 の光学測定系の構成の変形例 1 を示した図である。

【図 17】図 17 で、生体光計測装置 4 の光学測定系の構成の変形例 2 を示した図である。

【図 18】図 18 (a)、(b) は、本超音波診断装置が有する超音波プローブ誘導機能を説明するための図である。

【図 19】図 19 (a) は、同一光源位置、同一検出位置で測定した場合に、脱酸素化ヘモグロビンを検出する波長 (765 nm 前後) と基準波長 (809 nm 前後) の光強度との相関関係を示したグラフである。図 19 (b) は、同じく同一光源位置、同一検出位置で測定した場合に、酸素ヘモグロビンを検出する波長 (855 nm 前後) と、基準波長 (809 nm 前後) の光強度との相関関係を示したグラフである。

【図 20】図 20 (a) は、生体表面に対してプローブ P を加圧・緩和する操作で、光源からの距離が異なる各検出部 401 ($ch1 = 15\text{ mm}$ 、 $ch3 = 25\text{ mm}$ 、 $ch5 = 35\text{ mm}$) で出力された電圧の時間変化を示したグラフである。図 20 (b) は、最短距離の $ch1 = 15\text{ mm}$ の強度で規格化したチャンネル間の検出光強度の相関関係を示したグラフである。

【図 21】図 21 (a)、(b) は、生体光測定で生じる出力変動を、基準波長で光強度較正する較正シーケンスの一例を示す。

【図 22】図 22 は、基準波長光強度較正機能を加えた生体検査装置 4 のブロック図である。

【図 23】図 23 は、基準波長光強度較正を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の一例である。

【図 24】図 24 は、基準波長光強度較正と酸素飽和度の精密測定機能を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の一例である。

【図 25】図 25 は、基準波長光強度較正と酸素飽和度の精密測定機能を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の他の例である。

【図 26】図 26 は、基準波長光強度較正を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の他の例である。

【図 27】図 27 は、第 3 の実施形態に係る生体インターフェース部 P を被検体接触面側から見た図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

(第 1 の実施形態)

以下、図面を参照しながら本実施形態に係る生体光計測装置、超音波診断装置について説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

図 1 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。図 2 は、本実施形態に係る生体光計測装置 4 を組み込んだ超音波診断装置 1 のブロック構成図を示している。

【 0 0 1 5 】

生体光計測装置 4 は、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、を具備している。なお、本実施形態においては、図 2 に示した様に、超音波診断装置 1 に組み込まれた（超音波診断装置 1 と一体構造となっている）生体光計測装置 4 について説明する。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。

10

【 0 0 1 6 】

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、光検出効率を向上させるための導光部 4 0 2 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）を被検体に向けて略垂直に照射する。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接触面を有し、当該接触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 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 1 7 】

導光部 4 0 2 は、図 1 に示す様に各光検出部 4 0 1 と被検体表面との間に設けられ、被検体表面側の開口面積が光検出部 4 0 1 の検出面側の開口面積に比して大きくなる円錐状の構造（例えば、テーパ構造）を有している。導光部 4 0 2 は、光照射部 4 0 0 からの照射光に基づく被検体からの光を導光（或いは集光）し、各光検出部 4 0 1 における光検出効率を飛躍的に向上させる。導光部 4 0 2 の開口面積は、当該導光部 4 0 2 のテーパ形状の開き角に依存する。なお、光検出部 4 0 1 の検出面と導光部 4 0 2 との間に、光ファイバーを設けるようにしてもよい。係る場合、光ファイバーの導光部側の開口面積は、導光部の被検体の表面側の開口面積に比して小さくなるように形成される。

30

【 0 0 1 8 】

生体光計測において異常組織部分の有無およびその性状を評価するためには、異常組織部分がある場合とない場合で射出した光の強度を比較する必要がある。さらに、超音波画像診断に利用する場合には、超音波撮像すべき位置の接近状態を検知して検者に教え、超音波プローブ（及び光プローブ 4 0）を誘導していくためには、光プローブ 4 0 の走査に追従して検出した光強度が演算に耐える S N 比を持っている必要がある。本実施形態に係る生体光計測装置では、後述するように、導光部 4 0 2 により、従来に比して S N 比を飛躍的に向上させることができる。

【 0 0 1 9 】

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である 6 0 0 n m ~ 1 0 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 6 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。光源 4 2 0 において発生した光は、光ファイバー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。

40

【 0 0 2 0 】

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

50

グ、周波数、強度、強度変動周期 T で光照射部 400 から光が照射されるように、光源 420 を制御する。また、光信号制御部 422 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 424 を制御する。

【0021】

光解析部 424 は、後述する検出信号弁別機能に従って複数の検出部 401 によって検出された光信号を弁別する。光解析部 424 は、光検出部 401 から入力され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 424 は、光検出部 401 間での検出光の強度変化を解析する。

【0022】

演算回路 426 は、弁別された光信号を用いて光検出部 401 間での光の強度変化を計算し、矛盾がないように逆問題を解き、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、特定波長の光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、超音波送受信面 12 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。なお、演算回路 426 は、光検出部 401 間での検出光の強度変化に基づいて、超音波プローブ 12 と被検体表面との密着度を計算することもできる。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。

10

【0023】

支援情報生成ユニット 44 は、超音波プローブ 12 の送受信面を被検体に密着させるために、演算回路 42 の判定結果及び計算結果に基づいて、超音波プローブ 12 の位置、姿勢、向き等を指示・誘導する支援情報を生成する。

20

【0024】

次に、超音波診断装置 1 について説明する。超音波診断装置 1 は、図 2 に示した様に、上述した生体光計測装置 4 に関わる部分と、超音波画像撮像に関わる部分とから構成される。超音波画像撮像に関わる部分は、超音波プローブ 12、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、血流検出ユニット 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、外部インターフェースユニット 33 によって構成されている。また、生体光計測装置 4 の光プローブ 40 と超音波プローブ 12 とは、生体インターフェース P を構成する。

30

【0025】

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、パッキング材等を有している。当該超音波プローブ 12 の超音波送受信面の近傍には、後述するように、光照射部 400 の光照射面、複数の光検出部 401 の光検出面が所定の形態で配列される。入力装置 13 は、装置本体 11 に接続され、超音波診断装置 1、生体光計測装置を操作するための各種指示を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。モニター 14 は、生体内の形態学的情報や、血流情報、支援情報生成ユニット 44 において生成された支援情報を、所定の形態で表示する。

40

【0026】

生体インターフェース部 P は、超音波プローブ 12 と、光プローブ 40 とを所定の位置関係で配置・固定し、光照射面、光検出面、超音波送受信面を生体に対して密着させるためのインターフェースである。この生体インターフェース部 P の構成については、後で詳しく説明する。

【0027】

超音波送信ユニット 21 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発生し、所定の遅延時間を与えた後、プローブ 12 に駆動パルスを印加する。超音波受信ユニット 22 は、プローブ 12 を介して取り

50

込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅し、A/D変換器した後、必要な遅延時間を与え加算処理を行う。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。血流検出ユニット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（平均速度、分散、パワー等の血流情報）を生成する。

【0028】

RAWデータメモリ25は、Bモード処理ユニット23、血流検出ユニット24から受け取った複数のBモードデータを用いてRAWデータを生成する。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。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。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。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。記憶ユニット32は、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、撮像画像、その他のデータ群を記憶する。

10

20

【0029】

外部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、外部インターフェースユニット33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、外部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。

【0030】

（生体インターフェース部）

まず、生体インターフェース部Pにおける超音波プローブ12の超音波送受信面、光プローブ40の光照射面及び光検出面の配置（或いは、相対的位置関係）について説明する。

30

【0031】

図3は、生体インターフェース部Pの生体との接触面PSを例示した図である。同図に示すように、生体インターフェース部Pの接触面PSの中央部に超音波プローブの12の超音波送受信面が配置され、超音波送受信面の短辺を延長した二直線で挟まれる領域内に、光プローブ40の光照射面及び光検出面が配置される。超音波送受信面に対し光照射面及び光検出面をこのように配置するのは、生体インターフェース部Pの生体への密着（押圧）による光計測への影響を考慮したものである。以下、詳しく説明する。

【0032】

図4は、生体腹部において生体インターフェース部Pを押し当てながら表面から内部に855nmと765nmとの二種類の波長の光を照射し、得られた光強度をプロットしたグラフであり、生体インターフェース部Pの生体への押圧による光強度への影響を説明するための図である。同図からわかるように、生体インターフェース部Pの押し当てが発生した場合には、計測される光強度は増加し、一方、生体インターフェース部Pの押し当てを解放した場合には、光強度は減衰しているのがわかる。これは、生体インターフェース部Pで生体表面を押すことにより生体内の血液が押し出され、血流の減少に伴って血液による光吸収量が減少しその結果受光量が増加すると考えられるからである。このような現象は、超音波プローブを生体表面に対し押し当てながら超音波撮像を行う場合、生体内では皮下組織がつぶされている現象を超音波画像から確認した報告（2012 IEEE

40

International Conference on Intelligent Robots and Systems 1284-91 2012）、皮

50

下脂肪厚み測定技術において、プローブの押し当てで光強度が変化する現象に関する報告（パナソニック電工技報 58、40-44 2010）等からも、推察することができる。

【0033】

本願発明者らは、以上の検討結果に鑑み、生体インターフェース部 P が生体に密着する状況において、超音波画像を測定している時の圧迫状態と光信号を測定している時の圧迫状態を合致させることが重要であることを発見した。そこで、研究を重ねた結果、超音波プローブ 12 の略矩形状（角が直角でないが、実質的に矩形と見なせる形状を含む）の超音波送受信面の短辺を延長した 2 直線ではさまれる範囲において光計測を行うことが必要であることを明らかにした。そのため、本超音波診断装置 1 の生体インターフェース部 P は、図 5 に示した様に、超音波プローブ 12 の短辺を延長した 2 直線ではさまれる領域に、光照射部 400 の照射面、各光検出部の検出面を配置する構成を採用する。

10

【0034】

次に、光計測条件、操作性を向上させるための生体インターフェース部 P の構成について説明する。超音波プローブ 12 を用いた超音波走査断面の位置と実質的に同じ位置での光吸収画像を再構成するために重要なデータは、超音波プローブ 12 の超音波送受信面の周囲から計測される。前述したように、生体インターフェース部 P 或いは超音波プローブ 12 の押圧によって皮下組織がつぶれることを考慮すると、超音波プローブ 12 の位置が異なる計測データを合わせて演算するためには、超音波送受信面、光照射面、光検出面を含む生体インターフェース部 P の接触面 P S の生体表面への押圧を一定に制御できることが好ましい。

20

【0035】

なお、公知例（35th Annual International Conference of the IEEE EMBS 140-143 2013）では、押圧を測定できる超音波プローブを開示しており、超音波プローブを走査する際の押圧の変動が大きいことが示されている。押圧を制御した超音波プローブも：2012 IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems 1284-91 2012 に開示されている。しかしながら、一般に使われている超音波プローブにおいて押圧を制御するための構成は、今のところ提案されていない。

【0036】

また、一般に、熟練した検査技師は、一定で小さな押圧で超音波プローブを走査と言われる。しかしながら、現実には、押圧は検査を受ける患者や部位によっても変動する。この様な操作者或いは非検査者の個体差によっても押圧を調整可能な生体インターフェース部 P であることが望まれる。

30

【0037】

以上の検討を鑑み、本願発明者らは、様々な形状のプローブを研究した結果として、図 3、図 5 に示した様に、光照射部 400 の光照射面及び複数の光検出器 401 の光検出面を、超音波送受信面の長辺に対して略直線となるように配列（或いは実質的に並列に配列）した構成を採用する。この様な構成により、光データを、超音波プローブ 12 の超音波送受信面に近い位置で計測することができ、且つ、超音波走査と実質的に同時に（すなわち、生体インターフェース部 P を生体に押し当てた場合でも超音波走査と実質的に同じ物理的条件で）取得された光データを用いて画像再構成を行うことができる。生体インターフェース部 P の形状を、超音波プローブ 12 の形状にできる限り類似させることができ、従来の超音波プローブと同等の操作性を実現することができる。

40

【0038】

次に、生体インターフェース部 P の接触面 P S と生体表面との密着を担保するための構成について説明する。一般に、生体の屈折率は約 1.4 であり、生体内部に光を入射する場合、光照射部と生体の間に空気（屈折率は 1）が介在すると反射による光の損失が生じる。また、生体内部から射出される光を取り出す場合にも、同様に空気の介在は信号の減衰の原因となる。

【0039】

これらの損失を軽減するため、生体インターフェース部 P では、超音波送受信面、光照

50

射面、光検出面が接触面 P S 内に含まれ、且つ接触面 P S をなだらかな平面とする構成を採用する。当該構成により、生体インターフェース部 P を生体に押し付けた場合、接触面 P S を略均等な圧力で生体表面に密着させることができる。また、接触面 P S をなだらかな平面とすることで、マッチング剤（例えば超音波ゼリー）を塗る場合において、空気を効率的に除去することができる。

【0040】

なお、光検出部 401 としてフォトダイオードやフォトトランジスタを用いる場合、印加電圧が低いので生体インターフェース P 内に取り付けた光検出部 401 を生体に直接接触させても安全である。一方、光検出部 401 として APD や光電子増倍管を採用する場合、これらの高感度なデバイスは高電圧を印加する素子であるため、感電の危険がある。係る場合には、接触面 P S がなだらかな平面であることを担保しつつ、光検出部 401 の検出面に光ファイバーを設けて生体と接触させ、当該光ファイバーで導波された光を無駄なく受光することが望ましい。

10

【0041】

（検出信号弁別機能）

次に、本生体光計測装置 4 が有する検出信号弁別機能について説明する。本機能は、生体内への光照射位置生体内からの射出光の各検出位置との間の各距離を基準として計算の対象とする範囲を決定し、検出した複数の光信号から計算に用いる光信号を弁別するものである。

【0042】

20

まず、理論的背景について説明する。図 6 は、光照射部 400、光検出部 401 の被検体表面における配置例を示した図である。光照射部 400 から照射された光は、バナナシェイプと呼ばれるようにゆるやかに広がり、生体内で反射（散乱）を繰り返し、再び生体外へ射出し、検出部 401 によって検出される。図 7、図 8 は、光検出部 401 に到達した光の生体内における経路をモンテカルロ法によってシミュレーションした結果を示した図である。すなわち、図 7（a）は、図において D（光照射部 400 と光検出部 401 との間の距離）= 1 mm とした場合の Z - X 平面の生体内光伝播経路のシミュレーション結果であり、図 7（b）は、D = 1 mm とした場合の Z - Y 平面の生体内光伝播経路のシミュレーション結果である。また、図 8（a）は、図において D = 10 mm とした場合の Z - X 平面の生体内光伝播経路のシミュレーション結果であり、図 8（b）は、D = 10 mm とした場合の Z - Y 平面の生体内光伝播経路のシミュレーション結果である。

30

【0043】

図 7、図 8 からわかるように、大部分の光は光照射部 400 と光検出部 401 を結ぶ直線を含む面の周囲に分布している。生体光計測装置 4 は、生体内での光吸収の状態（吸収体の形状、位置、光学定数）を算出するためには反射光強度分布を測定して矛盾がないように逆問題を解く。この時に用いる反射光強度分布は、図 7、図 8 に示したような光路が含まれる範囲にすれば十分であり、全空間とする必要はない。この様に支配的なデータを含む範囲に計算の対象を絞り込むことで、取り扱うデータ量を小さくすることができ、その結果として計算時間を短くすることができる。

【0044】

40

本願発明者らは、空間の範囲について鋭意検討し、光照射部 400 の位置（すなわち、生体内への光照射位置）と各光検出部 401 の位置（すなわち、生体内からの射出光の各検出位置）との間の各距離を基準として、計算の対象とする範囲を決定し、検出した複数の光信号から計算に用いる光信号を弁別する手法を明らかにした。一例として、光照射部 400 の位置と各光検出部 401 の位置とを直径とする円を用いる場合について説明する。

【0045】

図 9、図 10、図 11 は、生体インターフェース部 P の生体との接触面 P S を示した図であり、検出信号弁別機能を説明するための図である。図 9 において、光照射部 400 と、光検出部 401 a とを直径の両端とする円は、接触面 P S 内に収まっている。従って、

50

検出距離が比較的短い光検出部 401a によって検出される生体からの光信号は、同じ押圧条件下の領域を伝播するものであり、且つ計算に支配的な領域を伝播経路としたものと言える。一方、図 10 において、光照射部 400 と、光検出部 401f とを直径の両端とする円の一部分は、接触面 PS からみ出る。従って、検出距離が比較的長い光検出部 401f によって検出される生体からの光信号は、同じ押圧条件下の領域を伝播するものではなく、且つ計算に支配的な領域を伝播経路としたもの必ずしも言えない。また、このように検出距離が長い場合には信号強度が小さく、演算に対して誤差の原因となる。従って、光検出部 401f によって検出された光信号は、生体内での光吸収の状態（吸収体の形状、位置、光学定数）を算出するための計算に有効に寄与するものではなく、計算対象とはしない。

10

【0046】

図 11 に、光検出部 401a ~ 401f のそれぞれと光照射部 400 とを直径の両端とする円を示した。同図からわかるように、光解析部 424 は、接触面 PS と、光照射部 400 と光検出部 401a とを直径の両端とする円との関係に基づいて、光検出部 401a ~ 401f のそれぞれにおいて検出された光信号のうち、生体内での光吸収の状態を算出するために用いる光信号として光検出部 401a ~ 401c において検出された光信号を弁別する。演算回路 426 は、弁別した信号を用いて、生体内での光吸収の状態を計算する。或いは、演算回路 426 は、光検出部 401a ~ 401c において検出された光信号に大きな重み係数を割り当て、それ以外の光信号には小さな重み係数を割り当てて、生体内での光吸収の状態を計算するようにしてもよい。

20

【0047】

（動作）

次に、本実施形態に係る本生体光計測装置 4 を用いた超音波プローブの誘導処理について説明する。図 12 は、本超音波診断装置 1 を用いた超音波プローブの誘導処理のフローチャートを示している。同図に示す様に、生体インターフェース部 P が生体表面に配置（押圧）され（ステップ S1）、光照射部 400 から生体表面に略垂直に光が照射されると（ステップ S2）、生体内で拡散反射された光が、複数の導光部 402 によって導光されつつ、複数の光検出器 401 によって検出される（ステップ S3）。

【0048】

光解析部 424 は、接触面 PS と、光照射部 400 と光検出部 401a とを直径の両端とする円との関係に基づいて、複数の光検出部 401 において検出された複数の光信号のうち、生体内での光吸収の状態を算出するために用いる光信号を弁別する（ステップ S4）。光解析部 424 は、弁別された光信号（アナログ信号）を増幅した後、デジタル信号に変換し、光検出部 401 間での検出光の強度変化を解析する（ステップ S5）。

30

【0049】

演算回路 426 は、弁別した光信号間での検出光の強度変化に基づいて、超音波プローブ 12 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位置及び距離を計算する（ステップ S6）。

【0050】

支援情報生成ユニット 44 は、超音波プローブ 12 の送受信面を被検体に密着させるために、演算回路 426 の判定結果及び計算結果に基づいて、超音波プローブ 12 の位置、姿勢、向き等を指示・誘導する支援情報を生成する（ステップ S7）。生成された支援情報は所定の形態でモニター 14 に表示される（ステップ S8）。

40

【0051】

（変形例 1）

上記実施形態においては、生体内への光照射位置と生体内からの射出光の各検出位置との間の各距離を基準として、計算の対象とする範囲を決定し、各検出部 401 によって検出された光信号を弁別する構成を例示した。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、生体内への光照射位置と生体内からの射出光の各検出位置との間の各距離を基準として

50

、光検出に用いる検出部 401 を弁別し、当該弁別された光検出部 401 によって検出された光信号を用いて計算するようにしてもよい。

【0052】

(変形例 2)

上記実施形態においては、光解析部 424 において検出信号弁別機能に従う処理を実行する構成とした。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、演算回路 426 において、検出信号弁別機能に従う処理を実行するようにしてもよい。

【0053】

以上述べた本実施形態によれば、生体内への光照射位置と生体内からの射出光の各検出位置との間の各距離を基準として、計算の対象とする範囲を決定し、検出した複数の光信号から計算に用いる光信号を弁別し、当該弁別された光信号を用いて、生体内での光吸収の状態を計算する。これにより、計算の対象を支配的なデータを含む範囲に合理的に絞り込むことができ、取り扱うデータ量を小さくすることができる。その結果、計算時間を短くすることができ、安価で且つ応答性の高い生体光計測装置、超音波診断装置を実現することができる。

10

(第 2 の実施形態)

図 13 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 14 は、プローブ P を被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ 12 の超音波送受信面に対する光照射部 400 及び光検出部 401 の配置例を示した図である。

20

【0054】

図 13、図 14 に示す様に、光プローブ 40 は、少なくとも二個の光照射部 400 (図 13 の例では超音波プローブ 12 の超音波送受信面の中央両脇に配置された二個の第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b)、超音波プローブ 12 の超音波送受信面の中央両脇に第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b を挟んで配置された複数の光検出部 401 を有している。複数の光検出部 401 は、光検出部 401 は、第 1 グループに属する光検出部 401a と、第 2 グループに属する光検出部 401b とに分類される。第 1 グループに属する光検出部 401a は、粗調整モード (後述) では第 1 光照射部 400a に割り当てられ、微調整モード (後述) では第 2 光照射部 400b に割り当てられる。一方、第 2 グループに属する光検出部 401b は、粗調整モードでは第 2 光照射部 400b に割り当てられ、微調整モードでは第 1 光照射部 400a に割り当てられる。

30

【0055】

なお、図 14 では、複数の光検出部 401 は二つのグループに分類され、各グループの光検出部は、超音波プローブ 12 の超音波送受信面の長手方向に沿って、光入射部 400 を挟んで二個ずつ配置した例を示している (同図の例では、光入射部 400a、400b は超音波送受信面の長手方向に関して線対称に配置され、第 1 グループに属する光検出部 401a と第 2 グループに属する光検出部 401b とは超音波送受信面の長手方向に関して線対称に配置され、同一グループに属する光検出部 401 は、超音波送受信面の短手方向に関して線対称に配置されている)。しかしながら、当該例に拘泥されず、複数の光検出部 401 を分類するグループ数は 2 以上であればよく、同一グループ内の検出部 401 の数も二個以上であれば、それぞれいくつであってもよい。ただし、空間的な対称性を保つために、複数の光検出部 401 を分類するグループ数、同一グループ内の検出部 401 の数は、偶数であることが好ましい。また、図 14 の例では、光入射部 400 と複数の光検出部 401 とが超音波送受信面の長手方向に沿って等間隔で配置されている。これも一例に過ぎず、対向する光検出部 401 の距離を考慮して位置間隔を調整する変形例もある。

40

【0056】

第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b は、第 1 の光源 420a、第 2 の光源 420b がそれぞれ発生する光 (近赤外光) を被検体に向けて照射する。また、第 1 光照射部 400a、第 2 光照射部 400b には、それぞれ異なる駆動周波数 (f_1 、 f_2) が供

50

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。

【0057】

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。

【0058】

光計測処理ユニット42は、第1光源420a、第2光源420b、光信号制御部422、光解析部424、第1演算回路426a、第2演算回路426bを有している。

【0059】

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750～860nmの波長範囲の光）を発生する半導体レーザ、発光ダイオード、固体レーザ、ガスレーザなどの発光素子等である。第1光源420a、第2光源420bにおいて発生した光は、光ファイバー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）、第1光照射部400a、第2光照射部400bに供給される。第1光源420a、第2光源420bは、それぞれ第1光照射部400a、第2光照射部400bと一体に構成してもよい。第1光照射部400a、第2光照射部400bには、異なる駆動周波数が供給される。その結果、第1光照射部400a、第2光照射部400bからは、異なる駆動周波数でそれぞれ特定波長の光が照射されることになる。なお、本実施形態においては、第1光源420aと第2光源420bとは、同一波長の光を発生するものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、第1光源420aと第2光源420bとが、互いに異なる波長の光を発生するようにしても良い。

【0060】

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

【0061】

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f1、f2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。

【0062】

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

【0063】

図15は、生体光計測装置4の光学測定系の構成の一例を示した図である。同図に従って、生体光計測装置4の光学測定系について、より詳細に説明する。第1光源420a及び第2光源420bは、例えば波長が765nm近傍のLEDを採用する。二つのLEDは、

10

20

30

40

50

それぞれ別々の駆動周波数 (f_1 、 f_2) で明滅駆動される。駆動周波数 (f_1 、 f_2) は、後述のマルチチャンネルロックインアンプの位相検波用参照信号を使用する。第1光源420a及び第2光源420bが発生した光は、LEDから第1光照射部400a、第2光照射部400bに向けて光ファイバーで伝達される。第1光照射部400a、第2光照射部400bから生体に光が放たれ、各光検出部401に生体からの光が入り、光ファイバーを経由して、光電変換素子(フォトダイオード、アバランシェフォトダイオード、光トランジスタ等)と信号増幅器で構成される光検知モジュールに伝達される。増幅された光強度信号は、光解析部424が有するマルチチャンネルロックインアンプで各光源(各駆動週数)ごとの強度に分離される。光解析部424において、16chの信号はマルチチャンネル半導体切り替えスイッチにより8chに絞られ、選択された必要とする入射位置からの光信号はADコンバータにおいてA/D変換され、その強度変化が解析される。

10

【0064】

ここで、駆動周波数 (f_1 、 f_2) は、商用周波数(50Hz、60Hz)の整数倍を避け、動的測定対応(10Hz以上のデータ更新周期)、LED駆動周波数等を考慮して、例えば130Hz、230Hzとした。また、図15に示した例に代えて、16chの信号を全て利用する測定系もできる。しかしながら、後述するように波長が異なる光を複数併用して多数の信号を同時に扱うようになると回路規模が大きくなる。この点を考慮し、図15では、信号を半分に絞る構成を例示している。

20

【0065】

図16は、生体光計測装置4の光学測定系の構成の変形例1を示した図である。図15との相違点は、半導体切り替えスイッチで検出部の光源選択を行うのではなく、切り替えスイッチ422aでLEDの駆動周波数を選択する構成にしたことである。メリットとして、スイッチ数が低減できることが挙げられる。デメリットとして、検知器個々の位相検波周波数が予め決められているため、柔軟性に欠けたシステムとなる。

【0066】

図17で、生体光計測装置4の光学測定系の構成の変形例2を示した図である。図15、図16との相違点は、光信号制御部422で波形発生器422bをコントロールしてLEDの駆動を行う点、波形発生器422bからマルチチャンネルロックインアンプに参照信号を送る点である。この場合、マルチチャンネルロックインアンプ自身には参照信号発生器は必要としない。メリットとして、環境から混入するノイズ周波数の変化に容易に対応できることが挙げられる。デメリットとして、ロックインアンプの周波数フィルタのバンドパス特性を広げる必要があるため、位相検波性能が低下する可能性が挙げられる。

30

【0067】

(超音波プローブ誘導機能)

次に、本超音波診断装置が有する超音波プローブ誘導機能について説明する。本機能は、異なる駆動周波数で照射される少なくとも二つの光を生体内に照射し、特定の駆動周波数に対応する光検出部を選択しながら検出し、その解析結果を用いることで、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機能である。

【0068】

図18(a)、(b)は、本超音波診断装置が有する超音波プローブ誘導機能を説明するための図である。具体的には、図18(a)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、上記異常部位を大まかに検索し超音波プローブ12の位置を誘導するためのモード(粗検索モード)を説明するための図である。

40

【0069】

図18(b)は同じく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し、診断対象部位が超音波走査断面に含まれるように超音波プローブ12の位置を誘導するためのモード(微調整モード)を説明するための図であ

50

る。

【0070】

粗検索モードにおいては、第1照射部400aと第2グループに属する光検出部401bとがペアリングされ、第2照射部400bと第1グループに属する光検出部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）。

【0071】

ペアリング後、第1照射部400aと第2グループに属する光検出部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と第1グループに属する光検出部401aとによって検索される領域（第2検索域）とによって、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。

【0072】

一方、微調整モードは、例えば粗検索モードを経て大まかな位置調整がなされた後に実行される。当該微調整モードでは、第1照射部400aと第1グループに属する光検出部401aとがペアリングされ、第2照射部400bと第2グループに属する光検出部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）。

【0073】

ペアリング後、第1照射部400aと第1グループに属する光検出部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と第2グループに属する光検出部401bとによって検索される領域（第2検索域）とによって、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。

【0074】

なお、粗検索モード、微調整モードにおいて計算された診断対象部位の位置に関する情報は、支援情報生成ユニット44に送られる。支援情報生成ユニット44は、受け取った診断対象部位の位置に関する情報に基づいて、被検体及び診断対象部位に対し超音波プローブ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。出力された支援情報は、例えばモニター14において所定の形態で表示される。

【0075】

また、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。

【0076】

（基準波長光強度校正機能）

次に、本超音波診断装置が有する基準波長光強度校正機能について説明する。図19（a）は、同一光源位置、同一検出位置で測定した場合に、脱酸素化ヘモグロビンを検出する波長（765nm前後）と基準波長（809nm前後）の光強度との相関関係を示したグラフである。図19（b）は、同じく同一光源位置、同一検出位置で測定した場合に、

10

20

30

40

50

脱酸素ヘモグロビンを検出する波長（855nm前後）と、基準波長（809nm前後）の光強度との相関関係を示したグラフである。双方の図から解るように、いずれの波長においても、光強度との相関関係に対して比例に近い関係が得られることがわかる。

【0077】

ここで、正確には、光源 - 検出位置間の距離が伸びると、相関直線に切片は生じる。例えば、図20(a)は、生体表面に対してプローブPを加圧・緩和する操作で、光源からの距離が異なる各検出部401（ $ch1 = 15\text{mm}$ 、 $ch3 = 25\text{mm}$ 、 $ch5 = 35\text{mm}$ ）で出力された電圧の時間変化を示したグラフである。図20(b)は、最短距離の $ch1 = 15\text{mm}$ の強度で規格化したチャンネル間の検出光強度の相関関係を示したグラフである。図20(a)、図20(b)より、光源 - 検出位置間の距離が大きくなるほど、相関直線の切片が大きくなることがわかる。これは、次の理由による。すなわち、光量変動の主要因は、皮膚近傍から加圧・変形で血液が押し出されて増減する現象である。このため、距離が長くなると深い位置の生体情報が測定光量に反映されて相対的に大きくなり、それが相関直線の切片として現れるためである。従って、基準波長の選択は重要であり、例えば水の吸収（950nm前後）を選ぶと、近距離でも相関直線に切片が現れて、補正に不都合が生じることになる。本実施形態では、例えば基準波長として809nmを採用する。

10

【0078】

図21(a)、図21(b)は、生体光測定で生じる出力変動を、基準波長で光強度較正する較正シーケンスの一例を示す。まず、本来の生体光計測処理の前段階として、基準位置において、生体表面（皮膚）にプローブPを押しつけ・緩めるという操作を行いながら、生体光計測を実行する。第1演算回路426a、第2演算回路426bは、被検者個人に固有の、各入射・検出位置に対応した基準波長較正直線を算出する。その後、図12(a)に示す様に、プローブPを横走査して光強度を測定し、較正規格化して信号とする。この方法の導入により、図21(b)に示す様に、変動ノイズは1/10以下に低減できる。なお、入射検出距離を考慮したより正確な評価を行うには、基準波長強度による規格化に代えて、検出データを算出された較正直線からの乖離によって定量判定する方法がある。

20

【0079】

図22は、基準波長光強度較正機能を加えた生体検査装置4のブロック図である。図13の構成との主な差異は、第1光照射部400a、第2光照射部400b共に2光源（波長 λ_1 、 λ_2 ）から光が導かれる構成であること、第1 - 1光源420a、第1 - 2光源420a、第2 - 1光源420b、第2 - 2光源420bが全て別々の周波数（それぞれ f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ）で駆動される構成としたことである。

30

【0080】

図23は、基準波長光強度較正を加えた生体検査装置4の光学測定系の構成の一例である。図15との差異は、各第1光照射部400a、第2光照射部400bに2光源（波長 λ_1 、 λ_2 。図23の例では、 $\lambda_1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda_2 = 809\text{nm}$ ）から光が導かれる構成であること、第1 - 1光源420a、第1 - 2光源420a、第2 - 1光源420b、第2 - 2光源420bが全て別々の周波数（それぞれ f_1 、 f_2 、 f_3 、 f_4 ）で駆動されること、LEDの駆動信号は図15と同様にマルチチャンネルロックインアンプから供給されるが、それが4周波であること、マルチチャンネルロックインアンプが $8ch \times 4$ の構成で図15の2倍規模であり、32chの信号を16chに絞るマルチチャンネル半導体切り替えスイッチが配されている点である。

40

【0081】

図25は、基準波長光強度較正と光吸収の画像可視化に必要な精密測定機能を加えた生体検査装置4の光学測定系の構成の一例である。図24との主な差異は、各第1光照射部400a、第2光照射部400bに3光源（波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 。図24の例では、 $\lambda_1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda_2 = 809\text{nm}$ 、 $\lambda_3 = 855\text{nm}$ ）から光が導かれる構成であること、同時に駆動するLEDを3組（6個）から2組（4個）を選択する半導体切り替えスイッ

50

チが配されている点である。もちろん 3 組の LED を同時駆動する構成もあるが、回路規模を抑えるためにこの例では選択機構を設けている。誘導用の 765 nm と 809 nm、光吸収の可視化計算用の 765 nm と 855 nm を使い分けることで、システムの回路規模を低減している。

【0082】

図 25 は、基準波長光強度校正と精密測定機能を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の他の例である。図 24 との相違点は、図 17 と同様に光信号御部 422 で波形発生器をコントロールして LED の駆動を行う点、波形発生器からマルチチャンネルロックインアンプに参照信号を送る点である。

【0083】

図 26 は、基準波長光強度校正を加えた生体検査装置 4 の光学測定系の構成の他の例である。このシステムでは、アナログ除算器を使用して 16 ch の近似値で高速に信号処理するモードと、32 ch の信号を全て取り込んでソフトウェアによる信号処理で解析する精密モードを使い分けることができる。

【0084】

以上述べた本実施形態に係る超音波診断装置によれば、異なる駆動周波数で照射される少なくとも二つの光を生体内に照射し、特定の駆動周波数に対応する光検出部を選択しながら検出することができる。従って、複数の光源からの光の混信を排除して、測定対象を精度よく効率的に超音波プローブ 12 の中心位置の直下に誘導することができる。特に、本超音波診断装置においては、粗検索モードによって診断対象部位を超音波プローブ近傍まで誘導し、微調整モードによって診断対象部位を超音波走査面内に、簡単且つ迅速に誘導に高精度で配置させることができる。

【0085】

また、本超音波診断装置によれば、基準波長光強度校正機能を用いて、基準位置において、生体表面にプローブ P を押しつけ・緩めるという操作を行い、被験者個人に固有の、各入射・検出位置に対応した基準波長校正直線を算出し、超音波プローブを横走査して光強度を測定し、校正規格化して信号とすることができる。これにより、生体表面へのプローブ P の押しつけ・緩めるという操作に起因する変動ノイズを飛躍的に低減させることができる。

【0086】

以上述べた実施形態においては、生体光計測装置 4 と超音波診断装置 1 とが一体型である場合を例として説明した。しかしながら、当該例に拘泥されず、アダプタによって超音波プローブ 12 に光プローブ 40 を装着し、既存の超音波診断装置 1 に別体の生体光計測装置 4（或いは生体光計測装置 4 の機能を実現するためのハード、プログラム等）を事後的に実装することで、上記実施形態に係る超音波診断装置を実現するようにしてもよい。

【0087】

（第 3 の実施形態）

上記第 1 の実施形態に係る生体光計測装置と第 2 の実施形態に係る生体光計測装置とを組み合わせることも可能である。係る場合、例えば図 13 に示した光解析部 424 は図 1 に示した光解析部 424 の機能を有し、図 13 に示した第 1 演算回路 426 a 及び第 2 演算回路 426 b は図 1 に示した演算回路 426 の機能を有することになる。また、係る場合、複数の駆動周波数を用いることになるが、駆動周波数毎に、信号弁別が実行される。

【0088】

図 27 は、第 3 の実施形態に係る生体インターフェース部 P を被検体接触面側から見た図である。同図に示す生体インターフェース部 P は、図 3 に示した生体インターフェース部 P と、図 14 に示した生体インターフェース部 P との双方の機能を具備している。また、その形状は、図 3 に示した生体インターフェース部 P の矩形形状と、図 14 に示した生体インターフェース部 P の楕円形状とを融合したものとなっている。しかしながら、当該形状には特に限定はなく、図 27 に示した形状の生体インターフェース部 P は、第 1 の実施形態或いは第 2 の実施形態に係る生体光計測装置に適用可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 9 】

(その他の変形例)

図 3、図 1 4、図 2 7 においては、光照射部は、超音波送受信面の長辺中心両脇に配置した。しかしながら、光照射部の配置位置について特に限定はなく、例えば、第 2 の実施形態において、光照射部は、超音波送受信面の一方の短辺近傍に、或いは超音波送受信面の長辺の中心から偏在させて配置するようにしてもよい。また、第 1 或いは第 2 の実施形態において、光照射部は、超音波送受信面の長辺中心近傍に配置されたものと、中心から遠くに配置されたものと、混在させるようにしてもよい。

【 0 0 9 0 】

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 】

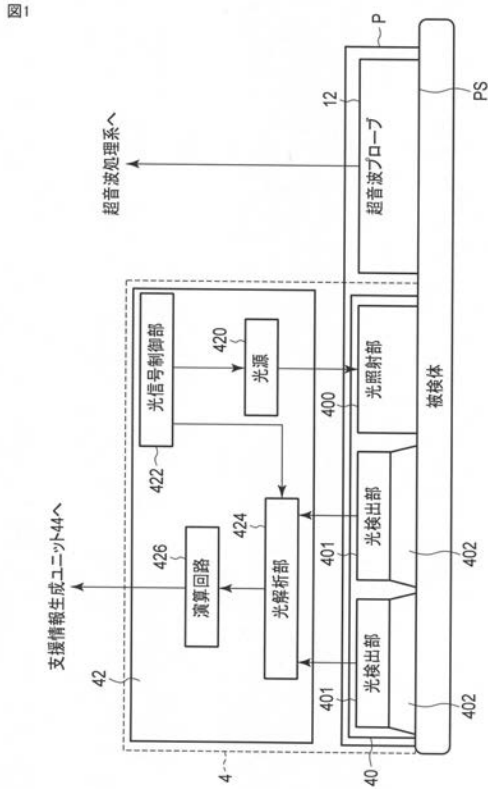
【 0 0 9 1 】

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 ... ドブラ処理ユニット、2 5 ... R A W 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 (C P U)、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 ... 光照射部、4 0 0 a ... 第 1 光照射部、4 0 0 b ... 第 2 光照射部、4 0 1 ... 光検出部、4 0 1 a ... 第 1 光検出部、4 0 1 b ... 第 2 光検出部、4 2 0 ... 光源、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 ... 演算回路、4 2 6 a ... 第 1 演算回路、4 2 6 b ... 第 2 演算回路、P ... 生体インターフェース部

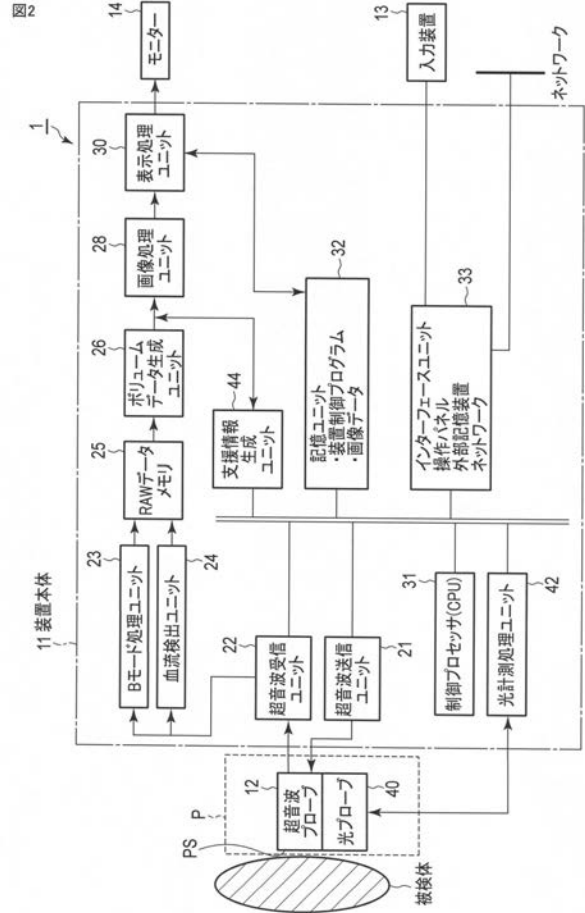
10

20

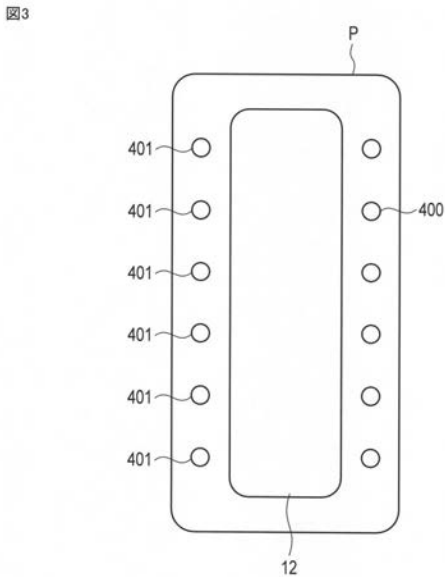
【 図 1 】



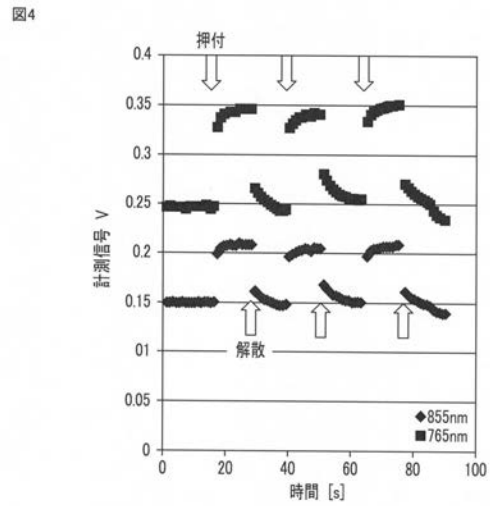
【 図 2 】



【 図 3 】

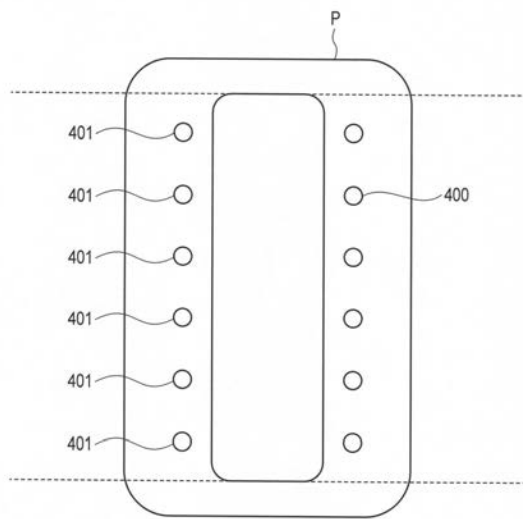


【 図 4 】



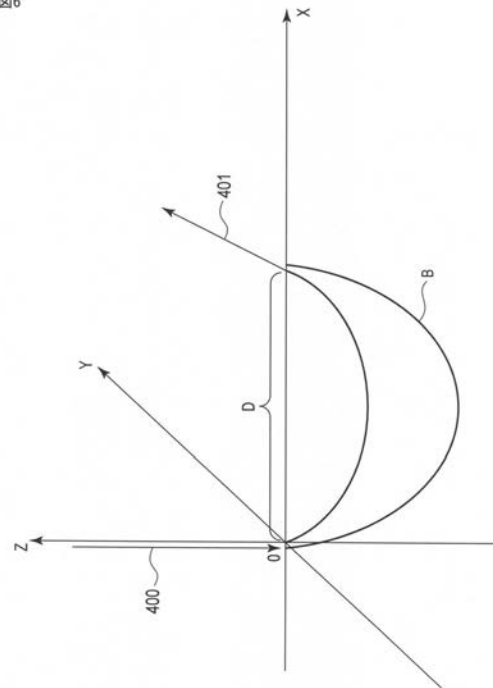
【 図 5 】

図5



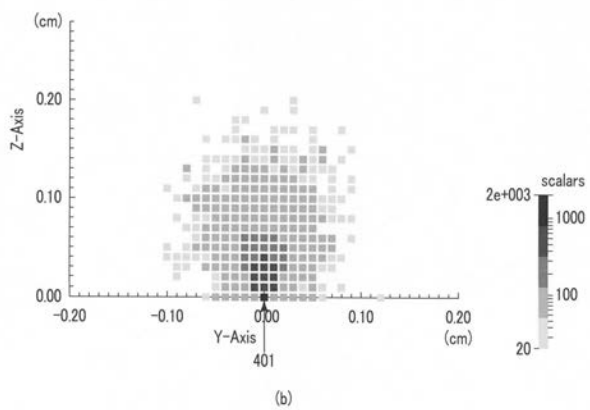
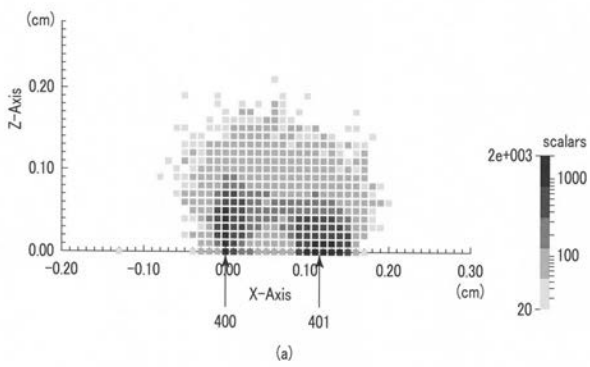
【 図 6 】

図6



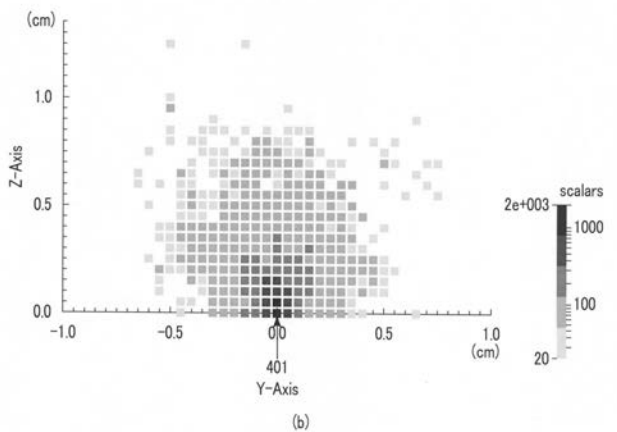
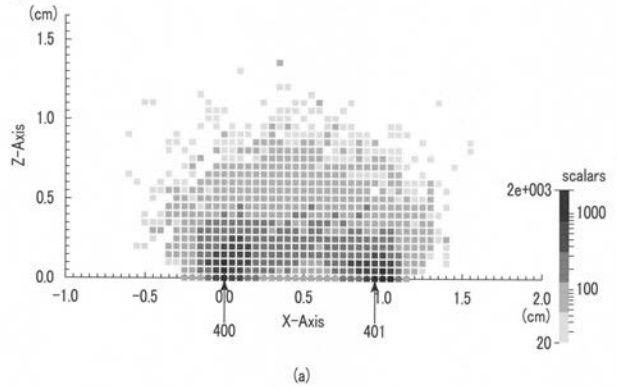
【 図 7 】

図7



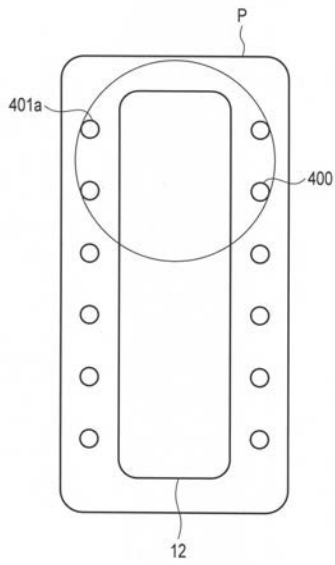
【 図 8 】

図8



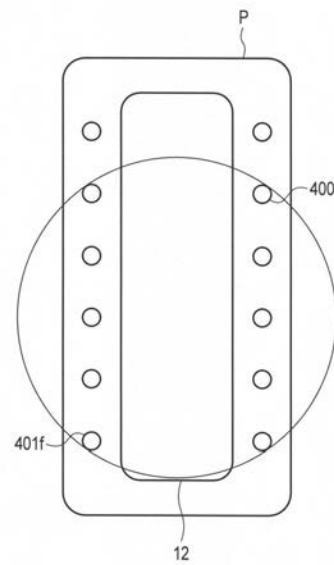
【図 9】

図9



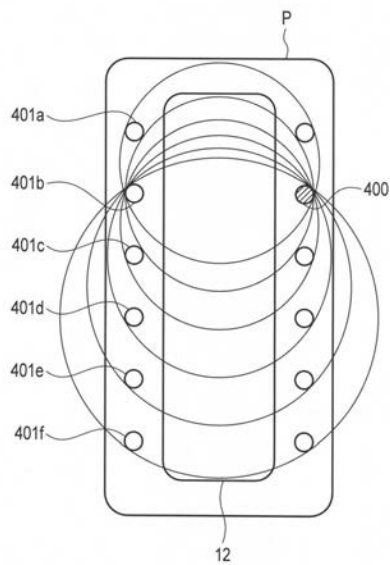
【図 10】

図10



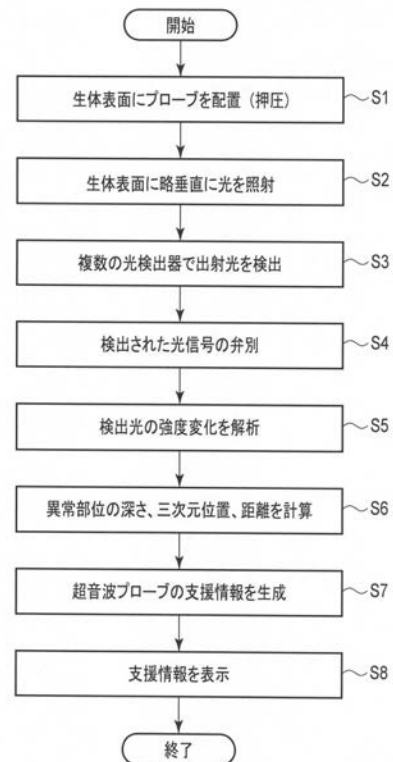
【図 11】

図11



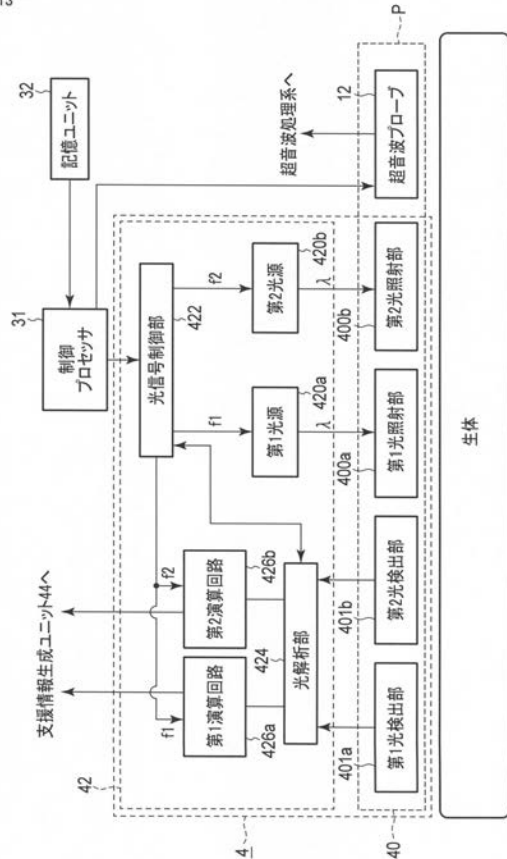
【図 12】

図12



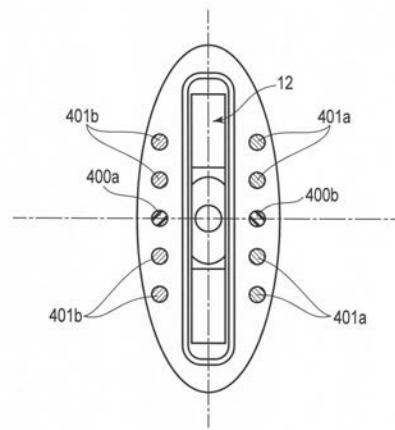
【図 13】

図13



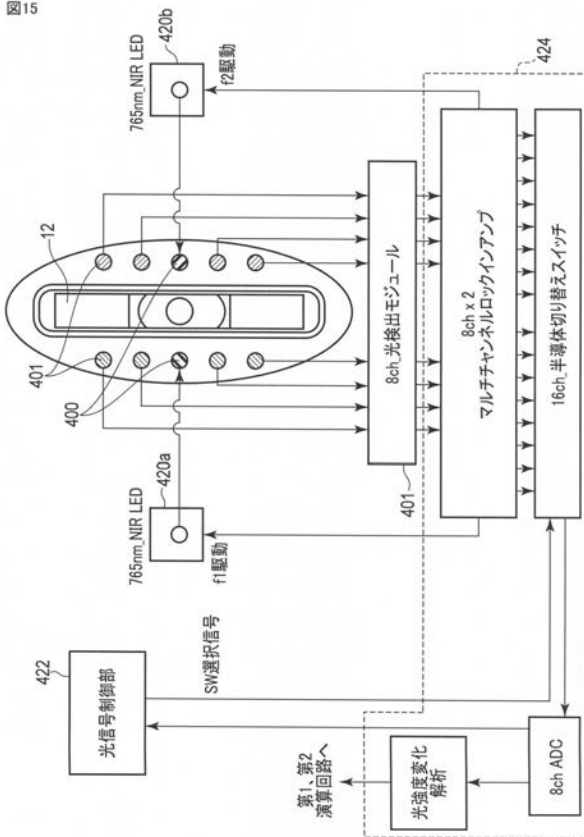
【図 14】

図14



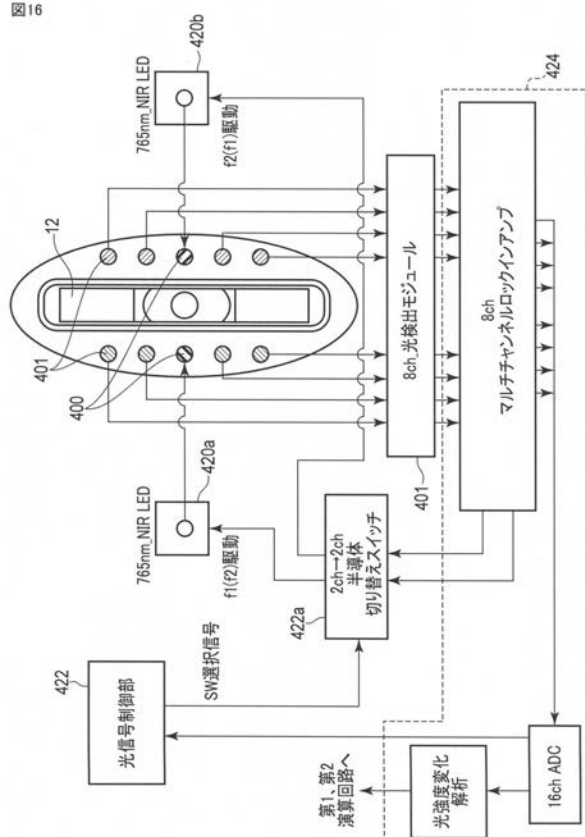
【図 15】

図15



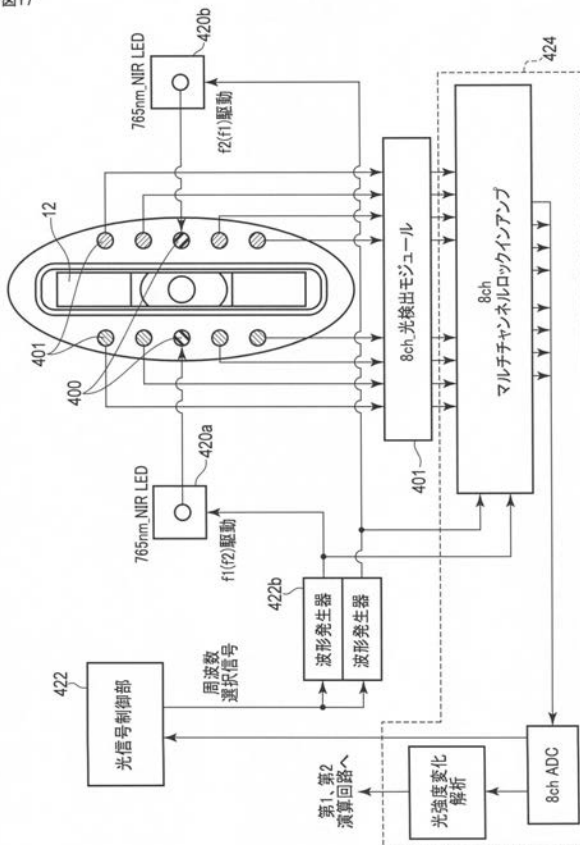
【図 16】

図16



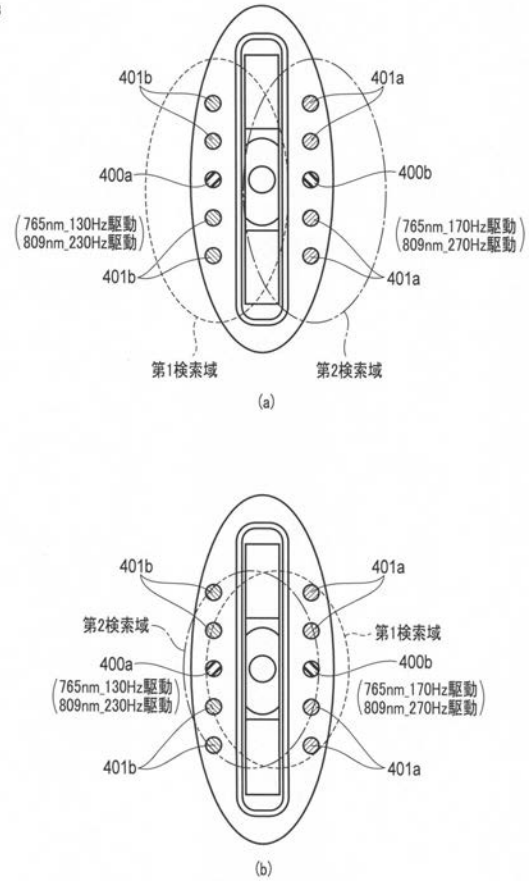
【図 17】

図17



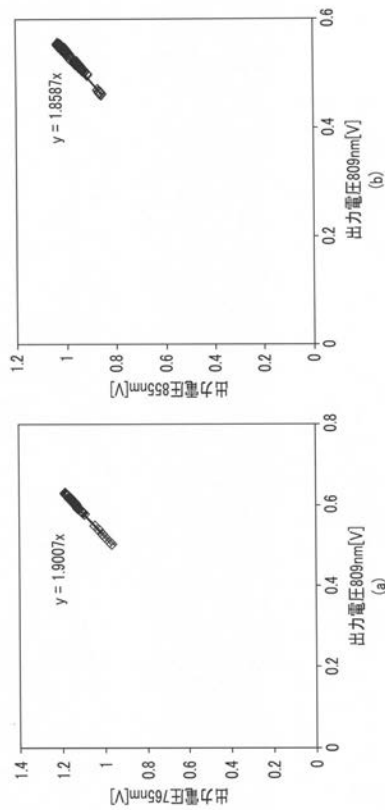
【図 18】

図18



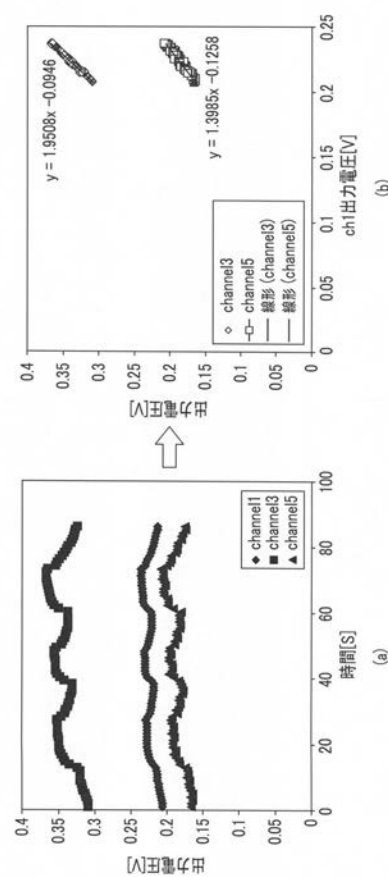
【図 19】

図19



【図 20】

図20



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 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 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 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) 2G059 AA06 BB12 EE01 EE02 EE11 EE20 FF02 GG01 GG02 GG03

GG06 HH01 HH02 HH06 JJ17 KK02 KK03 KK04 MM01 MM09

MM10

4C601 DD08 DD23 EE07 EE11 GA18 GA21 GA40 JC30 JC33 KK21

LL33

专利名称(译)	超声诊断设备和生物光学测量设备		
公开(公告)号	JP2016064113A	公开(公告)日	2016-04-28
申请号	JP2015092252	申请日	2015-04-28
[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	浦野 妙子 高山 暁 中西 務 中村 健二		
发明人	浦野 妙子 高山 暁 中西 務 中村 健二		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B10/00 G01N21/17 G01N21/359		
CPC分类号	A61B8/4416 A61B5/0075 A61B5/0091 A61B5/4312 A61B5/6843 A61B8/0825 A61B8/085 A61B8/4254 A61B8/429 A61B8/4455 A61B8/463 A61B8/5207 A61B8/54 A61B8/58 A61B2562/063		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B10/00.E G01N21/17.610 G01N21/359		
F-TERM分类号	2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/EE11 2G059/EE20 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/GG06 2G059/HH01 2G059/HH02 2G059/HH06 2G059/JJ17 2G059/KK02 2G059/KK03 2G059/KK04 2G059/MM01 2G059/MM09 2G059/MM10 4C601/DD08 4C601/DD23 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA40 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK21 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
优先权	2014093033 2014-04-28 JP 2014191961 2014-09-19 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现超声波诊断装置等，实现减少要计算的数据量等。
超声波诊断装置包括超声波探头，图像生成单元，光照射单元，多个光检测单元和计算单元。超声波探头从超声波发送/接收表面向对象发送超声波，并且经由超声波发送/接收表面接收在对象内部反射的超声波。图像生成单元使用由超声波探头接收的超声波生成超声波图像。多个光照射单元从超声波发送/接收表面的周边朝向对象的内部照射包括多个特定波长成分的光，所述多个特定波长成分是生物成分的吸收波长带。控制单元以不同的频率驱动多个光照射单元。多个光检测单元围绕多个光照射单元设置，从多个光照射单元照射，在生物体中漫反射，并检测特定波长的光信号。计算单元针对每个驱动频率计算每个特定波长的光信号的强度。发明背景

(21) 出願番号	特願2015-92252 (P2015-92252)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成27年4月28日 (2015. 4. 28)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2014-93033 (P2014-93033)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成26年4月28日 (2014. 4. 28)	(74) 代理人	100108855
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2014-191961 (P2014-191961)	(74) 代理人	100103034
(32) 優先日	平成26年9月19日 (2014. 9. 19)		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	100140176
			弁理士 砂川 克
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正