(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 2 月 20 日(20.02.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/027465 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/004864

(22) 国際出願日: 2013 年 8 月 15 日(15.08.2013)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-180723 2012 年 8 月 17 日(17.08.2012) JP
特願 2013-168095 2013 年 8 月 13 日(13.08.2013) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 入澤　覚(IRISAWA, Kaku); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP). 広田　和弘(HIROTA, Kazuhiro); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台７９８番地　富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).

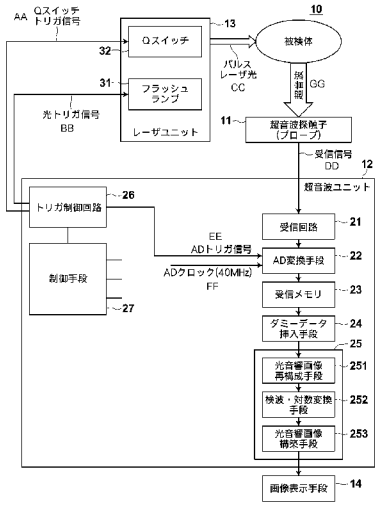
(74) 代理人: 柳田　征史, 外(YANAGIDA, Masashi et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜３－１８－３　新横浜ＫＳビル　７階　柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,

[続葉有]

(54) **Title**: PHOTOACOUSTIC IMAGE GENERATION DEVICE AND METHOD

(54) 発明の名称 : 光音響画像生成装置及び方法



10 Subject
11 Ultrasound probe (probe)
12 Ultrasound unit
13 Laser unit
14 Image display means
21 Reception circuit
22 AD conversion means
23 Reception memory
24 Dummy data insertion means
26 Trigger control circuit
27 Control means
31 Flash lamp
32 Q-switch
251 Photoacoustic image reconstitution means
252 Detection/logarithmic conversion means
253 Photoacoustic image creation means
AA Q-switch trigger signal
BB Light trigger signal
CC Pulse laser light
DD Reception signal
EE AD trigger signal
FF AD clock (40MHz)
GG Ultrasound

(57) **Abstract**: [Problem] To suppress artifacts caused by photoacoustic waves from the region further outward from the region corresponding to the element region when a photoacoustic image is generated by the Fourier transform method. [Solution] A probe (11) including a plurality of detector elements arranged at least one-dimensionally. The probe (11) detects, after a subject is irradiated with light, photoacoustic waves generated in the subject by the light irradiation. A dummy data insertion means (24), on the supposition that virtual detector elements are present further outward from the detector elements of the probe (11), adds dummy data corresponding to the virtual detector elements to photoacoustic data in which data representing photoacoustic waves detected by each of the detector elements of the probe (11) is arranged according to the positions of the detector elements. An image generation means (25) reconstitutes, by the Fourier transform method, the photoacoustic data to which the dummy data has been added, and generates a photoacoustic image.

(57) 要約: 【課題】フーリエ変換法で光音響画像を生成する際に、素子領域に対応した領域よりも外側の領域からの光音響波に起因するアーチファクトを抑制する。【解決手段】プローブ（１１）は、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子を含む。プローブ（１１）は、被検体に対する光の照射後に、光照射に起因して被検体内で生じた光音響波を検出する。ダミーデータ挿入手段（２４）は、プローブ（１１）の複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、プローブ（１１）の各検出器素子で検出された光音響波のデータを各検出器素子の位置に従って並べた光音響データに対して、仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加する。画像生成手段（２５）は、ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成する。

WO 2014/027465 A1

ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

明　細　書

発明の名称 ： 光音響画像生成装置及び方法

技術分野

[0001] 本発明は、光音響画像生成装置及び方法に関し、更に詳しくは、被検体への光出射後に被検体内で生じた光音響波を検出して光音響画像を生成する光音響画像生成装置及び方法に関する。

背景技術

[0002] 生体内部の状態を非侵襲で検査できる画像検査法の一種として、超音波検査法が知られている。超音波検査では、超音波の送信及び受信が可能な超音波探触子を用いる。超音波探触子から被検体（生体）に超音波を送信させると、その超音波は生体内部を進んでいき、組織界面で反射する。超音波探触子でその反射超音波を受信し、反射超音波が超音波探触子に戻ってくるまでの時間に基づいて距離を計算することで、内部の様子を画像化することができる。

[0003] また、光音響効果を利用して生体の内部を画像化する光音響イメージングが知られている。一般に光音響イメージングでは、レーザパルスなどのパルスレーザ光を生体内に照射する。生体内部では、生体組織がパルスレーザ光のエネルギーを吸収し、そのエネルギーによる断熱膨張により超音波（光音響信号）が発生する。この光音響信号を超音波プローブなどで検出し、検出信号に基づいて光音響画像を構成することで、光音響信号に基づく生体内の可視化が可能である。

[0004] ここで、超音波画像及び光音響画像の生成における画像再構成の手法は、大きく分けて、タイムドメイン法とフーリエドメイン法（フーリエ変換法）との２つに分類できる。タイムドメイン法は、音波が球面波であるという性質を利用して、実空間において音波源の候補を描画していく方法である。代表的な手法として、ＤｎＳ（Delay and Sum）法やＣＢＰ（Circular Back Projection）法、ＨＴＡ（Hough Transform Algorithm）法といった手法がある

。

[0005] 一方、フーリエ変換法（ＦＴＡ（Fourier Transform Analysis）法）による画像再構成は、フーリエ変換と音波の分散関係を用いて、測定された時空間の情報を、実空間の情報に変換できることを利用する。すなわち、測定された音波の時系列に対し、まず順方向フーリエ変換を行い、時間スケールでのスペクトルを獲得する。その後、音波の分散関係（ω＝ｃｋ、ω：時間周波数、ｋ：空間周波数）から時間・空間スケールを変換した後に、逆方向フーリエ変換を行うことによって音波源の空間分布を画像として得る。

[0006] 上記タイムドメイン法による画像再構成と、フーリエ変換法による画像再構成とを利用した光音響画像の生成が、特許文献１に記載されている。タイムドメイン法を用いて再構成した画像と、フーリエ変換法を用いて再構成した画像とでは、アーチファクトの出方が異なる。特許文献１では、そのような性質を利用し、双方の手法で再構成した画像を合成することで、アーチファクトを抑制した光音響画像を得ている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開２０１０－３５８０６号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 超音波イメージングと光音響イメージングの違いは、超音波イメージングでは超音波が送信された箇所で生じた反射超音波が検出されるのに対し、光音響イメージングでは、光が照射された箇所で生じた光音響波が検出されるところにある。光音響イメージングでは、被検体の、超音波検出器の検出器素子が存在する領域に対応した領域、すなわち検出器素子が存在する領域を被検体の深さ方向に超音波検出面に平行に投影した領域にのみ光が照射されるのではなく、それよりも外側の領域にも光が照射される場合が多い。その場合、特に超音波検出器の素子領域の端部において、素子領域に対応した領

域よりも外側の領域からの光音響波が検出される。そのような光音響波の検出信号を含む光音響信号をフーリエ変換法により再構成すると、素子領域外の光吸収体が素子領域内に折り返され、それがアーチファクトとなることがあった。特許文献１では、タイムドメイン法で生成した光音響画像と合成することで、フーリエ変換法で生成した光音響画像に存在するアーチファクトの影響を弱めることはできるものの、フーリエ変換法で生成した光音響画像に存在するアーチファクトそのものを抑制することはできない。

[0009] 本願発明は、上記に鑑み、フーリエ変換法で光音響画像を生成する際に、素子領域に対応した領域よりも外側の領域からの光音響波に起因するアーチファクトを抑制できる光音響画像生成装置及び方法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

[0010] 上記目的を達成するために、本発明は、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子を含み、被検体に対する光の出射後に、光照射に起因して被検体内で生じた光音響波を検出する音響波検出手段と、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、音響波検出手段の各検出器素子で検出された光音響波のデータを各検出器素子の位置に従って並べた光音響データに対して、仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加するダミーデータ挿入手段と、ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする光音響画像生成装置を提供する。

[0011] 本発明では、仮想検出器素子の数が、音響波検出手段における検出器素子の配列方向の素子サイズ、及び、検出器素子の中心周波数に応じて決定されることとしてもよい。

[0012] 仮想検出器素子の数は、素子サイズと中心周波数との積に基づいて決定される、音響波検出手段における音響波検出面に対して垂直な直線からの角度をαとし、中心周波数をｆとし中心周波数ｆに基づいて決定される深度をＤ

（ｆ）として、Ｄ（ｆ）×ｔａｎαで表わされる長さに基づいて決定されてもよい。

[0013] 上記の角度αは、被検体内を進行する音響波の音速を、素子サイズと中心周波数の積で除した値に基づいて決定することができる。

[0014] 上記の深度Ｄ（ｆ）が、中心周波数がｆの検出器素子を用いたときに、所定の値よりも大きい信号対雑音比が得られる最大深度を表していてもよい。

[0015] 仮想検出器素子の数は、Ｄ（ｆ）とｔａｎαの積で表わされる長さを、（仮想）検出器素子のチャネルピッチで除した値で決定してもよい。

[0016] 生成された光音響画像における、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子のうちの端部の検出器素子に対応する画素から上記の角度αでダミーデータが挿入された領域側に延びる直線よりも外側の領域をマスクする画像マスク手段を更に備えた構成としてもよい。

[0017] ダミーデータ挿入手段は、一次元配列された複数の検出器素子の配列方向の両側に仮想検出器素子が存在すると仮定してダミーデータの付加を行ってもよい。

[0018] 仮想検出素子の数は、使用される音響波検出手段ごとに予め決められていてもよい。

[0019] ダミーデータは０（ゼロ値）であってよい。

[0020] フーリエ変換法による再構成には、例えばダミーデータが付加された光音響データを２次元フーリエ変換する処理が含まれる。フーリエ変換法による再構成において、２次元フーリエ変換されたデータの検出器素子の配列方向の所定周波数以上の成分をカットした上で再構成を行うこととしてもよい。

[0021] フーリエ変換による再構成には、２次元フーリエ変換された光音響データを２次元フーリエ逆変換する処理が含まれていてもよい。その２次元フーリエ逆変換では、検出器素子の配列方向に直交する方向のフーリエ逆変換を行った後に検出器素子の配列方向のフーリエ逆変換を行うこととしてもよい。

[0022] 本発明は、また、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子を含む音響波検出手段を用いて、被検体に対する光の出射後に、光照射に起因し

て被検体内で生じた光音響波を検出するステップと、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、音響波検出手段の各検出器素子で検出された光音響波のデータを各検出器素子の位置に従って並べた光音響データに対し、仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加するステップと、ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成するステップとを有することを特徴とする光音響画像生成方法を提供する。

発明の効果

[0023] 本発明の光音響画像生成装置及び方法では、音響波検出手段の少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、音響波検出手段の検出器素子で検出された光音響波の実データに対し、仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加する。そのダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により光音響画像を生成する。このようにすることで、ダミーデータを挿入せずにフーリエ変換法により再構成を行った場合に生じる折り返しノイズを低減し、アーチファクトを抑制した光音響画像を得ることができる。また、ダミーデータが挿入された分だけ光音響画像の横方向（検出器素子の配列方向）の幅を広げることができ、被検体の広い範囲を画像化することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明の第１実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

[図2]ダミーデータが付加された光音響データを示す図。

[図3]生成された光音響画像の一例を示す図。

[図4]比較例の光音響画像を示す図。

[図5]動作手順を示すフローチャート。

[図6]ダミーデータ挿入領域の幅の決定を示す図。

[図7A]ダミーデータを含めて再構成を行った光音響画像を示す図。

[図7B]ダミーデータを含めて再構成を行った光音響画像を示す図。

[図8]光吸収体を明瞭に視認できる限界角度と、被検体の音速／（超音波振動

子のチャネルピッチ×中心周波数）の値との関係を示すグラフ。

[図9]中心周波数ｆと測定可能深さＤ（ｆ）との関係を示すグラフ。

[図10]本発明の第３実施形態の光音響画像生成装置を示すブロック図。

[図11]画像がマスクされる領域を示す図。

[図12]本発明の第３実施形態における光音響画像再構成手段を示すブロック図。

[図13]ダミーデータが挿入された光音響データを示す図。

[図14]高周波成分をカットした光音響データを示す図。

[図15]２次元フーリエ逆変換された再構成画像を示す図。

[図16]再構成において高周波成分をカットした場合の光音響画像。

[図17]高周波成分をカットしない場合の光音響画像

[図18]図１６に示す光音響画像と図１７に示す光音響画像との差分画像。

発明を実施するための形態

[0025] 以下、図面を参照し、本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、本発明の実施例では、音響波として超音波を用いるが、被検対象や測定条件等に応じて適切な周波数を選択することにより、可聴周波数の音響波であっても良い。

[0026] 図１は、本発明の第１実施形態の光音響画像生成装置を示す。光音響画像生成装置（光音響画像診断装置）１０は、プローブ（超音波探触子）１１と、超音波ユニット１２と、レーザユニット（光源）１３とを含む。レーザユニット１３は、生体組織などの被検体に照射するレーザ光を生成する。レーザ光の波長は、観察対象の生体組織などに応じて適宜設定すればよい。レーザユニット１３から出射したレーザ光は、例えば光ファイバなどの導光手段を用いてプローブ１１まで導光される。なお、被検体に照射される光はレーザ光には限られず、レーザ光以外の光を被検体に照射してもよい。

[0027] プローブ１１は、音響波検出手段であり、少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子（超音波振動子）を有する。プローブ１１は、被検体に対する光の照射後に、光照射に起因して被検体内で生じた光音響波を検出す

る。また、プローブ１１は、光照射部を有しており、レーザユニット１３から導光された光を被検体に向けて照射する。なお、被検体に対する光照射はプローブ１１から行われる必要はなく、プローブ１１以外の場所から被検体に対する光照射を行うこととしてもよい。

[0028] 超音波ユニット１２は、受信回路２１、ＡＤ変換手段２２、受信メモリ２３、ダミーデータ挿入手段２４、画像生成手段２５、トリガ制御回路２６、及び制御手段２７を有する。受信回路２１は、プローブ１１で検出された光音響波の検出信号（光音響信号）を受信する。ＡＤ変換手段２２は、受信回路２１が受信した光音響信号をデジタル信号に変換する。ＡＤ変換手段２２は、例えば、所定周波数のＡＤクロック信号に基づいて、所定のサンプリング周期で光音響信号をサンプリングする。受信メモリ２３は、ＡＤ変換手段２２でサンプリングされた光音響信号を記憶する。

[0029] ダミーデータ挿入手段２４は、受信メモリ２３からプローブ１１の各超音波振動子で検出された光音響波のデータを読み出す。読み出された光音響波のデータ（光音響波データ）では、各超音波振動子で検出された光音響信号が、各超音波振動子の位置に従って並べられている。ダミーデータ挿入手段２４は、プローブ１１が、一次元配列された複数の超音波振動子よりも外側に仮想超音波振動子（仮想検出器素子）を有していると仮定し、光音響データに対して、仮想超音波振動子に対応したダミーデータを付加する。付加されるダミーデータの値は０（信号レベル０）とする。画像生成手段２５は、ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成する。フーリエ変換法による再構成は、ダミーデータが付加された光音響データの２次元フーリエ変換と、フーリエ変換後に対するデータの時間・空間スケールの変換（マッピング）と、マッピング後のデータの２次元フーリエ逆変換とを含む。

[0030] 図２は、ダミーデータが付加された光音響データを示す。実データ領域５０は、受信メモリ２３から読み出された、プローブ１１の各超音波振動子で検出された信号が存在する領域である。例えばプローブ１１が超音波振動子

を１２８素子有するとき、実データ領域５０はそれら１２８素子に対応した領域である。一方、ダミーデータ５１は、プローブ１１の超音波振動子が配列された領域よりも外側の領域、つまり実際にはプローブ１１には対応する超音波振動子が存在しない領域に挿入されたダミーのデータである。

[0031] ダミーデータ挿入手段２４は、例えば一次元配列された複数の超音波振動子の配列方向の両側に所定素子数の仮想超音波振動子が存在すると仮定し、所定素子数の仮想超音波振動子に対応したダミーデータ５１を実データ領域５０の両側に付加する。具体的には３２素子の仮想超音波振動子に対応したダミーデータ５１を実データ領域５０の両側に付加する。ダミーデータが付加されることで、プローブ１１が実際に有する超音波振動子が１２８素子であるのに対し、ダミーデータが付加された光音響データは１９２素子分のデータとなる。なお、ダミーデータ５１は、必ずしも実データ領域５０の両側に付加される必要はなく、何れか一方に付加されることとしてもよい。

[0032] 図１に戻り、画像生成手段２５は、光音響画像再構成手段２５１と、検波・対数変換手段２５２と、光音号画像構築手段２５３とを含む。光音響画像再構成手段２５１は、ダミーデータが挿入された光音響データに対し、フーリエ変換法（ＦＴＡ法）を用いて画像再構成を行う。検波・対数変換手段２５２は、光音響画像再構成手段２５１で再構成された各ラインのデータの包絡線を求め、求めた包絡線を対数変換する。光音響画像構築手段２５３は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、光音響画像を生成する。光音響画像構築手段２５３は、例えば光音響信号（ピーク部分）の時間軸方向の位置を光音響層画像における深さ方向の位置に変換して光音響画像を生成する。画像表示手段１４は、ディスプレイ装置などの画像表示装置であり、生成された光音響画像などを表示する。

[0033] 制御手段２７は、超音波ユニット１２内の各部を制御する。トリガ制御回路２６は、光音響画像生成に際して、レーザユニット１３にフラッシュランプトリガ信号を送る。また、フラッシュランプトリガ信号の出力後に、Ｑスイッチトリガ信号を送る。レーザユニット１３は、フラッシュランプ３１と

Ｑスイッチ３２とを含む。レーザユニット１３は、フラッシュランプトリガ信号を受けてフラッシュランプ３１を点灯し、レーザ励起を開始する。レーザユニット１３は、Ｑスイッチトリガ信号が入力されるとＱスイッチをＯＮにし、パルスレーザ光を出射する。トリガ制御回路２６は、被検体に対するレーザ光照射と同期してＡＤ変換手段２２にサンプリングトリガ信号を送り、ＡＤ変換手段２２における光音響信号のサンプリング開始タイミングを制御する。

[0034] 図３に、生成された光音響画像の一例を示す。図３に示される画像は、超音波振動子の配列方向と被検体の深さ方向とに等間隔で光吸収体を並べたサンプルの光音響画像である。図３では、実データ領域５０（図２）とダミーデータ５１との境界は破線で示されている。実データ領域５０内に存在する光吸収体からの光音響波（球面波）は、その直上に存在するプローブ１１の超音波振動子に対して垂直に入射すると共に、その周囲の超音波振動子にも斜め方向に入射する。従って、光音響データを再構成することで、光音響画像において、実データ領域５０内に存在する光吸収体を明瞭に視認することができる。

[0035] 一方、実データ領域５０に隣接するダミーデータ５１が挿入された領域に存在する光吸収体からの光音響波は、プローブ１１の超音波振動子に対して垂直に入射することはできず、端部の超音波振動子に斜め方向に入射するのみである。本実施形態では、端部の超音波振動子に斜め方向に入射した光音響を利用して、素子領域外の光吸収体を画像化する。ダミーデータを含めて再構成を行うことで、端部の超音波振動子に入射した光音響波に基づいて、ダミーデータ５１を付加した領域に存在する光吸収体を画像化することができる。結果として、光音響画像の視野（画像化範囲）を広げることができる。

[0036] 図４に、比較例として、ダミーデータを挿入せずに生成した光音響画像を示す。図４に示す光音響画像は、図３に示す光音響画像が得られるときの実データ領域５０に存在するデータをフーリエ変換法により再構成し、得られ

た画像である。ダミーデータ５１を含めて再構成することで得られた光音響画像（図３）の画像サイズが例えば４８０×６００画素であるのに対し、実データ領域５０のみを対象に再構成することで得られた光音響画像（図４）の画像サイズは例えば３２０×６００画素となる。

[0037] ダミーデータ５１を挿入せずに画像再構成を行った場合、図３の領域６１の部分が図４の領域６３の部分に折り返しノイズとなって現れ、アーチファクトが生じる。また、図３の領域６２の部分が図４の領域６４の部分に折り返しノイズとなって現れ、アーチファクトが生じる。ダミーデータを含めてフーリエ変換法により再構成することで、図３に示すように、実データ領域５０外からの光音響波に起因するアーチファクトが抑制された光音響画像を得ることができる。

[0038] 図５は、動作手順を示す。トリガ制御回路２６は、レーザユニット１３に対してフラッシュランプトリガ信号を出力する。レーザユニット１３は、フラッシュランプトリガ信号を受けてフラッシュランプ３１を点灯する。トリガ制御回路２６は、所定のタイミングでＱスイッチトリガ信号を出力する。レーザユニット１３は、Ｑスイッチトリガ信号が入力されると、Ｑスイッチ３２をＯＮにし、パルスレーザ光を出射する。出射したパルスレーザ光は、例えばプローブ１１まで導光され、プローブ１１から被検体に照射される（ステップＳ１）。

[0039] プローブ１１は、レーザ光の照射後、レーザ光の照射により被検体内で発生した光音響信号を検出する（ステップＳ２）。超音波ユニット１２の受信回路２１は、プローブ１１で検出された光音響信号を受信する。トリガ制御回路２６は、被検体に対する光照射のタイミングに合わせてＡＤ変換手段２２にサンプリングトリガ信号を送る。ＡＤ変換手段２２は、サンプリングトリガ信号を受けて光音響信号のサンプリングを開始し、光音響信号のサンプリングデータを受信メモリ２３に格納する。

[0040] ダミーデータ挿入手段２４は、受信メモリ２３から光音響信号のサンプリングデータを読み出し、読み出した光音響信号のサンプリングデータ（光音

響データ）に対してダミーデータを付加する（ステップＳ３）。ダミーデータの付加では、例えばプローブ１１の一次元配列された複数の超音波振動子の配列方向の両側に仮想超音波振動子が存在すると仮定し、その仮想超音波振動子が検出した光音響波の検出信号として“０”（ダミーデータ）を挿入する。

[0041] 光音響画像再構成手段２５１は、ダミーデータが挿入された光音響データに対して、フーリエ変換法により再構成を行う（ステップＳ４）。検波・対数変換手段２５２は、再構成により得られた各ラインのデータの包絡線を求め、求めた包絡線を対数変換する。光音響画像構築手段２５３は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、光音響画像を生成する（ステップＳ５）。画像表示手段１４は、表示画面上に、ステップＳ５で生成された光音響画像を表示する（ステップＳ６）。

[0042] 本実施形態では、プローブの一次元配列された複数の超音波振動子よりも外側に仮想超音波振動子が存在すると仮定し、プローブ１１の超音波振動子で検出された光音響波の実データに対し、仮想超音波振動子に対応したダミーデータを付加する。そのダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により光音響画像を生成する。このようにすることで、ダミーデータを挿入せずにフーリエ変換法により再構成を行った場合に生じる折り返しノイズを低減し、素子領域に対応した領域よりも外側の領域からの光音響波に起因するアーチファクトを抑制した光音響画像を得ることができる。また、ダミーデータが挿入された分だけ光音響画像の横方向（超音波振動子の配列方向）の幅を広げることができ、被検体の広い範囲を画像化することができる。

[0043] なお、光音響波の検出では、プローブ１１が有する全ての超音波振動子が用いられるとは限られまい。例えば高フレームレート化などを目的として、プローブ１１が有する超音波振動子のうちの一部を用いて光音響波を検出することも考えられる。そのような場合、ダミーデータ挿入手段２４は、光音響波の検出に用いられた超音波振動子が存在する領域、言い換えれば、検出

された光音響波のデータが存在する領域の外側に仮想超音波振動子が存在すると仮定し、ダミーデータを付加すればよい。

[0044] 例えばプローブ１１が１２８個の一次元配列された超音波振動子を有するとき、そのうちの中央の６４個の超音波振動子を用いて光音響波の検出を行うことを考える。この場合、両端それぞれ３２個の超音波振動子は光音響波の検出に寄与しない。その場合、ダミーデータ挿入手段２４は、光音響波の検出に寄与しない両端それぞれ３２個の超音波振動子の領域と少なくとも一部が重複する位置に仮想超音波振動子が存在すると仮定し、中央の６４個の超音波振動子で検出された光音響データに対してダミーデータを付加してもよい。この例が示すように、ダミーデータ挿入手段２４は、必ずしも、プローブ１１において超音波振動子が実際には存在しない位置に仮想超音波振動子が存在すると仮定するとは限らない。

[0045] 続いて、本発明の第２実施形態を説明する。本実施形態における光音響画像生成装置の構成は、図１に示す第１実施形態の光音響画像１０の構成と同様である。第１実施形態では、ダミーデータを挿入する領域（ダミーデータ挿入領域）の幅は一定の値であるものとして説明した。本実施形態では、被検体やプローブ１１の特性に応じて、ダミーデータ挿入領域の幅を決定する。ダミーデータ挿入領域の幅を可変にした以外は、第１実施形態等同様でよい。

[0046] 素子領域外で光吸収体を画像化できる範囲は、プローブ１１の斜め方向に入射する音響波に対する感度（受信感度）に依存して変化すると考えられる。例えば、ある角度よりも大きな角度成分を持つ音響波に対する検出感度が低ければ、端部の超音波振動子からその角度で延びる直線よりも外側の領域に存在する光吸収体からの光音響波は、プローブ１１で検出できないと考えられる。従って、ダミーデータ挿入領域の幅は、プローブ１１における斜め方向の音響波の検出特性に応じて決定するとよい。また、音響波は周波数が高いほど被検体内を進行する際に減衰する。従って、ダミーデータ挿入領域の幅の決定に際しては、検出器素子の中心周波数（検出感度が最も高い周波

数）を考慮するとよい。

[0047] プローブ１１における超音波振動子の斜め方向の受信感度は、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）に依存する。ここで、超音波振動子のチャネルピッチは、超音波振動子の素子サイズ（超音波振動子の配列方向の幅）で規定される。中心周波数は、例えばＰＺＴ（チタン酸ジルコン酸鉛）で構成される超音波振動子の膜厚と音響整合層の厚みや音響インピーダンスとから規定される。

[0048] 図６は、ダミーデータ挿入領域の幅の決定を示す。ダミーデータ挿入手段２４は、プローブ１１における超音波検出面に対して垂直な直線に対する角度を増大視野角角度αと定義し、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）に基づいて、増大視野角αを決定する。また、ダミーデータ挿入手段２４は、中心周波数ｆに基づいて測定可能深さ（深度）Ｄ（ｆ）を決定する。ダミーデータ挿入手段２４は、少なくともＤ（ｆ）×ｔａｎαで求まる長さ（幅）をダミーデータ挿入領域の幅として決定する。ダミーデータ挿入手段２４が仮定する仮想超音波振動子の素子数は、例えばダミーデータ挿入領域の幅を超音波振動子のチャネルピッチで割ることで求めることができる。

[0049] 図７Ａ及び図７Ｂは、それぞれダミーデータを含めて再構成を行った光音響画像を示している。図７Ａは、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）＝０．５７のプローブ１１を用いて光音響波を検出した場合の光音響画像を示し、図７Ｂは、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）＝１．６５のプローブ１１を用いて光音響波を検出した場合の光音響画像を示す。

[0050] 図７Ａでは、端部の超音波振動子の位置を起点として、超音波検出面に垂直な方向に対して５４°の角度でダミーデータ挿入領域方向側に延びる直線７１よりも内側（素子領域側）の領域では光吸収体が明瞭に視認できるが、直線７１よりも外側（素子領域と反対側）の領域では光吸収体が明瞭に視認できない。つまり、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心

周波数）＝０．５７のプローブ１１を用いた場合、ダミーデータ挿入領域において光吸収体を明瞭に視認できる限界角度は５４°となる。

[0051] また、図７Ｂでは、端部の超音波振動子の位置を起点として、超音波検出面に垂直な方向に対して１５°の角度で延びる直線７２よりも内側の領域では光吸収体が明瞭に視認できるが、直線７２よりも外側の領域では光吸収体が明瞭に視認できない。つまり、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）＝１．６５のプローブ１１を用いた場合、ダミーデータ挿入領域において光吸収体を明瞭に視認できる限界角度は１５°となる。

[0052] 被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）が異なる複数のプローブ１１を用いて光音響画像の生成を行い、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）の値と、ダミーデータ挿入領域において光吸収体を明瞭に視認できる限界角度との関係を実験的に求めておく。ダミーデータ挿入手段２４は、その関係を用いて、光音響波の検出に用いたプローブ１１における被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）の値から、ダミーデータ挿入領域の幅を決定する際の拡大視野角αを決定する。

[0053] 図８は、ダミーデータ挿入領域において光吸収体を明瞭に視認できる限界角度と、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）の値との関係を示す。図８に示すグラフにおいて、プロット点は実測値を表し、直線は実測値から求めた関係式を表している。例えば被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）の値が１のプローブを用いた場合、図８に示すグラフから、ダミーデータ挿入領域において光吸収体を明瞭に視認できる限界角度は３５°程度になる。ダミーデータ挿入手段２４は、被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）＝１のプローブ１１を用いたときは、拡大視野角α＝３５°と決定する。

[0054] 測定可能深さＤ（ｆ）については、以下のように求めることができる。例えば素子領域の中央付近に光吸収体を置いたサンプルに対して光照射を行い、ある中心周波数ｆの超音波振動子を含むプローブ１１で光音響波（光音響

信号）を検出する。光吸収体の深さ方向の位置を変えつつ光音響信号の検出を行い、信号対雑音比が所定の値以上となる範囲を調べる。信号対雑音比が所定の値以上の範囲の最大深度を、測定可能深さＤ（ｆ）とする。複数の中心周波数ｆのプローブを用いて上記の実験を行い、中心周波数と測定可能深さＤ（ｆ）との関係を求める。

[0055] 図９は、中心周波数ｆと測定可能深さＤ（ｆ）との関係を示す。例えば中心周波数が異なる複数のプローブ１１に対して、信号雑音比が２以上となる深さの範囲を求める。例えば中心周波数が３ＭＨｚの超音波振動子を含むプローブ１１で光音響波の検出を行う場合、被検体の表面から５ｃｍの範囲では、信号対雑音比２以上で光音響信号を検出できる。ダミーデータ挿入手段２４は、超音波振動子の中心周波数が３ＭＨｚのときは、測定可能深さＤ（ｆ）を５ｃｍと決定する。一方、中心周波数が９ＭＨｚの超音波振動子を含むプローブ１１で光音響波の検出を行う場合、被検体の表面から２ｃｍの範囲では、信号対雑音比２以上で光音響信号を検出できる。ダミーデータ挿入手段２４は、超音波振動子の中心周波数が９ＭＨｚのときは、測定可能深さＤ（ｆ）を２ｃｍと決定する。このように決定した測定可能深さＤ（ｆ）とｔａｎαとの積により、ダミーデータ挿入領域の幅が求められる（図６）。

[0056] なお、被検体の音速は、被検体が決まれば一定の値となる。従って、音速を定数とみなし、超音波振動子のチャネルピッチ及び中心周波数に基づいてダミーデータ挿入領域の幅（仮想超音波振動子の素子数）を決定してもよい。より詳細には、超音波振動子のチャネルピッチ（素子サイズ）と中心周波数との積に基づいて拡大視野角αを決定し、その拡大視野角αと中心周波数ｆの関数である測定可能深さＤ（ｆ）とからダミーデータ挿入領域の幅を決定してもよい。また、測定可能深さＤ（ｆ）については、中心周波数ｆの関数とせずに、一定の値（固定値）としてもよい。

[0057] 本実施形態では、ダミーデータ挿入領域の幅をプローブ１１の特性に応じて決定する。特に、ダミーデータ挿入領域の幅を、使用するプローブ１１の斜め方向の受信感度に応じて決定する。ダミーデータ挿入領域の幅を固定さ

れた幅とした場合、使用されたプローブ１１では画像化できない領域にまでダミーデータが挿入されることがあり、画像化できない範囲までダミーデータを挿入して再構成を行うと、計算時間が無駄に長くなる。本実施形態では、ダミーデータ挿入領域の幅をプローブ１１の特性に応じて決定できるため、再構成後の光音響画像において光吸収体が明瞭に視認できない領域にまでダミーデータが挿入されることを避けることができ、無駄な計算を避けることができる。

[0058] 引き続き、本発明の第３実施形態を説明する。図１０は、本発明の第３実施形態の光音響画像生成装置を示す。本実施形態の光音響画像生成装置１０ａは、図１に示す光音響画像生成装置１０の構成に加えて、画像マスク手段２８を有する。画像マスク手段２８は、生成された光音響画像における、プローブ１１における端部の超音波振動子に対応する画素から第２実施形態において説明した拡大視野角αでダミーデータが挿入された領域側に延びる直線よりも外側の領域をマスクする。その他の点は、第２実施形態と同様でよい。

[0059] 図１１は、画像がマスクされる領域を示す。光音響画像の実データ領域５０に対応する領域はマスクの対象外とし、ダミーデータ５１を挿入した領域において、光吸収体が明瞭に視認できない領域をマスク対象領域５３とする。具体的には、ダミーデータ挿入領域の幅が測定可能深さＤ（ｆ）×ｔａｎαで決定されているとき、実データ領域５０の端部の画素（ダミーデータ５１が挿入される領域との境界の画素）を起点として、その画素から角度αでダミーデータ挿入領域側に延びる直線よりも外側（素子領域と反対側）の領域を、マスク対象領域５３とする。マスク対象領域５３の表示は、例えば信号レベル０と同じ表示（例えば黒）にする。あるいは背景と同じ表示（例えば白）としてもよい。

[0060] 本実施形態では、ダミーデータ挿入領域の角度αよりも外側の領域の表示をマスクする。光吸収体が明瞭に視認できない部分をマスクすることで、ノイズ成分のみしか含まれないような領域が表示されるのを防止することがで

きる。その他の効果は第２実施形態と同様である。

[0061] 次いで、本発明の第４実施形態を説明する。図１２は、本発明の第４実施形態の光音響画像生成装置における光音響画像再構成手段２５１を示す。本実施形態では、光音響画像再構成手段２５１は、２次元フーリエ変換手段５１１、フィルタ手段５１２、マッピング手段５１３、及び２次元フーリエ逆変換手段５１４を有する。光音響画像再構成手段２５１の構成は、図１に示す第１実施形態の光音響画像生成装置、又は、図１０に示す第３実施形態の光音響画像生成装置と同様でよい。

[0062] ２次元フーリエ変換手段５１１は、ダミーデータ挿入手段２４（図１）でダミーデータが付加された光音響データを２次元フーリエ変換する。フーリエ変換のアルゴリズムには、例えば高速フーリエ変換のアルゴリズムが用いられる。フィルタ手段５１２は、ハイカットフィルタであり、２次元フーリエ変換手段５１１で２次元フーリエ変換されたデータの、プローブ１１の超音波振動子の配列方向の所定周波数以上の成分をカットする。

[0063] マッピング手段５１３は、音波の分散関係（ω＝ｃｋ、ω：時間周波数、ｋ：空間周波数）から時間・空間スケールを変換する。マッピング手段５１３は、例えばフーリエ変換された光音響データに対して列ごとに一次補間によるマッピングを行うことで、時間・空間スケールの変換を行う。２次元フーリエ逆変換手段５１４は、マッピング手段５１３で変換されたデータを２次元フーリエ逆変換する。２次元フーリエ逆変換手段５１４は、超音波振動子の配列方向に直交する方向のフーリエ逆変換を行った後に、超音波振動子の配列方向のフーリエ逆変換を行う。

[0064] 図１３は、ダミーデータが付加された光音響データを示す。実データ領域５０は、プローブ１１で検出された光音響データの領域であり、ダミーデータ５１は、ダミーデータ挿入手段２４で付加されたダミーデータである。例えば１列目からＮ列目までが実データ領域５０に対応し、Ｎ＋１列目か２Ｎ列目までがダミーデータ５１に対応する。各列のデータ点数はＭであるとする。２次元フーリエ変換手段５１１は、例えば図１３に示すような２Ｎ列×

Ｍ行のダミーデータが付加された光音響データを２次元フーリエ変換する。

[0065] 図１４は、フィルタ手段５１２によって高周波成分がカットされた光音響データを示す。フィルタ手段５１２は、２次元フーリエ変換されたデータのうち、超音波振動子の配列方向の高周波成分を０に置き換えることで、高周波成分をカットする。カットオフの位置は、例えばＮ／４～Ｎ／２とすることができる。フィルタ手段５１２は、例えばカットオフの位置がＮ／２であれば、Ｎ／２列目から３Ｎ／２列目までの範囲のデータを０に置き換える。マッピング手段５１３は、図１４に示すような高周波成分がカットされたデータに対して、列ごとに一次補間によるマッピングを行う。このとき、データが“０”にされた列については補間処理が不要であり、演算処理の高速化が可能である。

[0066] 図１５は、２次元フーリエ逆変換された再構成画像を示す。２次元フーリエ逆変換手段５１４は、マッピング手段５１３によるマッピング後のデータを２次元フーリエ逆変換することで、再構成画像を生成する。２次元フーリエ逆変換では、先に各列のフーリエ逆変換を行う。このとき、データが“０”の列は処理不要であり、演算処理の高速化が可能である。２次元フーリエ逆変換手段５１４は、各列のフーリエ逆変換を先に行った上で、各行のフーリエ逆変換を行う。再構成画像の超音波振動子方向の画像サイズは、ダミーデータが付加された分だけ拡大される。画像表示に際しては、３Ｎ／２～２Ｎの範囲を、０列目よりも紙面向って左側に配置すればよい。

[0067] 図１６は、再構成において高周波成分をカットした場合の光音響画像を示す。カットオフの位置はＮ／４とした。図１７は高周波成分をカットしない場合の光音響画像を示し、図１８は、図１６に示す光音響画像と図１７に示す光音響画像との差分画像を示す。高周波成分をカットすることで、図１８に示す差分画像の分だけ、ノイズ成分を減少させることができた。

[0068] 本実施形態では、フーリエ変換法による再構成において、２次元フーリエ変換後のデータの超音波振動子配列方向の高周波成分をカットする。高周波成分をカットすることで、ノイズ成分を低減することができる。また、高周

波成分をカットし、高周波成分に対応する列のデータを０に置き換えた後に一次補間によるマッピングを行うことで、マッピングの際の処理対象を減らすことができ、処理を高速化できる。更に、２次元フーリエ逆変換において、各列のフーリエ逆変換を先に行う場合は、０に置き換えられた列は処理不要であり、処理の高速化が可能である。

[0069] なお、上記各実施形態では、光音響画像再構成手段２５１が一断面に対応した光音響データを２次元フーリエ変換するものとして説明したが、これには限定されず、光音響のボリュームデータに対して３次元フーリエ変換により画像再構成を行うこととしてもよい。また、プローブ１１には、複数の超音波振動子が二次元配列されたものを用いてもよい。

[0070] ダミーデータ挿入手段２４が存在すると仮定する仮想超音波振動子の数（ダミーデータ挿入領域の幅）は、使用されるプローブごとに予め決められていてもよい。例えばダミーデータ挿入手段２４は、プローブ１１の種別（ＩＤ：identifier）と、そのＩＤのプローブ１１を用いたときの仮想超音波振動子の数とを対応付けて記憶している。プローブ１１が超音波ユニット１２に接続された後、ダミーデータ挿入手段２４は、プローブ１１からＩＤを取得する。ダミーデータ挿入手段２４は、プローブ１１から取得したＩＤと対応付けて記憶されている数だけ仮想超音波振動子が存在すると仮定してダミーデータを付加するようにしてもよい。

[0071] 第３実施形態では、ダミーデータ挿入領域の幅を可変とした場合に角度αよりも外側の表示をマスクすることとして説明したが、これには限定されない。ダミーデータ挿入領域の幅が一定の第１実施形態において被検体の音速／（超音波振動子のチャネルピッチ×中心周波数）の値から拡大視野角αを求め、求めた角度αよりも外側の表示をマスクすることとしてもよい。

[0072] 以上、本発明をその好適な実施形態に基づいて説明したが、本発明の光音響画像生成装置及び方法は、上記実施形態にのみ限定されるものではなく、上記実施形態の構成から種々の修正及び変更を施したものも、本発明の範囲に含まれる。

請求の範囲

[請求項1] 少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子を含み、被検体に対する光の出射後に、該出射した光に起因して被検体内で生じた光音響波を検出する音響波検出手段と、

前記配列された複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、前記音響波検出手段の各検出器素子で検出された光音響波のデータを各検出器素子の位置に従って並べた光音響データに対して、前記仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加するダミーデータ挿入手段と、

前記ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成する画像生成手段とを備えたことを特徴とする光音響画像生成装置。

[請求項2] 前記仮想検出器素子の数が、前記音響波検出手段における前記検出器素子の配列方向の素子サイズ、及び、前記検出器素子の中心周波数に応じて決定されることを特徴とする請求項１に記載の光音響画像生成装置。

[請求項3] 前記素子サイズと前記中心周波数との積に基づいて決定される、前記音響波検出手段における音響波検出面に対して垂直な直線からの角度をαとし、前記中心周波数をｆとし中心周波数ｆに基づいて決定される深度をＤ（ｆ）として、前記仮想検出器素子の数が、Ｄ（ｆ）×ｔａｎαで表わされる長さに基づいて決定されることを特徴とする請求項２に記載の光音響像生成装置。

[請求項4] 前記角度αが、被検体内を進行する音響波の音速を、素子サイズと中心周波数の積で除した値に基づいて決定されることを特徴とする請求項３に記載の光音響画像生成装置。

[請求項5] 前記深度Ｄ（ｆ）が、中心周波数がｆの検出器素子を用いたときに、所定の値よりも大きい信号対雑音比が得られる最大深度を表していることを特徴とする請求項３又は４に記載の光音響画像生成装置。

[請求項6] 前記仮想検出器素子の数が、Ｄ（ｆ）とｔａｎαの積で表わされる長さを、前記音響波検出手段の検出器素子のチャネルピッチで除した値で決定されることを特徴とする請求項３から５何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項7] 前記生成された光音響画像における、前記配列された複数の検出器素子のうちの端部の検出器素子に対応する画素から前記角度αで前記ダミーデータが挿入された領域側に延びる直線よりも外側の領域をマスクする画像マスク手段を更に備えたことを特徴とする請求項３から６何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項8] 前記ダミーデータ挿入手段が、一次元配列された複数の検出器素子の配列方向の両側に前記仮想検出器素子が存在すると仮定するものであることを特徴とする請求項１から７何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項9] 前記仮想検出素子の数が、使用される音響波検出手段ごとに予め決められていることを特徴とする請求項１から８何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項10] 前記ダミーデータが０であることを特徴とする請求項１から９何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項11] 前記フーリエ変換法による再構成が、前記ダミーデータが付加された光音響データを２次元フーリエ変換する処理を含む請求項１から１０何れか１項に記載の光音響画像生成装置。

[請求項12] 前記フーリエ変換法による再構成において、前記２次元フーリエ変換されたデータの前記検出器素子の配列方向の所定周波数以上の成分をカットした上で再構成を行うことを特徴とする請求項１１に記載の光音響画像生成装置。

[請求項13] 前記フーリエ変換による再構成が、前記２次元フーリエ変換された光音響データを２次元フーリエ逆変換する処理を含んでおり、該２次元フーリエ逆変換では、前記検出器素子の配列方向に直交する方向の

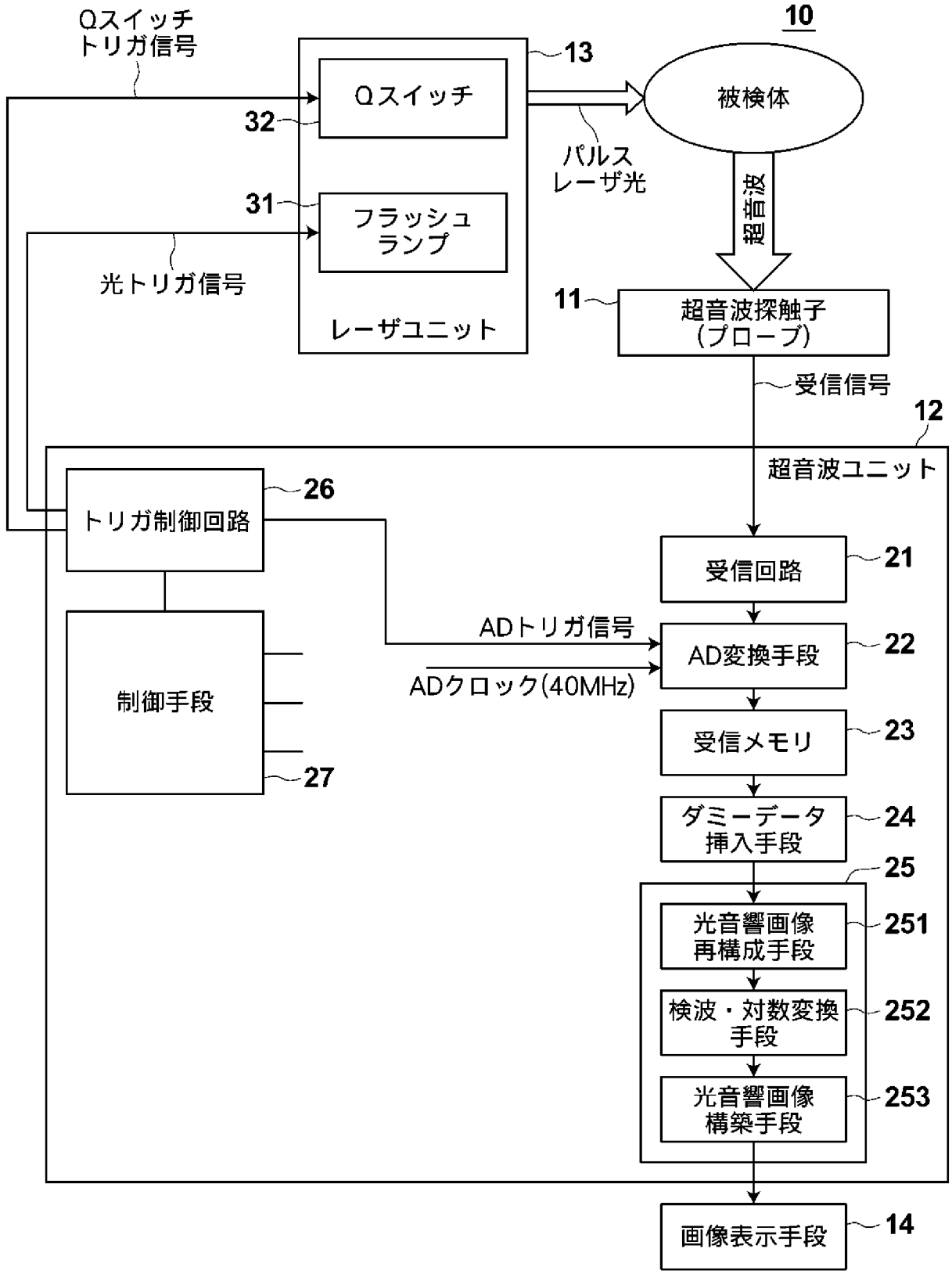
フーリエ逆変換を行った後に前記検出器素子の配列方向のフーリエ逆変換を行うことを特徴とする請求項１２に記載の光音響画像生成装置。

［請求項14］ 少なくとも一次元的に配列された複数の検出器素子を含む音響波検出手段を用いて、被検体に対する光の出射後に、該出射した光に起因して被検体内で生じた光音響波を検出するステップと、

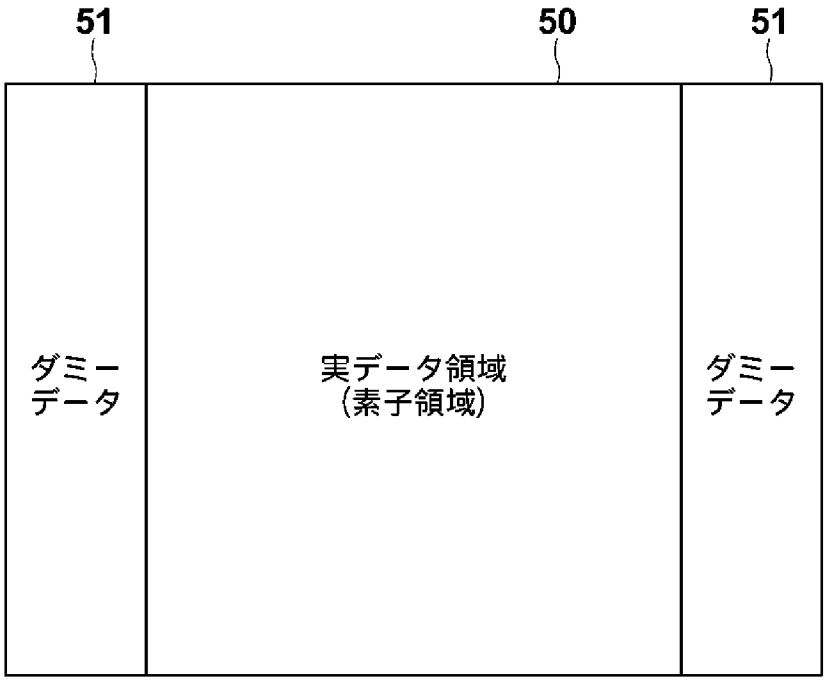
前記配列された複数の検出器素子よりも外側に仮想検出器素子が存在すると仮定し、前記音響波検出手段の各検出器素子で検出された光音響波のデータを各検出器素子の位置に従って並べた光音響データに対し、前記仮想検出器素子に対応したダミーデータを付加するステップと、

前記ダミーデータが付加された光音響データをフーリエ変換法により再構成し、光音響画像を生成するステップとを有することを特徴とする光音響画像生成方法。

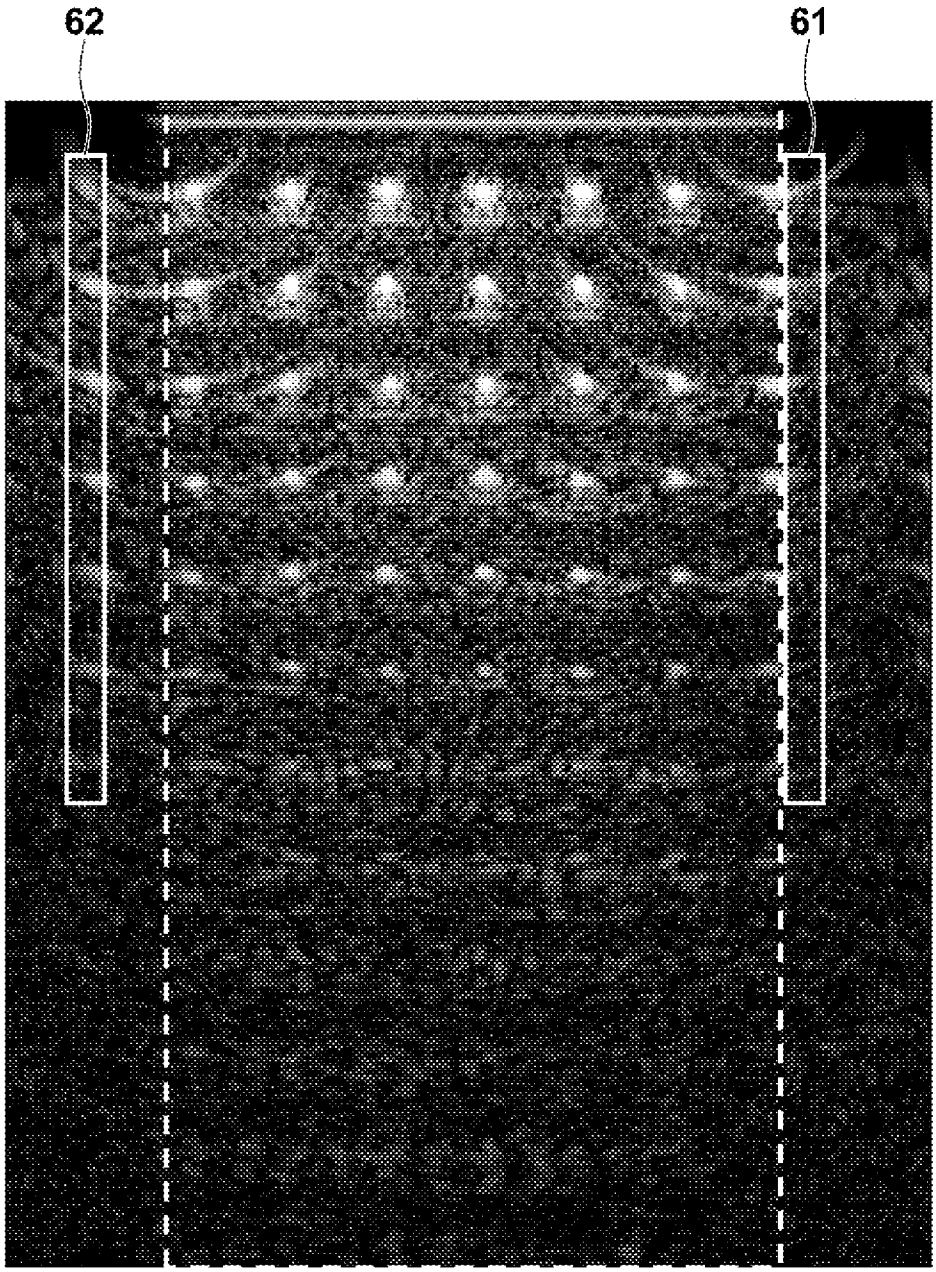
[図1]


Qスイッチ
トリガ信号
10
13
Qスイッチ
32
被検体
パルス
レーザ光
散乱光
31
フラッシュ
ランプ
光トリガ信号
レーザユニット
11
超音波探触子
(プローブ)
受信信号
12
超音波ユニット
トリガ制御回路
26
受信回路
21
ADトリガ信号
制御手段
AD変換手段
22
ADクロック(40MHz)
受信メモリ
23
ダミーデータ
挿入手段
24
25
光音響画像
再構成手段
251
検波・対数変換
手段
252
光音響画像
構築手段
253
27
画像表示手段
14

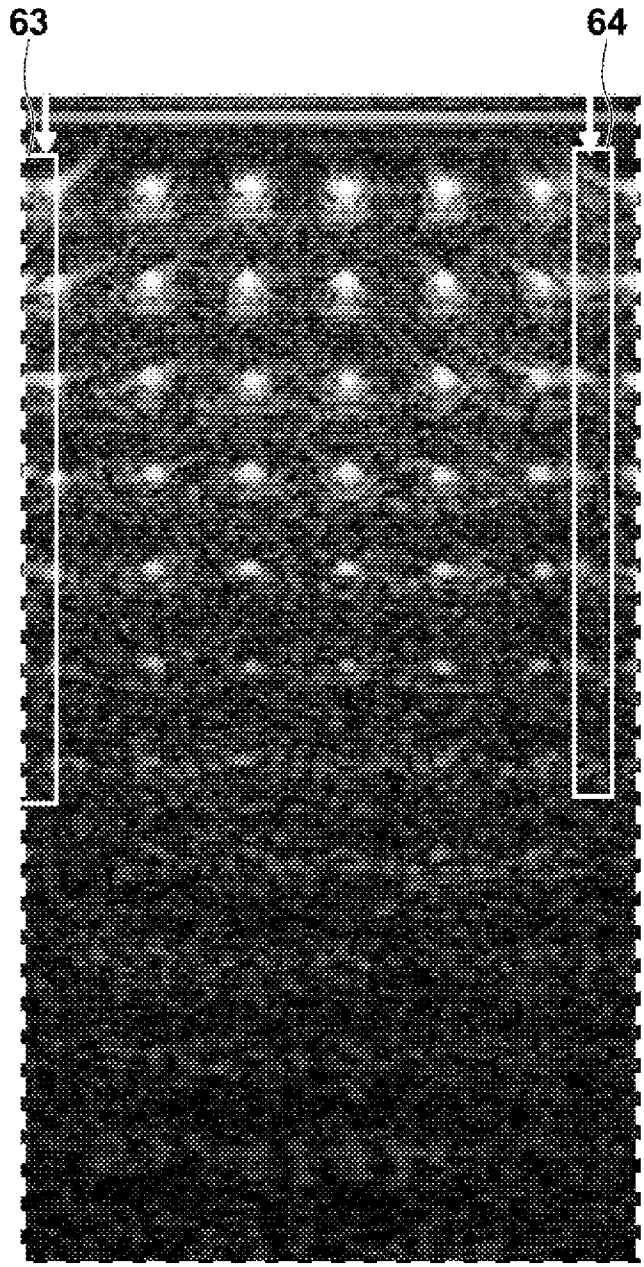
[図2]



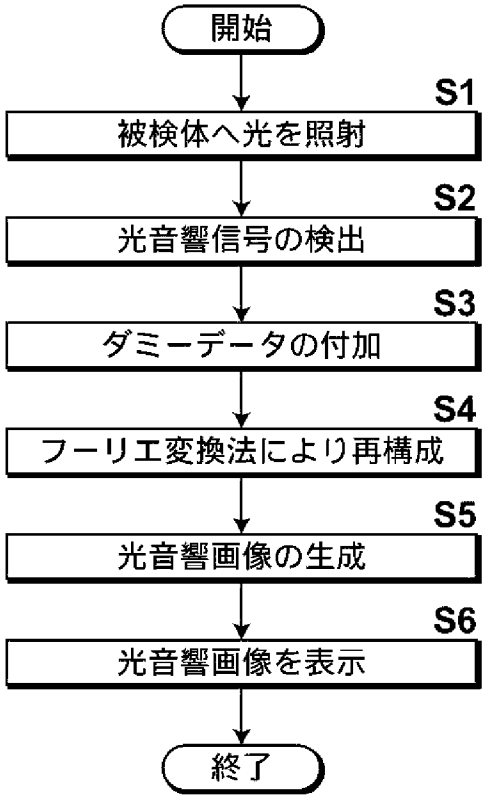
[図3]



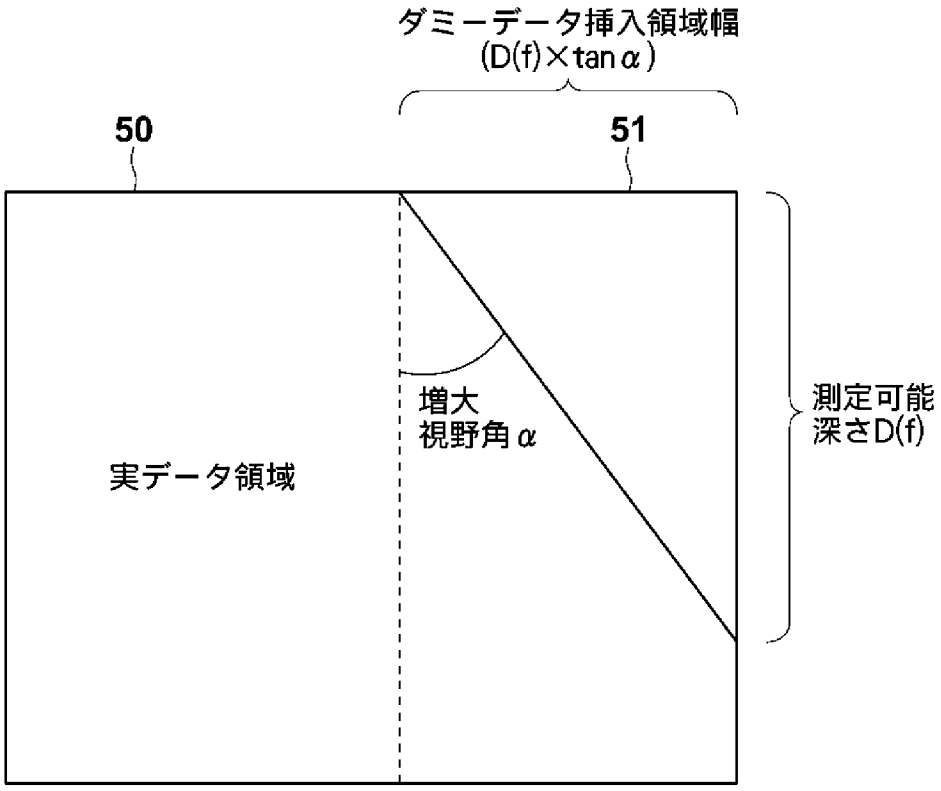
[図4]



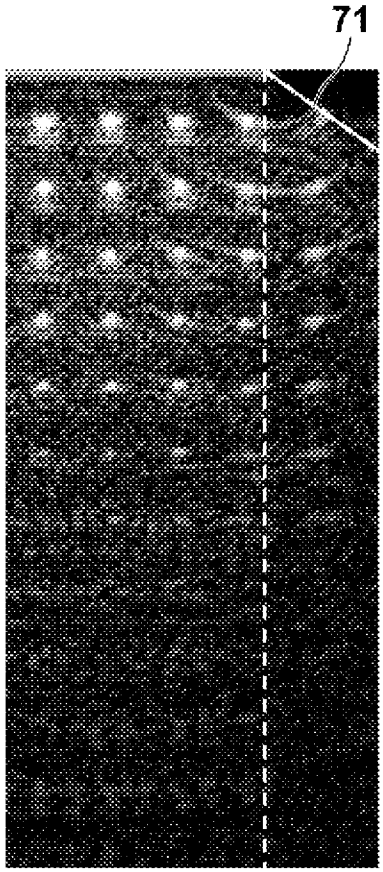
[図5]


開始
S1
被検体へ光を照射
S2
光音響信号の検出
S3
ダミーデータの付加
S4
フーリエ変換法により再構成
S5
光音響画像の生成
S6
光音響画像を表示
終了

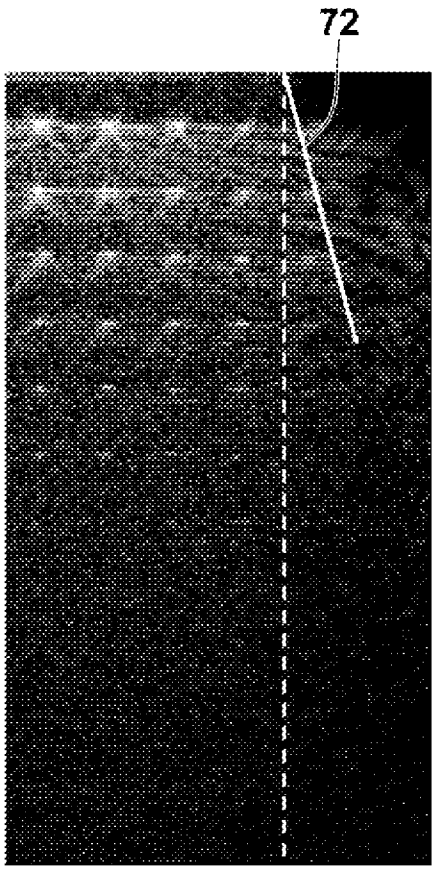
[図6]


ダミーデータ挿入領域幅
(D(f)×tanα)
50
51
増大
視野角α
実データ領域
測定可能
深さD(f)

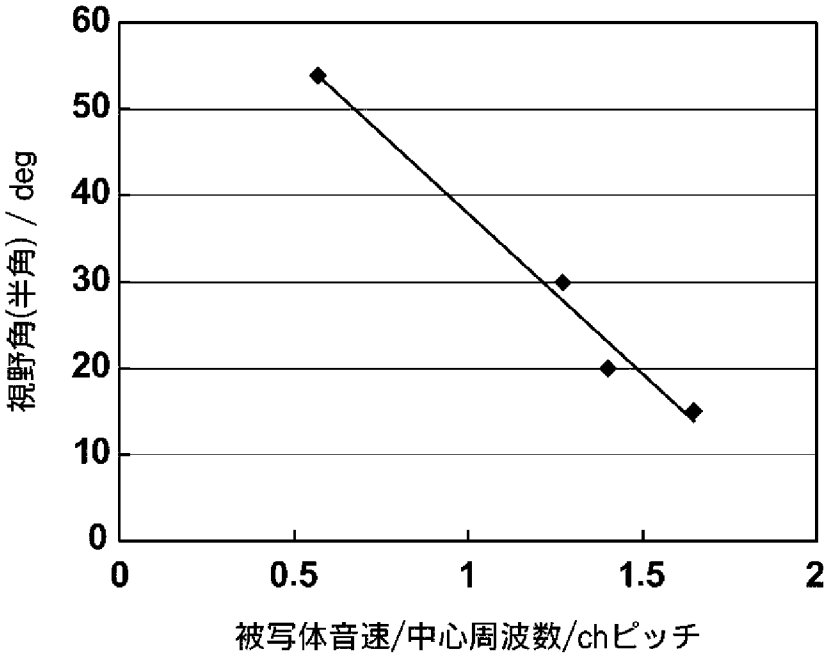
[図7A]



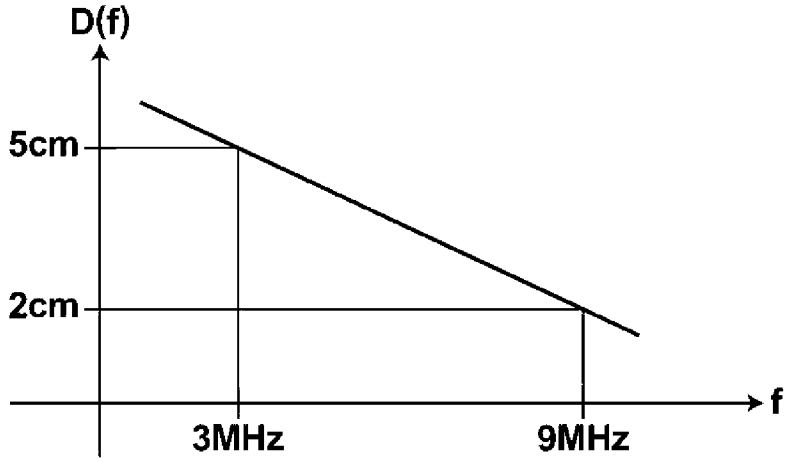
[図7B]



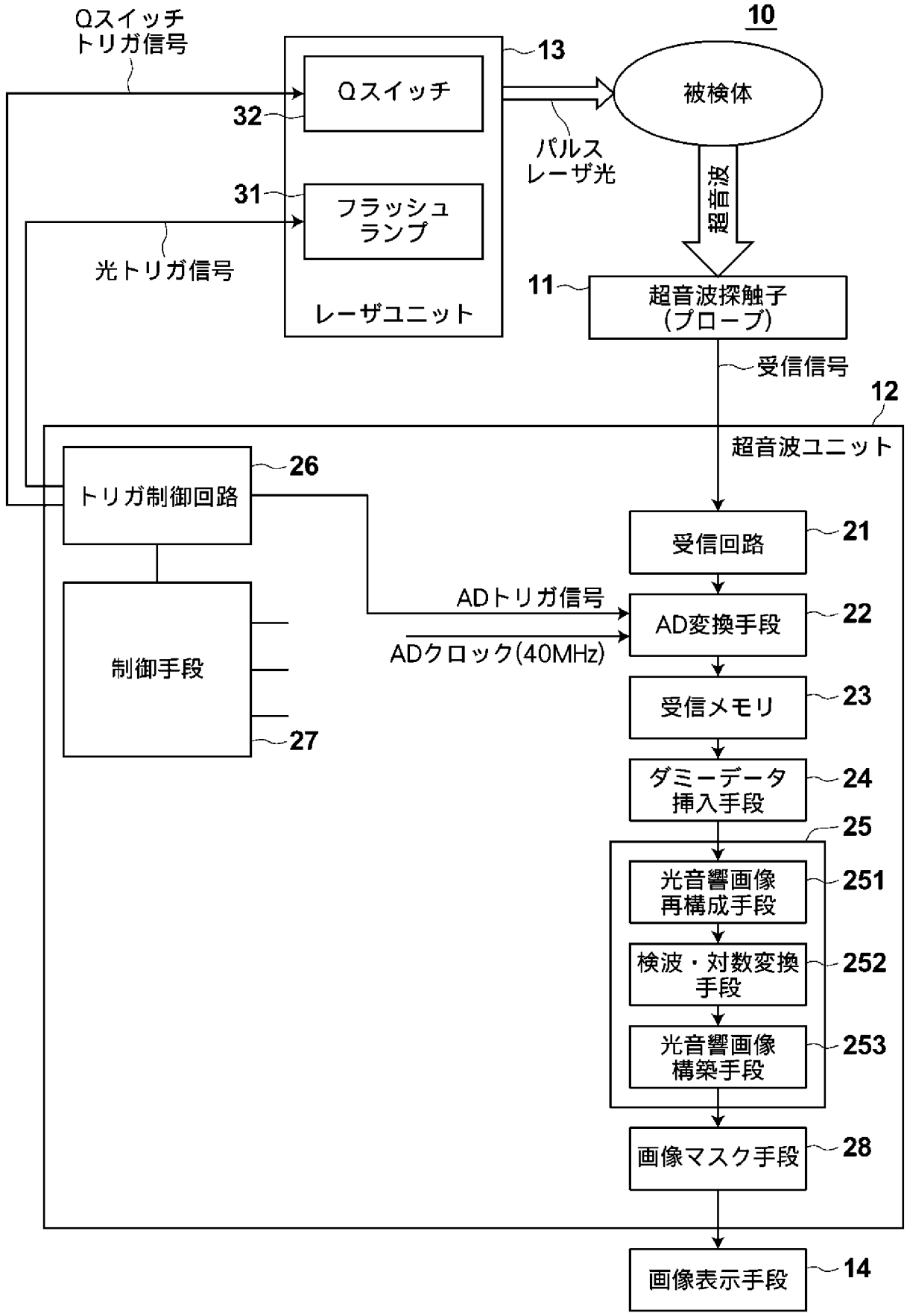
[図8]


60
50
40
30
20
10
0
視野角(半角) / deg
0
0.5
1
1.5
2
被写体音速/中心周波数/chピッチ

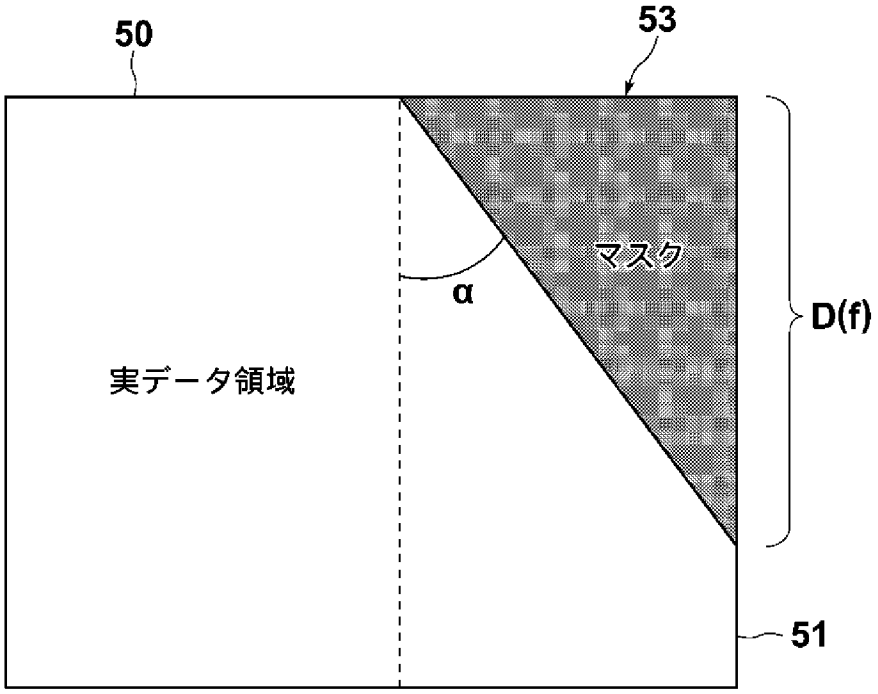
[図9]


D(f)
5cm
2cm
f
3MHz
9MHz

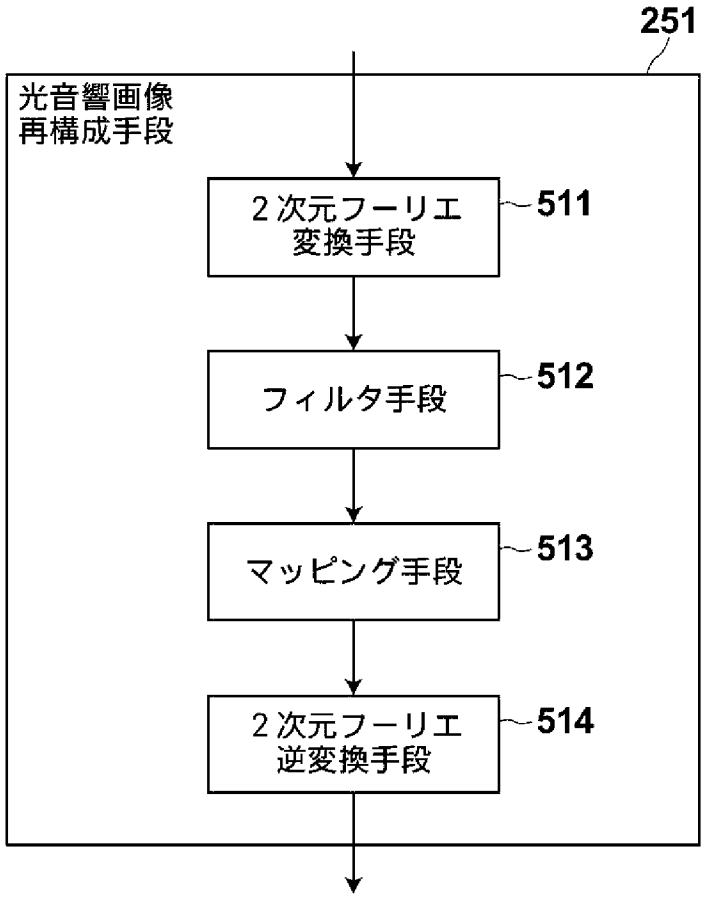
[図10]


Qスイッチ
トリガ信号
10
13
Qスイッチ
32
被検体
パルス
レーザ光
照射部
31
フラッシュ
ランプ
光トリガ信号
レーザユニット
11
超音波探触子
(プローブ)
受信信号
12
超音波ユニット
トリガ制御回路
26
受信回路
21
ADトリガ信号
制御手段
AD変換手段
22
ADクロック(40MHz)
受信メモリ
23
ダミーデータ
挿入手段
24
25
光音響画像
再構成手段
251
検波・対数変換
手段
252
光音響画像
構築手段
253
27
画像マスク手段
28
画像表示手段
14

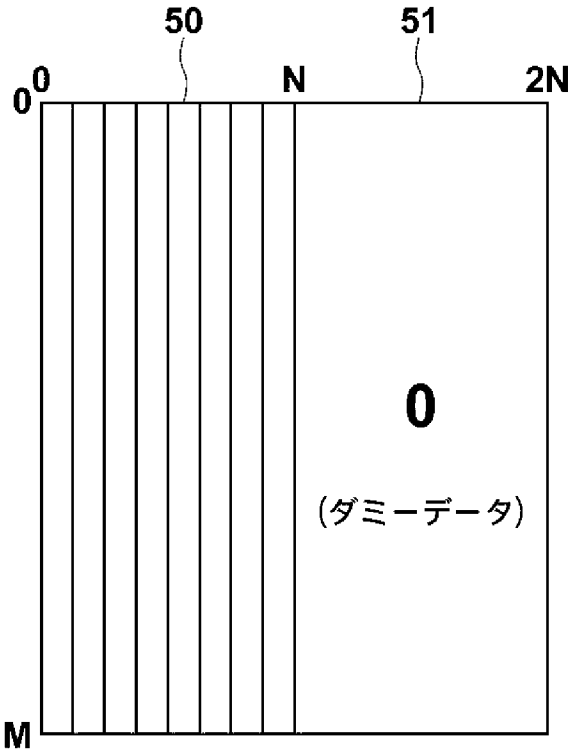
[図11]


50
53
マスク
α
D(f)
実データ領域
51

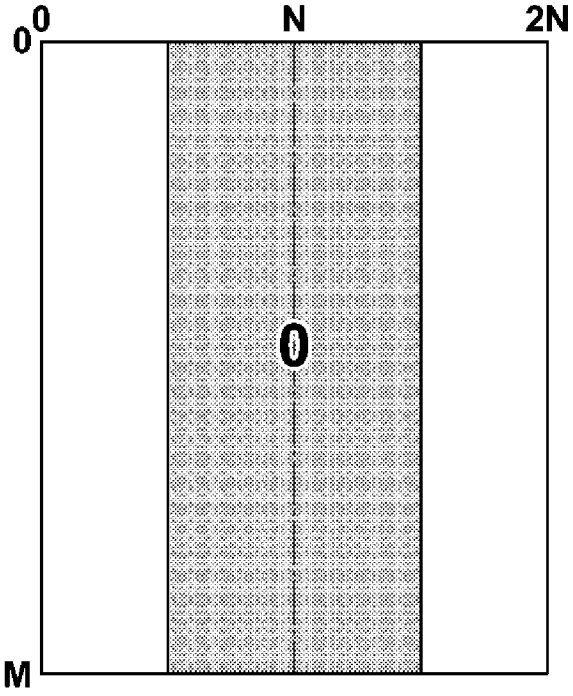
[図12]


251
光音響画像
再構成手段
2次元フーリエ
変換手段
511
フィルタ手段
512
マッピング手段
513
2次元フーリエ
逆変換手段
514

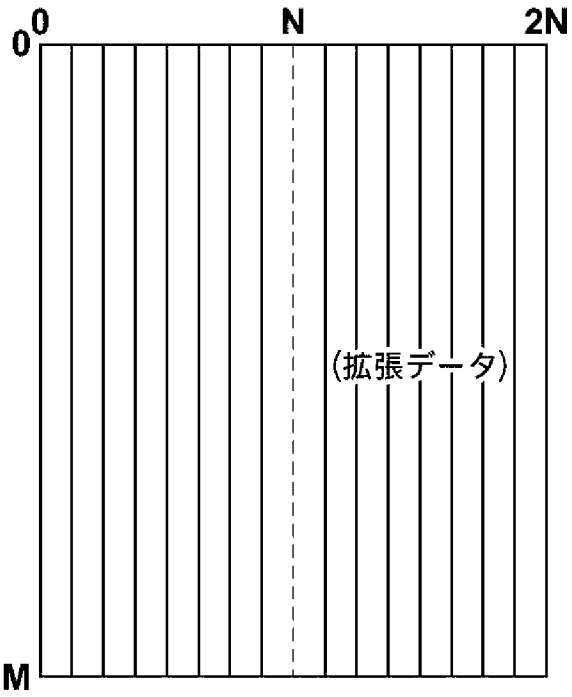
[図13]



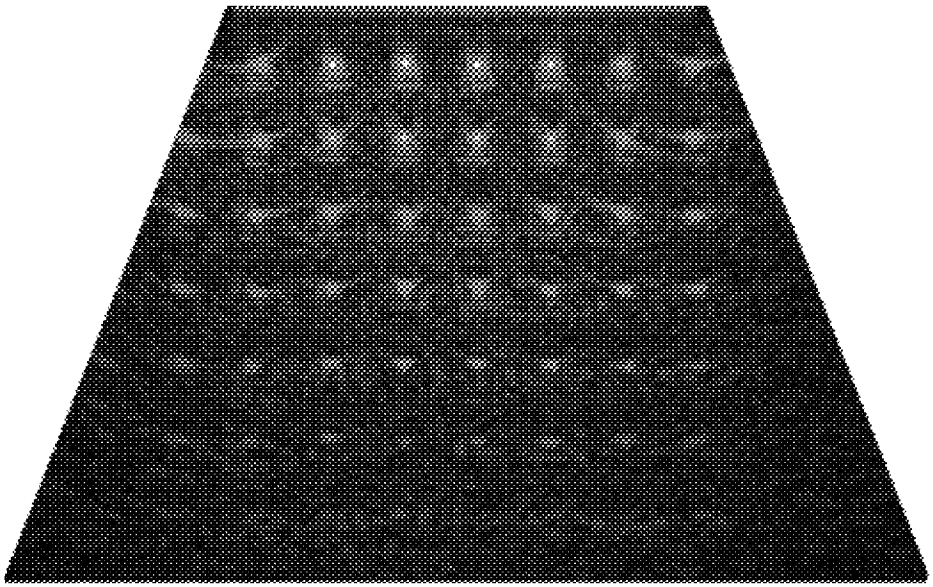
[図14]



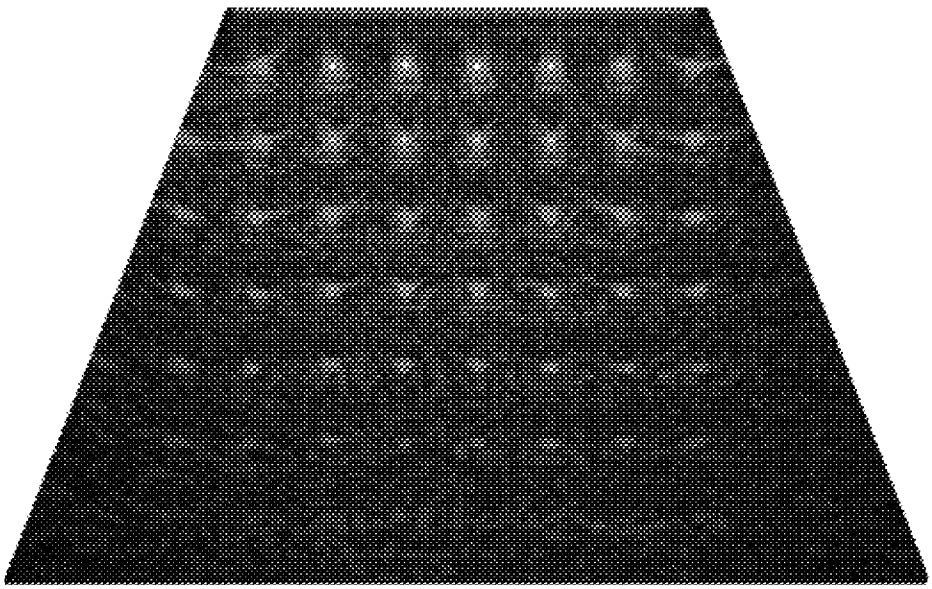
[図15]



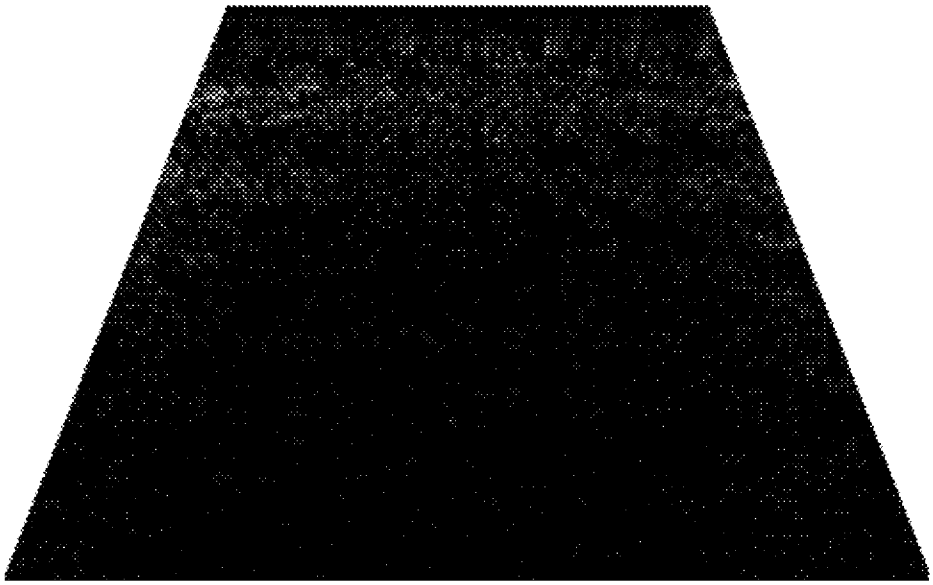
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/004864

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-139475 A (Canon Inc.), 26 July 2012 (26.07.2012), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2010-11904 A (Toshiba Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2009-537201 A (Stiftelsen Universitetsforskning Bergen), 29 October 2009 (29.10.2009), entire text; all drawings & US 2009/0297008 A1 & GB 609610 D & GB 609610 D0 & EP 2038841 A & WO 2007/132242 A1 & CN 101506842 A	1-14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search 26 September, 2013 (26.09.13)	Date of mailing of the international search report 08 October, 2013 (08.10.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/004864

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5-237094 A (Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 17 September 1993 (17.09.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-14

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／００４８６４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

Ｃ．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 2012-139475 A (キヤノン株式会社) 2012.07.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2010-11904 A (株式会社東芝) 2010.01.21, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2009-537201 A (スティフテルセン　ウニヴァズィテッフォースクニング　ベルゲン) 2009.10.29, 全文, 全図 & US 2009/0297008 A1 & GB 609610 D & GB 609610 D0 & EP 2038841 A & WO 2007/132242 A1 & CN 101506842 A	1-14

☑　Ｃ欄の続きにも文献が列挙されている。

☐　パテントファミリーに関する別紙を参照。

＊　引用文献のカテゴリー
「Ａ」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「Ｅ」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「Ｌ」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「Ｏ」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「Ｐ」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献
「Ｔ」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
２６．０９．２０１３	０８．１０．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　２Ｑ　９２０８
宮川　哲伸
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

C（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 5-237094 A（横河メディカルシステム株式会社）1993.09.17，全文，全図（ファミリーなし）	1-14