

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6508867号
(P6508867)

(45) 発行日 令和1年5月8日(2019.5.8)

(24) 登録日 平成31年4月12日(2019.4.12)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

請求項の数 19 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-73462 (P2013-73462)
 (22) 出願日 平成25年3月29日 (2013.3.29)
 (65) 公開番号 特開2014-195615 (P2014-195615A)
 (43) 公開日 平成26年10月16日 (2014.10.16)
 審査請求日 平成28年3月14日 (2016.3.14)
 審判番号 不服2018-1171 (P2018-1171/J1)
 審判請求日 平成30年1月29日 (2018.1.29)

(73) 特許権者 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 110002860
 特許業務法人秀和特許事務所
 (74) 代理人 100131392
 弁理士 丹羽 武司
 (74) 代理人 100125357
 弁理士 中村 剛
 (74) 代理人 100131532
 弁理士 坂井 浩一郎
 (74) 代理人 100155871
 弁理士 森廣 亮太
 (74) 代理人 100100549
 弁理士 川口 嘉之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】被検体情報取得装置およびその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

繰返し周期 T で発光する光源と、
 前記光源からの光を照射された被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する複数の受信素子が第1の方向に配列されたプローブと、
 前記プローブを前記第1の方向に移動させる移動手段と、
 前記光源および前記移動手段を制御する制御手段と、
 を有し、

n を 1 以上の整数、 k を 2 以上の整数、 d を前記受信素子の配列間隔としたとき、前記制御手段は、前記プローブを前記第1の方向に、 $(n + 1 / k) \times d / T$ または $(n - 1 / k) \times d / T$ で表現される速度で連続移動させながら、前記プローブが前記受信素子の配列間隔 d の $(n + 1 / k)$ 倍または $(n - 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行うことを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 2】

前記移動手段は、前記プローブを等速で移動させ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】

前記プローブは、前記第1の方向に配列された少なくとも $(n \times k + 1)$ 個の受信素子を有し、

10

20

前記制御手段は、前記プローブが前記受信素子の配列間隔の($n + 1 / k$)倍の距離を移動するごとに前記光源から光が照射されるような制御を行うことを特徴とする請求項1または2に記載の被検体情報取得装置。

【請求項4】

前記プローブは、前記第1の方向に配列された少なくとも($n \times k - 1$)個の受信素子を有し、

前記制御手段は、前記プローブが前記受信素子の配列間隔の($n - 1 / k$)倍の距離を移動するごとに前記光源から光が照射されるような制御を行うことを特徴とする請求項1または2に記載の被検体情報取得装置。

【請求項5】

前記プローブは、前記第1の方向と交差する第2の方向にも受信素子が配列されたものである

ことを特徴とする請求項1ないし4のいずれか1項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項6】

前記受信素子で変換された前記電気信号をデジタル信号に変換するA/D変換手段と、前記A/D変換手段で変換された前記デジタル信号を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段に記憶された前記デジタル信号に基づいて前記被検体内部の画像データを生成する生成手段と、

をさらに有することを特徴とする請求項1ないし5のいずれか1項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項7】

前記生成手段は、前記被検体上の同じ位置で受信された前記音響波に由来する前記デジタル信号を加算平均し、当該加算平均された信号に基づいて前記被検体内部の画像データを生成する

ことを特徴とする請求項6に記載の被検体情報取得装置。

【請求項8】

前記制御手段は、前記光源と前記プローブを同期させて移動させることを特徴とする請求項1ないし7のいずれか1項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項9】

前記生成手段が生成した画像データに基づく画像を表示する表示手段をさらに有することを特徴とする請求項6に記載の被検体情報取得装置。

【請求項10】

前記制御手段は、前記複数の受信素子の数をNとしたとき、

$Floor$ 関数が下式を満たす場合には、 $n = Floor[(N + 1) / k]$ 、として、前記プローブが前記受信素子の配列間隔の($n - 1 / k$)倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行い、

前記 $Floor$ 関数が下式を満たさない場合には、 $n = Floor[(N - 1) / k]$ 、として、前記プローブが前記受信素子の配列間隔の($n + 1 / k$)倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行う

ことを特徴とする請求項1ないし9のいずれか1項に記載の被検体情報取得装置。

$Floor[(N + 1) / k] > Floor[(N - 1) / k] \dots \text{(式)}$

【請求項11】

繰返し周期Tで発光する光源と、複数の受信素子が第1の方向に配列されたプローブと、前記プローブを前記第1の方向に移動させる移動手段と、を有する被検体情報取得装置の制御方法であって、

前記複数の受信素子が、前記光源からの光を照射された被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する受信ステップを有し、

n を1以上の整数、 k を2以上の整数、 d を前記受信素子の配列間隔としたとき、前記受信ステップにおいて、前記プローブを前記第1の方向に、 $(n + 1 / k) \times d / T$ または $(n - 1 / k) \times d / T$ で表現される速度で連続移動させながら、前記プローブが

10

20

30

40

50

前記受信素子の配列間隔 d の $(n + 1 / k)$ 倍または $(n - 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行うことを特徴とする被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 2】

前記移動手段に、前記プローブを等速で移動させることを特徴とする請求項 1 1 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 3】

前記プローブは、前記第 1 の方向に配列された少なくとも $(n \times k + 1)$ 個の受信素子を有し、

前記プローブが前記受信素子の配列間隔の $(n + 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに前記光源から光が照射されるような制御を行う

10

ことを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 4】

前記プローブは、前記第 1 の方向に配列された少なくとも $(n \times k - 1)$ 個の受信素子を有し、

前記プローブが前記受信素子の配列間隔の $(n - 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに前記光源から光が照射されるような制御を行う

11

ことを特徴とする請求項 1 1 または 1 2 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 5】

前記プローブは、前記第 1 の方向と交差する第 2 の方向にも受信素子が配列されたものである

20

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 6】

前記受信素子で変換された前記電気信号をデジタル信号に変換する変換ステップと、前記デジタル信号を記憶手段に記憶する記憶ステップと、

前記記憶手段に記憶された前記デジタル信号に基づいて前記被検体内部の画像データを生成する生成ステップと、

をさらに有することを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

30

【請求項 1 7】

前記被検体上の同じ位置で受信された前記音響波に由来する前記デジタル信号を加算平均し、当該加算平均された信号に基づいて前記被検体内部の画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 6 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 8】

前記光源と前記プローブを同期させて移動させる

ことを特徴とする請求項 1 1 ないし 1 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

【請求項 1 9】

生成された画像データに基づく画像を表示手段に表示する表示ステップをさらに有することを特徴とする請求項 1 6 に記載の被検体情報取得装置の制御方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、被検体情報取得装置およびその制御方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

光音響イメージング法は、パルスレーザなどの光を被検体に照射し、熱膨張によって発生する光音響波を検出して被検体内部の 3 次元構造を画像化する方法である。光の波長を変化させることによって、血液中のヘモグロビンやグルコースなど、その波長の光を特に

50

吸収する物質の分布を画像化できる。そのため、腫瘍に特徴的な新生血管を非侵襲で検出できるので、乳がんの早期発見の手段として注目されている。

【0003】

従来、光音響イメージング法の具体的な手順は、例えば特許文献1において次のように開示されている。

(手順1) 音響波を電気信号に変換する受信素子が2次元配列されたプローブ(2次元プローブ)を被検体表面に配置し、被検体に単パルスの電磁エネルギーを照射する。

(手順2) 電磁エネルギーの照射直後から、各受信素子の受信信号をサンプリングして記憶する。

【0004】

(手順3) 音響波が、被検体内の注目点から各受信素子の位置に達するまでの遅れ時間を計算し、遅れ時間に対応する受信信号を加算して注目点の画像データの強度とする。

(手順4) 画像化する注目点ごとに手順3を繰り返す。

【0005】

また、特許文献2は、光音響画像と通常の超音波エコー画像の双方を、共通の、受信素子が1次元配列されたプローブ(1次元プローブ)を用いて再構成する方法を開示している。この1次元プローブによって広い範囲の3次元画像を再構成するためには、プローブを、受信素子の配列方向とは直交する方向に機械的に移動させる必要がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2001-507952号公報

【特許文献2】特開2005-21380号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ここで、光音響イメージング法を用いた3次元再構成画像の品質向上させるためには、細かい間隔で光音響波を受信し、その光音響波に基づく光音響信号を用いて3次元画像を再構成することが効果的であると知られている。

【0008】

本発明は上記実情に鑑みてなされたものであり、その目的は、光音響イメージングにおいて、結果的に受信素子の配列間隔よりも細かい間隔で光音響波を取得するための技術を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

繰返し周期Tで発光する光源と、

前記光源からの光を照射された被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する複数の受信素子が第1の方向に配列されたプローブと、

前記プローブを前記第1の方向に移動させる移動手段と、

前記光源および前記移動手段を制御する制御手段と、

を有し、

nを1以上の整数、kを2以上の整数、dを前記受信素子の配列間隔としたとき、前記制御手段は、前記プローブを前記第1の方向に、 $(n + 1 / k) \times d / T$ または $(n - 1 / k) \times d / T$ で表現される速度で連続移動させながら、前記プローブが前記受信素子の配列間隔dの $(n + 1 / k)$ 倍または $(n - 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行う

ことを特徴とする被検体情報取得装置である。

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

繰返し周期Tで発光する光源と、複数の受信素子が第1の方向に配列されたプローブ

10

20

30

40

50

と、前記プローブを前記第1の方向に移動させる移動手段と、
を有する被検体情報取得装置の制御方法であって、

前記複数の受信素子が、前記光源からの光を照射された被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する受信ステップを有し、

n を 1 以上の整数、 k を 2 以上の整数、 d を前記受信素子の配列間隔としたとき、前記受信ステップにおいて、前記プローブを前記第1の方向に、 $(n + 1 / k) \times d / T$ または $(n - 1 / k) \times d / T$ で表現される速度で連続移動させながら、前記プローブが前記受信素子の配列間隔 d の $(n + 1 / k)$ 倍または $(n - 1 / k)$ 倍の距離を移動するごとに、前記光源から光が照射されるように制御を行うことを特徴とする被検体情報取得装置の制御方法である。

10

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、光音響イメージングにおいて、結果的に受信素子の配列間隔よりも細かい間隔で光音響波を取得するための技術を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】光音響イメージング装置の構成を示す図。

【図2】広い領域を機械走査する手順を示す図。

【図3】光音響信号取得時点の移動台位置の例を示す図。

【図4A】光音響信号取得時点の移動台位置の例を示す別の図。

20

【図4B】光音響信号取得時点の移動台位置の例を示す別の図。

【図4C】光音響信号取得時点の移動台位置の例を示す別の図。

【図5】4倍密度で音響信号を入力する時の素子配列数 N と移動間隔を示す表。

【図6A】種々の密度の音響信号を入力する時の移動間隔を示す図。

【図6B】種々の密度の音響信号を入力する時の移動間隔を示す別の図。

【図6C】種々の密度の音響信号を入力する時の移動間隔を示す別の図。

【図7】素子数 13 で種々の密度の音響信号を入力する時の移動間隔を示す表。

【図8】同一位置の光音響信号を 2 回入力する場合の移動間隔を示す図。

【図9】プローブを円周にそって走査させる例を示す図。

【図10】超音波を照射する装置の構成を示す図。

30

【図11】移動間隔の計算手順を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下に図面を参照しつつ、本発明の実施形態を詳しく説明する。ただし、以下に記載されている詳細な計算式、計算手順などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものであり、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【0015】

本発明の被検体情報取得装置は、被検体に光（電磁波）を照射したときに、光音響効果により被検体内で発生し伝播した音響波を受信して、被検体情報を画像データとして取得する装置である。被検体情報取得装置は、被検体内を画像化する光音響イメージング装置として捉えることもできる。このとき取得される被検体情報とは、光照射によって生じた音響波の発生源分布、被検体内的初期音圧分布、あるいは初期音圧分布から導かれる光エネルギー吸収密度分布や吸収係数分布、組織を構成する物質の濃度分布を示す。組織を構成する物質とは、例えば、酸素飽和度分布や酸化・還元ヘモグロビン濃度分布などの血液成分、あるいは脂肪、コラーゲン、水分などである。

40

【0016】

本発明はまた、被検体に超音波を送信し、被検体内での反射波（超音波エコー）を受信して画像データを生成する超音波装置にも適用できる。この場合の被検体情報は、音響インピーダンスの違いを示す。

50

【0017】

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、音響波と呼ばれる弾性波を含む。光音響効果により発生した音響波のことを、光音響波または光超音波と呼ぶ。本発明の装置は、プローブ等の音響波検出器によって被検体内で発生又は反射して伝播した音響波を受信する。

以下の記載では、このような光音響波に由来する電気信号を、光音響信号とも呼ぶ。光音響信号は、プローブの受信素子により光音響波から変換されたアナログ信号や、アナログ信号に増幅やデジタル変換を施して得られたデジタル信号を含む概念である。光音響信号を取得すると言った場合、被検体に光を照射し、発生した光音響波をデジタル信号としてメモリ等に入力することを指す。

10

【0018】

(画像品質向上の手法)

上述したように、光音響イメージングによる3次元再構成画像の品質を向上させる方法として、結果的に、2次元プローブにおける受信素子の配列間隔よりも細かい間隔で光音響信号を取得し、その光音響信号を用いて3次元画像を再構成することがある。以下に、配列間隔 d の $1/4$ の間隔で信号取得する二つの方法を検討する。

【0019】

第1の方法は、細かいピッチで光音響信号を取得する第1のステップと、プローブを大きく移動させる第2のステップとを交互に繰り返すことである。第1のステップでは、プローブを $d/4$ ずつ細かく移動させながら、各位置で1回ずつ、すなわち合計で4回、光音響信号を取得する。第2のステップでは、プローブをプローブの幅だけ移動させる。

20

このようにすれば、プローブの幅より広い検査領域において、通常の4倍の密度で光音響信号を取得できる。しかし、この方法では、第1のステップと第2のステップとでプローブを移動する速度が大きく異なるため、移動速度が頻繁に切り替わる。従って、プローブの制御が困難であり、高速での信号取得は難しい。

【0020】

第2の方法では、検査領域全体の機械走査を4回繰り返す。その際、各回の機械走査の間では、光音響信号の受信位置が $d/4$ ずつずれるようにする。これは例えば、測定開始時のプローブの位置を $d/4$ ずつずらすことで実現できる。それぞれの機械走査においては、プローブが当該プローブの幅だけ移動するごとに、光音響信号を1回取得する。

30

このようにすれば、プローブを等速移動しながら高速に信号取得できる。しかしこの場合、プローブの折り返しが必要になるなどの理由から、測定全体に要する時間は長くなってしまう。また、 $d/4$ だけずれた隣接位置の光音響信号を取得するタイミングが大きく異なるので、生体などの時間的に変動する被検体に関しては、再構成画像の精度が劣化するという問題がある。

【0021】

(本発明のプローブの構成と走査)

本発明では、等間隔に配列された受信素子を含むプローブを、被検体に対して素子の配列方向に連続移動させる。そしてプローブは、連続移動しながら光音響波を受信して光音響信号を取得する。この信号を元に被検体内部の3次元画像が生成される。

40

なお、前述の特許文献2においても、1次元プローブの連続移動を行っていると推察される。しかし、その移動方向は受信素子の配列方向と直交した方向である点が、本発明と異なる。

【0022】

プローブが連続移動しながら光音響波を受信する場合、受信中にプローブの位置が移動してしまうという問題がある。しかし、光音響波の受信は、光照射後のたかだか $50 \sim 100 \mu s$ 程度という、極めて短時間に行われる。一方、高出力のパルスレーザの繰り返し周期は、通常 $100 ms$ 程度の遅い周期に制限される。したがって、受信素子は遅い照射周期にあわせて低速で移動せざるを得ない。そのため、プローブが連続移動しながら光音響波取得する場合であっても、プローブが停止して光音響波取得する場合と、実効的にほ

50

とんど位置の差は生じない。

本発明のように、プローブが連続移動しながら光音響波を受信することによって、プローブの移動制御が容易となる上、位置決めのための時間を省略できるので、光音響信号を高速に取得できる。

【0023】

<実施例1>

図1は、光音響イメージング装置の全体構成である。光音響イメージング装置は、保持板2aおよび2b、移動台3aおよび3b、パルスレーザ光源4、プローブ8、計算機11、レーザ光源制御回路13、移動台制御回路14、A/D変換回路15、記憶回路16、画像再構成回路17、表示装置18を含む。測定対象は、保持板2a、2bによって保持される被検体1である。被検体1の中には、ヘモグロビンのような光吸収体である、検出対象6が含まれている。移動台3a上にはパルスレーザ光源4が移動可能に設置される。なお、パルスレーザ光源4を移動させるのではなく、光学系により導かれた光が出射する出射部位を移動させるようにしても構わない。移動台3b上にはプローブ8が移動可能に設置される。

【0024】

パルスレーザ光源4から保持板2aを介して被検体1に照射光5が照射されると、検出対象6が光エネルギーを吸収して膨張し、音響波7(光音響波)が発生する。音響波7の一部は保持板3bを介してプローブ8の受信素子によって受信され、電気信号(光音響信号)に変換される。検出対象6が被検体内部に複数個あれば、それぞれに起因する音響波が重畠されて、プローブ8により受信される。

【0025】

プローブ8の各受信素子で受信された信号は、いったん記憶回路に記憶される。そして、記憶された受信信号を元に被検体内部の検出対象の分布が3次元画像として再構成される。再構成処理には様々な既知の方法(例えば整相加算法)を利用できる。

被検体がプローブの受信素子配列領域よりも大きい場合には、移動台3aおよび3bによって、パルスレーザ光源4とプローブ8とを同期を取って移動させ、各位置で光音響信号を取得する。この場合、光音響信号の取得ごとに部分的な3次元画像を再構成しても良いし、光音響信号を記憶回路に蓄積しておき、測定対象の全域から光音響信号を取得したのち画像再構成しても良い。

【0026】

計算機11は装置全体の制御装置である。計算機11は移動台制御回路14に起動指令を出すと同時にレーザ光源制御回路13を起動する。移動台制御回路14とレーザ光源制御回路13は、移動台3aおよび3bが所定の位置に到達した時点でパルスレーザ光源4が発光するような制御を行う。プローブ8内部のそれぞれの受信素子は、検出対象6から発生した光音響波を受信し、光音響信号9に変換する。光音響信号9はA/D変換回路15でデジタル変換された後、記憶回路16に記憶される。計算機11は、本発明の制御手段に相当する。移動台制御回路14は、移動台3a及び3bを制御するものであり、これらを含めて本発明の移動手段に相当する。A/D変換回路15は、本発明のA/D変換手段に相当する。記憶回路16は、本発明の記憶手段に相当する。

【0027】

記憶回路16に記憶された受信信号は、適切な時点ごとに画像再構成回路17で読みとられ、3次元画像へと再構成処理される。計算機11は画像再構成回路17で再構成された3次元画像データを読み取り、装置の操作者に見やすい形に変形し、画像表示装置18に表示する。画像再構成回路17の再構成処理は、図のように専用の電子回路で実行しても良いし、通常の計算機のソフトウェア処理、あるいは計算機11のソフトウェア処理で実施しても良い。画像再構成回路17は、本発明の生成手段に相当する。画像表示装置18は、本発明の表示手段に相当する。

後述するように、本発明の特徴は光音響信号入力時点の移動台位置と、移動距離の設定にある。これらの設定により、受信素子間隔よりも細かい間隔で、光音響信号を高速に取

10

20

30

40

50

得できる。

【0028】

図2は、プローブ8の受信素子列のサイズより広い検査領域を機械走査する具体的な手順を示す。図中、検査領域101は複数のストライプ領域102に分割されている。プローブ8は、それぞれのストライプ領域102ごとに連続移動しながら、光音響信号を取得する。これにより、広い検査領域の3次元画像を生成できる。なお、各ストライプ領域102は、Y方向にオーバーラップしていても良い。また、同じストライプ領域102を複数回走査し、加算平均等により各回の再構成画像を平均化することで、S/N比を向上させられる。

【0029】

図3は、本発明における光音響波取得時点の移動台位置の設定例を具体的に示す。本図では、レーザ発光時点($T = 1, 2, 3, \dots$)ごとの、被検体1に対するプローブ8およびレーザ光源4の位置が示されている。この例でのプローブ8は、5個の受信素子を含んでおり、各素子は距離dずつ等間隔に配列されている。

プローブ8は、レーザ発光ごとに距離 $(1 + 1/4) \times d$ だけ移動する。パルスレーザの発光周期が一定であれば、移動台の移動速度を一定にできる。このとき、図中に示した有効入力範囲では、配列間隔dの1/4の間隔で、いずれかの受信素子が光音響波を受信できる。言い換えると、プローブを等速で連続移動させているにもかかわらず、結果的に受信素子の配列間隔以下の細かい間隔で光音響信号を取得できる。さらに、等速での移動であれば制御が容易であり、かつ機械的な振動誤差も少なくなるため、S/N比の良い光音響信号が取得できる。

【0030】

図4A～図4Cは、図3とは受信素子数が異なるプローブを用いて、通常の4倍の密度の光音響信号を取得する方法を示す。図4Aでは3素子のプローブを用いる。この場合、レーザ発光ごとに移動する距離を $(1 - 1/4) \times d$ にすることにより、等速の連続移動で通常の4倍の密度の光音響信号を取得できる。図4Bでは7素子のプローブを用いる。この場合、レーザ発光ごとに移動する距離を $(2 - 1/4) \times d$ とする。図4Cでは9素子のプローブを用いる。この場合、レーザ発光ごとに移動する距離を $(2 + 1/4) \times d$ とする。これらの場合でも、上述の場合と同様に、等速で連続移動するプローブを用いて密度の濃い信号取得が実現できる。

【0031】

本発明によれば、種々の素子数のプローブを用いて、種々の密度の光音響信号を、一定速度の連続移動で取得できる。図5は、配列素子数Nのプローブを用いて通常の4倍密度で光音響信号を取得する時の、素子配列間隔dを単位とする最適移動間隔と、発光周期あたりの移動距離を具体的に示したものである。なお、光音響信号の取得密度が通常の4倍以外の場合でも、同様の考え方で制御速度と間隔を設計できる。

【0032】

<実施例2>

図6A～図6Cは、受信素子数が7個のプローブを用いて、種々の密度の光音響信号を取得する方法を示す。図6Aではレーザ発光ごとの移動間隔を $(2 - 1/4) \times d$ とする。この場合、通常の4倍密度の光音響信号を取得できる。図6Bでは移動間隔を $(2 + 1/3) \times d$ とすることで、通常の3倍密度の光音響信号を取得できる。図6Cでは移動間隔を $(3 + 1/2) \times d$ とすることで、通常の2倍密度の光音響信号を取得できる。

このように、移動間隔を、1以上の整数nと2以上の整数kを用いて $(n \pm 1/k) \times d$ と表すと、それぞれ一定速度の連続移動方式で、距離d/kの細かい間隔での光音響信号取得が可能になる。整数kは希望する取得密度に応じて定められ、分割数として捉えることもできる。

【0033】

<実施例3>

図7は、素子数N=13の時の、分割数kと最適移動間隔、発光周期あたりの移動距離

10

20

30

40

50

を具体的に示したものである。分割数 k が大きければ発光周期あたりの移動距離は低下するが、一定速度で連続移動しながら k 倍の密度の光音響信号を取得できる。

本発明を実施するためには、受信素子の配列数 N と、分割数パラメータ k から、図 5 や図 7 に示した最適移動間隔 ($n \pm 1 / k$) を具体的に計算できることが重要である。最適移動間隔 ($n \pm 1 / k$) は例えば、図 1 1 に示したような手順により計算することができる。図 1 1 において、関数 $Floor[x]$ は、 x を超えない最大整数を求める関数である。

【0034】

レーザ発光周期を T 、プローブの素子配列間隔を d とすると、本発明に関わるプローブの移動速度 V は、以下の式(1)で表すことができる。 10

$$V = (\text{最適移動間隔}) \times d / (T) \quad \dots (1)$$

従って、配列素子数 N のプローブ 8 を用いて k 倍の密度の光超音波信号を入力するためには、移動台の移動速度を式(1)の速度 V に設定すれば良いことが分かる。

逆に、分割数 k とレーザ発光ごとの移動間隔 ($n \pm 1 / k$) とから必要な配列素子数 N を計算することもできる。素子数 N の具体的な計算式は、式(2)で表される。

$$N = k \times (n \pm 1 / k) \quad \dots (2)$$

従って、希望移動速度 V と分割数 k とから式(1)に基づいて移動間隔を計算すれば、その移動間隔を元に式(2)から最小限必要な受信素子配列数 N を容易に求められる。すなわち、式(2)で計算された N 以上の受信素子を配列したプローブであれば、希望移動速度 V と分割数 k を実現するように光音響信号を取得可能である。 20

【0035】

このことは、次のように言い換えることができる。有効入力範囲を設定するには、プローブの移動距離に応じて、第 1 の方向において所定以上の数の受信素子が必要となる。プローブが配列間隔 d の ($n + 1 / k$) 倍の距離を移動するごとに光源から光が照射されるような制御がなされる場合、少なくとも ($n \times k + 1$) 個の素子が必要である。また、プローブが配列間隔 d の ($n - 1 / k$) 倍の距離を移動するごとに光源から光が照射されるような制御がなされる場合、少なくとも ($n \times k - 1$) 個の受信素子が必要である。これにより、細かい間隔での光音響信号を抜けがないように取得できる。

【0036】

< 実施例 4 >

図 8 は、受信素子数 $N = 10$ とした場合の信号取得を示す。これは、図 3 のプローブの 2 倍の素子数である。このようにすれば、図の有効入力範囲内では、被検体上の同じ位置で発生した光音響波に由来する光音響信号が二つずつ入力されるので、加算平均により S/N 比を向上させられる。同様に受信素子の数を M 倍にすれば、同じ位置で M 個の信号取得が可能となるので、S/N 比のさらなる向上が可能となる。 30

【0037】

< 実施例 5 >

以上の説明では、プローブを、受信素子の配列方向に直線的に機械走査していた。図 9 は、プローブを円周に沿って機械走査する場合を示す。図 9(a) は、円筒状の被検体 901 の外側に沿って走査する様子を示す。この場合、円筒状被検体を輪切りにするような断層像が生成できる。図 9(b) は、被検体 902 の表面を円形に走査する様子を示す。この場合、紙面の奥行き方向に向かって円筒状の断層像が生成できる。 40

【0038】

< 変形例 >

以上の実施例では、説明を簡単にするため、受信素子を第 1 の方向に配列した 1 次元プローブを示した。しかし本発明は、受信素子を 2 次元的に配列した 2 次元プローブにも適用できる。この場合、第 1 の方向に交差する第 2 の方向（典型的には直交）にも素子が配列される。2 次元プローブは、1 次元プローブが複数個並列に動作していると考えられる。かかる 2 次元プローブを用いることで、被検体上の広い領域を高速に走査できる。

更に、2 次元プローブを、第 2 の配列方向に対しても第 1 の方向と同様に、受信素子配

列間隔の($n \pm 1 / k$)倍ずつ移動させるようにしても良い。このような制御により、第2の方向においても、受信素子配列間隔の $1 / k$ の間隔で光音響信号を取得できるようになる。

また、スパース型プローブのように、素子が隣接せず間隔がある場合でも、素子間隔をdとして本発明を適用することに支障はない。

また、光源としては、上述のパルスレーザ装置に限らず、マイクロ波やLED光などを含む電磁波の発生装置を用いてもよい。

【0039】

<実施例6>

上記各実施例では、プローブは光音響波を受信するものとして構成されていた。しかしこれに被検体に送信されたのち被検体内で反射した超音波(エコー波)を音源とすることもできる。超音波音源の場合であっても、超音波音源が被検体に固定されていれば、プローブの移動にかかわらず検出対象6からは常に同一のエコー波が発生するので、光音響波の場合と同様に本発明を適用することができる。この場合の超音波音源は単一であっても良いし、同期して動作する複数の音源から構成されていても良い。

また、超音波音源は、プローブの移動方向に平行な平面波を発生するものであれば、移動するプローブに固定されていても良い。この場合でも、プローブの移動にかかわらず、同一地点の受信素子が受信する音響波はほぼ同一となるので、本発明を適用できる。

【0040】

図10は、本実施例の超音波イメージング装置の構成を示す。図中、符号201は、被検体に対して固定した位置から超音波パルスを発生する超音波送信器である。符号202は、超音波送信器201を駆動する超音波信号発生回路であり、超音波パルスを超音波送信器01から被検体に照射させる。

このように、超音波送信器201が被検体位置に対して固定した位置であれば、被検体1の内部の検出対象6からは常時同じエコー波が発生するので、本発明を適用でき、上述した効果が得られる。

【符号の説明】

【0041】

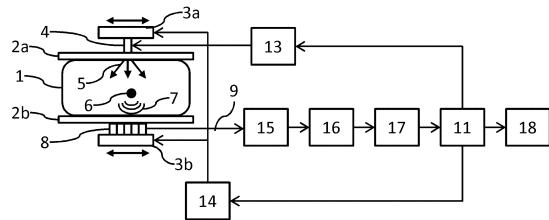
3a、3b：移動台，4：パルスレーザ光源，5：照射光，7：光音響波，8：プローブ，9：受信電気信号，11：計算機，13：レーザ光源制御回路，14：移動台制御回路，15：A/D変換回路，16：記憶回路，17：画像再構成回路

10

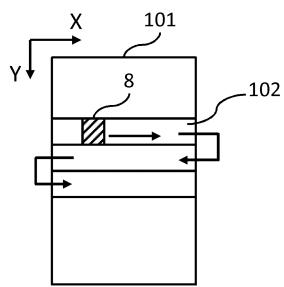
20

30

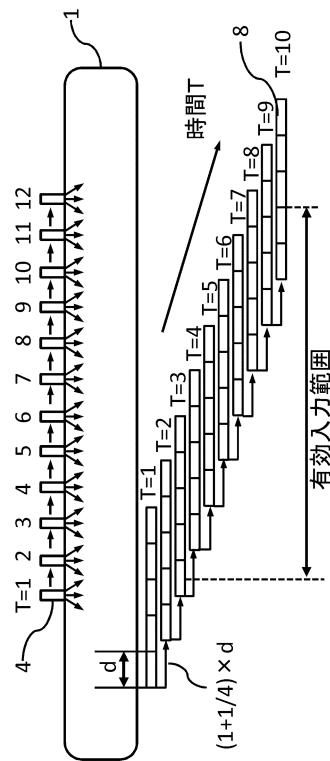
【図1】



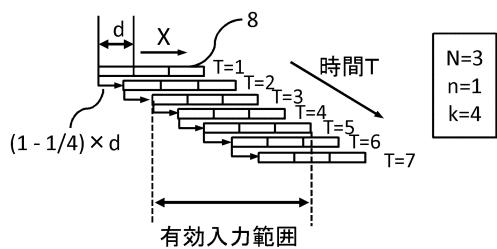
【図2】



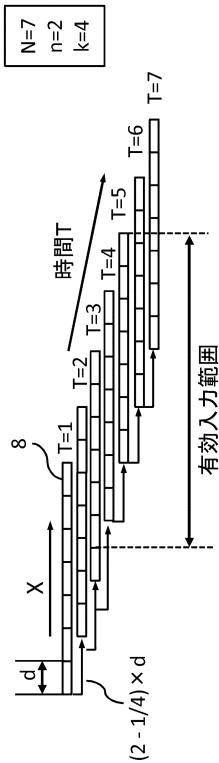
【図3】



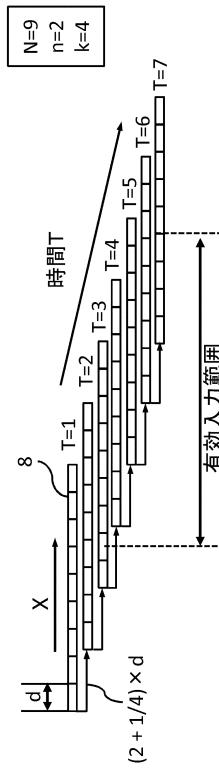
【図4A】



【図4B】



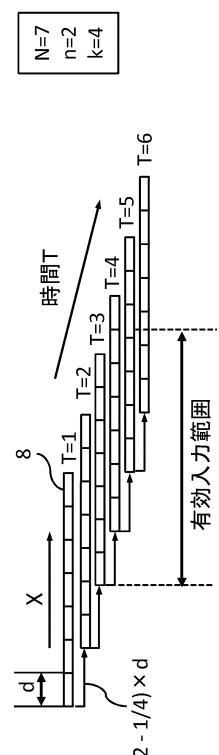
【図4C】



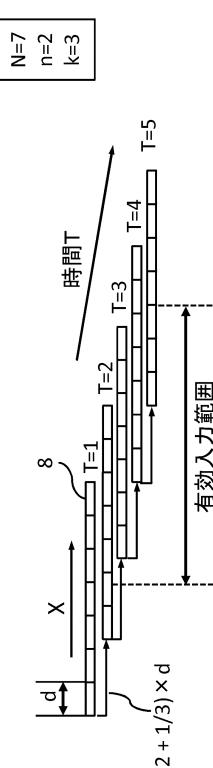
【図5】

No.	配列素子数N	移動間隔 (n ± 1/k)	移動距離 / 発光周期
1	3	1 - 1/4	0.75 × d
2	5	1 + 1/4	1.25 × d
3	7	2 - 1/4	1.75 × d
4	9	2 + 1/4	2.25 × d
5	11	3 - 1/4	2.75 × d
6	13	3 + 1/4	3.25 × d
7	15	4 - 1/4	3.75 × d
8	17	4 + 1/4	4.25 × d
9	19	5 - 1/4	4.75 × d
10	21	5 + 1/4	5.25 × d
11	23	6 - 1/4	5.75 × d
12	25	6 + 1/4	6.25 × d

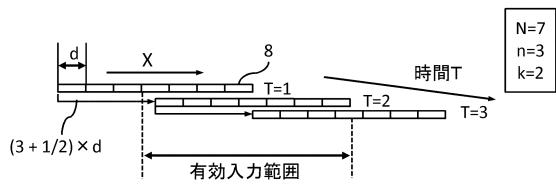
【図6A】



【図6B】



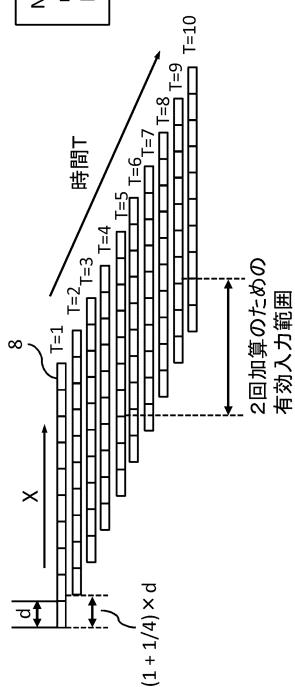
【図 6 C】



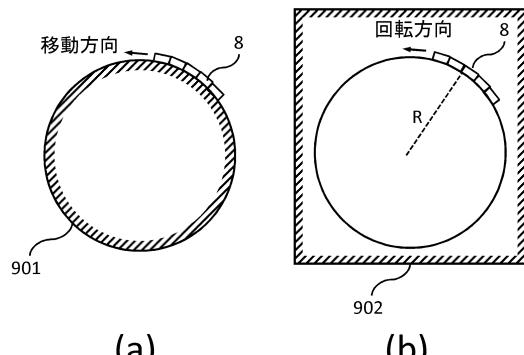
【図 7】

No.	分割数 k	移動ピッチ ($n \pm 1/k$)	移動距離 / 発光周期
1	2	$6 + 1/2$	$6.5 \times d$
2	3	$4 + 1/3$	$4.333 \times d$
3	4	$3 + 1/4$	$3.25 \times d$
4	6	$2 + 1/6$	$2.167 \times d$

【図 8】



【図 9】

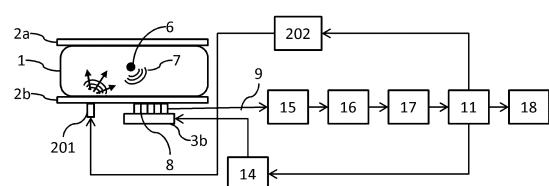


【図 11】

```

n0:=Floor[(N+1)/k];
n1:=Floor[(N-1)/k];
If n0>n1 then
  最適移動間隔:=(n0-1/k);
else
  最適移動間隔:=(n1+1/k);
endif;
  
```

【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 依田 晴夫

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

合議体

審判長 三崎 仁

審判官 福島 浩司

審判官 高見 重雄

(56)参考文献 特開2010-022812(JP,A)

特開2008-264218(JP,A)

特開2011-125571(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

IPC A61B 8/00 - 8/15