

(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2013-128760

(P2013-128760A)

(43) 公開日 平成25年7月4日 (2013.7.4)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	2 G 0 4 7
G 0 1 N 29/00 (2006.01)	G 0 1 N 29/00 5 0 1	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 17 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号	特願2012-247101 (P2012-247101)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成24年11月9日 (2012.11.9)	(74) 代理人	100073184 弁理士 柳田 征史
(31) 優先権主張番号	特願2011-254656 (P2011-254656)	(74) 代理人	100090468 弁理士 佐久間 剛
(32) 優先日	平成23年11月22日 (2011.11.22)	(72) 発明者	▲辻▼田 和宏 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
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	入澤 寛 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

最終頁に続く

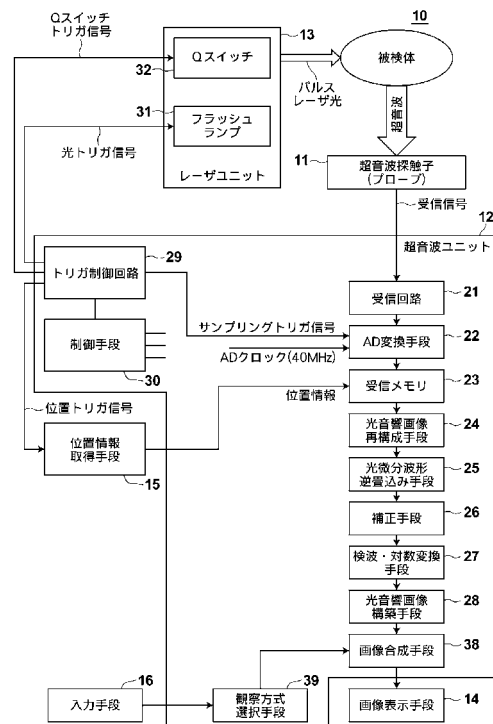
(54) 【発明の名称】 光音響画像生成装置および光音響画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】光音響イメージングにおいて、光吸収体の吸収分布を表す光音響画像を光音響信号から生成することを可能とする。

【解決手段】光出射部13および超音波振動子60を有するプローブ11と、プローブ11の実空間における位置およびその向きを規定する空間情報を取得する位置情報取得手段15と、プローブ11によって検出された光音響波の光音響信号と位置情報取得手段15によって取得された空間情報とを使用して、光音響信号についての断層データおよび/またはボリュームデータを生成する光音響画像生成手段12とを備え、光音響画像生成手段12を、測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を光音響信号からデコンボリューションする光微分波形逆畳込み手段25を有し、断層データおよび/またはボリュームデータを生成するに際しデコンボリューションされた光音響信号を使用するものとする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に向けて測定光を出射する光出射部、および、前記測定光の出射に起因して前記被検体内で発生した光音響波を検出する音響検出素子を有するプローブと、

前記プローブの実空間における位置および／またはその向きを規定する空間情報を取得する位置情報取得手段と、

前記プローブによって検出された前記光音響波の光音響信号と前記位置情報取得手段によって取得された前記空間情報とを使用して、前記光音響信号についての断層データおよび／またはボリュームデータを生成する光音響画像生成手段とを備え、

前記光音響画像生成手段が、前記測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を前記光音響信号からデコンボリューションする光微分波形逆畳込み手段を有し、断層データおよび／またはボリュームデータを生成するに際し、前記光微分波形逆畳込み手段によってデコンボリューションされた前記光音響信号を使用するものであることを特徴とする光音響画像生成装置。

10

【請求項 2】

前記光微分波形逆畳込み手段が、前記測定光の前記光微分波形を取得する光微分波形取得手段を更に備え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】

前記光微分波形逆畳込み手段が、

前記光音響信号をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換手段と、

前記光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号をフーリエ変換する第 2 のフーリエ変換手段と、

フーリエ変換された前記光微分波形の逆数を逆フィルタとして求める逆フィルタ演算手段と、

フーリエ変換された前記光音響信号に前記逆フィルタを適用するフィルタ適用手段と、

前記逆フィルタが適用された前記光音響信号をフーリエ逆変換するフーリエ逆変換手段とを有するものであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光音響画像生成装置。

20

【請求項 4】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

前記光微分波形逆畳込み手段が、前記第 1 のサンプリングレートでサンプリングされた前記光音響信号を、前記第 2 のサンプリングレートでリサンプルするリサンプル手段を更に備え、

前記第 1 のフーリエ変換手段が、前記リサンプル手段でリサンプルされた前記光音響信号をフーリエ変換するものであ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。

30

【請求項 5】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

前記第 1 のフーリエ変換手段が第 1 のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

前記第 2 のフーリエ変換手段が前記第 1 のデータ点数よりも多い第 2 のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

前記光微分波形逆畳込み手段が、フーリエ変換された前記光音響信号に対して、前記第 1 のデータ点数と前記第 2 のデータ点数との差の分だけ中央に 0 を付加するゼロパディングを行うゼロパディング手段を更に備え、

前記フィルタ適用手段が、前記ゼロパディング手段でゼロパディングが行われた前記光音響信号に対して前記逆フィルタを適用するものであ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。

40

50

【請求項 6】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、
前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、
前記第 1 のフーリエ変換手段が第 1 のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、
前記第 2 のフーリエ変換手段が前記第 1 のデータ点数よりも多い第 2 のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、
前記光微分波形逆畳込み手段が、フーリエ変換された前記光微分波形から、前記第 1 のデータ点数と前記第 2 のデータ点数の差の分だけ高周波成分サンプル点を除去する高周波成分サンプル点除去手段を更に備え、
前記逆フィルタ演算手段が、フーリエ変換された前記光微分波形から高周波成分サンプル点を除去した波形の逆数を前記逆フィルタとして求めるものであ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。

10

【請求項 7】

前記光微分波形逆畳込み手段が、前記測定光が複数の波長の光を含む場合において、各波長の光に対応した光音響信号から光微分波形をデコンボリューションした信号を生成するものであり、
前記光音響画像生成手段が、各波長の光に対応したデコンボリューション後の信号同士を演算処理する 2 波長データ演算手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 から 6 いずれかに記載の光音響画像生成装置。

20

【請求項 8】

前記光音響画像生成手段が、デコンボリューションされた前記光音響信号から、前記光音響信号を検出する検出器の受信角度依存特性の影響を除去するように、デコンボリューションされた前記光音響信号を補正する補正手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれかに記載の光音響画像生成装置。

【請求項 9】

前記ボリュームデータの観察方式を選択する観察方式選択手段を更に備え、
前記光音響画像生成手段が、前記ボリュームデータに基づいて、前記観察方式選択手段によって選択された観察方式に従って光音響画像を生成するものであることを特徴とする請求項 1 から 8 いずれかに記載の光音響画像生成装置。

30

【請求項 10】

前記位置情報取得手段が、磁気センサユニットを含み、該磁気センサユニットを用いて前記空間情報を取得するものであることを特徴とする請求項 1 から 9 いずれかに記載の光音響画像生成装置。

【請求項 11】

前記プローブが、前記被検体に対して送信された音響波に対する反射音響波を検出するものであり、
前記プローブによって検出された前記反射音響波の反射音響波信号に基づいて反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成手段を更に備えることを特徴とする請求項 1 から 10 いずれかに記載の光音響画像生成装置。

40

【請求項 12】

光出射部および音響検出素子を有するプローブを備えた光音響画像生成装置を用いて、測定光の出射に起因して被検体内で発生した光音響波を検出し、
前記プローブの実空間における位置および / またはその向きを規定する空間情報を取得し、
前記測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を前記光音響波の光音響信号からデコンボリューションし、
デコンボリューションされた前記光音響信号と前記空間情報とを使用して、前記光音響信号についての断層データおよび / またはボリュームデータを生成することを特徴とする光音響画像生成方法。

50

【請求項 1 3】

前記デコンボリューションを、前記光音響信号をフーリエ変換し、前記光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号をフーリエ変換し、フーリエ変換された前記光微分波形の逆数を逆フィルタとして求め、フーリエ変換された前記光音響信号に前記逆フィルタを適用し、前記逆フィルタが適用された前記光音響信号をフーリエ逆変換することによって行うことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光音響画像生成方法。

【請求項 1 4】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものである場合において、

前記第 1 のサンプリングレートでサンプリングされた前記光音響信号を、前記第 2 のサンプリングレートでリサンプルし、リサンプルされた前記光音響信号をフーリエ変換することによって行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の光音響画像生成方法。

10

【請求項 1 5】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものである場合において、

前記光音響信号のフーリエ変換を第 1 のデータ点数で行い、
前記光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号のフーリエ変換を、前記第 1 のデータ点数よりも多い第 2 のデータ点数で行い、

20

フーリエ変換された前記光音響信号に対して、前記第 1 のデータ点数と前記第 2 のデータ点数との差の分だけ中央に 0 を付加するゼロパディングを行い、

ゼロパディングが行われた前記光音響信号に対して前記逆フィルタを適用することによって行うことを特徴とする請求項 1 3 に記載の光音響画像生成方法。

【請求項 1 6】

前記光音響信号が第 1 のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、前記光微分波形が前記第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものである場合において、

前記光音響信号のフーリエ変換を第 1 のデータ点数で行い、
前記光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号のフーリエ変換を、前記第 1 のデータ点数よりも多い第 2 のデータ点数で行い、

30

フーリエ変換された前記光微分波形の信号から、前記第 1 のデータ点数と前記第 2 のデータ点数の差の分だけ高周波成分サンプル点を除去し、

高周波成分サンプル点を除去した後の前記光微分波形の逆数を前記逆フィルタとして求めることを特徴とする請求項 1 3 に記載の光音響画像生成方法。

【請求項 1 7】

前記測定光が複数の波長の光を含む場合において、

各波長の光に対応した光音響信号から光微分波形をデコンボリューションした信号を生成し、各波長の光に対応したデコンボリューション後の信号同士を演算処理することによって行うことを特徴とする請求項 1 2 から 1 6 いずれかに記載の光音響画像生成方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光の照射に起因して発生した光音響波に基づいて光音響画像を生成する光音響画像生成装置および光音響画像生成方法に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、被検体の内部の断層画像を取得する方法としては、超音波が被検体内に照射されることにより被検体内で反射した超音波を検出して超音波画像を生成し、被検体内の形態的な断層画像を得る超音波イメージングが知られている。一方、被検体の検査においては

50

形態的な断層画像だけでなく機能的な断層画像を表示する装置の開発も近年進められている。そして、このような装置の一つに光音響分析法を利用した装置がある。この光音響分析法は、所定の波長（例えば、可視光、近赤外光又は中間赤外光の波長帯域）を有するパルス光を被検体に照射し、被検体内の特定物質がこのパルス光のエネルギーを吸収した結果生じる弾性波である光音響波を検出して、その特定物質の濃度を定量的に計測するものである。被検体内の特定物質とは、例えば血液中に含まれるグルコースやヘモグロビンなどである。このように光音響波を検出しその検出信号に基づいて光音響画像を生成する技術は、光音響イメージング（P A I : Photoacoustic Imaging）或いは光音響トモグラフィ（P A T : Photo Acoustic Tomography）と呼ばれる。

【 0 0 0 3 】

10

さらに、例えば特許文献 1 のように、に音響波受信器を被検体に対して相対的に移動させて音響波を受信し、受信信号を基にして被検体内部の情報を 2 次元又は 3 次元画像として取得することが知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 1 - 1 2 5 5 7 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

20

しかしながら、従来の再構成方法（例えばフーリエドメイン法（F T A 法）や遅延加算法（Delay&Sum法）等）は実質的に圧力分布を画像化しているに過ぎず、そのような方法により生成された光音響画像は光吸収体の吸収分布を表していない。圧力分布を画像化した光音響画像では、1 本の血管が二重に表示されることがあり、画像判定上、血管の位置が確認しづらいことがあった。また、複数の異なる方向や複数の異なる波長で取得した画像同士を計算する際に、位置がずれやすく適切な結果が得られないなどの問題もあった。

【 0 0 0 6 】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、光音響イメージングにおいて、光吸収体の吸収分布を表す光音響画像を光音響信号から生成することを可能とする光音響画像生成装置および光音響画像生成方法を提供することを目的とするものである。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記課題を解決するために、本発明に係る光音響画像生成装置は、
被検体に向けて測定光を出射する光出射部、および、測定光の出射に起因して被検体内で発生した光音響波を検出する音響検出素子を有するプローブと、

プローブの実空間における位置および / またはその向きを規定する空間情報を取得する位置情報取得手段と、

プローブによって検出された光音響波の光音響信号と位置情報取得手段によって取得された空間情報とを使用して、光音響信号についての断層データおよび / またはボリュームデータを生成する光音響画像生成手段とを備え、

40

光音響画像生成手段が、測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を光音響信号からデコンボリューションする光微分波形逆畳込み手段を有し、断層データおよび / またはボリュームデータを生成するに際し、光微分波形逆畳込み手段によってデコンボリューションされた光音響信号を使用するものであることを特徴とするものである。

【 0 0 0 8 】

そして、本発明に係る光音響画像生成装置において、光微分波形逆畳込み手段は、測定光の光微分波形を取得する光微分波形取得手段を更に備えることが好ましい。

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る光音響画像生成装置において、光微分波形逆畳込み手段は、
光音響信号をフーリエ変換する第 1 のフーリエ変換手段と、

50

光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号をフーリエ変換する第2のフーリエ変換手段と、

フーリエ変換された光微分波形の逆数を逆フィルタとして求める逆フィルタ演算手段と

、

フーリエ変換された光音響信号に逆フィルタを適用するフィルタ適用手段と、

逆フィルタが適用された光音響信号をフーリエ逆変換するフーリエ逆変換手段とを有するものであることが好ましい。

【0010】

この場合において、光音響信号は第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

10

光微分波形は第1のサンプリングレートよりも高い第2のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

光微分波形逆畳込み手段は、第1のサンプリングレートでサンプリングされた光音響信号を、第2のサンプリングレートでリサンプルするリサンプル手段を更に備え、

第1のフーリエ変換手段は、リサンプル手段でリサンプルされた光音響信号をフーリエ変換するものであることが好ましい。

【0011】

或いは、上記の場合において、光音響信号は第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

光微分波形は第1のサンプリングレートよりも高い第2のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

20

第1のフーリエ変換手段は第1のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

第2のフーリエ変換手段は第1のデータ点数よりも多い第2のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

光微分波形逆畳込み手段は、フーリエ変換された光音響信号に対して、第1のデータ点数と第2のデータ点数との差の分だけ中央に0を付加するゼロパディングを行うゼロパディング手段を更に備え、

フィルタ適用手段は、ゼロパディング手段でゼロパディングが行われた光音響信号に対して逆フィルタを適用するものであることが好ましい。

【0012】

30

或いは、上記の場合において、光音響信号は第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

光微分波形は第1のサンプリングレートよりも高い第2のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、

第1のフーリエ変換手段は第1のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

第2のフーリエ変換手段は第1のデータ点数よりも多い第2のデータ点数でフーリエ変換を行うものであり、

光微分波形逆畳込み手段は、フーリエ変換された光微分波形から、第1のデータ点数と第2のデータ点数の差の分だけ高周波成分サンプル点を除去する高周波成分サンプル点除去手段を更に備え、

40

逆フィルタ演算手段は、フーリエ変換された光微分波形から高周波成分サンプル点を除去した波形の逆数を逆フィルタとして求めるものであることが好ましい。

【0013】

また、本発明に係る光音響画像生成装置において、光微分波形逆畳込み手段は、測定光が複数の波長の光を含む場合において、各波長の光に対応した光音響信号から光微分波形をデコンボリューションした信号を生成するものであり、

光音響画像生成手段は、各波長の光に対応したデコンボリューション後の信号同士を演算処理する2波長データ演算手段を更に備えることが好ましい。

【0014】

また、本発明に係る光音響画像生成装置において、光音響画像生成手段は、デコンボリ

50

ューションされた光音響信号から、光音響信号を検出する検出器の受信角度依存特性の影響を除去するように、デコンボリューションされた光音響信号を補正する補正手段を更に備えることが好ましい。

【0015】

また、本発明に係る光音響画像生成装置は、ボリウムデータの観察方式を選択する観察方式選択手段を更に備え、

光音響画像生成手段は、ボリウムデータに基づいて、観察方式選択手段によって選択された観察方式に従って光音響画像を生成するものであることが好ましい。

【0016】

また、本発明に係る光音響画像生成装置において、位置情報取得手段は、磁気センサユニットを含み、磁気センサユニットを用いて空間情報を取得するものであることが好ましい。

10

【0017】

また、本発明に係る光音響画像生成装置において、プローブは、被検体に対して送信された音響波に対する反射音響波を検出するものであり、

光音響画像生成装置は、プローブによって検出された反射音響波の反射音響波信号に基づいて反射音響波画像を生成する反射音響波画像生成手段を更に備えることが好ましい。

【0018】

本発明に係る光音響画像生成方法は、

光出射部および音響検出素子を有するプローブを備えた光音響画像生成装置を用いて、測定光の出射に起因して被検体内で発生した光音響波を検出し、

20

プローブの実空間における位置および/またはその向きを規定する空間情報を取得し、測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を光音響波の光音響信号からデコンボリューションし、

デコンボリューションされた光音響信号と上記空間情報とを使用して、光音響信号についての断層データおよび/またはボリウムデータを生成することを特徴とするものである。

【0019】

そして、本発明に係る光音響画像生成方法において、上記デコンボリューションは、光音響信号をフーリエ変換し、光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号をフーリエ変換し、フーリエ変換された光微分波形の逆数を逆フィルタとして求め、フーリエ変換された光音響信号に上記逆フィルタを適用し、上記逆フィルタが適用された光音響信号をフーリエ逆変換することによって行うことが好ましい。

30

【0020】

この場合において、光音響信号が第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、光微分波形が第1のサンプリングレートよりも高い第2のサンプリングレートでサンプリングされたものであるときには、第1のサンプリングレートでサンプリングされた光音響信号を、第2のサンプリングレートでリサンプルし、リサンプルされた光音響信号をフーリエ変換することができる。

【0021】

40

或いは、光音響信号が第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、光微分波形が第1のサンプリングレートよりも高い第2のサンプリングレートでサンプリングされたものであるときには、光音響信号のフーリエ変換を第1のデータ点数で行い、光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号のフーリエ変換を、第1のデータ点数よりも多い第2のデータ点数で行い、フーリエ変換された光音響信号に対して、第1のデータ点数と第2のデータ点数との差の分だけ中央に0を付加するゼロパディングを行い、ゼロパディングが行われた光音響信号に対して上記逆フィルタを適用することができる。

【0022】

或いは、光音響信号が第1のサンプリングレートでサンプリングされたものであり、光

50

微分波形が第 1 のサンプリングレートよりも高い第 2 のサンプリングレートでサンプリングされたものであるときには、光音響信号のフーリエ変換を第 1 のデータ点数で行い、光微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号のフーリエ変換を、第 1 のデータ点数よりも多い第 2 のデータ点数で行い、フーリエ変換された光微分波形の信号から、第 1 のデータ点数と第 2 のデータ点数の差の分だけ高周波成分サンプル点を除去し、高周波成分サンプル点を除去した後の光微分波形の逆数を上記逆フィルタとして求めることができる。

【 0 0 2 3 】

また、本発明に係る光音響画像生成方法において、測定光が複数の波長の光を含む場合には、各波長の光に対応した光音響信号から光微分波形をデコンボリューションした信号を生成し、各波長の光に対応したデコンボリューション後の信号同士を演算処理することが好ましい。

10

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明に係る光音響画像生成装置および光音響画像生成方法は、特に、測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を光音響波の光音響信号からデコンボリューションし、デコンボリューションされた光音響信号と空間情報とを使用して、光音響信号についての断層データおよび/またはボリュームデータを生成することを特徴とする。したがって、従来の圧力波の伝搬過程における圧力分布を表す光音響信号を、光吸収体の吸収分布を表す光音響信号に変換することができる。この結果、光音響イメージングにおいて、光吸収体の吸収分布を表す光音響画像を光音響信号から生成することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 2】プローブの走査態様の例を示す概略図である。

【図 3】光音響画像の表示態様の例を示す概略図である。

【図 4】第 1 の実施形態の光音響画像生成装置における光微分波形逆畳込み手段の構成を示すブロック図である。

【図 5 A】再構成後の光音響信号を示す波形図である。

【図 5 B】F F T 後の光音響信号 F F T を示す波形図である。

30

【図 5 C】光パルス微分波形 (h) を示す波形図である。

【図 5 D】F F T 後の光パルス微分波形 F F T (f f t _ h) を示す波形図である。

【図 5 E】光パルス微分波形 F F T フィルタを示す波形図である。

【図 5 F】デコンボリューション後の F F T 波形を示す波形図である。

【図 5 G】逆変換された光音響信号を示す波形図である。

【図 6 A】再構成後の光音響信号に基づいて生成した光音響画像を示す図である。

【図 6 B】デコンボリューション後の光音響信号に基づいて生成した光音響画像を示す図である。

【図 7】光音響画像生成の動作手順を示すフローチャートである。

【図 8】第 2 の実施形態の光音響画像生成装置における光微分波形逆畳込み手段の構成を示すブロック図である。

40

【図 9 A】4 0 0 M H z のサンプリングレートでサンプリングした光パルス微分波形を示す波形図である。

【図 9 B】4 0 M H z のサンプリングレートでサンプリングした光パルス微分波形を示す波形図である。

【図 1 0】第 3 の実施形態の光音響画像生成装置における光微分波形逆畳込み手段の構成を示すブロック図である。

【図 1 1 A】光音響信号 (周波数領域) を示すグラフである。

【図 1 1 B】ゼロパディング後の光音響信号を示すグラフである。

【図 1 2】第 4 の実施形態の光音響画像生成装置における光微分波形逆畳込み手段の構成

50

を示すブロック図である。

【図 1 3 A】光パルス微分波形（周波数領域）を示すグラフである。

【図 1 3 B】高周波成分サンプル点が除去された光パルス微分波形を示すグラフである。

【図 1 4】本発明の光音響画像生成装置の第 5 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【図 1 5】本発明の光音響画像生成装置の第 6 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、本発明の実施形態について図面を用いて説明するが、本発明はこれに限られるものではない。なお、視認しやすくするため、図面中の各構成要素の縮尺等は実際のものとは適宜異ならせてある。

【0027】

「光音響画像生成装置の第 1 の実施形態」

まず、本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態を詳細に説明する。図 1 は、本発明の光音響画像生成装置の第 1 の実施形態の構成を示すブロック図である。

【0028】

具体的には、本実施形態の光音響画像生成装置 10 は、超音波探触子（プローブ）11、超音波ユニット 12、レーザユニット 13、画像表示手段 14、位置情報取得手段 15 および入力手段 16 を備える。

【0029】

<レーザユニット>

レーザユニット 13 は、被検体に照射すべきレーザ光を測定光として出射する。レーザユニット 13 が出射するレーザ光は、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、プローブ 11 から被検体に照射される。このレーザユニット 13 が本発明における光出射部に相当する。例えば本実施形態においてレーザユニット 13 は、励起光源であるフラッシュランプ 31 とレーザ発振を制御する Q スイッチ 32 とを含む Q スイッチレーザである。レーザユニット 13 は、トリガ制御回路 29 が光トリガ信号を出力すると、フラッシュランプ 31 を点灯し、Q スイッチレーザを励起する。

【0030】

レーザユニット 13 は、レーザ光として 1 ~ 100 nsec のパルス幅を有するパルス光を出力するものであることが好ましい。レーザ光の波長は、計測の対象となる被検体内の物質の光吸収特性によって適宜決定される。生体内のヘモグロ빈は、その状態（酸素化ヘモグロ빈、脱酸素化ヘモグロ빈、メトヘモグロ빈等）により光学的な吸収特性が異なるが、一般的には 360 ~ 1000 nm の光を吸収する。したがって、生体内でのヘモグロ빈を計測する場合には、他の生体物質の吸収が比較的少ない 600 ~ 1000 nm の程度とすることが好ましい。また、より生体内での被検体の深部まで届くという観点から、レーザ光の波長は 700 ~ 1000 nm であることが好ましい。

【0031】

なお、レーザユニット 13 としては、特定の波長成分又はその成分を含む単色光を発生する半導体レーザ（LD）、固体レーザ、ガスレーザ等の発光素子を用いることもできる。

【0032】

<プローブ（超音波探触子）>

プローブ 11 は、レーザユニット 13 から出射されたレーザ光が被検体に照射された後に、被検体内の光吸収体がレーザ光を吸収することで生じた光音響波（光音響信号）を検出する。プローブ 11 は、例えば一次元または二次元に配列された複数の超音波振動子（振動子アレイ）を有する。プローブ 11 は、ハンドヘルド型の探触子であり、操作者が手で走査可能となるように構成されている。この超音波振動子が本発明における音響検出素子に相当する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 3 】

図 2 は、プローブの走査態様の例を示す概略図である。図 2 a および図 2 b は、一次元に配列した振動子アレイ 6 0 のアレイ方向（超音波振動子が配列した方向）についての走査態様を表したものである。図 2 a は、アレイ方向に垂直でかつ被検体内に向かう軸 6 1 が撮像の対象となる部位 6 2 を中心にアレイ方向 A に回転するように、振動子アレイ 6 0 が走査される様子を示している。また、図 2 b は、アレイ方向とエレベーション方向（アレイ方向および軸 6 1 の両方に垂直な方向）とで規定される平面内でアレイ方向 B に振動子アレイ 6 0 が走査される様子を示している。一方、図 2 c から図 2 e は、一次元に配列した振動子アレイ 6 0 のエレベーション方向についての走査態様を表したものである。図 2 c は、アレイ方向とエレベーション方向とで規定される平面内でエレベーション方向 C に振動子アレイ 6 0 が走査される様子を示している。また、図 2 d は、振動子アレイ 6 0 の中心を通る軸 6 1 を回転軸にして方向 D に振動子アレイ 6 0 が走査される様子を示している。また、図 2 e は、アレイ方向に垂直でかつ被検体内に向かう軸 6 1 が撮像の対象となる部位 6 2 を中心にエレベーション方向 E に回転するように、振動子アレイ 6 0 が走査される様子を示している。上記の走査態様は走査の基本となる態様を示したに過ぎず、実際の走査は上記の走査態様を適宜組み合わせる。また、走査は、手動による走査に限られず、メカニカル的な機構によって実施してもよい。

10

【 0 0 3 4 】

< 位置情報取得手段 >

位置情報取得手段 1 5 は、プローブ 1 1 が走査されながら光音響信号を検出している間、プローブ 1 1 の実空間における位置およびその向きを規定する空間情報（以下、単に位置情報という。）を順次取得する。この位置情報は光音響信号に基づいてボリュームデータを生成する際に使用される。位置情報の取得の開始或いはその終了は、トリガ制御回路 2 9 からの位置トリガ信号によって制御される。そして、取得された位置情報は、当該位置で検出された光音響信号と関連付けられた上で、受信メモリ 2 3 に送信される。位置情報取得手段 1 5 は、例えば磁場発生部および複数の磁気センサを有する磁気センサユニットから構成され、磁気センサがプローブ 1 1 の中に組み込まれる。磁気センサユニットは、磁場発生部が形成するパルス磁場上の空間において、磁場発生部に対する磁気センサの相対的位置座標（ x 、 y 、 z ）、および磁気センサの姿勢情報（角度（ α 、 β 、 γ ）の情報）を取得することができる。位置情報取得手段 1 5 は、磁気センサユニットの他、加速度センサや赤外線センサを使用して位置情報を取得するように構成してもよい。

20

30

【 0 0 3 5 】

< 超音波ユニット >

超音波ユニット 1 2 は、光音響画像生成手段に相当する。超音波ユニット 1 2 は、受信回路 2 1、A/D 変換手段 2 2、受信メモリ 2 3、光音響画像再構成手段 2 4、光微分波形逆畳込み手段 2 5、補正手段 2 6、検波・対数変換手段 2 7、光音響画像構築手段 2 8、トリガ制御回路 2 9、制御手段 3 0、画像合成手段 3 8 および観察方式選択手段 3 9 を有する。

【 0 0 3 6 】

受信回路 2 1 は、プローブ 1 1 で検出された光音響信号を受信する。A/D 変換手段 2 2 は、サンプリング手段であり、受信回路 2 1 が受信した光音響信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する。A/D 変換手段 2 2 は、例えば、外部から入力する所定周波数の A/D 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 2 3 は、A/D 変換手段 2 2 でサンプリングされた光音響信号を記憶する。また、受信メモリ 2 3 は、位置情報取得手段 1 5 が取得したプローブ 1 1 の位置情報も記憶する。そして、本実施形態では、受信メモリ 2 3 は、プローブ 1 1 によって検出された光音響信号を光音響画像再構成手段 2 4 に出力する。

40

【 0 0 3 7 】

光音響画像再構成手段 2 4 は、受信メモリ 2 3 から光音響信号を読み出し、プローブ 1 1 の複数の超音波振動子で検出された光音響信号に基づいて、光音響画像の各ラインのデ

50

ータを生成する。光音響画像再構成手段 24 は、例えばプローブ 11 の 64 個の超音波振動子からのデータを、超音波振動子の位置に応じた遅延時間で加算し、1 ライン分のデータを生成する（遅延加算法）。光音響画像再構成手段 24 は、遅延加算法に代えて、BP 法（Back Projection）により再構成を行ってもよい。あるいは光音響画像再構成手段 24 は、ハフ変換法又はフーリエ変換法を用いて再構成を行ってもよい。

【0038】

光微分波形逆畳込み手段 25 は、再構成された光音響信号から被検体に照射された光の光強度の時間波形の微分波形である光パルス微分波形（パルスレーザ光についての光微分波形）をデコンボリューションした信号を生成する。光パルス微分波形をデコンボリューションすることで、 $t \neq 0$ に再構成した圧力分布から、 $t = 0$ に再構成した圧力分布、すなわち吸収分布を求めることができる。光微分波形逆畳込み手段 25 は、再構成前の光音響信号に対してデコンボリューションを行ってもよい。デコンボリューションの詳細な説明は後述する。

【0039】

補正手段 26 は、光パルス微分波形がデコンボリューションされた信号を補正し、光パルス微分波形がデコンボリューションされた信号から、プローブ 11 における超音波振動子の受信角度依存特性の影響を除去する。また、補正手段 26 は、受信角度依存特性に加えて、又はこれに代えて、光パルス微分波形がデコンボリューションされた信号から被検体における光の入射光分布の影響を除去する。補正手段 26 を省き、これらの補正を行わずに、光音響画像の生成を行ってもよい。

【0040】

検波・対数変換手段 27 は、補正後の各ラインのデータの包絡線を求め、求めた包絡線に対数変換する。包絡線を求める検波手段としては、ヒルベルト変換や直交検波など従来から用いられている手法を用いることができる。これにより、超音波振動子の固有振動による帯域の影響が除去できる。光音響画像構築手段 28 は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、1 フレーム分の光音響画像（断層データ）を生成する。光音響画像構築手段 28 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。

【0041】

観察方式選択手段 39 は、光音響画像の表示態様を選択するものである。光音響信号についてのボリュームデータの表示態様としては、例えば三次元画像としての態様、断層データに基づく断面画像としての態様および所定の軸上のグラフとしての態様が挙げられる。いずれの態様によって表示するかは、初期設定或いは操作者による入力手段 16 からの入力に従って選択される。

【0042】

画像合成手段 38 は、それぞれの位置で取得されかつ光パルス微分波形がデコンボリューションされた光音響信号および位置情報を使用して、ボリュームデータを生成する。ボリュームデータの生成は、それぞれの光音響信号の信号値をこれに関連付けられた位置情報に従って、計算上の空間（仮想空間）に割り当てることにより行う。信号値を割り当てる際に、割り当てる場所が重複する場合には、その重複する場所の信号値として例えばそれらの信号値の平均値またはそれらのうちの最大値が採用される。また、必要に応じて、割り当てられる信号値がない場合には、その周辺の信号値を用いて補間することが好ましい。補間は、例えば、最近接点から順に 4 つの近接点の重み付き平均値を補間場所に割り当てることにより行う。これにより、より自然な形のボリュームデータを生成することができる。さらに、画像合成手段 38 は、生成されたボリュームデータに必要な処理（例えばスケールの補正およびボクセル値に応じた色付け等）を施す。

【0043】

また、画像合成手段 38 は、観察方式選択手段 39 によって選択された観察方式に従って光音響画像を生成する。図 3 は、光音響画像の表示態様の例を示す概略図である。図 3a は、仮想空間における所定の視点から眺めた際のボリュームデータの値を示す三次元画

10

20

30

40

50

像 6 3 a である。観察方式選択手段 3 9 において三次元状の吸収分布を観察する方式が選択された場合に、図 3 a のような三次元画像 6 3 a が表示される。三次元画像 6 3 a を規定する仮想空間における視点は、例えば初期設定として又は操作者による入力手段 1 6 からの入力によって、観察方式選択手段 3 9 に設定されており、この情報も画像合成手段 3 8 に送信される。また、図 3 b は、所定の二次元平面による断面におけるボリュームデータの値を示す断面画像 6 3 b である。観察方式選択手段 3 9 において二次元状の吸収分布を観察する方式が選択された場合に、図 3 b のような断面画像 6 3 b が表示される。断面画像 6 3 b を規定する二次元平面は、例えば初期設定として又は操作者による入力手段 1 6 からの入力によって、観察方式選択手段 3 9 に設定されており、この情報も画像合成手段 3 8 に送信される。また、図 3 c は、所定の一次元軸に沿ったボリュームデータの値を示すグラフ 6 3 c である。観察方式選択手段 3 9 において一次元状の吸収分布を観察する方式が選択された場合に、図 3 c のようなグラフ 6 3 c が表示される。グラフ 6 3 c を規定する一次元軸は、例えば初期設定として又は操作者による入力手段 1 6 からの入力によって、観察方式選択手段 3 9 に設定されており、この情報も画像合成手段 3 8 に送信される。

10

【 0 0 4 4 】

選択された観察方法に従って生成された光音響画像が、画像表示手段 1 4 に表示するための最終的な画像（表示画像）となる。

【 0 0 4 5 】

なお、上記の光音響画像を生成方法において、一旦光音響画像が生成された後、操作者が必要に応じて当該画像を回転させたり移動させたりすることも当然可能である。つまり、図 3 a に示されるような三次元画像が表示されている場合に、操作者が入力手段 1 6 を使用して視点とする方向を順次指定する或いは移動させることにより、光音響画像が再計算されて三次元画像が回転することになる。また、操作者が入力手段 1 6 を使用して適宜観察方法を変更することも可能である。

20

【 0 0 4 6 】

画像表示手段 1 4 は、画像合成手段 3 8 によって生成された表示画像を表示するものである。

【 0 0 4 7 】

制御手段 3 0 は、超音波ユニット 1 2 内の各部を制御する。トリガ制御回路 2 9 は、光音響画像生成に際して、レーザユニット 1 3 に光トリガ信号を送る。また、光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 1 3 は、光トリガ信号を受けてフラッシュランプ 3 1 を点灯し、レーザ励起を開始する。レーザユニット 1 3 は、Q スイッチトリガ信号が入力されると Q スイッチ 3 2 を ON にし、レーザ光を出射する。トリガ制御回路 2 9 は、被検体に対するレーザ光照射と同期して A D 変換手段 2 2 にサンプリングトリガ信号を送り、A D 変換手段 2 2 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。

30

【 0 0 4 8 】

図 4 に、光微分波形逆畳込み手段 2 5 の詳細な構成を示す。光微分波形逆畳込み手段 2 5 は、光微分波形取得手段 4 0 と、フーリエ変換手段 4 1、4 2 と、逆フィルタ演算手段 4 3 と、フィルタ適用手段 4 4 と、フーリエ逆変換手段 4 5 とを有する。光微分波形取得手段 4 0 は、光パルス微分波形を取得する。光微分波形取得手段 4 0 は、例えばメモリから光パルス微分波形を読み出す。これに代えて、メモリから被検体に照射された光の光強度の時間波形を読み出し、それを時間微分してもよい。また、被検体に照射された光の光強度の時間波形を測定し、その測定結果を時間微分することで光パルス微分波形を取得してもよい。更には、被検体に照射されたパルス光の光強度の時間波形又はその微分波形を表す関数であって、パルス光のパルス幅を独立変数とする関数と、被検体に照射されたパルス光のパルス幅の測定結果とを用いて、光パルス微分波形を取得するようにしてもよい。フーリエ変換手段（第 1 のフーリエ変換手段）4 1 は、離散フーリエ変換により、再構成された光音響信号を時間領域の信号から周波数領域の信号へと変換する。フーリエ変換

40

50

手段（第2のフーリエ変換手段）42は、離散フーリエ変換により、光パルス微分波形を所定のサンプリングレートでサンプリングした信号を時間領域の信号から周波数領域の信号へと変換する。フーリエ変換のアルゴリズムにはFFT（高速フーリエ変換：Fast Fourier Transform）を用いることができる。

【0049】

ここで、本発明におけるデコンボリューションの基本アルゴリズムについて概説する。

【0050】

従来、圧力分布画像に代えて、吸収分布画像を生成する技術がこれまでにいくつか知られている。例えば特開平3-156362号公報（以下、特許文献2）には、試料の熱的インパルス応答から光音響画像の分解能劣化を修復する逆フィルタを求め、得られた光音響画像に逆フィルタを作用させることで、理想的な光音響画像、すなわち試料表面の点光源によって励起され、検出されるその点（無限小）における熱的インピーダンス情報（＝無限小なる点熱源の集合）を得ることが記載されている。

【0051】

特許文献2では、より詳細には、まず、試料の熱インパルス応答 $h(x, y)$ を計算し、次いで光音響画像 $p(x, y)$ を構成する。熱的インパルス応答は、無限小なる一点の温度変化が試料表面の微小変位に変換されるまでの伝達関数と定義されている。その後、熱インパルス応答 $h(x, y)$ と光音響画像 $p(x, y)$ とをそれぞれフーリエ変換し、フーリエ変換像 $H(\mu, \nu)$ 、 $P(\mu, \nu)$ を得る。 $1/H(\mu, \nu)$ を逆フィルタとして用い、 $Q(\mu, \nu) = P(\mu, \nu) \cdot (1/H(\mu, \nu))$ により、 $Q(\mu, \nu)$ を計算する。そのようにして計算された $Q(\mu, \nu)$ をフーリエ逆変換することで、理想的な光音響画像 $q(x, y)$ が得られる。

【0052】

上記特許文献の他にも、Yuan Xu, et al., IEEE Transactions on Medical Imaging, Volume 21 (2002), p.823-828（以下、非特許文献1）には、論理的には、有限の時間幅を持つ光パルス $\eta(t)$ をフーリエ変換したものの $\eta(k)$ としたとき、その微分を $i\eta(k)$ として考慮することが記載されている。実験的には、超音波検出素子であるPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）での検出帯域以内に励起光パルス波形が入るようにパルス幅を長くしたマイクロ波を被検体に照射し、通常のPZTプローブで光音響信号を検出し、吸収分布を再構成している。

【0053】

また、Yi Wang, et al., Physics in Medicine and Biology, Volume 49 (2004), p.3117-3124（以下、非特許文献2）には、被写体中の微小要素からの圧力波形としてのマイクロ波形であって光パルス微分関数と装置インパルス応答関数とを合わせたマイクロ波形と、吸収分布とを、観測圧力波形に関連付けることが記載されている。吸収像再構成は、光微分とシステム応答とを不可分な状態で含む p_d を測定して、各素子の圧力波形から p_d をデコンボリューションしたのちに、フィルタ補正逆投影法（Filtered Backprojection法）を用いて行う。実験的には、パルス幅の短いパルスレーザ光で励起し、超音波の検出帯域を通常の超音波診断装置よりも広げて、ハイドロホン+オシロスコープで光音響信号を検出し、吸収分布を再構成する。

【0054】

しかしながら、非特許文献1では、光パルスをフーリエ変換した $\eta(k)$ を位置依存の関数 $\eta(r, k)$ として扱っていない。このため、 $t=0$ に再構成できる（検出した波形を基に時間を遡って光が入射した瞬間（ $t=0$ ）に発生した圧力分布を推定する計算を行うことができる）場合には正確な吸収分布を得ることができるものの、 $t \neq 0$ に再構成した場合（光が入射した瞬間（ $t=0$ ）の圧力分布を再構成できずに、時刻 $t=0$ からしばらく時間が経った後の圧力分布を推定することになる場合）には、光パルス幅成分が除去できず、圧力分布となる。

【0055】

また、非特許文献1及び2では、励起レーザと超音波検出装置とのどちらかを実用的な

範囲から外してレーザ発光時間と超音波検出時とを合わせて再構成している。このため、非特許文献 1 及び 2 では問題は明確には現れないものの、実用的な装置構成を考えた場合、非特許文献 1 及び 2 の手法では、 $t = 0$ とする再構成が困難である。すなわち、例えば実用的な装置構成として、

- ・サンプリング周波数 1 0 0 M H z 以下で、P Z T などを利用した狭帯域プローブを用いた超音波検出装置

- ・強い光音響信号が出る 1 - 1 0 0 n s オーダーの光パルス幅を持つ励起レーザを用いた場合、レーザパルス発光が超音波検出時間と比較して短時間の現象のため、 $t = 0$ に相当する状態（吸収分布と圧力分布とが比例する時間帯）に正確に再構成できない。

【 0 0 5 6 】

ここで、「時刻 $t = 0$ の圧力分布」は「吸収分布」を表すので、時刻 $t = 0$ 圧力分布が求められれば吸収分布を得ることができる。しかし、一般的な超音波検出装置のサンプリング間隔は 2 5 n s 程度であり、光が当たった瞬間の時刻 $t = 0$ のつもりで計算しても、実際は $t = \pm 1 2 . 5$ n s 程度の時間幅でずれが生じる。例えば光パルス幅が 1 0 0 n s と長い場合には、上記のずれ ($\pm 1 2 . 5$ n s) は誤差と考えればよいものの、光パルス幅が 1 0 n s であれば、上記のずれは誤差とは呼べなくなり、光が当たった瞬間の圧力分布というよりも圧力波の伝播過程の圧力分布に移行することとなる。その「圧力波の伝播過程の圧力分布」は、「吸収分布」に一致しない。

【 0 0 5 7 】

更に、実験的な生体等のサンプルにおいては、 $t = 0$ の圧力分布を定義することが困難である。生体内の音速を例えば 1 5 3 0 m / s と仮定し、検出時刻とレーザ照射時刻との差を伝播時間とすると、伝播時間から伝播距離が求まる。生体内の音速が 1 5 3 0 m / s で一定であれば、伝播時間から求めた伝播距離は実際の伝播距離と一致する。しかし、実際には、音速は生体内で一様ではなく、計算上の伝播距離と実際の伝播距離とにずれが生じる。従って、検出信号から伝播距離を推定する場合には、音速差に起因する伝播距離のあいまいさが残る。生体内の伝播距離のあいまいさを伝播時間のあいまいさと捉えると、時刻 $t = 0$ も曖昧性を持つことになり、 $t = 0$ の圧力分布というのあいまいになり、定義が困難となる。 $t = 0$ の分布が吸収分布であるのに対し、 $t > 0$ の分布は伝播時の圧力分布であり、これらが混ざると吸収分布とは言えなくなる。

【 0 0 5 8 】

そこで、本発明者は、実用的な装置においても検出信号から吸収分布を求めることを試みた。

【 0 0 5 9 】

光吸収体であるミクロ吸収粒子を考え、このミクロ吸収粒子がパルスレーザ光を吸収して圧力波（光音響圧力波）が生じることを考える。時刻を t として、位置 r にあるあるミクロ吸収粒子から発生する光音響圧力波を、位置 R で観測した場合の圧力波形 p_{micro} 。 (R, t) は、[Phys. Rev. Lett. 86(2001)3550.] より、以下の球面波となる。

【数 1】

$$p_{micro}(\mathbf{R}, t) = \frac{k}{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|} \frac{d}{d(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|}{v_s})} I(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|}{v_s})$$

【 0 0 6 0 】

ここで、 $I(t)$ は励起光の光強度の時間波形であり、係数 k は、粒子が光を吸収して音響波を出力する際の変換係数であり、 v_s は被検体の音速である。また、位置 r 、 R は、空間上の位置を示すベクトルである。ミクロ吸収粒子から発生する圧力は、上記式に示すように、光パルス微分波形に比例した球面波となる。

【 0 0 6 1 】

実際にイメージングする対象から得られる圧力波形は、よりマクロな吸収体のサイズを有しているため、上記のミクロ吸収波形を重ね合わせた波形になると考える（重ね合わせの原理）。ここで、マクロな光音響波を発する粒子の吸収分布を $A(\mathbf{r}-\mathbf{R})$ とし、そのマクロな吸収体からの圧力の観測波形を $p_{macro}(\mathbf{R}, t)$ とする。観測位置 $\mathbf{R}$ では、各時刻において、観測位置 $\mathbf{R}$ から半径 $v_s t$ に位置する吸収粒子からの光音響波が観測されることになるため、観測波形 $p_{macro}(\mathbf{R}, t)$ は、以下の圧力波形の式で示される。

【数 2】

$$\begin{aligned}
 p_{macro}(\mathbf{R}, t) &= \iiint A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) \times \frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \frac{d}{d(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s})} I(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) dV \\
 &= \int_0^{\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \int_0^{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|=v_s t} \frac{kA(\mathbf{r}-\mathbf{R})}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) |\mathbf{r}-\mathbf{R}|^2 \sin\theta d|\mathbf{r}-\mathbf{R}| d\theta d\phi \\
 &= \int_0^{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|=v_s t} \frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \int_0^{\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) dS \times I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) d|\mathbf{r}-\mathbf{R}| \\
 &= \left[\frac{k}{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|} \int_0^{\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} A(\mathbf{r}-\mathbf{R}) dS \right] * \left[I'(t-\frac{|\mathbf{r}-\mathbf{R}|}{v_s}) \right]
 \end{aligned} \tag{1}$$

【 0 0 6 2 】

上記式（１）からわかるように、観測波形は、光パルス微分のコンボリューション型を示す。

【 0 0 6 3 】

非特許文献 2 では、上記式に更に装置インパルス応答をコンボリューションした式を基本に考え、観測波形 p_{macro} から、光微分とシステム応答とを不可分な状態で含む p_d をデコンボリューションした後に、吸収分布 $A(\mathbf{r}-\mathbf{R})$ の再構成をフィルタ補正逆投影法で行うことを提案している。非特許文献 2 では、光パルス微分の影響よりも装置インパルス応答を考慮することを重視しており、それゆえに、装置として十分 S/N 比（Signal to Noise Ratio）が取れていない周波数帯域まで強調され、処理後の画像ノイズが増加する。そのため、非特許文献 2 では、高周波フィルタを含めて処理することが必要になる。

【 0 0 6 4 】

非特許文献 2 のように帯域が広い超音波プローブを用いるならば上記の方法でもよい。しかし、実用的な狭帯域プローブを用いた場合には、装置のインパルス応答に対して検出する超音波信号の周波数が低いため、通常の超音波プローブで検出する信号（低周波）に対してデコンボリューションする波形の帯域が広くなり、適切にデコンボリューションすることができず、画像として破たんが生じる。そこで、吸収分布を得る上で重要なのは光パルス微分項を考慮することであるため、本発明では、デコンボリューション処理において、光パルス微分項のみを考慮してデコンボリューションを行うこととする。

【 0 0 6 5 】

更に、本発明では、従来の超音波システムにおいても用いられている圧力分布を求める再構成（FTA 法、DNS 法、BP 法など）を適用後に、再構成後の画像が $t \neq 0$ の圧力分布、すなわち圧力波の伝播過程の圧力分布であることを認識の上で、これを吸収分布に変換することを考えた。圧力分布再構成の基本的な考え方としては、検出位置 $\mathbf{R} = (x, y, 0)$ の再構成後の圧力分布 $p_{rec}(\mathbf{R}, t)$ は、各時刻 t における、 $\mathbf{R}$ の検出軸（ $\mathbf{r}-\mathbf{R}$ ）上の $|\mathbf{r}-\mathbf{R}|$ 位置に存在する吸収体から発生する球面波を、周囲の圧電素子の

10

20

30

40

50

信号も含めて足し合わせてその位置における圧力強度を計算して得られる。従って、検出軸（ $r - R$ ）に存在するミクロの吸収体から発生し、伝播する光音響波を重ねあわせた $p_{rec}(R, t)$ は以下のように表記できる。

【数 3】

$$p_{rec}(\mathbf{R}, t) = \int A(|\mathbf{r} - \mathbf{R}|) \times \frac{k}{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|} I'(t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{R}|}{v_s}) d|\mathbf{r} - \mathbf{R}| \quad (2)$$

【0066】

このように吸収分布を 1 次元で考えて良くなることで、上記式のような圧力表記が可能となる。上記式（2）は、検出軸（ $r - R$ ）を z 軸、検出素子からの距離 $|\mathbf{r} - \mathbf{R}|$ を z とすると、下記のように表すことができる。

【数 4】

$$p_{rec}(x, y, t(=\frac{z'}{v_s})) = \int A(x, y, z) \frac{k}{z} \times I'(t - \frac{z}{v_s}) dz \quad (3)$$

【0067】

更に、式（3）から積分とは関係ない x, y は表記を省略し、 z 軸を時間で表記すると、上記式は、下記式のように表すことができる。

【数 5】

$$p_{rec}(x, y, t(=\frac{z'}{v_s})) = \frac{kA(v_s t)}{v_s t} * I'(t) \quad (4)$$

【0068】

このように、 $(x, y, 0)$ に位置する検出素子における 1 軸（時間軸又は z' 軸）のコンボリューション表記が可能となる。

【0069】

上記式（4）の両辺をフーリエ変換し、周波数軸において、圧力分布のフーリエ係数を光パルスの時間微分のフーリエ係数で割ることで、光パルス微分をデコンボリューションすることができる。

【数 6】

$$F\left\{p_{rec}(t(=\frac{z'}{v_s}))\right\} = F\left\{\frac{kA(v_s t)}{v_s t}\right\} F\left\{\frac{d}{dt} I(t)\right\} \Rightarrow F\left\{\frac{kA(v_s t)}{v_s t}\right\} = \frac{F\left\{p_{rec}(t(=\frac{z'}{v_s}))\right\}}{F\left\{\frac{d}{dt} I(t)\right\}}$$

【0070】

デコンボリューション後、得られた式を、フーリエ逆変換することで、 $A(x, y, v_s t)$ を求め、吸収分布を画像化することができる。ここで求めた $A(x, y, v_s t)$ には、検出素子受信角度依存性 $D(x, y, z)$ や、プローブ帯域の固有振動が重畳されている可能性がある。例えば、装置関数 $D(x, y, z)$ を事前に求めておいた上でその逆数を $A(x, y, v_s t)$ に掛けることで、検出素子受信角度依存性の影響を除去できる。また、帯域の固有振動に関してはヒルベルト変換や直交検波処理により強度画像化すれば、その影響を除去することができる。更に、検体に入射する光空間分布 $L(x, y, z)$ を別に観測やシミュレーションにより求め、吸収係数に比例する画素値 $\mu(x, y, z)$ を、 $\mu(x, y, z) = A(x, y, v_s t) / L(x, y, z)$ により求めてもよ

10

20

30

40

50

い。この場合、より生体組織と密接な関係のある物理量である吸収係数の分布画像を得ることができる。

【0071】

以上を踏まえ、光パルス微分波形のデコンボリューションの手順について説明する。

【0072】

まず、再構成後の光音響信号を入力し、再構成後の光音響信号をフーリエ変換手段41においてFFTによりフーリエ変換する。図5Aに再構成後の光音響信号を示し、図5BにFFT後の光音響信号FFTを示す。フーリエ変換することで、図5Aに示す時間領域の信号が、図5Bに示すような周波数領域の信号に変換される。なお、図5Bでは、光音響信号FFTの絶対値を示しているが、実際の処理では複素数のまま処理される。

10

【0073】

そして、光パルス微分波形hをフーリエ変換手段42においてFFTによりフーリエ変換する。図5Cに光パルス微分波形(h)を示し、図5DにFFT後の光パルス微分波形FFT(fft_h)を示す。フーリエ変換することで、図5Cに示す時間領域の信号(波形)が、図5Dに示す周波数領域の信号に変換される。なお、図5Cにおける黒丸は、光パルス微分波形におけるサンプリング点を表している。また、図5Dでは、光パルス微分波形FFTの絶対値を示しているが、実際の処理では複素数のまま処理される。

【0074】

そして、逆フィルタ演算手段43によって、上記で得られたFFT後の光パルス微分波形FFT(fft_h)の逆数を、光パルス微分波形FFTフィルタ(逆フィルタ)として求める。光パルス微分波形FFTフィルタは、具体的には $\text{conj}(\text{fft_h})/\text{abs}(\text{fft_h})^2$ で求めることができる。ここで、 $\text{conj}(\text{fft_h})$ はfft_hの共役複素数、 $\text{abs}(\text{fft_h})$ はfft_hの絶対値を表す。図5Eに、光パルス微分波形FFTフィルタを示す。図5Dに示す光パルス微分波形FFTの逆数を求めることで、図5Eに示すような光パルス微分波形FFTフィルタを得ることができる。

20

【0075】

上記のようにして求めた光パルス微分FFTフィルタと、再構成後の光音響信号FFTとをフィルタ適用手段44によって要素ごとに乗算し、光音響信号FFTから光パルス微分波形をデコンボリューションする。図5Fに、デコンボリューション後のFFT波形を示す。図5Bに示す光音響信号FFTと図5Eに示す光パルス微分波形FFTフィルタとの乗算を行うことで、図5Fに示すFFT波形が得られる。

30

【0076】

そして、光パルス微分波形をデコンボリューションしたFFT波形を、フーリエ逆変換手段45において逆FFTによりフーリエ逆変換し、周波数領域の信号を時間領域の信号に戻す。図5Gは、逆変換された光音響信号を示す。図5Fに示すFFT波形(周波数領域の信号)を逆FFTすることで、図5Gに示すデコンボリューション後の光音響信号(時間領域の信号)が得られる。このデコンボリューション後の光音響信号は、光吸収分布に光パルス微分波形(図5C)がコンボリューションされた再構成後の光音響信号(図5A)から、光パルス微分波形をデコンボリューションした吸収分布に相当する。

【0077】

40

図6Aに、再構成後の光音響信号(図5A)に基づいて生成した光音響画像を示し、図6Bに、デコンボリューション後の光音響信号(図5G)に基づいて生成した光音響画像を示す。図6Aに示す、再構成後の光音響信号に基づいて生成した光音響画像は、実質的に圧力分布を画像化したものであり、1本の血管が二重に表示されるなど、画像判定上、血管の位置が確認しづらい。これに対し、図6Bに示すデコンボリューション後の光音響信号に基づいて生成した光音響画像は、光パルス微分波形をデコンボリューションしていることで吸収体の分布を画像化できており、血管の位置を確認しやすくなっている。

【0078】

本実施形態においては、光音響信号のサンプリングレートと光パルス微分波形のサンプリングレートとは等しいものとする。例えば光音響信号は $F_s = 40\text{MHz}$ のサンプリン

50

グクロックに同期してサンプリングされており、光微分パルスも、 $F_s = 40\text{ MHz}$ のサンプリングレートでサンプリングされている。フーリエ変換手段41は、 40 MHz でサンプリングされた光音響信号を、例えば1024点のフーリエ変換でフーリエ変換する。また、フーリエ変換手段42は、 40 MHz でサンプリングされた光パルス微分波形を1024点のフーリエ変換でフーリエ変換する。

【0079】

図7は、本実施形態における光音響画像生成方法における動作手順を示す。

【0080】

トリガ制御回路29は、レーザユニット13に対して光トリガ信号を出力する。レーザユニット13は、光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29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(Step1)。

【0081】

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し、この時のプローブ11の位置情報を取得する(Step2)。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。そして、プローブ11が走査され(Step3)、光音響画像として撮像する対象となる領域すべてに対して走査を行った場合には、光音響信号の検出および位置情報の取得を終了する(Step4)。トリガ制御回路29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(Step5)。このとき、位置情報も一緒に受信メモリ23に格納される。

【0082】

光音響画像再構成手段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に基づいて、光音響信号を再構成する(Step6)。光微分波形逆畳込み手段25は、再構成された光音響信号から、被検体に照射されたパルスレーザ光の光強度の時間波形を微分した光パルス微分波形をデコンボリューションする(Step7)。このデコンボリューションにより、吸収分布を示す光音響信号が得られる。

【0083】

補正手段26は、光パルス微分波形がデコンボリューションされた信号を、検出素子受信角度依存性や被検体における光の入射分布で補正する。検波・対数変換手段27は、補正手段26で補正された光音響信号の包絡線を求め、求めた包絡線に対数変換する。光音響画像構築手段28は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、ある断面における光音響画像を生成する。この光音響画像は、吸収分布をデータ化した吸収分布画像である。

【0084】

画像合成手段38はこれらの光音響画像および位置情報を使用してボリュームデータを生成する(Step8)。さらに、観察方式選択手段39によって、ボリュームデータの表示態様が決められる(Step9)。画像表示手段14は、表示画面上に、所定の表示態様による吸収分布を表す光音響画像を表示する(Step10)。

【0085】

本実施形態では、ひとまず、光音響画像再構成手段24にて、通常の変換法により発光時刻($t = 0$)の圧力分布として光音響信号(光音響画像)を再構成する。つぎに、実際は、光の発光時間は有限の長さであることから、再構成時に $t = 0$ としていた時刻を、有限の時間と考え、光微分波形逆畳込み手段25にて、再構成後の光音響画像から光パルス微分波形をデコンボリューションする。光パルス微分波形をデコンボリューションするこ

10

20

30

40

50

とで、吸収分布を得ることができ、吸収分布画像を生成することができる。このような手法を採用することで、実用的な光パルス幅と実用的な超音波システム、或いは実際の生体を観測した場合でも、吸収分布を画像化することができる。これは、現状システムの検出器の帯域やADサンプリングを使用できる利点がある。また、本実施形態においては光音響画像の再構成で圧力分布を一度出しているため、既存の超音波アルゴリズム、装置との親和性が高い。

【0086】

非特許文献2との比較では、非特許文献2では、光微分関数と装置インパルス応答関数とが不可分な状態でデコンボリューションされている点で、本発明は非特許文献2の発明と異なる。すなわち、狭帯域の通常の超音波プローブ、例えば8MHzの超音波プローブを用いた場合、その超音波プローブにより4～12MHzの信号を検出できるが、帯域の端となる4MHzや12MHzでは検出感度が低いため、4MHzや12MHzのS/Nは8MHzのS/Nよりも低い。非特許文献2では、装置インパルス応答を考慮(補正)することを重視しており、検出感度の低い4MHzや12MHzの信号が強調され、結果としてS/Nの悪い周波数成分が強調された画像が生成されてしまう。これに対し、本発明では、光パルス微分波形のみがデコンボリューションされる。したがって、光パルス微分波形でS/Nを下げずに光音響信号を処理しつつ、装置インパルス応答に相当する成分をデコンボリューション後に光音響信号から除去することができるため、S/Nを下げずに光音響画像を生成できる。

【0087】

以上のように、本発明に係る光音響画像生成装置および光音響画像生成方法は、特に、測定光の光強度の時間波形の微分波形である光微分波形を光音響波の光音響信号からデコンボリューションし、デコンボリューションされた光音響信号と空間情報とを使用して、光音響信号についてのボリュームデータを生成することを特徴とする。したがって、従来の圧力波の伝搬過程における圧力分布を表す光音響信号を、光吸収体の吸収分布を表す光音響信号に変換することができる。この結果、光音響イメージングにおいて、光吸収体の吸収分布を表す光音響画像を光音響信号から生成することが可能となる。

【0088】

「光音響画像生成装置の第2の実施形態」

次に、本発明の光音響画像生成装置の第2の実施形態を詳細に説明する。第1の実施形態では、光音響信号のサンプリングレートと光パルス微分波形のサンプリングレートとが一致しており、双方の信号を同じデータ点数でフーリエ変換した。本実施形態では、光音響信号を低速サンプリングする一方で、光パルス微分波形を高速サンプリングする。つまり、光パルス微分波形のサンプリングレートを光音響信号のサンプリングレートよりも高く設定する。例えば光音響信号のサンプリング間隔(サンプリングレートの逆数)は、被検体に照射される光のパルス時間幅よりも長く設定される。フーリエ変換に際しては、低サンプリングレートでサンプリングされた光音響信号を、光パルス微分波形のサンプリングレートと同じサンプリングレートでリサンプル(アップサンプル)した上で、フーリエ変換を行う。したがって、光音響画像生成装置の構成自体は、光微分波形逆畳込み手段を除き、第1の実施形態と同様である。本実施形態の説明では、光微分波形逆畳込み手段以外の要素については、図1に示された符号を援用している。第1の実施形態と同様の構成要素についての詳細な説明は、特に必要がない限り省略する。

【0089】

本実施形態の光音響画像生成装置10は、超音波探触子(プローブ)11、超音波ユニット12、レーザユニット13、画像表示手段14、位置情報取得手段15および入力手段16を備える。

【0090】

図8は、本実施形態における光微分波形逆畳込み手段25aを示す。本実施形態における光微分波形逆畳込み手段25aは、図4に示す第1実施形態における光微分波形逆畳込み手段25の構成に加えて、リサンプル手段46及び47を有する。リサンプル手段46

は、アップサンプル手段であり、低いサンプリングレートでサンプリングされた光音響信号のサンプリングデータを、光パルス微分波形のサンプリングレートと同じサンプリングレートでリサンプルする（アップサンプル）。リサンプル手段 46 は、例えば、低サンプリングレートでサンプリングされた光音響信号のサンプル点間にゼロを付加し、アップサンプル前のナイキスト周波数でカットするローパスフィルタをかけることでアップサンプルを行う。

【0091】

例えば、AD変換手段 22 における光音響信号のサンプリングレート（第 1 のサンプリングレート）が 40 MHz であり、光パルス微分波形のサンプリングレート（第 2 のサンプリングレート）が 400 MHz であったとする。この場合、リサンプル手段 46 は、40 MHz の光音響信号を 400 MHz の信号にアップサンプルする。フーリエ変換手段 41 は、リサンプル手段 46 でアップサンプルされた光音響信号をフーリエ変換する。光音響信号をフーリエ変換するフーリエ変換手段 41 と、光パルス微分波形をフーリエ変換するフーリエ変換手段 42 とは、同じデータ点数でフーリエ変換を行う。例えばフーリエ変換手段 41 は光音響信号を 8192 点の周波数領域の信号に変換し、フーリエ変換手段 42 は光パルス微分波形を 8192 点の周波数領域の信号に変換する。

10

【0092】

フィルタ適用手段 44 は、アップサンプルされた光音響信号をフーリエ変換した信号に対して逆フィルタを適用する。フーリエ逆変換手段 45 は、逆フィルタが適用された信号を、周波数領域の信号から時間領域の信号（吸収分布）へと変換する。時間領域の信号に戻された吸収分布信号は、例えば 400 MHz にアップサンプルされた状態の信号となっている。リサンプル手段 47 は、吸収分布信号が、光音響信号の元のサンプリングレートに、吸収信号をダウンサンプルする。リサンプル手段 47 は、例えば 400 MHz の吸収信号を 40 MHz の吸収信号にダウンサンプルする。ダウンサンプリングは、例えばダウンサンプル後のナイキスト周波数でカットするローパスフィルタをかけた後に、サンプル点を間引くことで行う。

20

【0093】

図 9A に、400 MHz のサンプリングレートでサンプリングした光パルス微分波形を示し、図 9B に、40 MHz のサンプリングレートでサンプリングした光パルス微分波形を示す。サンプリングレート 400 MHz では、図 9A に示すように、光パルス微分波形を正確に再現できる。一方、光パルス微分波形のサンプリングレートを光音響信号のサンプリングレートに合わせ、40 MHz でサンプリングすると、図 9B に示すように、光パルス微分波形を正確に再現できなくなる。

30

【0094】

フィルタ適用手段 44 にて光音響信号をフーリエ変換した信号に逆フィルタを適用する際には、双方のデータ点数が揃っている必要がある。光音響信号のサンプリングレートに合わせて光パルス微分波形のサンプリングレートを設定すると、図 9B に示したように、波形変化に対してサンプリング周波数が低すぎ、光パルス微分波形が正確に再現できない。このような光パルス微分波形から求めた逆フィルタを適用した場合、光パルス微分項を正確にデコンボリューションできずに、吸収分布を正しく求められないこともある。

40

【0095】

一方、光パルス微分波形を正確に再現するために光パルス微分波形のサンプリングレートを例えば 400 MHz に設定し、光音響信号のサンプリングレートを 400 MHz に合わせるとした場合は、光パルス微分項を正確にデコンボリューションでき、吸収分布を正しく求めることができる。しかしながら、その場合、AD変換手段 22 には高速な AD変換器が要求され、また、サンプリングデータの総数が増えることから、受信メモリ 23 に要求されるメモリ容量が増大する。更に、光音響画像再構成手段 24 で取り扱うデータが増えるため、再構成に要する時間も長くなる。

【0096】

本実施形態では、リサンプル手段 46 で、事後的に光音響信号のサンプリングデータを

50

リサンプルする。本実施形態では、検出後の光音響信号を信号処理でアップサンプルしているため、光音響の検出から再構成までは低速サンプリングしつつも、光パルス微分項を正確にデコンボリューションすることができる。本実施形態では、A/D変換手段22に高速なA/D変換器は不要であり、受信メモリ23に必要なメモリ容量も増大しない。また、光音響信号の再構成に要する時間も増大せず、光音響信号の検出時に高いサンプリングレートでサンプリングする場合に比して、処理時間を短縮することができる。

【0097】

「光音響画像生成装置の第3の実施形態」

次に、本発明の光音響画像生成装置の第3の実施形態を詳細に説明する。本実施形態では、第2の実施形態と同様に、光パルス微分波形のサンプリングレートを光音響信号のサンプリングレートよりも高く設定する。第2の実施形態では、低サンプリングレートでサンプリングされた光音響信号をアップサンプルし、双方の信号を同じデータ点数でフーリエ変換した。本実施形態では、光パルス微分波形のフーリエ変換を、光音響信号のフーリエ変換のデータ点数よりも多いデータ点数で行い、フーリエ変換された光音響信号に対して、データ点数の差の分だけ中央（高周波成分領域）にゼロ点を付加する。したがって、光音響画像生成装置の構成自体は、光微分波形逆畳込み手段を除き、第1の実施形態と同様である。本実施形態の説明では、光微分波形逆畳込み手段以外の要素については、図1に示された符号を援用している。第1の実施形態と同様の構成要素についての詳細な説明は、特に必要がない限り省略する。

【0098】

本実施形態の光音響画像生成装置10は、超音波探触子（プローブ）11、超音波ユニット12、レーザユニット13、画像表示手段14、位置情報取得手段15および入力手段16を備える。

【0099】

図10は、本実施形態における光微分波形逆畳込み手段25bを示す。本実施形態における光微分波形逆畳込み手段25bは、図4に示す第1の実施形態における光微分波形逆畳込み手段25の構成に加えて、ゼロパディング手段48とゼロ点除去手段49とを有する。例えば、光音響信号のサンプリングレート（第1のサンプリングレート）は40MHzであり、光パルス微分波形のサンプリングレート（第2のサンプリングレート）は320MHzであるとする。フーリエ変換手段41は、例えば40MHzの光音響信号を1024点（第1のデータ点数）の周波数領域の信号に変換し、フーリエ変換手段42は、320MHzの光パルス微分波形を8192点（第2のデータ点数）の周波数領域の信号に変換する。第2のデータ点数は、第1のデータ点数に、第2のサンプリングレートと第1のサンプリングレートとの比を乗じたデータ点数と等しいか、又はそれよりも多い。

【0100】

ゼロパディング手段48は、フーリエ変換手段41から周波数領域の信号に変換された光音響信号を入力する。ゼロパディング手段48は、フーリエ変換された光音響信号に対して、フーリエ変換後の光音響信号と光パルス微分波形のデータ点数の差の分だけ中央にゼロ点（信号値ゼロの点）を付加する。ゼロパディング手段48は、例えば周波数領域で表されたデータ点数1024点の光音響信号を、ナイキスト周波数（サンプリング周波数の1/2）で2つに分割し、分割した2つの周波数領域の間にデータ点数の差の分だけゼロ点を付加し、周波数領域で表された光パルス微分波形のデータ点数と同じデータ点数8192点の光音響信号を生成する。ゼロ点の付加は、周波数領域におけるアップサンプリングに相当する。

【0101】

フィルタ適用手段44は、ゼロパディング手段48でゼロパディングが施された信号に対して逆フィルタを適用する。ゼロ点除去手段49は、逆フィルタが適用された信号からゼロパディング手段48で“0”が付加された周波数帯域を除去する。例えばゼロパディング手段48にてデータ点数1024点の光音響信号（周波数領域）がデータ点数8192点の信号に変換されていたとき、ゼロ点除去手段49は、フィルタ適用後の信号（デー

タ点数 8 1 9 2 点) をデータ点数 1 0 2 4 点の信号に戻す。ゼロ点の除去は、周波数領域におけるダウンサンプリングに相当する。フーリエ逆変換手段 4 5 は、データ点数 1 0 2 4 点に戻された信号を、周波数領域の信号から時間領域の信号へと変換する。

【0102】

図 1 1 A に、フーリエ変換された光音響信号を示し、図 1 1 B に、ゼロパディング後の光音響信号を示す。例えば、A/D 変換手段 2 2 における光音響信号のサンプリングレートが 4 0 M H z であるとき、その光音響信号をフーリエ変換した信号は、図 1 1 A に示すように、0 M H z から 4 0 M H z までの周波数帯域の信号となる。この信号を、中心周波数である 2 0 M H z を境に 2 つの領域 A、B に 2 分割する。ゼロパディング手段 4 8 は、図 1 1 B に示すように、2 つの領域の間にゼロ点を $8 1 9 2 - 1 0 2 4 = 7 1 6 8$ 個挿入する。ゼロ点が付加された結果、領域 B の信号は、3 0 0 M H z から 3 2 0 M H z の周波数領域に対応した信号となる。

10

【0103】

本実施形態では、低サンプリングレートでサンプリングされた光音響信号を周波数領域の信号に変換し、変換された周波数領域の信号の高周波成分の領域のゼロ点を付加する。本実施形態と第 2 の実施形態との相違点は、第 2 の実施形態では、光音響信号をアップサンプルするのに対し、本実施形態では、光音響信号を周波数領域でアップサンプルする点である。時間領域に代え、周波数領域において、双方の信号の帯域差を埋めるようにリサンプル(アップサンプル)を行う場合も、第 2 の実施形態と同様に、光音響の検出から再構成までは低速サンプリングしつつも、光パルス微分項を正確にデコンボリューションすることが出来る。

20

【0104】

「光音響画像生成装置の第 4 の実施形態」

次に、本発明の光音響画像生成装置の第 4 の実施形態を詳細に説明する。本実施形態においても、第 2 及び第 3 の実施形態と同様に、光パルス微分波形のサンプリングレートを光音響信号のサンプリングレートよりも高く設定する。本実施形態では、光パルス微分波形を、光音響信号のフーリエ変換のデータ点数よりも多いデータ点数で行い、フーリエ変換された光微分波形から高周波成分サンプル点を除去し、その逆数を逆フィルタとして求める。したがって、光音響画像生成装置の構成自体は、光微分波形逆畳込み手段を除き、第 1 の実施形態と同様である。本実施形態の説明では、光微分波形逆畳込み手段以外の要素については、図 1 に示された符号を援用している。第 1 の実施形態と同様の構成要素についての詳細な説明は、特に必要がない限り省略する。

30

【0105】

本実施形態の光音響画像生成装置 1 0 は、超音波探触子(プローブ) 1 1、超音波ユニット 1 2、レーザユニット 1 3、画像表示手段 1 4、位置情報取得手段 1 5 および入力手段 1 6 を備える。

【0106】

図 1 2 は、本実施形態における光微分波形逆畳込み手段 2 5 c を示す。本実施形態における光微分波形逆畳込み手段 2 5 c は、図 4 に示す第 1 の実施形態における光微分波形逆畳込み手段 2 5 の構成に加えて、高周波成分サンプル点除去手段 5 0 を有する。例えば、光音響信号のサンプリングレート(第 1 のサンプリングレート)は 4 0 M H z であり、光パルス微分波形のサンプリングレート(第 2 のサンプリングレート)は 3 2 0 M H z であるとする。フーリエ変換手段 4 1 は、例えば 4 0 M H z の光音響信号を 1 0 2 4 点(第 1 のデータ点数)の周波数領域の信号に変換し、フーリエ変換手段 4 2 は、3 2 0 M H z の光パルス微分波形を 8 1 9 2 点(第 2 のデータ点数)の周波数領域の信号に変換する。第 2 のデータ点数は、第 1 のデータ点数に、第 2 のサンプリングレートと第 1 のサンプリングレートとの比を乗じたデータ点数と等しいか、又はそれよりも多い。

40

【0107】

高周波成分サンプル点除去手段 5 0 は、フーリエ変換手段 4 2 から周波数領域の信号に変換された光パルス微分波形を入力する。高周波成分サンプル点除去手段 5 0 は、フーリ

50

エ変換された光パルス微分波形から、フーリエ変換後の光音響信号と光パルス微分波形のデータ点数の差の分だけ高周波成分サンプル点を除去する。高周波成分サンプル点除去手段50は、例えば周波数領域で表されたデータ点数8192点の光パルス微分波形から高周波成分に相当する中央のデータ点を削除し、周波数領域で表された光音響信号のデータ点数と同じデータ点数1024点の光パルス微分波形を生成する。高周波成分サンプル点の除去は、周波数領域における光パルス微分波形のダウンサンプリングに相当する。

【0108】

図13Aに、フーリエ変換された光パルス微分波形を示し、図13Bに、高周波成分サンプル点が除去された光パルス微分波形を示す。例えば、光パルス微分波形のサンプリングレートが320MHzであるとき、その光パルス微分波形をフーリエ変換した信号（データ点数8192点）は、図13Aに示すように、0MHzから320MHzまでの周波数帯域の信号となる。この信号を、1番目のデータ点から512番目までの領域（領域A）、513番目のデータ点から7680番目のデータ点までの領域（領域B）、及び、7681番目のデータ点から8192番目のデータ点までの領域（領域C）の3つの領域に分け、領域Bのデータ点を除去する。図13Bに示すように、領域Aと領域Cとをつなげることで、0MHzから40MHzまでの周波数帯域に対応したデータ点数1024点の光パルス微分波形が得られる。

10

【0109】

逆フィルタ演算手段43は、周波数領域で表されかつ高周波成分サンプル点が除去された光パルス微分波形の逆数を逆フィルタとして求める。逆フィルタ演算手段43は、例えばデータ点が8192点から1024点に削減された光パルス微分波形の逆数を逆フィルタとして求める。フィルタ適用手段44は、例えば周波数領域で表されたデータ点数1024点の光音響信号と逆フィルタとを要素ごとに乗算する。フーリエ逆変換手段45は、逆フィルタが適用された信号を、周波数領域の信号から時間領域の信号へと変換する。

20

【0110】

ここで、第4の実施形態では、フィルタ適用手段44は、図11Bに示す高周波成分の領域にゼロ点が付加された光音響信号と、図13Aに示す光パルス微分波形の逆数とを乗算する。光音響信号の高周波成分領域の値は“0”であるため、光パルス微分波形の高周波成分（図13Aの領域B）は、逆フィルタ適用後の光音響信号に影響を与えない。従って、本実施形態のように、光パルス微分波形の周波数領域の信号から高周波成分サンプル点を除去し、高周波成分を除去した光パルス微分波形から逆フィルタを求め、求めた逆フィルタを周波数領域で表された光音響信号に適用しても、得られる結果は第3の実施形態と同じ結果となる。つまり、本実施形態においても、第3の実施形態と同様な効果が得られる。

30

【0111】

「光音響画像生成装置の第5の実施形態」

次に、本発明の光音響画像生成装置の第5の実施形態を詳細に説明する。図14は、光音響画像生成装置の第5の実施形態の構成を示すブロック図である。本実施形態は、光音響画像に加えて超音波画像も生成する点で、第1の実施形態と異なる。したがって、第1の実施形態と同様の構成要素についての詳細な説明は、特に必要がない限り省略する。なお、本実施形態においては音響波として超音波を用い、かつ反射音響波画像として超音波画像を生成する。しかしながら、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、超音波に代えて可聴周波数の音響波であっても良い。また、超音波画像を生成する形態を第2から第4の実施形態のいずれかと組み合わせることもできる。

40

【0112】

本実施形態の光音響画像生成装置10は、超音波探触子（プローブ）11、超音波ユニット12、レーザユニット13および画像表示手段14を備える。

【0113】

< 超音波ユニット >

本実施形態の超音波ユニットは、図1に示す光音響画像生成装置の構成に加えて、送信

50

制御回路 33、データ分離手段 34、超音波画像再構成手段 35、検波・対数変換手段 36、および超音波画像構築手段 37を備える。

【0114】

本実施形態では、プローブ 11 は、光音響信号の検出に加えて、被検体に対する超音波の出力（送信）、及び送信した超音波に対する被検体からの反射超音波の検出（受信）を行う。超音波の送受信を行う超音波振動子としては、本発明における音響波検出手段に含まれる超音波振動子を使用してもよいし、超音波の送受信に別途プローブ 11 中に設けられた新たな超音波振動子を使用してもよい。また、超音波の送受信は分離してもよい。例えばプローブ 11 とは異なる位置から超音波の送信を行い、その送信された超音波に対する反射超音波をプローブ 11 で受信してもよい。

10

【0115】

トリガ制御回路 29 は、超音波画像の生成時は、送信制御回路 33 に超音波送信を指示する旨の超音波送信トリガ信号を送る。送信制御回路 33 は、トリガ信号を受けると、プローブ 11 から超音波を送信させる。プローブ 11 は、超音波の送信後、被検体からの反射超音波を検出する。

【0116】

プローブ 11 が検出した反射超音波は、受信回路 21 を介して A/D 変換手段 22 に入力される。トリガ制御回路 29 は、超音波送信のタイミングに合わせて A/D 変換手段 22 にサンプリングトリガ信号を送り、反射超音波のサンプリングを開始させる。ここで、反射超音波はプローブ 11 と超音波反射位置との間を往復するのに対し、光音響信号はその発生位置からプローブ 11 までの片道である。反射超音波の検出には、同じ深さ位置で生じた光音響信号の検出に比して 2 倍の時間がかかるため、A/D 変換手段 22 のサンプリングクロックは、光音響信号サンプリング時の半分、例えば 20 MHz としてもよい。A/D 変換手段 22 は、反射超音波のサンプリングデータを受信メモリ 23 に格納する。光音響信号の検出（サンプリング）と、反射超音波の検出（サンプリング）とは、どちらを先に行ってもよい。

20

【0117】

データ分離手段 34 は、受信メモリ 23 に格納された光音響信号のサンプリングデータと反射超音波のサンプリングデータとを分離する。データ分離手段 34 は、分離した光音響信号のサンプリングデータを光音響画像再構成手段 24 に入力する。パルスレーザ光のパルス幅に応じて信号処理の経路を変えてもよいことと、光パルス微分波形のデコンボリューションを含む光音響画像（吸収分布画像）の生成は、第 1 の実施形態と同様である。データ分離手段 34 は、分離した反射超音波のサンプリングデータを、超音波画像再構成手段 35 に入力する。

30

【0118】

超音波画像再構成手段 35 は、プローブ 11 の複数の超音波振動子で検出された反射超音波（そのサンプリングデータ）に基づいて、超音波画像の各ラインのデータを生成する。各ラインのデータの生成には、光音響画像再構成手段 24 における各ラインのデータの生成と同様に、遅延加算法などを用いることができる。検波・対数変換手段 36 は、超音波画像再構成手段 35 が出力する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。

40

【0119】

超音波画像構築手段 37 は、対数変換が施された各ラインのデータに基づいて、超音波画像を生成する。超音波画像再構成手段 35、検波・対数変換手段 36、及び超音波画像構築手段 37 は、反射超音波に基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成手段（反射音響波画像生成手段）を構成する。

【0120】

画像合成手段 38 は、光音響画像と超音波画像とを合成する。画像合成手段 38 は、例えば光音響画像と超音波画像とを重畳することで画像合成を行う。合成された画像は、画像表示手段 14 に表示される。画像合成を行わずに、画像表示手段 14 に、光音響画像と

50

超音波画像とを並べて表示し、或いは光音響画像と超音波画像とを切り替えて表示することも可能である。

【0121】

本実施形態では、光音響画像生成装置は、光音響画像に加えて超音波画像を生成する。超音波画像を参照することで、光音響画像では画像化することができない部分を観察することができる。光パルス微分波形をデコンボリューションすることで吸収分布を画像化できる点は、第1実施形態と同様である。また、超音波画像の生成と光音響画像の生成とで、画像再構成や検波・対数変換などのアルゴリズムの大部分を共通化でき、FPGA回路構成やソフトの簡略化が可能であるなどの実用上のメリットを有する。

【0122】

10

「光音響画像生成装置の第6の実施形態」

次に、本発明の光音響画像生成装置の第6の実施形態を詳細に説明する。図15は、光音響画像生成装置の第6の実施形態の構成を示すブロック図である。本実施形態は、被検体に対して複数の波長の光を照射する点で、第1の実施形態と相違する。本実施形態の光音響画像生成装置10bは、図1に示す第1の実施形態の光音響画像生成装置10の構成に加えて、複数の波長を含む光の各波長成分（各波長の光）に対する光音響信号（光音響画像）同士の演算を行う2波長データ演算手段52を備える。したがって、第1の実施形態と同様の構成要素についての詳細な説明は、特に必要がない限り省略する。なお、本実施形態を第2から第5の実施形態のいずれかと組み合わせ、それら実施形態において当該光を照射し、各波長成分に対する光音響信号（光音響画像）同士の演算を行うこととしてもよい。

20

【0123】

本実施形態では、レーザユニット13は、複数の波長の光を切り替えて出射可能に構成されている。レーザユニット13は、例えば波長750nmのパルスレーザ光と波長800nmのパルスレーザ光を切り替えて出射する。プローブ11は、各波長のパルスレーザ光の出射後に被検体からの光音響信号を検出し、受信メモリ23には、各波長の光に対応した光音響信号のサンプリングデータが格納される。格納された各波長の光に対応した光音響信号は、それぞれ光音響画像再構成手段で再構成される。

【0124】

光微分波形逆畳込み手段25は、光音響画像再構成手段24による再構成後、各波長の光に対応した光音響信号（光音響画像）から、被検体に照射された各波長の光の光強度の時間波形の微分波形（光微分波形）をそれぞれデコンボリューションする。各波長の光に対応した光微分波形がデコンボリューションされた光音響信号は、補正手段26による補正の後、2波長データ演算手段52にて処理される。

30

【0125】

ここで、生体組織の多くは光吸収特性が光の波長に応じて変わり、また一般に、その光吸収特性も組織ごとに特有のものとなっている。例えば、ヒトの動脈に多く含まれる酸素化ヘモグロビン（酸素と結合したヘモグロビン:oxy-Hb）の波長750nmにおける分子吸収係数は波長800nmにおけるそれより低い。また、静脈に多く含まれる脱酸素化ヘモグロビン（酸素と結合していないヘモグロビンdeoxy-Hb）の波長750nmにおける分子吸収係数は波長800nmにおけるそれよりも高い。この性質を利用し、波長800nmの光に対応した光音響信号に対して、波長750nmの光に対応した光音響信号が相対的に大きいのか小さいのかを調べることで、動脈からの光音響信号と静脈からの光音響信号とを判別することができる。

40

【0126】

2波長データ演算手段52は、例えば複数波長に対応した光音響信号間の相対的な大小関係を比較する。具体的には、2波長データ演算手段52は、波長750nmの光が照射されたときに検出された光音響信号と、波長800nmの光が照射されたときに検出された光音響信号とを比較し、どちらがどれだけ大きいかを調べる。画像表示に際しては、波長750nmの光が照射されたときに検出された光音響信号が大きければ静脈からの光音

50

響信号と判断できるため、その部分を例えば青色で表示するとよい。また、波長800nmの光が照射されたときに検出された光音響信号が大きければ動脈からの光音響信号と判断できるため、その部分を例えば赤色で表示するとよい。なお、第1の実施形態においても説明したように、補正手段26は省いてもよい。

【0127】

本実施形態では、2波長データ演算手段52は、光微分波形のデコンボリューション後に、各波長の光に対応した光音響信号同士の演算を行う。複数の波長の光を被検体に照射する場合、例えば1つ目の波長の光の照射により生じた光音響信号を検出した後、2つ目の光の照射により生じた光音響信号を検出するとき、体動などの影響で、各波長の光の照射ごとに位置ずれが生じることがある。各波長の光に対応した光音響信号同士を比較する際には、同じ場所から発生した光音響信号同士を比較することが好ましい。光微分波形をデコンボリューションしない場合には、図6Aに示したように1本の血管が二重に表示されるなど、画像判定上、血管の位置が確認しづらく、位置ずれ補正がしにくい。一方、光微分波形をデコンボリューションした場合には、図6Bに示したように光吸収分布を画像化でき、血管の位置が確認しやすくなり、位置ずれ補正も容易となる。

10

【0128】

また、図6Aに示したように1本の血管が二重に表示される場合には、血管の内部に相当する部分に信号が存在しない（或いは、信号レベルが所定レベルよりも低い）ため、各波長の光に対応した画像間で位置ずれが生じていると、信号が存在する部分、すなわち血管画像の重複部分が少なくなる。この場合、各波長の光に対応した光音響信号同士で相対的な大小関係を適切に比較することが難しくなる。これに対し、図6Bに示したように光吸収分布を画像化した場合には、血管画像内の多くの部分が信号が存在する部分となり、各画像内の血管画像について多少位置ずれが生じたとしても、各画像内の血管画像同士で多くの部分が重複する。従って、本実施形態において、双方の画像の位置合わせをせずに比較する場合でも、その位置ずれの影響を軽減することができる。

20

【0129】

「設計変更」

なお、上記各実施形態では、光音響信号及び光パルス微分波形を周波数領域の信号に変換し、周波数領域でデコンボリューション後に時間領域の信号に戻しているが、これには限定されない。光パルス微分波形のデコンボリューションを時間領域で行うことも可能である。また、光微分波形逆畳込み手段25は、デコンボリューション時に、光音響信号に対して何らかのフィルタをかける処理をおこなってもよい。例えば光微分波形逆畳込み手段25が、デコンボリューション時に、ノイズ増幅周波数帯をフィルタリングするようにしてもよい。

30

【0130】

上記各実施形態では、光音響信号から光微分波形をデコンボリューションした後に光音響画像（吸収分布画像）を生成することとしているが、これに加えて、又はこれに代えて、光微分波形をデコンボリューションせずに光音響画像（圧力分布画像）を生成してもよい。例えば、ユーザが、スイッチや表示モニタ上で操作を行うことで、デコンボリューション処理の有無を選択できるようにしておき、ユーザがデコンボリューション処理の実施を選択したときには光微分波形のデコンボリューションを行った上で光音響画像を生成し、ユーザがデコンボリューション処理の不実施を選択したときは光微分波形のデコンボリューションを行わずに光音響画像を生成してもよい。例えば、光微分波形のデコンボリューションを行ったときは、光音響信号を赤・黒の色に対応付けて表示し、デコンボリューションなしのときは、光音響信号を青・黒の色に対応付けて表示してもよい。

40

【0131】

また、デコンボリューションなしの場合の光音響画像を生成し、コンピュータがその光音響画像を解析することで、血管部分が2本に分かれているか否かを判定し、血管が2本に分かれていると判定されたときに、その血管部分のみを対象に光微分波形のデコンボリューション処理を行うようにしてもよい。その際、デコンボリューション処理を実施した

50

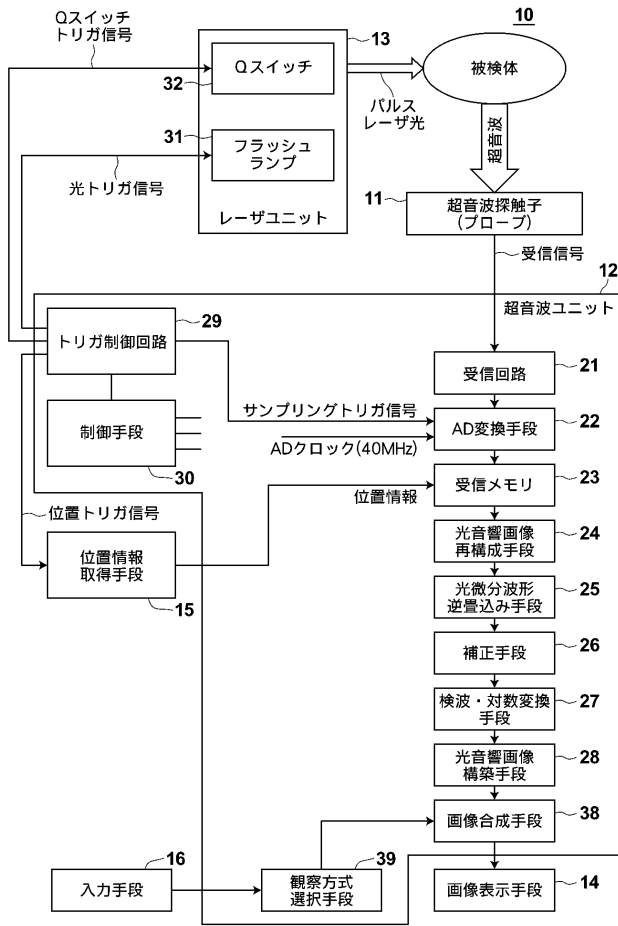
血管部分の表示色を、他の未処理の血管部分の表示色とは異なる色とし、デコンボリューション処理が行われた血管と、他の未処理の血管とが容易に判別可能になるようにしてもよい。

【符号の説明】

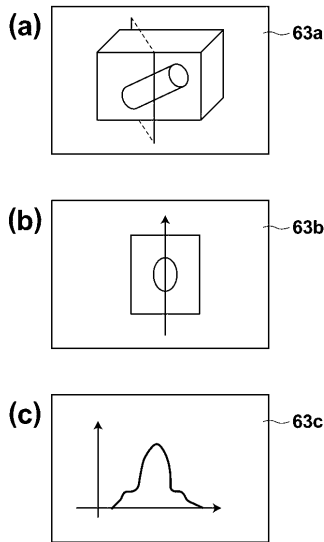
【 0 1 3 2 】

1 0	： 光音響画像生成装置	
1 1	： プローブ	
1 2	： 超音波ユニット	
1 3	： レーザユニット	
1 4	： 画像表示手段	10
1 5	： 位置情報取得手段	
1 6	： 入力手段	
2 1	： 受信回路	
2 2	： A D変換手段	
2 3	： 受信メモリ	
2 4	： 光音響画像再構成手段	
2 5、2 5 a、2 5 b、2 5 c	： 光微分波形逆畳込み手段	
2 6	： 補正手段	
2 7	： 検波・対数変換手段	
2 8	： 光音響画像構築手段	20
2 9	： トリガ制御回路	
3 0	： 制御手段	
3 1	： フラッシュランプ	
3 2	： Qスイッチ	
3 3	： 送信制御回路	
3 4	： データ分離手段	
3 5	： 超音波画像再構成手段	
3 6	： 検波・対数変換手段	
3 7	： 超音波画像構築手段	
3 8	： 画像合成手段	30
3 9	： 観察方式選択手段	
6 0	： 振動子アレイ	

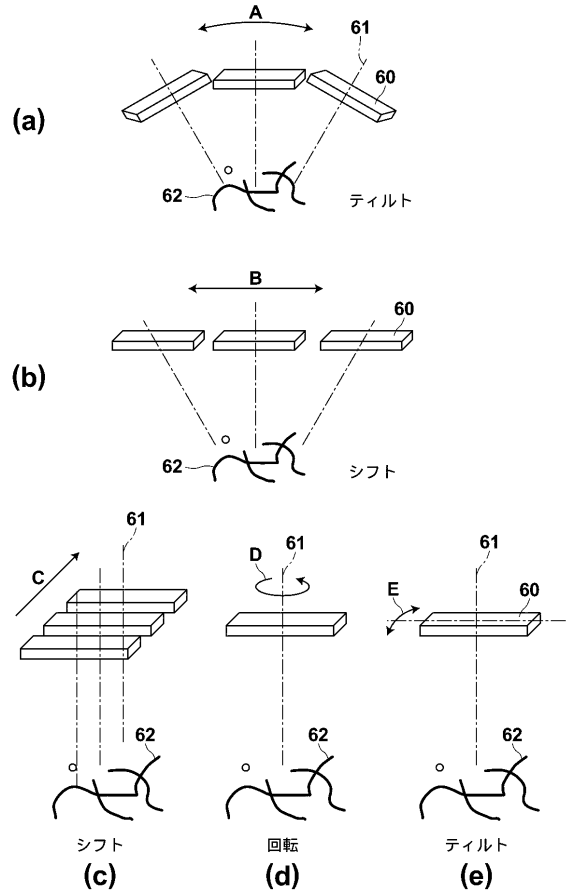
【図 1】



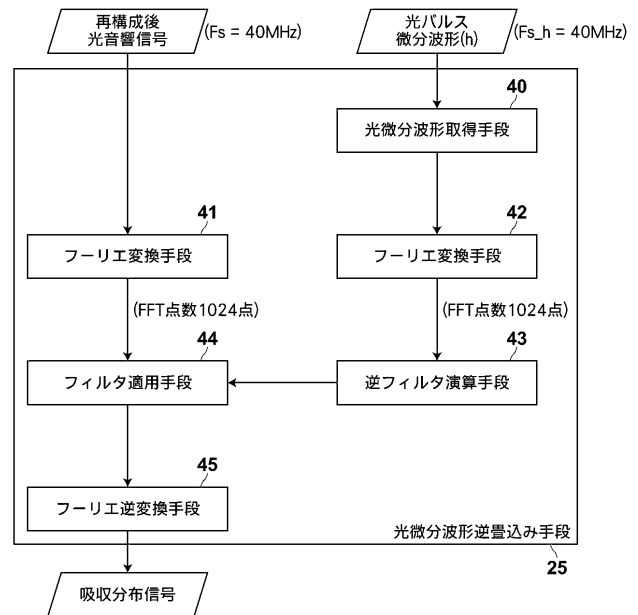
【図 3】



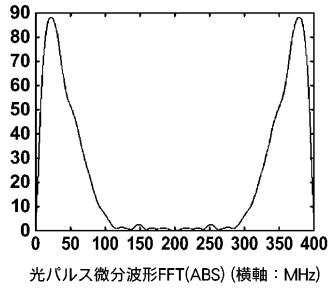
【図 2】



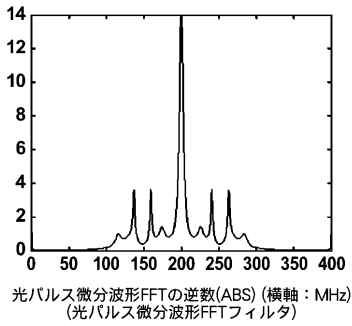
【図 4】



【図 5 D】



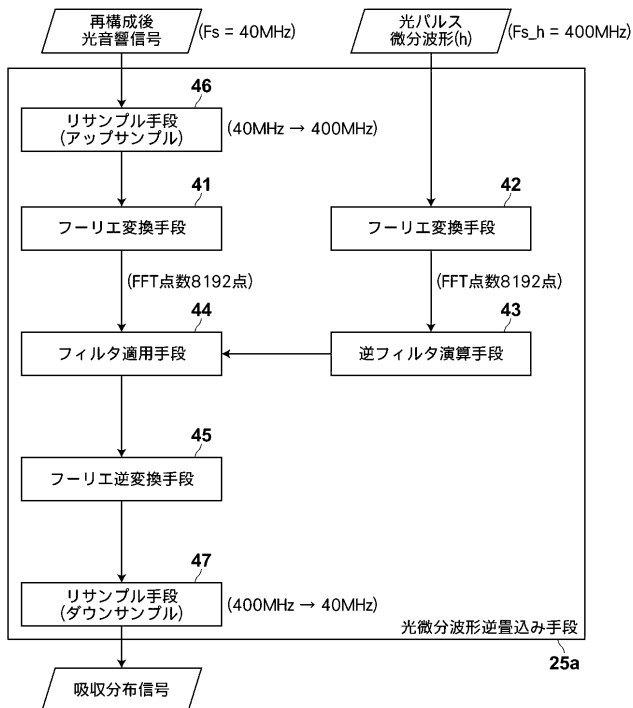
【図 5 E】



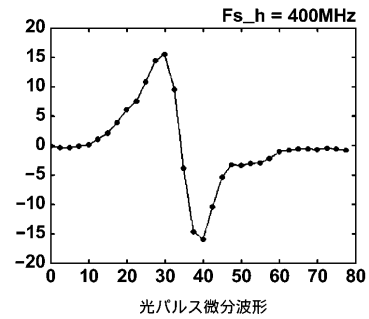
【図 7】



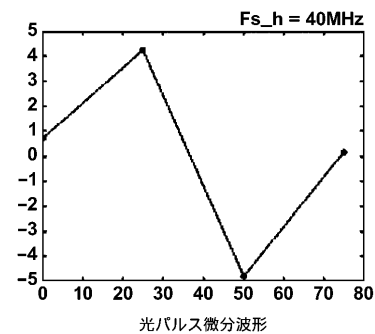
【図 8】



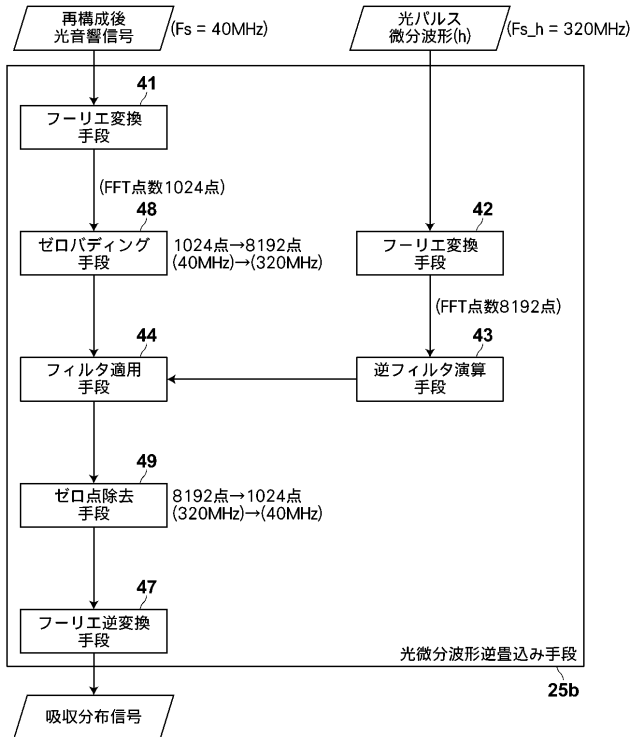
【図 9 A】



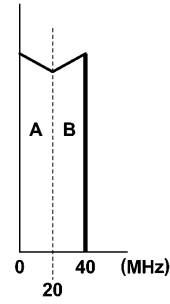
【図 9 B】



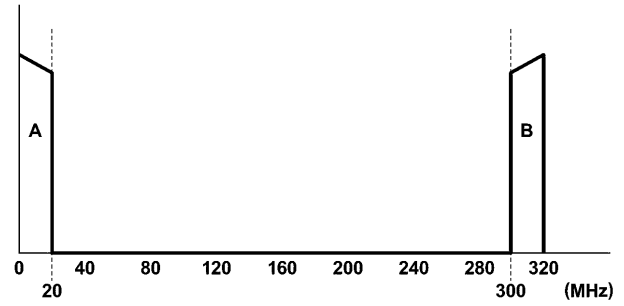
【図 10】



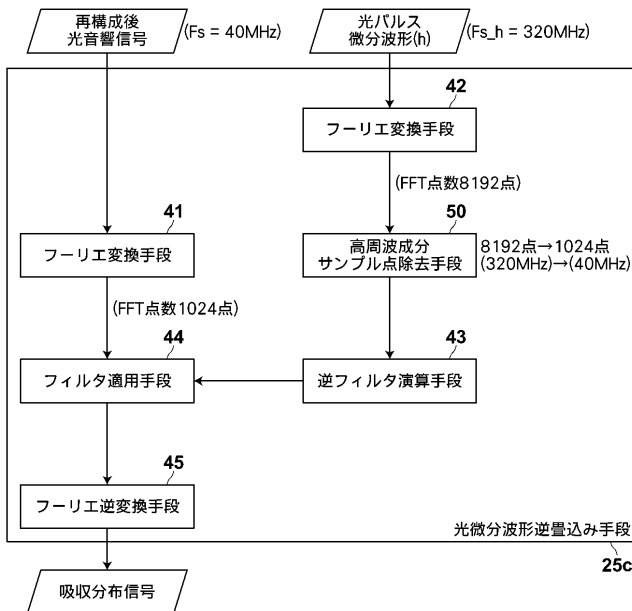
【図 11 A】



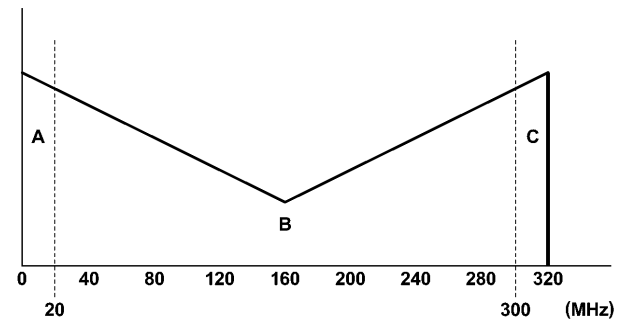
【図 11 B】



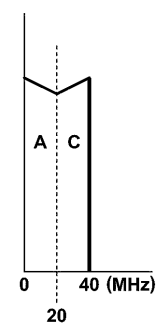
【図 12】



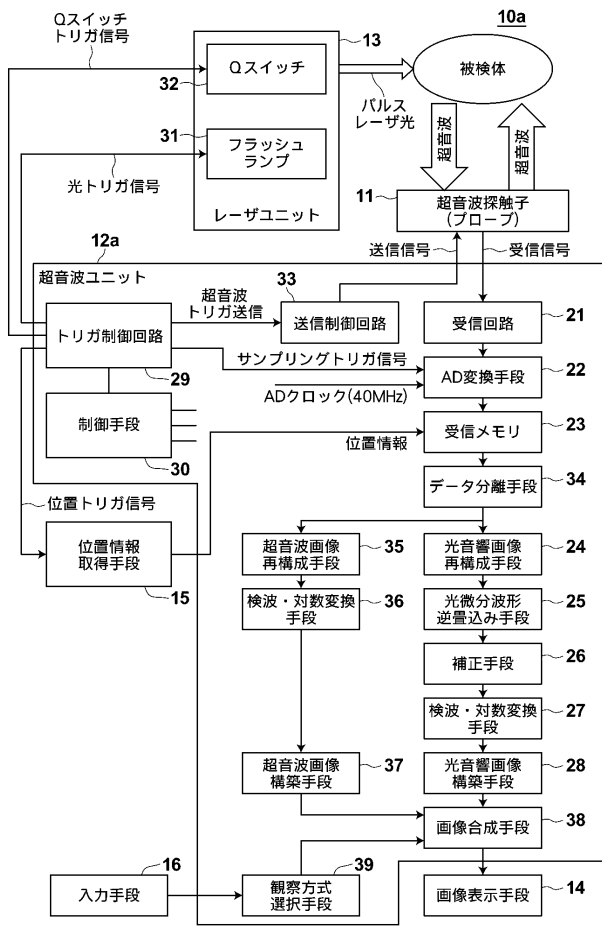
【図 13 A】



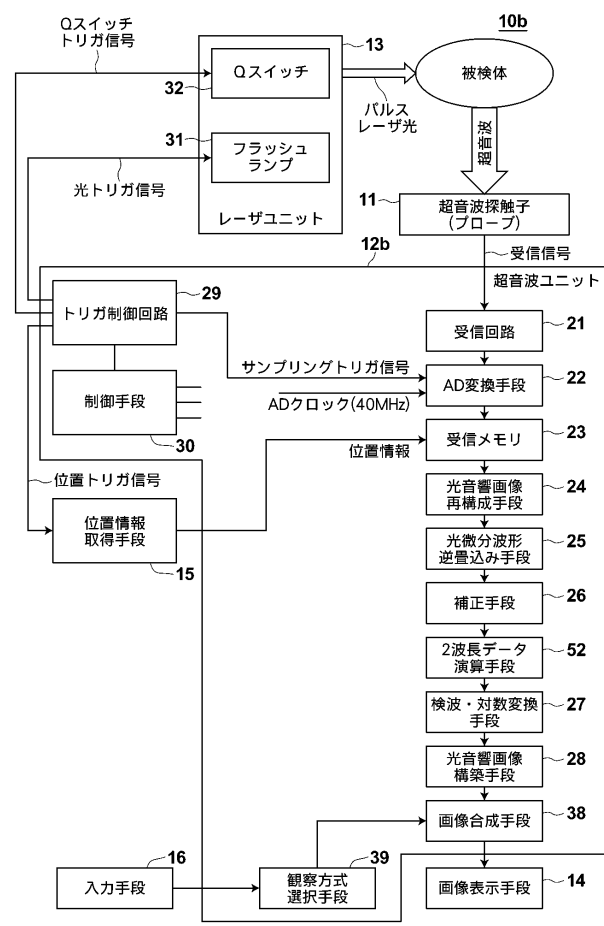
【図 13 B】



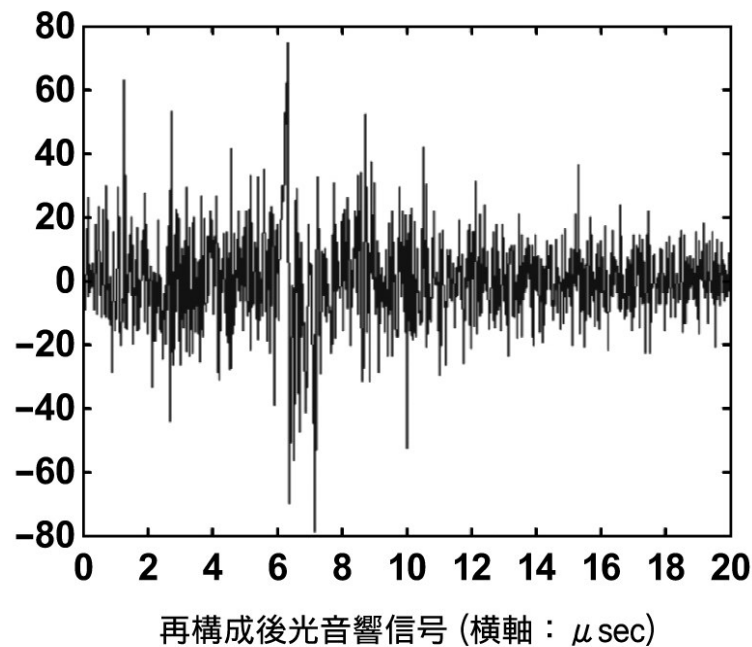
【図 14】



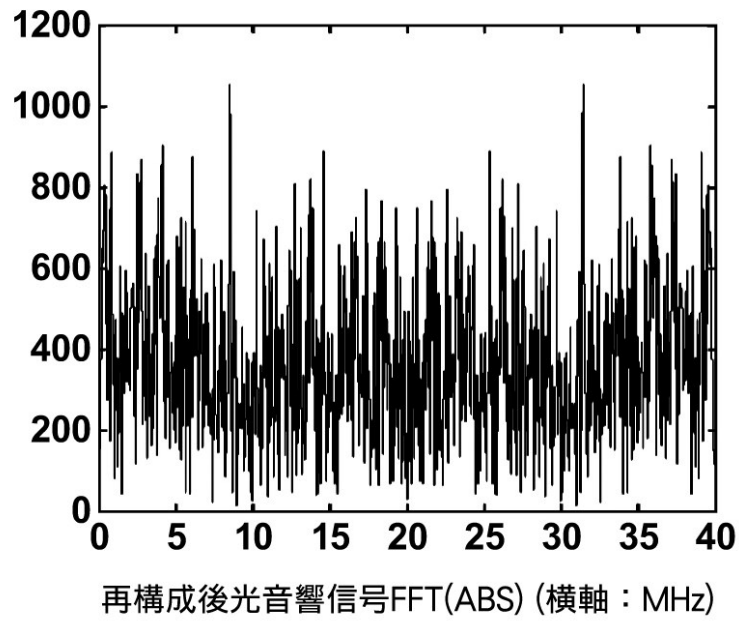
【図 15】



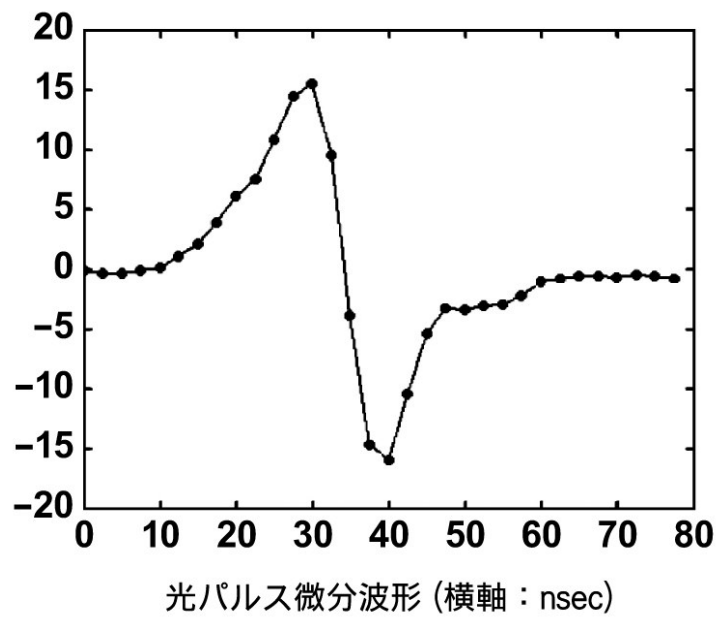
【図 5 A】



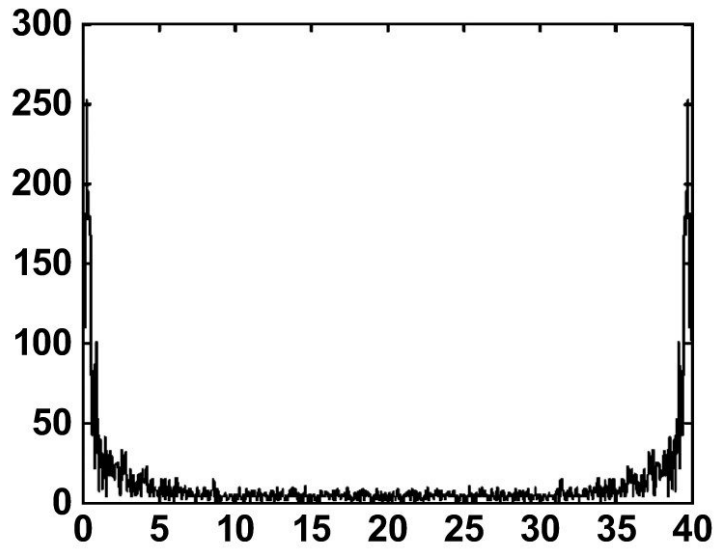
【図 5 B】



【図 5 C】

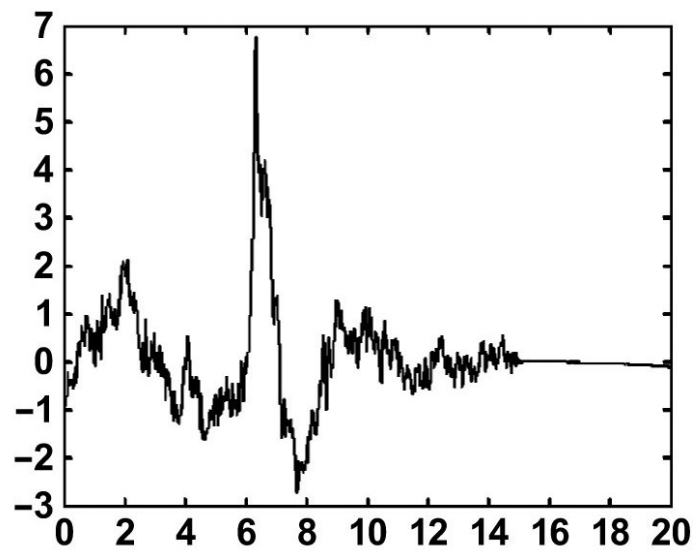


【図 5 F】

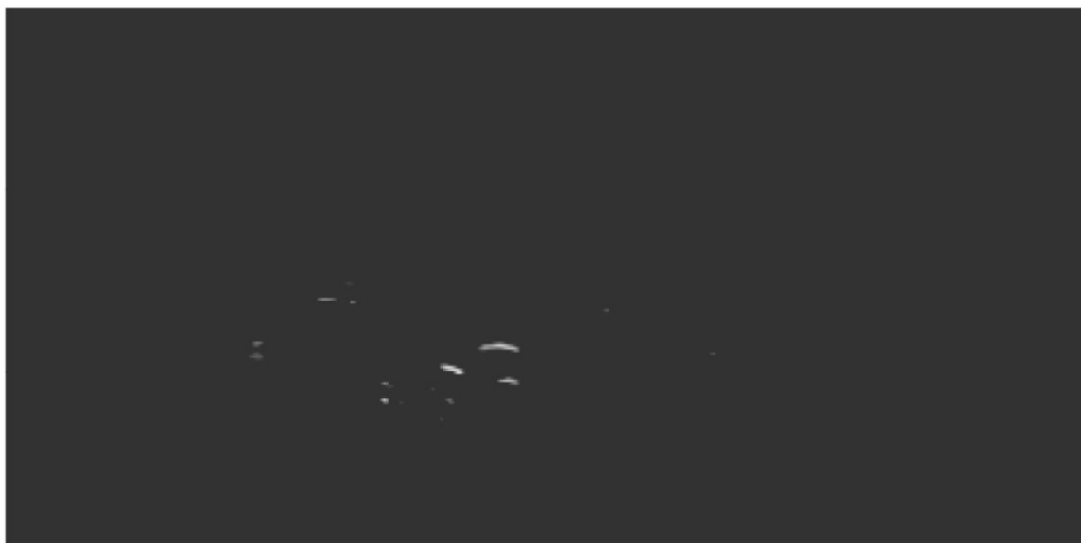


デコンボリューション後FFT波形(ABS) (横軸：MHz)

【図 5 G】

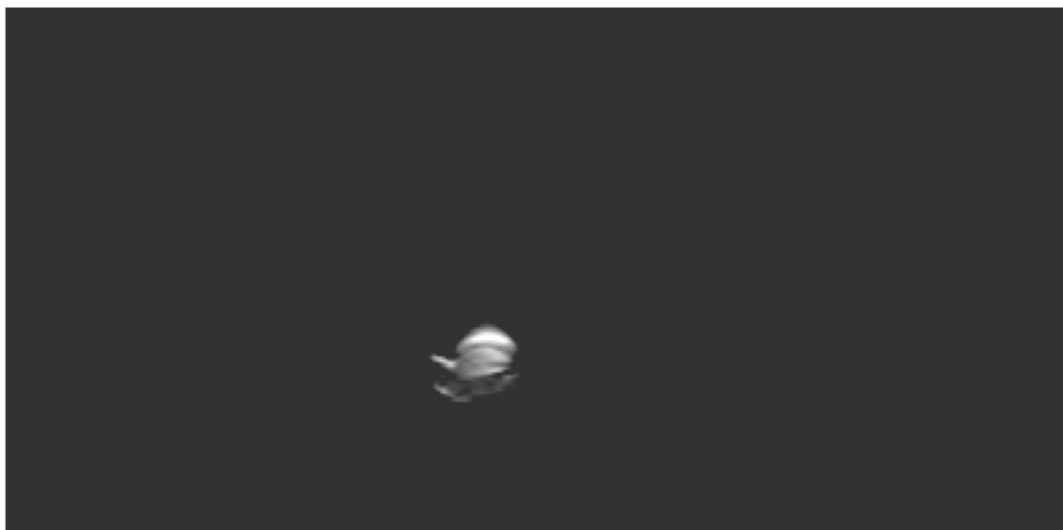
デコンボリューション後光音響波形 (横軸： μ sec)
(吸収分布信号)

【図 6 A】



圧力分布画像

【図 6 B】



吸収分布画像

フロントページの続き

F ターム(参考) 2G047 AC13 BC13 CA01 CA04 CA07 EA10 GA19 GG12 GG13 GG17
GG32 GG34 GG41
4C601 DE16 DE18 EE09 GA18 GA25 JB28 JB46 JB49 JB51

专利名称(译)	光声图像生成装置和光声图像生成方法		
公开(公告)号	JP2013128760A	公开(公告)日	2013-07-04
申请号	JP2012247101	申请日	2012-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	辻田和宏 入澤 覚		
发明人	▲辻▼田 和宏 入澤 覚		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
CPC分类号	G01N29/0672 A61B5/0095 A61B5/489 A61B5/7239 A61B5/7257 G01N29/2418 G01N29/46		
FI分类号	A61B8/00 G01N29/00.501 A61B8/15		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/CA04 2G047/CA07 2G047/EA10 2G047/GA19 2G047/GG12 2G047/GG13 2G047/GG17 2G047/GG32 2G047/GG34 2G047/GG41 4C601/DE16 4C601/DE18 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JB28 4C601/JB46 4C601/JB49 4C601/JB51		
代理人(译)	佐久间刚		
优先权	2011254656 2011-11-22 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在光声成像中，可以从光声信号生成表示光吸收体的吸收分布的光声图像。具有的发光单元13和超声换能器60，位置信息获得用于获得限定的位置及其在探针11的实际空间取向的空间信息的装置15的探针11通过探针11检测到的它是使用由所述光声信号所获取的空间信息和光声波的位置信息取得部15，和光声图像发生装置12用于产生断层数据和/或体积数据的光声信号光声图像生成装置12具有的光学差分波形去卷积装置25，用于去卷积光微分波形是测量光的来自光声信号的光强度的时间波形的微分波形，故障数据和/或当使用体积数据时，应使用解卷积的光声信号。点域1

