

(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2016-27926
(P2016-27926A)

(43) 公開日 平成28年2月25日(2016.2.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/13 (2006.01)

F I
A61B 8/13

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2015-230039 (P2015-230039)
(22) 出願日 平成27年11月25日(2015.11.25)
(62) 分割の表示 特願2011-183574 (P2011-183574)
の分割
原出願日 平成23年8月25日(2011.8.25)

(71) 出願人 000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(74) 代理人 100085006
弁理士 世良 和信
(74) 代理人 100100549
弁理士 川口 嘉之
(74) 代理人 100131532
弁理士 坂井 浩一郎
(74) 代理人 100125357
弁理士 中村 剛
(74) 代理人 100131392
弁理士 丹羽 武司
(74) 代理人 100155871
弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

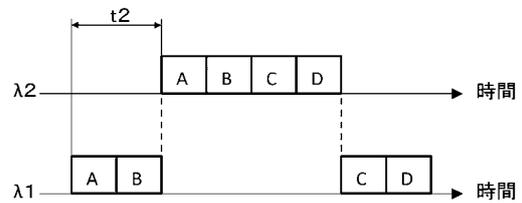
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置

(57) 【要約】

【課題】複数の波長の光を用いて超音響信号を取得する被検体情報取得装置において、被検体の動きによる誤差の影響を抑制することを可能とする技術を提供する。

【解決手段】複数の波長のパルス光を照射する光源部と、パルス光の波長を切り替える波長制御部と、パルス光を照射された被検体内で発生し伝播する音響波を受信する探触子と、探触子を所定の走査範囲において移動させる走査制御部と、走査範囲のうちの各受信位置において探触子から出力される、複数の波長のパルス光に対応する複数の電気信号を用いて、被検体情報を求める情報処理部を有し、波長制御部は、探触子が、複数の波長のうち少なくとも1つの波長のパルス光に対応する音響波を各受信位置で受信しながら走査範囲の全体を走査する前に、パルス光の波長を切り替える被検体情報取得装置を用いる。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の波長のパルス光を照射する光源部と、
 前記パルス光の波長を切り替える波長制御部と、
 前記パルス光を照射された被検体内で発生し伝播する音響波を受信する探触子と、
 前記探触子を所定の走査範囲において移動させる走査制御部と、
 前記走査範囲のうちの各受信位置において前記探触子から出力される、前記複数の波長のパルス光に対応する複数の電気信号を用いて、被検体情報を求める情報処理部と、
 を有し、

前記波長制御部は、前記探触子が、前記複数の波長のうち少なくとも1つの波長のパルス光に対応する音響波を前記各受信位置で受信しながら前記走査範囲の全体を走査する前に、前記パルス光の波長を切り替えることを特徴とする被検体情報取得装置。

10

【請求項 2】

前記走査制御部は、前記探触子を、音響波を各受信位置で受信しながら移動する方向である主走査方向と、主走査方向と交差する副走査方向とに移動させることで、前記走査範囲における音響波の受信を可能にすることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記走査範囲は、前記副走査方向において複数の部分領域に分割されており、
 前記波長制御部は、前記探触子が前記複数の部分領域のうち少なくとも1つの部分領域の各受信位置で第一の波長のパルス光に対応する音響波を受信した後、他の部分領域における音響波の受信を行う前に、前記パルス光の波長を前記第一の波長とは異なる第二の波長に切り替えることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

20

【請求項 4】

前記部分領域は、前記探触子を前記走査範囲において前記主走査方向に各受信位置で音響波を受信しながら移動させた時の走査軌道に対応し、
 前記走査制御部は、当該部分領域において前記探触子を複数回移動させるものであり、
 前記波長制御部は、前記複数回の移動においてそれぞれ異なる波長のパルス光が照射されるように、前記パルス光の波長を切り替えることを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

30

【請求項 5】

前記部分領域は、前記探触子を前記走査範囲において前記主走査方向に各受信位置で音響波を受信しながら移動させた時の走査軌道に対応し、
 前記波長制御部は、前記探触子が当該部分領域を主走査方向に移動している間に、前記パルス光の波長を切り替えることを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記波長制御部は、前記パルス光の照射ごとに、当該パルス光の波長を切り替えることを特徴とする請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、乳がんの発見、診断のための有力な画像診断装置としてX線マンモグラフィ装置が知られている。また近年、光エネルギーを被検体内に送信し、光エネルギーの吸収によって熱膨張した結果生じた光音響信号を受信し、その光音響信号に基づいて被検体内を

50

画像化する手法が注目されている。光音響信号は超音波等の音響波であり、特に光音響波とも呼ばれる。

光音響信号を受信し処理するためには、光音響信号を受信し、電気信号に変換することが望ましい。そのため圧電素子や半導体技術を用いて作製されたCMUT (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer) などの変換素子を用い、光音響信号を電気信号に変換するのが一般的である。実際にはこのような変換素子を複数配置した探触子を用いることが多い。

【0003】

しかしながら、乳房全体の光音響信号を同時に取得できるだけのサイズを有する探触子を製造することはそのコストや歩留まりの点において困難である。このため、例えば特許文献1では、光音響信号を受信するための超音波探触子を機械的に自動走査して広い検査領域の3次元画像を再構成する超音波診断装置が記載されている。

10

【0004】

一方、複数の波長の光を照射し得られた光音響信号を用いて、光吸収スペクトルが異なる物質の存在比率を算出する技術が研究されている。

【0005】

例えば非特許文献1では、血液中に存在する酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで光吸収スペクトルが異なる点に注目し、複数の波長を用いることで血液中の酸素飽和度などを算出する手法が記載されている。

ある位置における、波長 λ_1 、 λ_2 に対する吸収係数(μ_{a, λ_1} 、 μ_{a, λ_2})を用いると、酸素飽和度(SO_2)は以下の式(1)により算出できる。

20

【数1】

$$SO_2 = \frac{[HbO_2]}{[HbO_2] + [Hb]} = \frac{\mu_{a, \lambda_2}^{\lambda_1} \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \mu_{a, \lambda_1}^{\lambda_2} \epsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{\mu_{a, \lambda_1}^{\lambda_1} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \mu_{a, \lambda_2}^{\lambda_2} \Delta \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}} \quad (1)$$

ここで、 $[HbO_2]$ は酸化ヘモグロビン濃度、 $[Hb]$ は還元ヘモグロビン濃度である。 $\mu_{Hb, \lambda_1}^{\lambda_1}$ 、 $\mu_{Hb, \lambda_2}^{\lambda_2}$ はそれぞれ波長 λ_1 、 λ_2 における還元ヘモグロビンのモル吸収係数、 $\mu_{Hb, \lambda_1}^{\lambda_2}$ 、 $\mu_{Hb, \lambda_2}^{\lambda_1}$ はそれぞれ波長 λ_1 、 λ_2 における酸化ヘモグロビンのモル吸収係数から還元ヘモグロビンのモル吸収係数を引いた値である。

30

【0006】

また、特許文献2では、2種類の波長を照射することで血液中のグルコース濃度などを測定する装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特許第4448189号公報

【特許文献2】特開2010-139510号公報

【非特許文献】

40

【0008】

【非特許文献1】Journal of Biomedical Optics 14(5), 054007

【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、探触子を機械的に走査し、ある被検体の観察領域に複数の波長を照射して、それぞれに対応する光音響信号を取得する場合、走査中に生じる被検体の動きが課題となる。

一般的なマンモグラフィーで用いられるパネルと同等の広さ(240mm×180mm)で光音響信号を取得する場合の撮像時間(音響波の受信時間)を考える。例として、素

50

子サイズが2mm平方、受信CH数を500CH、光照射の繰り返し周波数を10Hzとし、受信信号のSN比を向上させるために256回の測定から平均を算出するものとする。このとき、単純計算で1波長分の光音響信号を取得するのに $(240 \times 180 \times 256) \div (2 \times 2 \times 500 \times 10) = 552.96$ (秒)、すなわち、約9分の撮像時間が必要となる。

【0010】

先ほど述べたように、例えば酸素飽和度を算出する際には、注目した点における複数の波長に対する吸収係数を用いる。しかしながら、波長1で注目点の光音響信号を取得した時点と波長2で注目点の光音響信号を取得した時点とで、約9分の時間差が存在する場合、被検体、特に生体などは位置のずれが生じる可能性が高い。

ある注目点における酸素飽和度などを算出する際は、その注目点における波長1、波長2の吸収係数を用いる必要がある。前述したように波長1のデータ取得時点(音響波の受信時点)と波長2のデータ取得時点(音響波の受信時点)との間の時間差によって位置ずれが生じていた場合、結果的に違う位置における吸収係数を用いて酸素飽和度を算出することになってしまう。すると、算出結果に誤差が生じ、信頼性や精度が損なわれる可能性がある。

【0011】

本発明は上記の課題に鑑みてなされたものであり、複数の波長の光を用いて光音響信号を取得する被検体情報取得装置において、被検体の動きによる誤差の影響を抑制することを可能とする技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は以下の構成を採用する。すなわち、複数の波長のパルス光を照射する光源部と、前記パルス光の波長を切り替える波長制御部と、前記パルス光を照射された被検体内で発生し伝播する音響波を受信する探触子と、前記探触子を所定の走査範囲において移動させる走査制御部と、前記走査範囲のうちの各受信位置において前記探触子から出力される、前記複数の波長のパルス光に対応する複数の電気信号を用いて、被検体情報を求める情報処理部と、を有し、前記波長制御部は、前記探触子が、前記複数の波長のうち少なくとも1つの波長のパルス光に対応する音響波を前記各受信位置で受信しながら前記走査範囲の全体を走査する前に、前記パルス光の波長を切り替えることを特徴とする被検体情報取得装置である。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、複数の波長の光を用いて光音響信号を取得する被検体情報取得装置において、被検体の動きによる誤差の影響を抑制することを可能とする技術を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】複数の波長によるデータ取得に関する概念を模式的に示した図。

【図2】本発明を適用しない探触子の移動を模式的に示した図。

【図3】本発明を適用しないデータ取得のタイムチャート。

【図4】本発明の探触子の移動を模式的に示した図。

【図5】本発明のデータ取得のタイムチャート。

【図6】第1の実施形態にかかる超音波診断装置の構成を示した図。

【図7】第1の実施形態にかかるシステム概略図。

【図8】第2の実施形態にかかる超音波診断装置の構成を示した図。

【図9】第2の実施形態にかかる探触子の移動を模式的に示した図。

【図10】第2の実施形態にかかるデータ取得のタイムチャート。

【図11】第3の実施形態にかかる超音波診断装置の構成を示した図。

【図12】第3の実施形態にかかる探触子の移動を模式的に示した図。

【図13】第3の実施形態にかかるデータ取得のタイムチャート。

10

20

30

40

50

【図14】本発明のデータ取得の範囲を模式的に示した図。

【図15】本発明のデータ取得のタイムチャート。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。

本発明の被検体情報取得装置とは、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生し、被検体内を伝播した音響波（典型的には超音波）を受信して、被検体情報を画像データとして取得する光音響効果を利用した装置である。光音響効果により発生した音響波は光音響波とも呼ばれる。被検体情報としては、音響波の受信信号から導かれる、音響波の初期音圧、光エネルギー吸収密度、吸収係数、被検体内の組織を構成する物質の濃度等を反映した情報等が挙げられる。物質の濃度とは、例えば、酸素飽和度やオキシ・デオキシヘモグロビン濃度、グルコース濃度などである。また、被検体情報は、数値データとして取得してもよく、被検体内の各位置（各注目点）の分布情報を示す画像データとして取得しても良い。つまり、被検体内の酸素飽和度分布等を反映した分布情報を示す画像データとして取得しても良い。

10

【0016】

本発明の光音響信号取得動作に関する概要を図14と図15とを用いて説明する。

図14は本発明のデータ取得の範囲について模式的に示した図である。本発明において、「データ取得範囲」とは、探触子が音響波を受信する複数の受信位置を含み、探触子が複数の音響波を受信するために走査する所定の走査範囲を示す。この所定のデータ取得範囲は、あらかじめ決まった範囲でもよく、ユーザによって毎回指定された範囲でもよい。探触子がこのデータ取得範囲内を走査しながら音響波を受信することで、被検体内の酸素飽和度分布等の3次元の被検体情報を画像データとして取得することができる。データ取得範囲105の中を探触子101が移動し光音響波を受信してゆく。なお、以下の記載では、探触子が検出するかかる光音響波のことを、光音響信号と呼ぶ。

20

【0017】

ここで例えば2つの異なる波長 1、 2 を有するパルス光に対する光音響信号を、データ取得範囲105に渡って取得する場合を考える。本発明を適用しない場合、まず波長 1 のパルス光に対する光音響信号をデータ取得範囲105全域で取得し、波長を切り替えた後、波長 2 のパルス光に対する光音響信号をデータ取得範囲105全域に渡って取得する動作を想定する。その動作は図15(a)で示したように、波長 1 のパルス光に対する光音響信号を取得する時間501と、波長 2 のパルス光に対する光音響信号を取得する時間502で構成される。探触子101をデータ取得範囲105全域に渡って走査するのに必要な時間をTとすると、全体では2Tの時間が必要となる。また、異なる波長に対する光音響信号を取得した時間差を見ると、平均でTだけの時間差があることが分かる。

30

【0018】

次に本発明を適用した場合のデータ取得を説明する。データ取得範囲105を部分領域である部分データ取得範囲400A、部分データ取得範囲400Bに分割する。データ取得の順は、図15(b)に示した通りである。すなわち、まず、波長 1（第一の波長）のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Aで取得（501A）、波長を切り替え、波長 2（第二の波長）のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Aで取得（502A）する。次いで、波長を再度切り替え、波長 1 のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Bで取得（501B）、波長を切り替え、波長 2 のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Bで取得（502B）と進める。探触子101をデータ取得範囲105全域に渡って走査するのに必要な時間をTとすると、先ほどと同様、全体では2Tの時間が必要となる。しかし、異なる波長に対する光音響信号を取得した時間差を見ると、平均でT/2だけの時間差になることが分かる。

40

つまり、ふたつの波長のうち、一つの波長のパルス光の照射によって得られる光音響信

50

号をデータ取得範囲105全域に渡って取得する前に、波長を切り替え、その波長による光音響信号を取得する。これは、一つの波長のパルス光に対応する音響波を各受信位置で受信しながらデータ取得範囲(走査範囲)の全体を走査し終える前に、パルス光の波長を切り替えることを意味する。これにより、異なる波長に対する光音響信号を取得する時間差を短縮することができる。なお、この場合は3回波長切り替えを実施している。

【0019】

また、図15(c)に示すような場合もある。すなわち、まず、波長1のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Aで取得(501A)、波長を切り替え、波長2のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Aで取得(502A)する。次いで、波長2のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400B 10
で取得(502B)、波長を切り替え、波長1のパルス光に対する光音響信号を部分データ取得範囲400Bで取得(501B)と進めた場合である。この場合も、同様に異なる波長に対する光音響信号を取得する時間差を短縮することができる。なお、この場合は2回波長切り替えを実施している。

【0020】

本発明を適用してN種類の異なる波長で光音響信号を取得する場合、データ取得領域全域をM個の部分データ取得範囲(部分領域)に分割すると(M-2)、波長切り替えの回数 20
の最小値は(N-1)×M回となる。先ほどの例では2種類の波長を用いて、2つの部分データ取得範囲に分割したので(2-1)×2=2が最小の回数となる。

なお、本発明を適用せず、データ取得範囲全域を一つの波長で走査してから波長を切り替える場合の波長切り替え回数(N-1)回となる。 20

つまり、N種類の異なる波長のパルス光の照射によって、データ取得範囲内の全受信位置でデータ(音響波)を全て取得する前に、波長を(N-1)×M回切り替えることで、異なる波長に対する光音響信号を取得する時間差を短縮することができる。つまり時間経過に伴う被検体の動きによる誤差を抑えることができる。

【0021】

(第1の実施形態)

以下、図面を用いて本発明による生体情報処理装置の実施形態を詳細に説明する。

まず、本実施形態におけるシステムの概略と動作とを説明し、その後、データ取得動作 30
について述べる。

【0022】

図6は本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置の、被検体周辺部分の構成を示す図である。図6(a)および図6(b)は被検体が圧迫される方向に対して垂直な方向から装置を見た断面図であり、図6(c)は被検体が圧迫される方向から保持板を見た平面図である。

被検体(本実施形態では乳房とする)104を2枚の保持板103(103a、103b)で挟み保持する。保持板103aの乳房104とは反対側の面には、探触子101が設置される。保持板103bの乳房104とは反対側の面には、光照射ユニット102が設置される。図6(a)から図6(b)への変化に示すように、これらの探触子101、光照射ユニット102がデータ取得範囲105内を移動する。 40

【0023】

なお、被検体は本発明の被検体情報取得装置の一部を構成するものではないが、以下に説明する。人や動物の悪性腫瘍や血管疾患、血糖値などの診断や化学治療の経過観察などを目的とする被検体情報取得装置であれば、被検体としては乳房の他に、人体や動物の指、手足などの部位が想定される。

【0024】

図7は本実施形態のシステム概略を示す図である。レーザー光源部204は、システム制御部201からのタイミング制御信号とレーザー波長制御部210からの波長制御信号とに従って、近赤外に近い波長(典型的には700nmから1100nm程度)のパルス光(典型的には100ns以下)を発生させる。このパルス光は光伝送路によって伝 50

送された後、光照射ユニット 102 から、保持板 103 を透過して被検体（不図示）に照射される。すると、被検体内の光吸収体がパルス光を吸収して音響波が発生する。本発明において光とは、可視光線や赤外線を含む電磁波を示す。測定対象とする成分により特定の波長を選択すると良い。レーザー波長制御部は本発明の波長制御部であり、レーザー光源部は本発明の光源部である。

【0025】

探触子 101 は、複数の変換素子を有しており、この変換素子で保持板 103 を通過した音響波を受信し、電気信号（受信信号）に変換する。受信回路系 205 は、探触子 101 から出力された受信信号にサンプリング処理や増幅処理を施し、デジタル信号（デジタル化された受信信号）に変換する。

走査制御部 211 は、システム制御部 201 から指示されたデータ取得範囲情報を用いて、探触子走査機構 202 および照射系走査機構 203 を制御し、探触子 101 と光照射ユニット 102 を移動させる。そして、上述の光照射と光音響信号の受信とを繰り返し行わせる。

【0026】

再構成ブロック 206 は、システム制御部 201 から入力される探触子位置などの情報と、受信回路系 205 から入力されたデジタル信号とを用いて、画像再構成処理をする。この画像再構成とは、たとえば下の式（2）で表される FBP（Filtered Back Projection）などを用いて被検体内部の光音響波の初期音圧分布 $p(r)$ を算出する処理である。

【数 2】

$$p(r) = -\frac{1}{2\pi} \int_{S_0} \int \frac{dS_0}{r_0^2} \left[t \frac{\partial p_d(r_0, t)}{\partial t} + 2p_d(r_0, t) \right]_{t=|r-r_0|/c} \quad (2)$$

ここで、 dS_0 は検出器のサイズ、 S_0 は再構成に用いた開口のサイズ、 $p_d(r_0, t)$ はそれぞれの変換素子で受信された信号、 r_0 はそれぞれの変換素子の位置を、 t は受信時間を示す。

【0027】

再構成データ保持部 207 は、異なる波長によって再構成された初期音圧分布を波長ごとに保持する。

多波長合成部 208 は、再構成データ保持部 207 から異なる波長によって再構成された初期音圧分布データを受け取り、演算することでたとえば酸素飽和度などの被検体情報を算出する。異なる複数の波長を適切に制御することで、グルコース濃度も算出し得る。画像表示部 209 は、システム制御部 201 からの制御によって画像を表示する。表示される画像には例えば、1 波長で取得された光音響信号から算出された初期音圧分布や吸収係数分布を示す画像や、多波長合成部 208 で算出された酸素飽和度などがある。

再構成ブロックから多波長合成部までが行う処理は、本発明の情報処理部が行う処理に相当するものである。

【0028】

次に複数の波長による光音響信号の取得について図面を用いて説明する。

まず、データ取得に関する概念を模式的に示したのが図 1 である。この図を用いて複数の波長による光音響信号を取得する動作について説明する。

複数の変換素子を有する探触子 101 が移動することで、データ取得範囲 105 内の各位置でデータ（音響波）を取得する。この際に探触子は、複数回の主走査方向の移動と副走査方向の移動をすることで、データ取得範囲の中を移動する。探触子の移動をラスタースキャンと見た場合、主走査方向とは走査線に沿った移動方向であり、探触子が、音響波を各受信位置で受信しながら移動する方向である。副走査方向とは走査線間の移動方向であり、主走査方向と交差（典型的には直交）する方向である。1 回の主走査方向の移動に

10

20

30

40

50

よって取得される部分データ取得範囲をそれぞれ、110A、110B、110C、110Dとする。本実施形態においては、複数の部分データ取得範囲は、走査範囲であるデータ取得範囲が、副走査方向に複数に分割された領域を示す。また、部分データ取得範囲110A、110B、110C、110Dは、それぞれ、探触子をデータ取得範囲において主走査方向に各受信位置で音響波を受信しながら移動させた時の走査軌道に対応する領域である。

【0029】

異なる2つの波長を有するパルス光の照射による光音響信号を、データ取得範囲105に渡ってそれぞれ取得することを考える。例えば2つの波長それぞれ(1、2とする)で照射された光音響信号を取得する場合、4つの部分データ取得範囲それぞれに対して2種類の波長で照射した光音響信号を取得する必要がある。

10

【0030】

比較対象として、本発明を適用しない場合の動作を、図2を参照して説明する。

最初に、波長1のパルス光を照射しながらデータ取得範囲105内を移動してデータ(音響波)を取得する(実線の矢印)。そこでパルス光の波長を2に切り替え、再度データ取得範囲105を移動する(破線の矢印)。

【0031】

このような移動を実施した場合の部分データ取得範囲と照射波長のタイムチャートが図3である。図中1の記載がある軸上にある、A、B、C、D(301)の表記はそれぞれ波長1のパルス光で照射した、部分データ取得範囲(110A、110B、110C、110D)の光音響信号を取得したタイミングを示している。また、A、B、C、D(302)の表記はそれぞれ波長2のパルス光で照射した、部分データ取得範囲(110A、110B、110C、110D)の光音響信号を取得したタイミングを示している。上述した移動方法は、異なる2種の波長のうちひとつの波長のパルス光による照射によって、データ取得範囲105内から光音響信号を全て取得している。

20

このような探触子走査を行った場合、同じ部分データ取得範囲(例えば110A)に関する、波長1と波長2に関する光音響信号の取得間隔は t_1 で示される長さとなる。

【0032】

図4は、本発明を適用した場合のデータ取得動作である。

まず、レーザー波長制御部210からレーザー光源204に波長制御信号を送り、波長を1に設定する。システム制御部201からレーザー照射のタイミング制御信号を送信することで、レーザー光源部204は波長1のパルス光を発生する。走査制御部211からの制御信号により探触子101、光照射ユニット102を主走査方向に移動する。このようにして、波長1のパルス光に対する部分データ取得範囲110Aの光音響信号を取得してゆく(110Aの実線の矢印)。続いて、探触子101、光照射ユニット102を副走査方向に移動して部分データ取得範囲110Bに移動させる。そして部分データ取得範囲110Bの中で主走査方向に移動させつつ、光照射とデータ取得を行う(110Bの実線の矢印)。こうして、部分データ取得範囲110A、110Bのデータが取得される。

30

【0033】

続いて、レーザー波長制御部210からレーザー光源204に波長制御信号を送り、波長を2に設定する。その後、部分データ取得範囲110A、110B、110C、110Dの波長2のパルス光に対する光音響信号を取得する(110A~110Dにおける破線の矢印)。

40

続いて、再度、レーザー波長制御部210からレーザー光源部204に波長制御信号を送り、波長を1に設定する。その後部分データ取得範囲110C、110Dの波長1のパルス光に対する光音響信号を取得する。

【0034】

このような移動を実施した場合の部分データ取得範囲と照射波長のタイムチャートが図5である。1の軸と2の軸との間の2本の点線において波長切り替えを実施している

50

、つまり2回の波長切り替えを行っていることになる。つまり、走査範囲のうちの各受信位置において、探触子からは、複数の波長のパルス光にそれぞれ対応する複数の電気信号が出力される。

本実施形態における探触子走査は、異なる2種の波長のうちひとつの波長（例えば 1）のパルス光による照射によって、データ取得範囲105内から光音響信号を全て取得する前に、パルス光の波長を切り替えている。また、複数回の主走査方向の移動（8回）のうち2回目の主走査方向の移動、ならびに6回目の主走査方向の移動が終了した時点で、レーザー光源部204から発生するパルス光の波長を切り替えている。

【0035】

本実施形態における探触子走査では、同じ部分データ取得範囲110Aの波長 1と波長 2に関する光音響信号の取得間隔は t_2 で示される長さとなる。この取得間隔の長さは、前述したように、データ取得範囲105全体において波長 1のパルス光照射に対する光音響信号を取得した後、波長 2のパルス光照射に対する光音響信号を取得する場合と比べて短い。本実施形態では t_2 は t_1 の半分の長さとなる。

そのため、本実施形態によれば、時間経過に伴う被検体の動きによる誤差を抑えることができる。そのため2つの波長（ 1、 2）に夫々対応する受信信号を用いて酸素飽和度などを算出した際に、位置ずれによる誤差を抑制し、信頼性が高く高精度な画像を構築することが可能である。なお、本実施形態では、2つの波長に対応する2つの初期音圧分布をあらかじめ求めた後、酸素飽和度分布を求めたが、初期音圧分布を求めずに、音響波を受信した際に探触子から出力される電気信号（受信信号）を用いて酸素飽和度等を求め

【0036】

また、本実施形態では1回の主走査方向の移動で部分データ取得範囲のデータ取得を終了したが、必要な信号SN比を得るために、同じ波長のパルス光を照射したまま主走査方向に複数回移動をしても構わない。例えば主走査方向に1往復してから副走査方向に移動する制御をおこなっても、本発明の効果は同様に得られる。

【0037】

（第2の実施形態）

図8は本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置の、被検体周辺部分の構成を示す図である。図8（a）は被検体が圧迫される方向に対して垂直な方向から装置を見た断面図であり、図8（b）は被検体が圧迫される方向から保持板を見た平面図である。

被検体（本実施形態では乳房とする）104を2枚の保持板103（103a、103b）で挟み保持する。保持板103aの乳房104とは反対側の面には、探触子101が設置される。保持板103bの乳房104と反対側の面には、光照射ユニット102が設置される。これらの探触子101、光照射ユニット102がデータ取得範囲105のデータを取得するように移動する。

【0038】

探触子101は被検体内の仮想的な軸803を中心とした円周方向801を主走査方向、主走査方向に略垂直な方向802を副走査方向として移動する。

また保持板103を透過する音響波を受信するため、探触子101と保持板103との間は超音波を伝達する媒質（例えば水やひまし油など）を充てんする。

【0039】

システム概略ならびにデータ処理の流れは第1の実施形態と同様であるため説明を省略し、複数の波長による光音響信号の取得について図面を用いて説明する。

図9は本実施形態で行うデータ取得動作である。先ほど述べたように主走査方向は仮想的な軸803を中心とした円周方向であるが、ここでは説明のため、円周方向を平面に展開した2次元的な図面で説明を行う。

【0040】

本実施形態では異なる3つの波長を用いた場合について述べる。

まず波長を 1に設定し、探触子101を主走査方向に移動することで部分データ取得

範囲 1 1 0 A の波長 1 のパルス光に対する光音響信号を取得する（実線の矢印）。次に波長 2 に切り替えた後、部分データ取得範囲 1 1 0 A の波長 2 のパルス光に対する光音響信号を取得する（破線の矢印）。さらに、波長 3 に切り替えた後、部分データ取得範囲 1 1 0 A の波長 3 のパルス光に対する光音響信号を取得する（一点鎖線の矢印）。この後副走査方向に移動し、部分データ取得範囲 1 1 0 B のデータを取得する。この動作を繰り返し部分データ取得範囲 1 1 0 D までのデータを取得する。

このように、副走査方向に移動する前に複数回（少なくとも 2 回、本実施形態の場合は 3 回）の主走査方向の移動を行い、その中のいずれか一つの主走査方向の移動が終了した時点で波長を変更する制御を行う。

【 0 0 4 1 】

図 1 0 は本実施形態における、部分データ取得範囲と照射波長のタイムチャートである。本実施形態における探触子走査では、同じ部分データ取得範囲 1 1 0 A の波長 1 と波長 3 に関する光音響信号の取得間隔は t_3 で示される長さとなる。この取得間隔の長さは、データ取得範囲 1 0 5 全体において波長 1 のパルス光照射に対する光音響信号を取得した後、波長 2、波長 3 のパルス光照射に対する光音響信号を取得する場合と比べて大幅に短縮される。本実施形態においては、本発明を適用しない場合に比べて時間差が $1/4$ に短縮される。

【 0 0 4 2 】

本実施形態によれば、副走査方向に移動する前に波長切り替えと主走査方向の移動を複数回行うため、同じ部分データ取得範囲の異なる波長に対する光音響信号の取得間隔をさらに短くできる。つまり時間経過に伴う被検体の動きによる誤差をさらに抑えることができる。

そのため複数の波長（ 1、 2、 3 ）によって取得された光音響信号から再構成されたデータを用い、さらに酸素飽和度などを多波長合成部において算出した際に、位置ずれによる誤差をより抑制し、信頼性が高く高精度な画像を構築することが可能である。

【 0 0 4 3 】

なお、本実施形態では仮想的な軸を中心とした円周方向に主走査方向を規定したが、第 1 の実施形態の空間配置のように 2 次元的に探触子を走査した場合にも本発明の効果を得ることが出来る。

【 0 0 4 4 】

（第 3 の実施形態）

図 1 1 は本発明の第 3 の実施形態にかかる超音波診断装置の、被検体周辺部分の構成を示す図である。図 1 1 (a) は下垂する被検体を上から見た図であり、図 1 1 (b) は下垂する被検体を横から見た図である。

被検体（本実施形態では乳房とする） 1 0 4 を下垂する。被検体 1 0 4 をはさんで対向する位置に、探触子 1 0 1、光照射ユニット 1 0 2 を設置する。これらの探触子 1 0 1、光照射ユニット 1 0 2 がデータ取得範囲のデータを取得するように移動する。

【 0 0 4 5 】

探触子 1 0 1 は被検体内の仮想的な軸 8 0 3 を中心とした円周方向 8 0 1 を主走査方向、主走査方向に略垂直な方向 8 0 2 を副走査方向として移動する。本実施形態ではデータ取得範囲は仮想的な軸 8 0 3 に対して探触子 1 0 1 が 3 6 0 度回転した面を副走査方向に移動させた範囲となる。

また被検体 1 0 4 内で発生する光音響波を受信するため、探触子 1 0 1 と被検体 1 0 4 との間は超音波を伝達する媒質（例えば水やひまし油など）を充てんする。

【 0 0 4 6 】

システム概略ならびにデータ処理の流れは第 1 の実施形態と同様であるため説明を省略し、複数の波長による光音響信号の取得について図面を用いて説明する。

図 1 2 は本実施形態で行うデータ取得動作である。先ほど述べたように主走査方向は仮想的な軸 8 0 3 を中心とした円周方向であるが、ここでは説明のため、円周方向を平面に展開した 2 次元的な図面で説明を行う。つまり図 1 2 のデータ取得範囲 1 0 5 の右端と左

10

20

30

40

50

端とは空間的につながっている。

【0047】

まず、探触子101を仮想的な軸803を軸に360度回転させる（中抜き矢印150A）。この主走査方向の移動を行う間に、波長を切り替える。本実施形態では波長の切り替えを1パルスごとに行う。つまり、1、2、1、2...と切り替える。高速でレーザー光源部で発生するパルス光の波長を変更するため、2台のレーザーを交互に用いても構わない。

このような動作を行うことで、部分データ取得範囲110Aの波長1のパルス光と波長2のパルス光とに対する光音響信号を取得できる。探触子101が仮想的な軸803を軸に360度回転した時点で副走査方向に移動させ、再度仮想的な軸803を軸に360度回転する（中抜き矢印150B）ことで部分データ取得範囲110Bのデータを取得する。部分データ取得範囲110C、110Dについても同様にデータ取得を行う。

このように主走査方向の移動を行う間に、レーザー光源部から発生するパルス光の波長を切り替える制御を行い、データ取得範囲のデータを取得する。

【0048】

図13は本実施形態における、照射波長のタイムチャートである。1パルスごとの波長切り替えを行い、部分データ取得範囲110Aの波長1のパルス光と波長2のパルス光とに対する光音響信号を取得している期間を模式的に表したのが160Aの範囲である。また部分データ取得範囲110B、110C、110Dにはそれぞれ160B、160C、160Dの範囲が対応する。

【0049】

本実施形態における探触子走査では、同じ部分データ取得範囲の波長1と波長2とに対する光音響信号の取得間隔は t_4 で示される長さとなる。この取得間隔の長さは、データ取得範囲全体において波長1のパルス光照射に対する光音響信号を取得した後、波長2のパルス光照射に対する光音響信号を取得する場合と比べて大幅に短縮される。

【0050】

本実施形態によれば、主走査方向の移動を行う間に波長切り替えを行うため、同じ部分データ取得範囲の異なる波長に対する光音響信号の取得間隔をさらに短くできる。つまり時間経過に伴う被検体の動きによる誤差をさらに抑えることができる。

そのため複数の波長（1、2）によって取得された光音響信号から再構成されたデータを用い、さらに酸素飽和度などを多波長合成部において算出した際に、位置ずれによる誤差をより抑制し、信頼性が高く高精度な画像を構築することが可能である。

【0051】

なお、本実施形態では、探触子を連続的に主走査方向に移動させつつ波長の切り替えと光音響信号の取得を行っている。つまり主走査方向の移動においては、探触子は各受信位置で停止せず、ほぼ等速移動している。そのため、図13に見られるように、波長1の光を照射したときの光音響信号の取得位置（受信位置）と、波長2の光を照射したときの取得位置とは、厳密には一致しない。しかし、パルス光の周波数が十分高ければ、取得位置の位置ずれはほとんど無いものと考えて処理を進めることができる。また、個々のパルス光に対応する光音響信号取得位置にずれがあっても、再構成ブロック206においては部分データ取得範囲内の一定の領域の画像データを算出するので、同じ位置に対する画像再構成を行うことができる。

あるいは、探触子を被検体上の位置でいったん停止して波長1および2の光を用いた光音響信号の受信を行ってから、次の位置に移動するようにしても良い。この場合、被検体に対して同じ受信位置で、ほとんど時間のずれが無い光音響信号を取得することができる。

【0052】

また、本実施形態では仮想的な軸を中心とした円周方向に主走査方向を規定したが、第1の実施形態の空間配置のように2次元的に探触子を走査した場合にも本発明の効果を得ることが出来る。

10

20

30

40

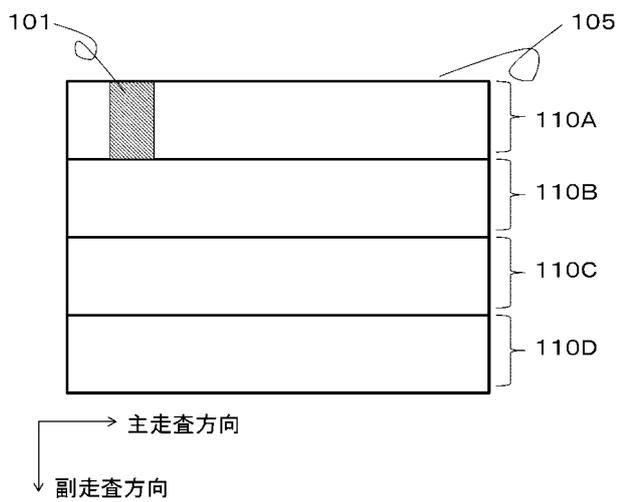
50

【符号の説明】

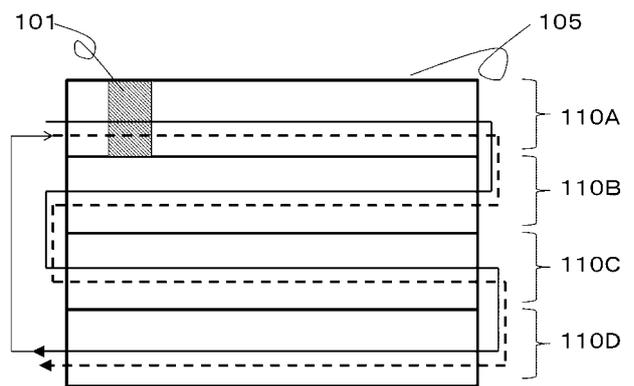
【0053】

101：探触子、102：光照射ユニット、105：データ取得範囲、110A～110D：部分データ取得範囲、201：システム制御部、202：探触子走査機構、204：レーザー光源部、205：受信回路系、206：再構成ブロック、207：再構成データ保持部、208：多波長合成部、210：レーザー波長制御部、211：走査制御部

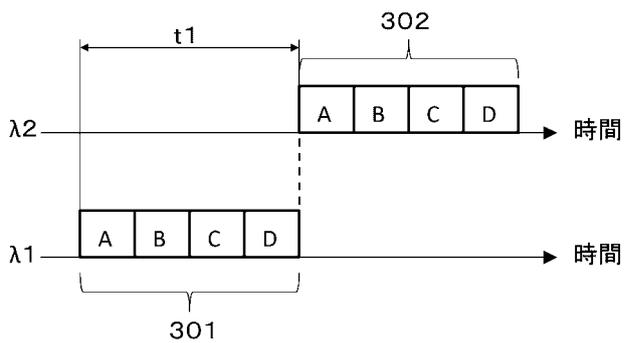
【図1】



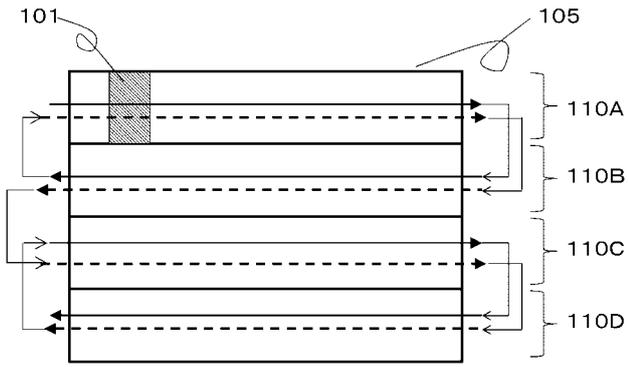
【図2】



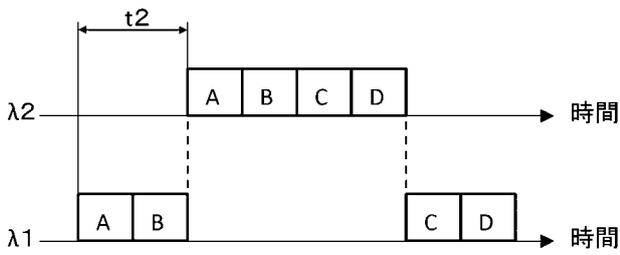
【図3】



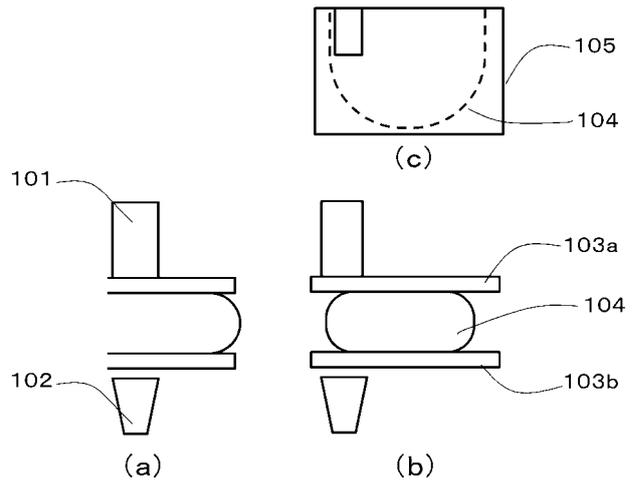
【 図 4 】



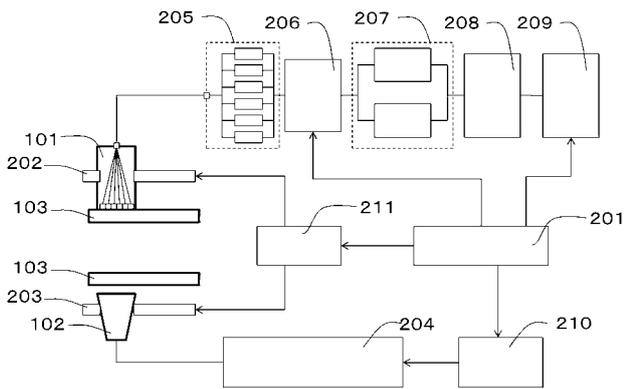
【 図 5 】



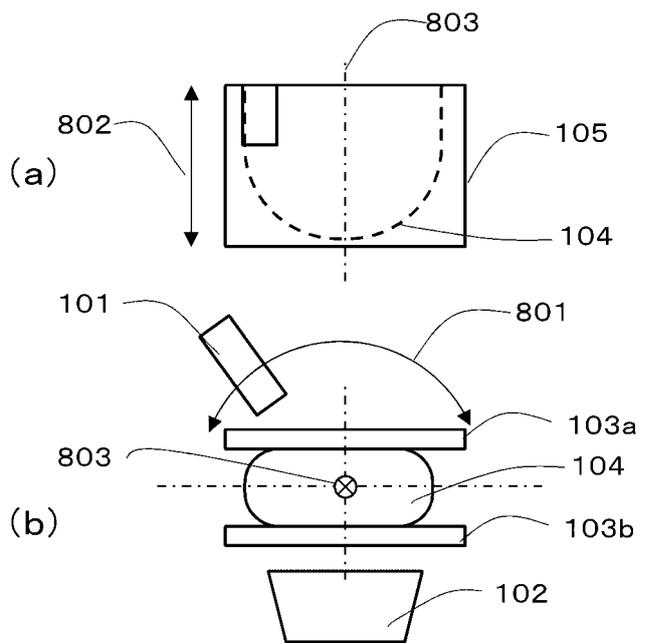
【 図 6 】



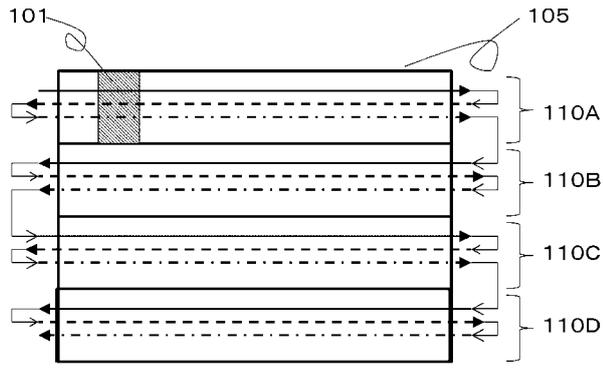
【 図 7 】



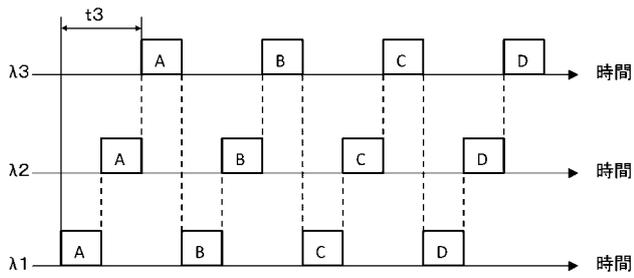
【 図 8 】



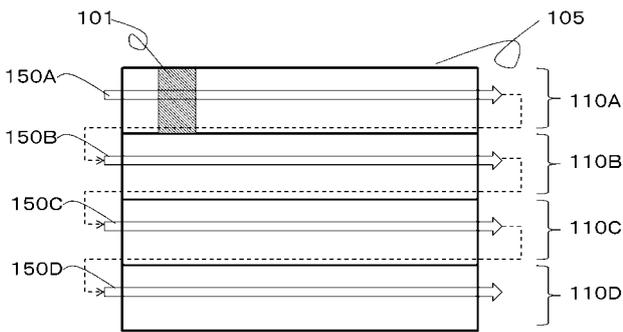
【 図 9 】



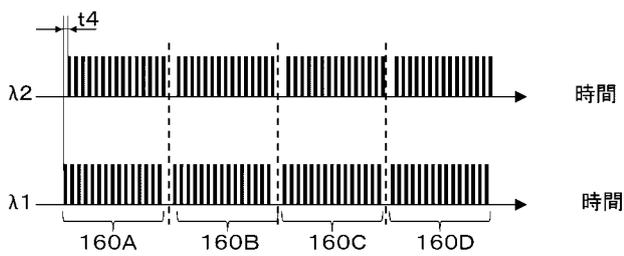
【 図 10 】



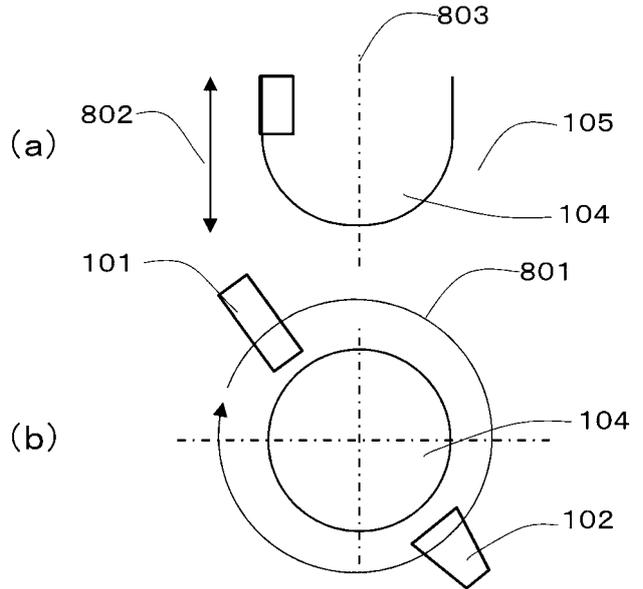
【 図 12 】



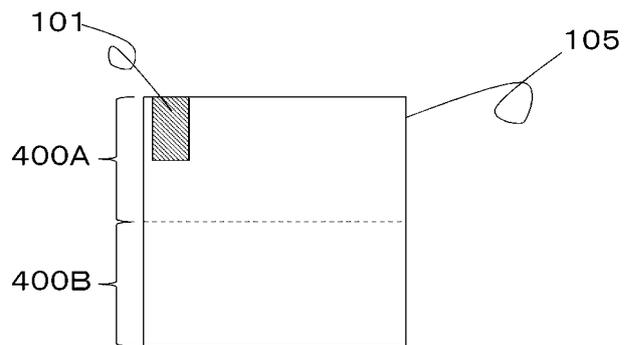
【 図 13 】



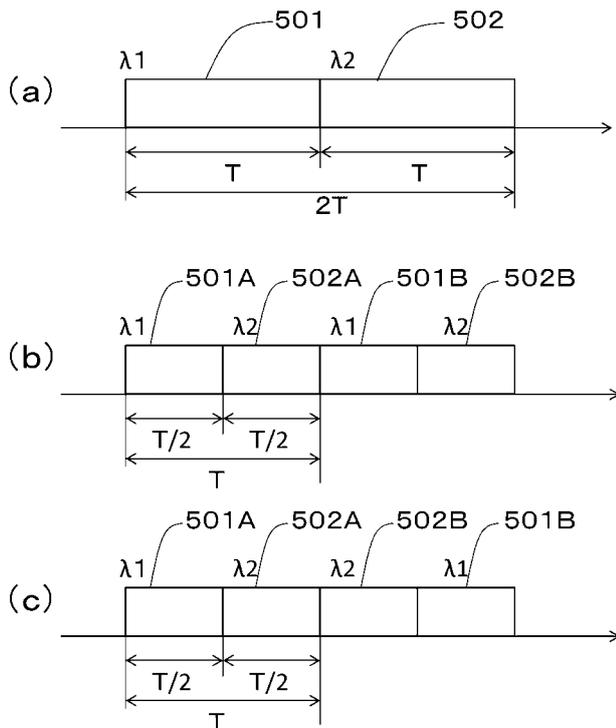
【 図 11 】



【 図 14 】



【図 15】



【手続補正書】

【提出日】平成27年12月22日(2015.12.22)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の波長のパルス光を照射する光源部と、
 前記パルス光の波長を切り替える波長制御部と、
 前記パルス光を照射された被検体内で発生し伝播する音響波を受信する探触子と、
 前記探触子を所定の走査範囲において移動させる走査制御部と、
 前記走査範囲のうちの各受信位置において前記探触子から出力される、前記複数の波長のパルス光に対応する複数の電気信号を用いて、被検体情報を求める情報処理部と、
 を有し、

前記光源部は、第一の波長のパルス光を照射する第一の光源部と、前記第一の波長とは異なる第二の波長のパルス光を照射する第二の光源部とを備え、

前記波長制御部は、前記探触子が、前記第一の波長のパルス光に対応する電気信号を全て取得する前に、前記パルス光の波長を前記第二の波長に切り替える
 ことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記走査制御部は、前記探触子を、音響波を各受信位置で受信しながら移動する方向である主走査方向と、主走査方向と交差する副走査方向とに移動させることで、前記走査範囲における音響波の受信を可能にする

ことを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記走査範囲は、前記副走査方向において複数の部分領域に分割されており、

前記波長制御部は、前記探触子が前記複数の部分領域のうち少なくとも 1 つの部分領域の各受信位置で第一の波長のパルス光に対応する音響波を受信した後、他の部分領域における音響波の受信を行う前に、前記パルス光の波長を前記第二の波長に切り替える

ことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記部分領域は、前記探触子を前記走査範囲において前記主走査方向に各受信位置で音響波を受信しながら移動させた時の走査軌道に対応し、

前記走査制御部は、当該部分領域において前記探触子を複数回移動させるものであり、前記波長制御部は、前記複数回の移動において前記第一の波長のパルス光と第二の波長のパルス光が照射されるように、前記パルス光の波長を切り替える

ことを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記部分領域は、前記探触子を前記走査範囲において前記主走査方向に各受信位置で音響波を受信しながら移動させた時の走査軌道に対応し、

前記波長制御部は、前記探触子が当該部分領域を主走査方向に移動している間に、前記パルス光の波長を切り替える

ことを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記波長制御部は、前記第一の波長のパルス光と第二の波長のパルス光とを 1 パルス毎に切り替える

ことを特徴とする請求項 5 に記載の被検体情報取得装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 1 2

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 1 2】

本発明は以下の構成を採用する。すなわち、複数の波長のパルス光を照射する光源部と、前記パルス光の波長を切り替える波長制御部と、前記パルス光を照射された被検体内で発生し伝播する音響波を受信する探触子と、前記探触子を所定の走査範囲において移動させる走査制御部と、前記走査範囲のうちの各受信位置において前記探触子から出力される、前記複数の波長のパルス光に対応する複数の電気信号を用いて、被検体情報を求める情報処理部と、有し、前記光源部は、第一の波長のパルス光を照射する第一の光源部と、前記第一の波長とは異なる第二の波長のパルス光を照射する第二の光源部とを備え、前記波長制御部は、前記探触子が、前記第一の波長のパルス光に対応する電気信号を全て取得する前に、前記パルス光の波長を前記第二の波長に切り替えることを特徴とする被検体情報取得装置である。

フロントページの続き

(72)発明者 長永 兼一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB09 DD08 DE16 EE04 EE10 EE20