

(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2016-171910

(P2016-171910A)

(43) 公開日 平成28年9月29日(2016.9.29)

(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 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01) G 0 1 N 21/17 6 1 0 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2015-53522(P2015-53522)
 (22) 出願日 平成27年3月17日(2015.3.17)

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

最終頁に続く

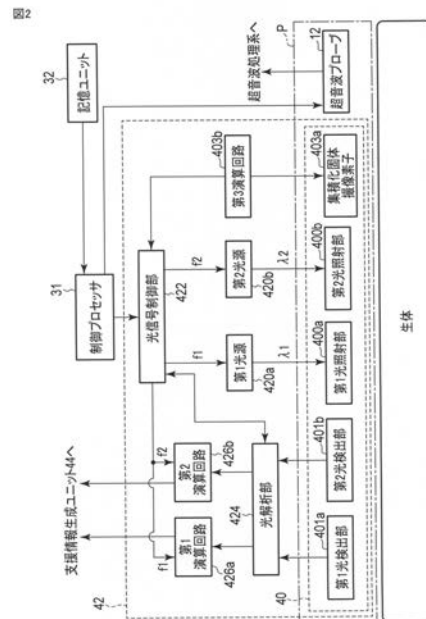
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び生体検査装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】光プローブ及び超音波プローブの各ユニットの相対位置精度を確保しつつ、測定時の生体変形の影響を最小化して、簡便かつ精度良くにエコー測定と光強度測定を行う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。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブ12と、画像生成ユニットと、光プローブ40と、集積化固体撮像素子403aと、解析手段424と、を具備する。光プローブ40は、超音波送受信面の周囲から被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの第1光照射手段400aと、少なくとも一つの第1光照射手段400a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部401a、401bと、を有する。解析手段424は、各光検出部401a、401bで検出された光強度の変化を解析する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

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

前記超音波送受信面の周囲から前記被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの第 1 光照射手段と、前記少なくとも一つの第 1 光照射手段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計測用と、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、

少なくとも一つの集積化固体撮像素子と、

前記各光検出部で検出された光強度の変化を解析する解析手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記少なくとも一つの集積化固体撮像素子により撮像されたデータの時間変化に基づいて、前記光プローブの移動距離及び移動方向を計算する計算手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記光プローブの移動距離及び移動方向に関する情報、及び前記光プローブの移動距離及び移動方向に基づいて生成された前記超音波プローブの位置誘導に関する情報の少なくとも一方を表示する表示手段をさらに具備することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記光プローブの被検体表面の接触側に設けられた、前記特定波長の光を透過する光フィルタをさらに具備することを特徴とする請求項 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】

前記少なくとも一つの集積化固体撮像素子は、前記被検体内部の組成分布に起因する光吸収量に対応した情報を撮像することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記少なくとも一つの第 1 光照射手段は、スペクトルで強度ピークの波長位置が異なる光の混合光を照射することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記少なくとも一つの集積化固体撮像素子の近傍に設けられた少なくとも一つの第 2 光照射手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの第 1 光照射手段と、前記少なくとも一つの第 1 光照射手段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計測用と、を有する光プローブと、

40

少なくとも一つの集積化固体撮像素子と、

前記各光検出部で検出された光強度の変化を解析する解析手段と、

を具備することを特徴とする生体検査装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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】

50

【0002】

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

10

【0003】

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

20

【0004】

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

【0005】

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

30

【0006】

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

【0007】

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

40

【0008】

前述の課題を解決するために、光学測定で得られた生体の代謝情報により超音波エコー

50

のプローブの測定位置を面方向で誘導して、技師の負担を軽減するコンパクトな光検査システムで超音波エコーの診断を補完するコンセプトの装置を出願人は提案した。図14に酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの光吸収スペクトルを示す。一般に悪性腫瘍の部位は健常部位と比較して脱酸素ヘモグロビンの比率が多いとされており、生体光検査では脱酸素ヘモグロビンの吸収を解析することで、対象部位の悪性度を判定する一つの根拠としている。脱酸素ヘモグロビンの光吸収測定に適した光の波長領域としては、740 nm ~ 790 nmの近赤外線、650 nm ~ 690 nmの赤色光、酸素化ヘモグロビンの光吸収測定に適した光の波長領域としては、830 nm ~ 900 nm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、800 nm ~ 820 nmの近赤外線が挙げられる。具体的な光源としてLEDやLD等が挙げられる。水、脂肪、メラニンなど、他の生体成分の吸収波長と生体内分布も考慮して、光源は出力光強度と半値幅を適切に選択する必要がある。

10

【0009】

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

【0010】

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

20

【0011】

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

30

【先行技術文献】**【特許文献】****【0012】**

【特許文献1】特開2000-237196号公報

【特許文献2】特開2005-331292号公報

【特許文献3】特開2007-020735号公報

【特許文献4】特開2009-077931号公報

40

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0013】**

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

【0014】

50

この課題を回避するために、相対位置を適切に変えた配置で複数回測定すれば必要な数のデータを集めれば画像化は可能である。しかし、生体検査において精度良く位置を合わせることは難易度が高く、再び検査技士に高度な技量・技能が必要となる問題がある。

【0015】

本実施形態は、上記の課題を解決するために、例えば光プローブ及び超音波プローブの各ユニットの相対位置精度を確保しつつ、測定時の生体変形の影響を最小化して、簡便かつ精度良くにエコー測定と光強度測定を行う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】

【0016】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波送受信面から被検体に超音波を送信し、前記超音波送受信面を介して、前記被検体内において反射された超音波を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブによって受信された超音波を用いて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、前記超音波送受信面の周囲から前記被検体の内部に向けて生体成分の吸収波長帯である光を照射する少なくとも一つの第1光照射手段と、前記少なくとも一つの第1光照射手段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計測用と、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、少なくとも一つの集積化固体撮像素子と、前記各光検出部で検出された光強度の変化を解析する解析手段と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本実施形態に係る本生体検査装置1の構成を示したブロック図である。

【図2】図2は、光プローブ40、光計測処理ユニット42からなる生体計測装置4のブロック構成図である。

【図3】図3は、プローブPを被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ12の超音波送受信面に対する光照射部400、光検出部401、及び集積化固体撮像素子403aの配列例を示した図である。

【図4】図4は、生体計測装置4の光学測定系の構成の一例を示した図である。

【図5】図5は、生体計測装置4の光学測定系の構成の他の例を示した図である。

【図6】図6(a)、(b)は、生体計測装置4の計測処理を説明するための図である。

【図7】図7は、本実施形態に係る超音波診断装置1における、光計測の結果及びプローブPの誘導のための支援情報の表示例を示した図である。

【図8】図8は、本実施形態に係る超音波診断装置1における、光計測の結果及びプローブPの誘導のための支援情報の他の表示例を示した図である。

【図9】図9は、変形例1に係る生体計測装置4のブロック構成図である。

【図10】図10は、図9に示した生体計測装置4の光学測定系の構成例を示した図である。

【図11】図11は、変形例2に係るプローブPを被検体接触面側から見た図である。

【図12】図12(a)、(b)は、変形例3に係るプローブPを被検体接触面側から見た図である。

【図13】図13は、生体計測装置4の光学測定系の構成の他の例を示した図である。

【図14】図14は、酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの光吸収スペクトルを示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

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

【0019】

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

10

20

30

40

50

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 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。

【0020】

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

10

【0021】

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、パ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。パッキング材は、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

20

【0022】

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二次元アレイプローブであるとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、超音波プローブ 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ッ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。

30

【0023】

入力装置 1 3 は、装置本体 1 1 に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体 1 1 にとりこむための各種スイッチ、後述する粗検索モードと微調整モードとを切り替えるスイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。また、入力装置 1 3 は、後述する穿刺術支援機能において、穿刺針の針先位置を含む穿刺術情報を取り込むタイミングを指示するためのボタン等を有している。

【0024】

モニタ 1 4 は、表示処理ユニット 3 0からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

40

【0025】

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。

【0026】

50

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。

【0027】

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

10

【0028】

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

【0029】

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

20

【0030】

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

【0031】

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

30

【0032】

表示処理ユニット 30 は、画像処理ユニット 28 において生成・処理された各種画像データに対し、ダイナミックレンジ、輝度 (ブライトネス)、コントラスト、カーブ補正、RGB変換等の各種を実行する。

【0033】

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

40

【0034】

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

50

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。

【0035】

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

【0036】

支援情報生成ユニット44は、超音波プローブ12と被検体表面との密着度、被検体内の異常部位の三次元的方位及び距離（接近度）、の少なくとも一方を、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。なお、支援情報生成ユニット44の具体的な処理については、例えば特開2014-110878号公報等に掲載された手法を採用することができる。生成された支援情報は、モニタ14において所定の形態で表示される。

10

【0037】

図2は、光プローブ40、光計測処理ユニット42からなる生体計測装置4のブロック構成図である。図3は、プローブPを被検体接触面側から見た図であり、超音波プローブ12の超音波送受信面に対する光照射部400、光検出部401、及び集積化固体撮像素子403aの配列例を示した図である。

20

【0038】

図2、図3に示す様に、光プローブ40は、少なくとも一つの光照射部400（図3の例では超音波プローブ12の超音波送受信面の中央両脇に配置された二個の第1光照射部400a、第2光照射部400b）、超音波プローブ12の超音波送受信面の中央両脇に第1光照射部400a、第2光照射部400bを挟んで配置された複数の光検出部401を有している。複数の光照射部400及び複数の検出部401は、超音波プローブ12の超音波送受信面の長手方向の中心軸に関して線対称に配置され、超音波送受信面の長手方向に沿って等間隔で配置されている。また、集積化固体撮像素子403aが、超音波送受信面の短辺近傍に配置されている。なお、当該例は一例に過ぎず、例えば、集積化固体撮像素子403aの位置や数を変更する変形例、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がある。

30

【0039】

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

【0040】

第1光源420a、第2光源420bは、生体内吸収が小さい波長の光（例えば、生体の窓と呼ばれる波長帯近傍である600nm～1800nmの範囲の光）、異常部位で吸収量が増す特定波長の光（例えば、生体の窓と呼ばれる波長帯範囲にあり血液中のヘモグロビンが吸収する750～850nmの波長帯範囲の光）を発生する半導体レーザ、発光ダイオード、固体レーザ、ガスレーザなどの発光素子等である。第1光源420a、第2光源420bにおいて発生した光は、例えば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。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

40

50

光源 4 2 0 b とは、同一波長の光を発生するものとする。しかしながら、当該例に拘泥されず、後述するように、第 1 光源 4 2 0 a と第 2 光源 4 2 0 b 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。

【 0 0 4 1 】

複数の光検出部 4 0 1 は、例えば光ファイバーの端部で構成された検出面を有し、当該検出面から光導波部を介して入力する被検体内からの反射光を光電変換する複数の検出素子からなる。検出素子としては、例えば、フォトダイオードやフォトトランジスタなどの受光素子のほか、CCD、APD、光電子増倍管等を採用することができる。光照射部 4 0 0 及び各光検出部 4 0 1 の被検体との接触面には、光整合層を設けるようにしてもよい。

10

【 0 0 4 2 】

集積化固体撮像素子 4 0 3 a は、CCD、CMOS 等から構成されるイメージセンサであり、入射する光に基づいて撮像を実行する。撮像によって得られたイメージデータは、第 3 演算回路 4 0 3 b に逐次出力される。ここで、集積化固体撮像素子 4 0 3 a によって得られるデータは、被検体の皮膚内情報（皮膚内部の組成分布に起因する光吸収量に対応するもの）である。この様に被検体の皮膚内情報を撮像の対象とするのは、超音波画像診断においては、被検体表面に超音波ジェルが塗られるため、皮膚表面の情報が不明確になるからである。

【 0 0 4 3 】

なお、図 3 に示した例では、外光（環境光）を集積化固体撮像素子 4 0 3 a の光源としている。このため、プローブ P は、集積化固体撮像素子 4 0 3 a による撮像専用の光源を具備していない。係る構成は、プローブ P の構成が簡略化できる長所があるが、集積化固体撮像素子 4 0 3 a の信号に雑音が大きく加わる短所がある。

20

【 0 0 4 4 】

光信号制御部 4 2 2 は、生体計測装置 4 を動的又は静的に制御する。例えば、光信号制御部 4 2 2 は、超音波診断装置 1 の制御プロセッサ 3 1 の制御のもと、所定のタイミング、所定の周波数、強度、強度変動周期 T で第 1 光照射部 4 0 0 a、第 2 光照射部 4 0 0 b から光が照射されるように、第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b を制御する（特に本実施形態の場合、第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b で駆動周囲が異なる）。また、光信号制御部 4 2 2 は、光計測が実行されたタイミング（例えば、第 1 光源 4 2 0 a、第 2 光源 4 2 0 b の駆動タイミング）における基準位置からの移動距離等（すなわち、計測位置情報）を、光解析部 4 2 4 に出力する。さらに、光信号制御部 4 2 2 は、所定のタイミングで所定の駆動周期の光に対応する解析処理が実行されるように、光解析部 4 2 4 を制御する。

30

【 0 0 4 5 】

光解析部 4 2 4 は、マルチチャンネルロックインアンプを有し、周期 f_1 、 f_2 を選択して所定の信号のみを検出し増幅した後、デジタル信号に変換する。さらに、光解析部 4 2 4 は、光検出部 4 0 1 間での検出光の強度変化を解析する。当該解析は、各計測位置において取得された計測データ毎に実行される。

【 0 0 4 6 】

第 1 演算回路 4 2 6 a は、各計測位置において得られた第 1 光検出部 4 0 1 間での検出光の強度変化に基づいて、複数の光検出部 4 0 1 と被検体表面との密着度、被検体内において所定の光吸収係数を示す異常部位（例えば、特定波長を正常組織に比して多く吸収する部位）の被検体の表面からの深さ、所定の位置（例えば光照射部 4 0 0、超音波プローブ 1 2 の超音波送受信面中心等）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。第 1 演算回路 4 2 6 a における計算結果は、計測位置毎に、支援情報生成ユニット 4 4 に送り出される。なお、第 2 演算回路 4 2 6 b の構成、機能は、第 1 演算回路 4 2 6 a と実質的に同じである。

40

【 0 0 4 7 】

第 3 演算回路 4 2 6 b は、集積化固体撮像素子 4 0 3 a から逐次出力されるイメージデ

50

ータを用いて、例えば初期位置を基準としたプローブPの移動距離や座標、移動方向を逐次計算する。計算された移動量等は、光信号制御部422に逐次出力される。なお、第3演算回路426bにおいて移動距離とその方向を計算する方法としては、複数の手段が適用できる。例えば、集積化固体撮像素子403aの行列個々に得られた光強度データの経時変化を変動周期として測定し、行(x)と列(y)に分離して各方向の速度および移動距離として算出する演算回路(またはソフト)が挙げられる。単一集積化固体撮像素子で回転()方向の偏移も計算可能ではあるが、複数の素子を併用する方が精度が上がるため、好ましい構成であると言える。

【0048】

図4は、生体計測装置4の光学測定系の構成の一例を示した図である。同図に従って、生体計測装置4の光学測定系について、より詳細に説明する。第1光源420a及び第2光源420bは、例えば波長が765nm近傍のLEDを採用する。二個のLEDは、それぞれ別々の駆動周波数(f_1 、 f_2)で明滅駆動される。駆動周波数(f_1 、 f_2)は、後述のマルチチャンネルロックインアンプの位相検波用参照信号を使用する。第1光源420a及び第2光源420bが発生した光は、LEDから第1光照射部400a、第2光照射部400bに向けて光ファイバーで伝達される。第1光照射部400a、第2光照射部400bから生体に光が放たれ、各光検出部401(図4の例では、8個の光検出部)に生体からの光が入り、光ファイバーを経由して、光電変換素子(フォトダイオード、アバランシェフォトダイオード、光トランジスタ等)で構成される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 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4の例では、並列8chの光検出モジュールに対して各2周波で検波するため、並列 8×2 (16)chのロックインアンプに接続される)。16chマルチチャンネルロックインアンプから出力された光電流は、8chADコンバータにおいてA/D変換され、光解析部424においてその強度変化が解析される。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。これらの光測定系と並列して、集積化固体撮像素子403aによるイメージデータに基づく計測位置情報は、第3演算回路403bから光解析部424を介して第1、第2演算回路426a、426bに送られ、先の解析情報に位置情報として付加される。

【0049】

図5は、生体計測装置4の光学測定系の構成の他の例を示した図である。図4の例との相違点は、集積化固体撮像素子403aが超音波送受信面の各短辺近傍の2箇所に配置され、それぞれの集積化固体撮像素子403aの移動距離を計算する第3演算回路403cが設けられていることである。二箇所に配置された各集積化固体撮像素子403a、及びそれぞれに対応する第3演算回路403cを用いて、二箇所における移動距離等を計算することで、プローブPの回転方向の変化を精度よく取り込むことができる。

【0050】

(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計測装置4は、手動によりプローブ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。各計測位置においては、集積化固体撮像素子403a及び第3演算回路426bを用いて、基準位置(例えば、初期位置或いは登録した位置)からの移動距離及び移動方向が計測される。これにより、異常部位と、光入射部400及び光検出部401(或いは超音波送受信面)との間で位置関係(或いは幾何学的関係)計測位置毎に変更させ、異なる位置関係毎に計測データを得ることができ、原理的には計測データ量を増加させることができる。

【0051】

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

10

20

30

40

50

ープ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（異常部位と認められる部位或いは異常の疑いがある部位）を含むように、生体表面上でプローブPの位置調整を行う場合において、上記異常部位を大まかに検索するためのモードである。また、微調整モードとは、生体表面上で超音波プローブ12の位置調整を行う場合において、上記異常部位を高精度で検索するためのモードである。

【0052】

図6(a)に示すように、粗検索モードにおいては、第1照射部400aと複数の光検出部401aとがペアリングされ、第2照射部400bと光検出部401bとがペアリングされる（すなわち、超音波プローブ12の同一側に配置された光入射部と検出部とがペアリングされる）。

10

【0053】

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

20

【0054】

一方、微調整モードは、例えば粗検索モードを経て大まかな位置調整がなされた後に実行される。当該微調整モードでは、図6(b)に示すように、第1照射部400aと複数の光検出部401bとがペアリングされ、第2照射部400bと複数の光検出部401aとがペアリングされる（すなわち、超音波プローブ12を挟んで配置された光入射部と検出部とがペアリングされる）。

30

【0055】

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

40

【0056】

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。

【0057】

光解析部424は、各計測位置における光検出部401間での検出光の強度変化を解析する。演算回路426は、計測位置毎に、光解析部424の解析結果（光検出部401間での検出光の強度変化）に基づいて、被検体内において所定の光吸収係数を示す異常部位

50

の被検体の表面からの深さ、三次元的位置及び距離を計算する。

【 0 0 5 8 】

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

10

【 0 0 5 9 】

図 7 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 における、光計測の結果及びプローブ P の誘導のための支援情報の表示例を示した図である。同図の例では、現在のプローブ P の被検体接触面内において、どの位置の真下に異常（と推定される）部位が存在するかを示す情報として、プローブ P の被検体との接触面の模式図上に、異常（と推定される）部位の中心位置を所定のマーク 6 0（図 7 の例では、十字星）で示している。また、異常（と推定される）部位の被検体表面からの深さ及びサイズに関する情報は、図 7 の右下の様なグラフ及びマーク 6 2 にて表示する。さらに、基準位置からの移動距離（被検体表面における水平方向の移動量、垂直方向の移動量）は、図 7 の右上の様な対応表 6 1 にて表示する。

20

【 0 0 6 0 】

図 8 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 における、光計測の結果及びプローブ P の誘導のための支援情報の他の表示例を示した図である。同図の例では、図 7 に示した基準位置からの移動距離の代わりに、現在のプローブ P の位置から、「どの方向にどれだけ移動させれば異常（と推定される）部位を超音波走査断面の中心に配置できるか」を示すナビゲーション情報を、矢印 6 3 の方向と長さによって表示している。

【 0 0 6 1 】

なお、図 8 に示した「どの方向にどれだけ移動させれば異常（と推定される）部位を超音波走査断面の中心に配置できるか」を示すナビゲーション情報は、画面に限定されず、例えば音声によって出力する構成であってもよい。

30

【 0 0 6 2 】

（変形例 1）

図 9 は、変形例 1 に係る生体計測装置 4 のブロック構成図である。図 2 の例と比較した場合、集積化固体撮像素子 4 0 3 a の近傍に、集積化固体撮像素子 4 0 3 a での撮像専用の光学系として、第 3 光照射部 4 0 0 c、第 3 光源 4 2 0 c をさらに具備することである。図 2 に示した外光（環境光）を用いる構成は、プローブ P の構成が簡略化できる長所がある一方、集積化固体撮像素子 4 0 3 a の信号に雑音が大きく加わる短所がある。図 8 の様に、集積化固体撮像素子 4 0 3 a での撮像専用の光学系（第 3 光照射部 4 0 0 c、第 3 光源 4 2 0 c）をもつ構成とすれば、ノイズは大幅に低減できる。なお、当該構成を採用する場合、外部光の影響低減のために、集積化固体撮像素子 4 0 3 a に専用光源の光を通す光フィルタを付加することが望ましい。

40

【 0 0 6 3 】

図 1 0 は、図 9 に示した生体検査装置 4 の光検出システムの構成例である。図 4、図 5 の例との相違点は、集積化固体撮像素子 4 0 3 a での撮像専用の光学系として、第 3 光照射部 4 0 0 c、第 3 光源 4 2 0 c をさらに具備すること、集積化固体撮像素子 4 0 3 a の近傍に赤色（6 7 0 n m ピーク）光源と光源を制御する回路を配置したことにある。光フィルタには、赤色光（6 7 0 n m）前後を通すバンドパスフィルタが好適である。

【 0 0 6 4 】

（変形例 2）

図 1 1 は、変形例 2 に係るプローブ P を被検体接触面側から見た図であり、超音波プロ

50

ープ12の超音波送受信面に対する光照射部400、光検出部401、及び二つの集積化固体撮像素子403a、403bの配列例を示した図である。同図に示す例では、生体成分計測用の第1光照射部400aの横に集積化固体撮像素子403aが、同じく生体成分計測用の第2光照射部400bの横に集積化固体撮像素子403bが、それぞれ配置されており、各光照射部400は、隣接する各集積化固体撮像素子の撮像用の光源としても機能する(すなわち、生体成分計測用及び各集積化固体撮像素子の撮像用として兼用される)。係る構成では、生体計測用の駆動周波数の影響を、集積化固体撮像素子及び第3演算回路が受けないように工夫が必要となる。具体的には、第1光照射部400a、第2光照射部400bのそれぞれについて、生体成分計測中は明滅駆動させ、各集積化固体撮像素子を用いた移動距離の計測中は常時点灯させるといった制御が挙げられる。また、第3演算回路403bで駆動周波数をノイズとして消去する方法も挙げられる。さらに、第1光照射部400a、第2光照射部400bに参照光を加えて、具備した光フィルタで生体成分計測光と移動距離計測光を分離する方法も挙げられる。

10

20

30

40

50

【0065】

(変形例3)

図12(a)、(b)は、変形例3に係るプローブPを被検体接触面側から見た図である。図12(a)、(b)に示す様に、プローブPの被検体との接触面側には、第1光照射部400a、第2光照射部400b、第1光検出部401a、第2光検出部401b、集積化固体撮像素子403a、403bを被覆する光計測用ソール50が設けられている。光計測用ソール50には、超音波プローブ12の超音波送受信面を露出させるための窓部51があり、当該窓部には、超音波プローブ12が精度良く嵌る。また、超音波プローブ12の超音波送受信面と光計測用ソールとの高さは、同一レベルとなるように調整されている。本実施形態に係る計測に用いる光は、近赤外線領域を使用することから、当該光計測用ソール50は、可視カットフィルタ素材で構成されている。係る構成によれば、各光検出部401a、401b及び集積化固体撮像素子403a、403bは、光計測用ソール50によって可視光ノイズを減衰した光を信号として検出できる長所を有する。さらに、集積化固体撮像素子の開口(或いは受光面)の窪みに超音波ジェルが入り込むことを防止することも可能である。

【0066】

(変形例4)

図13は、生体計測装置4の光学測定系の構成の他の例を示した図である。同図に示す様に、本生体計測装置4では、図12のプローブPを使用して、第1光照射部400aに波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 (同図の例では、 $\lambda_1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda_2 = 809\text{nm}$ 、 $\lambda_3 = 855\text{nm}$)の3光源420a1、420a2、420a3から光が導かれる構成であること、第2光照射部400bに波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 (同図の例では、 $\lambda_1 = 765\text{nm}$ 、 $\lambda_2 = 809\text{nm}$ 、 $\lambda_3 = 855\text{nm}$)の3光源420b1、420b2、420b3から光が導かれる構成であること、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、それぞれ駆動されること、各光源の駆動信号は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周波数であること、マルチチャンネルロックインアンプが $8\text{ch} \times 4$ の構成であり、 32ch の信号を 16ch に絞るアナログ除算器が設けられていること、移動距離計測用の集積化固体撮像素子及び第3演算回路を、それぞれ2個具備していること、である。

【0067】

発明者らの実験によれば、生体光計測時に加圧等で生じる変形に伴う光強度に変動補正を行うために、同一光源位置、同一検出位置で計測した場合、酸素化ヘモグロビンを検出する波長(765nm前後)も脱酸素ヘモグロビンを検出する波長(855nm前後)も、基準波長(809nm前後)の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判明した。(正確には距離が伸びると相関直線に切片は生じる。これは光量変動の主要因が、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るため、それが相関直線の切片として現れるためである。)

そこで、本生体計測装置4は、検出する信号波長(765nm前後)の光強度を基準波長(809nm前後)で除算近似して、その値を解析するシステムとなっている。精密測定時には、酸素化ヘモグロビンを検出する波長(765nm前後)と脱酸素ヘモグロビンを検出する波長(855nm前後)で測定して、酸素飽和度を算出する。

【0068】

以上述べた本超音波診断装置或いは生体計測装置の構成によれば、以下の効果を実現することができる。すなわち、集積化固体撮像素子及び第3演算回路を用いて、基準位置(例えば、初期位置或いは登録した位置)からの距離が計測される。これにより、異常部位と、光入射部及び光検出部(或いは超音波送受信面)との間で位置関係(或いは幾何学的関係)計測位置毎に変更させ、異なる位置関係毎に計測データを得ることができ、計測データ量を増加させることができる。その結果、従来に比して、測定情報の解析精度を保証することができるようになる。

10

【0069】

また、手動によりプローブ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及び超音波画像撮影を行う場合において、適切なプローブPの位置を操作者に対して明示することができ、超音波画像撮影時における利便性を、飛躍的に向上させることができる。

【0070】

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。

20

【0071】

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。

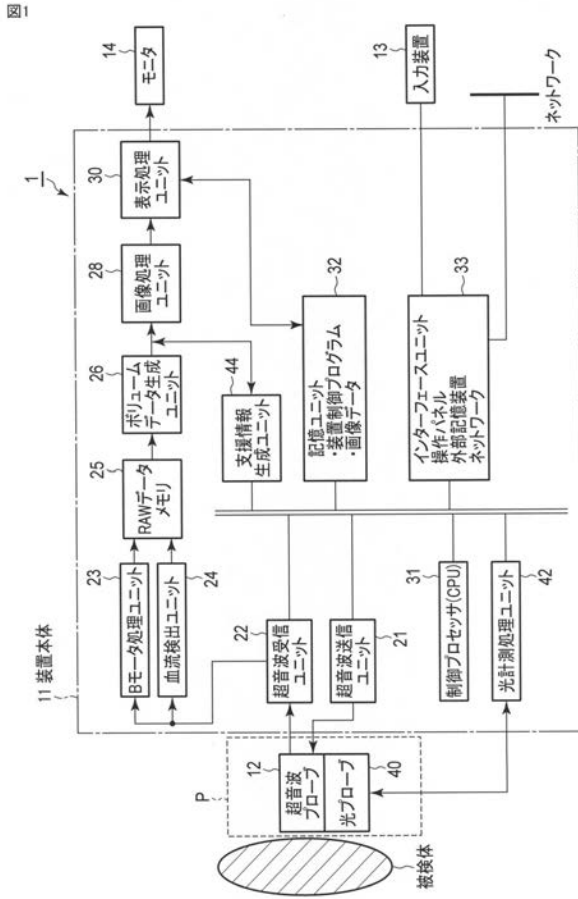
【符号の説明】

【0072】

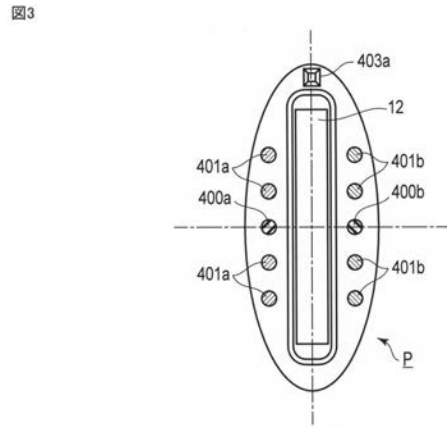
1...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...RAWデータメモリ、26...ボリュームデータ生成ユニット、28...画像処理ユニット、30...表示処理ユニット、31...制御プロセッサ(CPU)、32...記憶ユニット、33...インターフェースユニット、40...光プローブ、42...光計測処理ユニット、44...支援情報生成ユニット、400a、400b...光照射部、401a、401b...光検出部、403a...集積化固体撮像素子、403b...第3演算回路、420a...第1光源、420b...第2光源、422...光信号制御部、424...光解析部、426a...第1演算回路、426b...第2演算回路

30

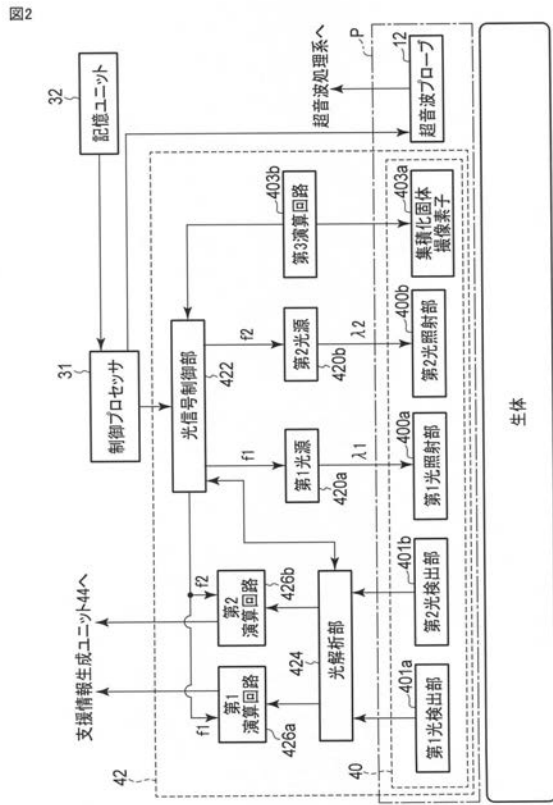
【 図 1 】



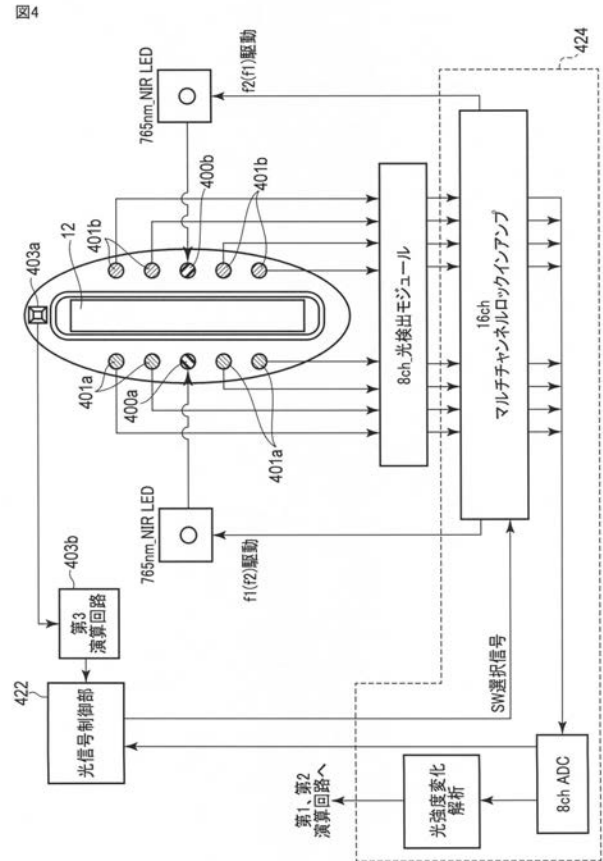
【 図 3 】



【 図 2 】

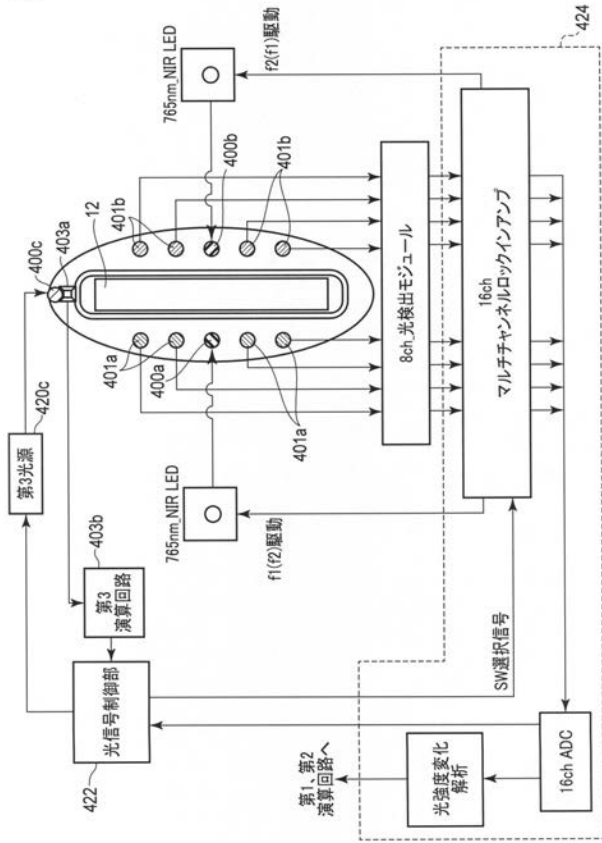


【 図 4 】



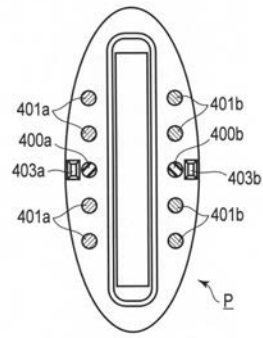
【図 1 0】

図10



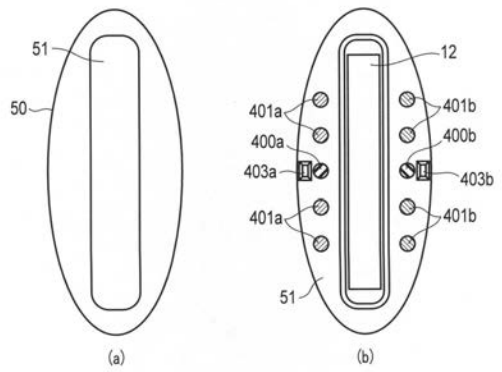
【図 1 1】

図11



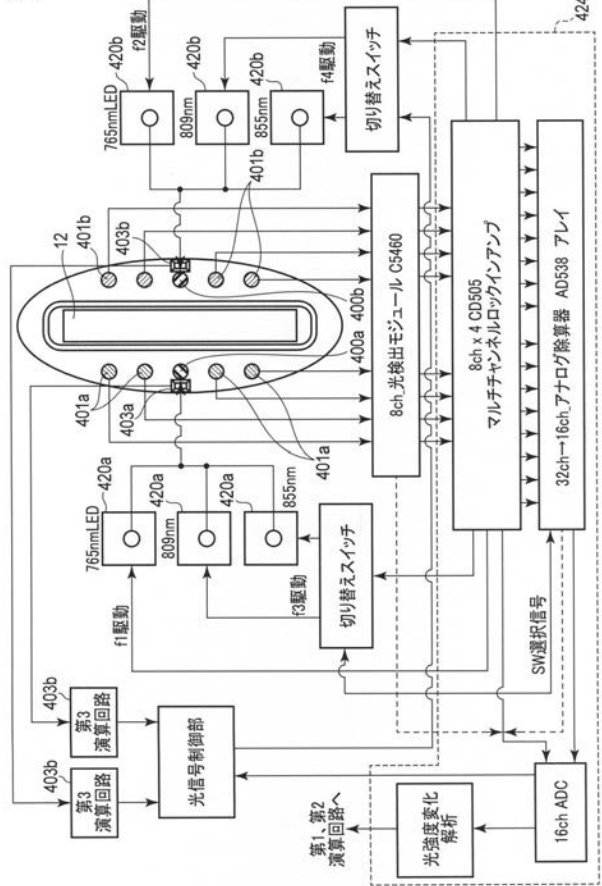
【図 1 2】

図12



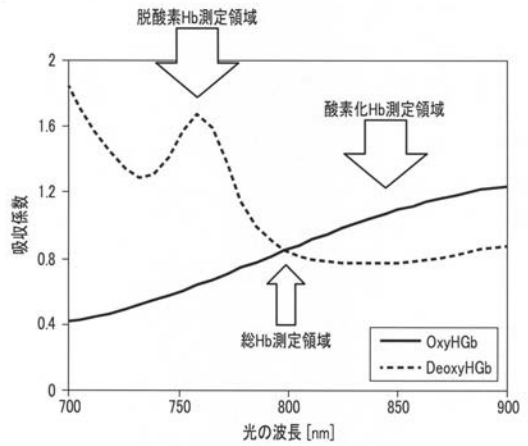
【図 1 3】

図13



【図 1 4】

図14



フロントページの続き

(74)代理人 100124394

弁理士 佐藤 立志

(74)代理人 100112807

弁理士 岡田 貴志

(74)代理人 100111073

弁理士 堀内 美保子

(72)発明者 高山 暁

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 浦野 妙子

東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内

(72)発明者 中西 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 AA05 AA06 CC18 EE01 EE02 FF02 GG02 GG03 JJ02 JJ17

KK03 KK04 MM01

4C601 BB03 BB16 EE09 EE11 GA40 GB04 GB06 JC29 JC30 JC33

KK16 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备和活检装置		
公开(公告)号	JP2016171910A	公开(公告)日	2016-09-29
申请号	JP2015053522	申请日	2015-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	高山 暁 浦野 妙子 中西 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 G01N21/17		
CPC分类号	A61B5/0073 A61B5/0091 A61B5/0261 A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/7425 A61B8/06 A61B8/0825 A61B8/4416 A61B8/4444 A61B8/463 A61B2576/02 G16H30/40 A61B5/0059		
FI分类号	A61B8/14 G01N21/17.610		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/CC18 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/GG02 2G059/GG03 2G059/JJ02 2G059/JJ17 2G059/KK03 2G059/KK04 2G059/MM01 4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA40 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JC29 4C601/JC30 4C601/JC33 4C601/KK16 4C601/KK31		
代理人(译)	河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了确保光学探头和超声波探头的每个单元的相对位置精度，在测量时将生物变形的影响降到最低，并轻松、准确地执行回波测量和光强度测量。提供了超声诊断设备和活检设备。超声诊断设备包括超声探头12，图像生成单元，光学探头40，集成固态成像装置403a和分析单元424。光学探头40是至少一个第一光照射装置400a，其至少一个用于从生物体的超声波发送接收面的周围向被检体内照射生物成分的吸收波段中的光。并且，多个光检测单元401a和401b检测从400a发射并在被摄体中扩散和反射的特定波长的光的强度。分析单元424分析由光检测单元401a和401b中的每一个检测的光强度的变化。[选择图]图2

