

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6222936号
(P6222936)

(45) 発行日 平成29年11月1日(2017.11.1)

(24) 登録日 平成29年10月13日(2017.10.13)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
G O 1 N	29/46	(2006.01)	G O 1 N 29/46

請求項の数 19 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2013-30145 (P2013-30145)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年2月19日 (2013.2.19)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2014-158548 (P2014-158548A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成26年9月4日 (2014.9.4)	(74) 代理人	100085006
審査請求日	平成28年2月15日 (2016.2.15)		弁理士 世良 和信
		(74) 代理人	100100549
			弁理士 川口 嘉之
		(74) 代理人	100106622
			弁理士 和久田 純一
		(74) 代理人	100131532
			弁理士 坂井 浩一郎
		(74) 代理人	100125357
			弁理士 中村 剛
		(74) 代理人	100131392
			弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 装置および画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光照射により発生する光音響波を探触子が検出することによって得られた第一の検出信号を用いて被検体の画像データを生成する装置であって、

前記探触子のインパルス応答の微分信号を用いて、前記第一の検出信号から、前記光音響波に由来する成分とは位相が反転した成分を低減することにより、第二の検出信号を生成する信号処理手段と、

前記第二の検出信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする装置。

【請求項2】

前記被検体を保持する保持部材をさらに有し、

前記信号処理手段は、前記光音響波が前記保持部材で反射した反射波に由来する成分を、前記位相が反転した成分として低減することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項3】

前記反射波とは、前記光照射により前記被検体で発生した前記光音響波が前記保持部材に入射したときに、前記被検体と前記保持部材との界面で反射したものであることを特徴とする請求項2に記載の装置。

【請求項4】

前記信号処理手段は、前記光照射により前記探触子で発生した前記光音響波が前記探触

10

20

子の表面で反射して発生した反射波に由来する成分を、前記位相が反転した成分として低減する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記信号処理手段は、前記光照射により前記被検体で発生した前記光音響波が前記被検体の表面で反射して発生した反射波に由来する成分を、前記位相が反転した成分として低減する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記信号処理手段は、前記光音響波が、前記被検体と、当該被検体と前記探触子との間に配置された部材と、の界面で反射して発生した反射波に由来する成分を、前記位相が反転した成分として低減する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記探触子が前記光音響波を検出することにより出力したアナログ信号をデジタル信号に変換することにより、当該デジタル信号を前記第一の検出信号として生成する信号収集手段をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 8】

前記信号処理手段は、前記インパルス応答の微分信号により、前記第一の検出信号をスペクトル分解する

ことを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 9】

前記信号処理手段における前記スペクトル分解は、前記第一の検出信号を前記インパルス応答の微分信号でデコンボリューションすることにより行われる

ことを特徴とする請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記信号処理手段における前記スペクトル分解は、前記第一の検出信号を前記インパルス応答の微分信号を基底とした基底変換することにより行われる

ことを特徴とする請求項 8 に記載の装置。

【請求項 11】

前記信号処理手段は、前記スペクトル分解で得られたスペクトル信号に対して、負の係数を低減したのち再構築処理を行うことで、前記第二の検出信号を生成する

ことを特徴とする請求項 8 から 10 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 12】

前記信号処理手段における前記再構築処理は、前記インパルス応答の微分信号を用いたコンボリューションにより行われる

ことを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

【請求項 13】

前記信号処理手段における前記再構築処理は、前記インパルス応答の微分信号を用いた基底変換により行われる

ことを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

【請求項 14】

前記保持部材は、前記被検体を保持する板状の部材である

ことを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 15】

前記探触子は、前記保持部材を含む

ことを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 16】

前記インパルス応答は、デルタパルス信号を入力された前記探触子が出力する波形とし

10

20

30

40

50

て取得される

ことを特徴とする請求項 1 から 1 5 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 1 7】

前記画像データを表示装置に表示させる表示制御手段をさらに有する

ことを特徴とする請求項 1 から 1 6 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 1 8】

光照射により発生する光音響波を探触子が検出することによって得られた第一の検出信号を用いて被検体の画像データを生成する画像生成方法であって、

前記探触子のインパルス応答の微分信号を用いて、前記第一の検出信号から、前記光音響波に由来する成分とは位相が反転した成分を低減することにより、第二の検出信号を生成するステップと、

前記第二の検出信号を用いて前記画像データを生成するステップと、
を有することを特徴とする画像生成方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 8 に記載の画像生成方法の各ステップを情報処理装置に実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、装置および画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から生体などの被検体に光を照射し、入射した光に基づいて得られる被検体内の情報を画像化する光イメージング装置の研究が、医療分野で積極的に進められている。この光イメージング技術の一つとして、Photoacoustic Imaging (PAI: 光音響イメージング) がある。

【0003】

光音響イメージングにおいては、まず、光源からのパルス光が被検体に照射される。すると、被検体内で伝播・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した被検体組織(光吸収体)が瞬間的に膨張して、音響波を発生させる。このとき、組織の種類や光の波長によって光エネルギーの吸収率に差があるため、腫瘍などの被検部位とそれ以外の組織とでは、生じる音圧に差がある。したがって、この音響波を探触子が受信して生成された電気信号を、情報処理装置が数学的に解析処理することにより、被検体情報をイメージングすることが可能になる。被検体情報としては、被検体内の光学特性分布、特に、初期音圧分布、光エネルギー吸収密度分布あるいは吸収係数分布などが得られる。さらに、これらの情報や照射光の波長に関する情報に基づき、被検体内の特定物質濃度、例えば、血液中の酸素飽和度などの定量的計測も可能になる。

【0004】

近年、この光音響イメージングを用いて、小動物の血管像をイメージングする前臨床研究や、この原理を乳がんなどの診断に応用する臨床研究が積極的に進められている(非特許文献1)。光音響イメージングでは、通常、被検体内部にある光吸収体の光学特性分布を画像化する。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】"Photoacoustic imaging in biomedicine", M.Xu, L.V.Wang, REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENT, 77, 041101, 2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

20

30

40

50

しかしながら、被検体外部の要因により、生成される画像に劣化が生じる場合がある。例えば被検体を保持する被検体保持部材によって光音響波が反射されると、反射した光音響波も探触子で受信される。その結果、反射波に由来する成分を含んだ電気信号が、被検体内の画像生成（画像再構成）に使用されてしまう。こうして生成された画像には、反射波に起因するアーティファクトが発生し、画像劣化が生じる。

【0007】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、光音響画像形成において、光音響波の反射波を受信したとしても、その影響による画像劣化を低減することにある。

【課題を解決するための手段】

10

【0008】

本発明は、以下の構成を採用する。すなわち、

光照射により発生する光音響波を探触子が検出することによって得られた第一の検出信号を用いて被検体の画像データを生成する装置であって、

前記探触子のインパルス応答の微分信号を用いて、前記第一の検出信号から、前記光音響波に由来する成分とは位相が反転した成分を低減することにより、第二の検出信号を生成する信号処理手段と、

前記第二の検出信号を用いて前記被検体の画像データを生成する画像生成手段と、を有することを特徴とする装置である。

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、

20

光照射により発生する光音響波を探触子が検出することによって得られた第一の検出信号を用いて被検体の画像データを生成する画像生成方法であって、

前記探触子のインパルス応答の微分信号を用いて、前記第一の検出信号から、前記光音響波に由来する成分とは位相が反転した成分を低減することにより、第二の検出信号を生成するステップと、

前記第二の検出信号を用いて前記画像データを生成するステップと、を有することを特徴とする画像生成方法である。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、光音響画像形成において、光音響波の反射波を受信したとしても、その影響による画像劣化を低減することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】光音響画像形成装置の構成の一例を模式的に示した図。

【図2】検出信号処理の一例を説明するフロー図。

【図3】入射波に対して反射波の位相が反転する一例を示す模式図。

【図4】光音響波の解析例を示す模式図。

【図5】検出信号のスペクトル分解の例を示す模式図。

【図6】再構成した初期音圧分布を示す画像。

【図7】光音響画像形成装置の構成の一例を模式的に示した図。

40

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、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。

【0013】

本発明において、音響波とは、音波、超音波、光音響波、光超音波と呼ばれる弾性波を含む。受信器（探触子）は、被検体内を伝播した音響波を受信する。本発明の被検体情報取得装置とは、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波を

50

受信して、被検体内の特性情報を取得する超音響効果を利用した装置である。

【0014】

装置により取得される被検体内の特性情報とは、光照射によって生じた音響波の初期音圧や、あるいは、初期音圧から導かれる光エネルギー吸収密度や、吸収係数、組織を構成する物質の濃度等を反映した被検体情報を示す。物質の濃度とは、例えば、酸素飽和度や酸化あるいは還元ヘモグロビン濃度などである。また、特性情報としては、数値データとしてではなく、被検体内の各位置の特性を示す分布情報として取得しても良い。つまり、吸収係数分布や酸素飽和度分布等の分布情報を画像データとして取得しても良い。

【0015】

以下の記載においては、被検体情報取得装置の一例として、超音響イメージングの1つである超音響トモグラフィーにより被検体内の特性情報を取得し画像化する、超音響画像形成装置について説明する。代表的な被検体は生体の乳房であるが、これに限られない。本発明は、かかる超音響画像形成装置による超音響画像形成方法、または装置の制御方法としても捉えることができる。

【0016】

(装置構成)

図1を参照しながら本実施形態にかかる超音響画像形成装置の構成を説明する。なお、以下の記載において、同一の構成要素には原則として同一の参照番号を付して、説明を省略する。

【0017】

本実施形態の超音響画像形成装置は、基本的な構成として、光源11、被検体保持部材21、音響波の検出器としての探触子17、信号処理部19を有する。光源11から発せられたパルス光12は、レンズ、ミラー、光ファイバ、拡散板などの光学系13により所望の光分布形状に加工されながら導かれ、生体などの被検体15に照射される。被検体15の内部を伝播した光のエネルギーの一部が血管などの光吸収体(結果的に音源となる)14に吸収されると、その光吸収体14の熱膨張により超音響波16が発生する。発生した超音響波16の一部は、探触子17で受信される。このとき、超音響波16の一部は被検体保持部材21などによる反射などを経てから探触子17に入射する。超音響波16及びその反射波は、探触子17により検出された後、信号収集部18で増幅やデジタル変換され、さらに信号処理部19で所定の処理を行い、最終的に被検体の画像データ(光学特性値情報データ)に変換され、表示装置20に表示される。

【0018】

(光源11)

光源11は被検体に光を照射する。被検体が生体の場合、光源11からは被検体中の特定の成分に吸収される波長の光を照射する。本発明においては、被検体内部まで光が伝搬するように、500nm以上1200nm以下の波長が好ましい。光源は、装置本体と一体化しても良いし、分離していても良い。光源としては、数ナノから数百ナノ秒オーダーのパルス光を発生可能なパルス光源が好ましい。効率的に超音響波を発生させるために、10ナノ秒程度のパルス幅が特に好適に使われる。光源としては大出力が得られるレーザーが好ましいが、発光ダイオードなども使用可能である。レーザーとしては、固体レーザー、ガスレーザー、ファイバーレーザー、色素レーザー、半導体レーザーなど様々なレーザーを使用することができる。照射のタイミング、波形、強度などは不図示の光源制御部によって制御される。

(光学系13)

光学系13は、光源11から照射された光12を、所望の光分布形状に加工しながら被検体に導く。光学系13は、典型的にはレンズやミラー、光拡散板、光ファイバなどの光導波路などで構成される。なお、光はレンズで集光させるより、ある程度の面積に広げる方が、被検体への安全性ならびに診断領域を広げられるという観点で好ましい。

【0019】

(被検体15及び光吸収体14)

これらは本発明の装置には含まれないが、以下に説明する。本発明の光音響画像形成装置は、人や動物の悪性腫瘍や血管疾患などの診断や化学治療の経過観察などを主な目的とする。よって、被検体 15 としては生体、具体的には人体や動物の乳房や指、手足などの診断の対象部位が想定される。被検体内部の光吸収体 14 としては、被検体内で相対的に吸収係数が高いものが想定される。例えば、人体が測定対象であれば酸化あるいは還元ヘモグロビンやそれらを含む多く含む血管あるいは新生血管を多く含む悪性腫瘍が該当する。また、被検体表面の光吸収体としては皮膚表面付近にあるメラニンなどである。

【0020】

(探触子 17)

探触子 17 は、被検体の表面及び内部で発生する音響波を検出し、アナログ信号である電気信号に変換する検出器である。圧電現象を用いたトランスデューサ、光の共振を用いたトランスデューサ、容量の変化を用いたトランスデューサなど音響波を検知できるものであれば、どのようなものでも良い。探触子 17 として、複数の受信素子が 1 次元あるいは 2 次元に配置された多次元配列素子を用いることで、同時に複数の場所で音響波を検出できる。その結果、検出時間の短縮や、体動によるノイズの低減が可能になる。

10

【0021】

(信号収集部 18)

信号収集部 18 は、探触子 17 より得られた電気信号を増幅するとともに、アナログ信号からデジタル信号への変換を行う。信号収集部 18 は、典型的には増幅器、A/D 変換器、FPGA (Field Programmable Gate Array) チップなどで構成される。探触子から得られる検出信号が複数の場合は、同時に複数の信号を処理できることが望ましい。それにより、画像を形成するまでの時間を短縮できる。なお、本明細書において「検出信号」とは、探触子 17 から取得されるアナログ信号も、その後 A/D 変換されたデジタル信号も含む概念である。そして、検出信号は「光音響信号」ともいう。

20

【0022】

(信号処理部 19)

信号処理部 19 は、画像再構成により被検体内部の画像データを取得する。信号処理部 19 には典型的にはワークステーションなどが用いられる。信号処理や画像再構成処理などは、ワークステーションの情報処理装置 (CPU など) を利用して、プログラミングされたプログラムにより実行される。図 1 の例では、信号処理部 19 で使われるソフトウェアは、位相が反転した反射信号を選択的に低減する処理を行う信号処理モジュール 19a と、画像データを生成する画像再構成モジュール 19b を含む。信号収集部 18 と信号処理部 19 は一体化される場合もある。この場合、ハードウェア処理により被検体の画像データを生成することもできる。信号処理モジュールと画像再構成モジュールはそれぞれ、本発明の信号処理部と画像生成部に相当する。

30

【0023】

(表示装置 20)

表示装置 20 は信号処理部 19 から出力される画像データを表示する。例えば液晶ディスプレイなどが利用される。なお、表示装置 20 は、本発明の光音響画像形成装置とは別に提供されていても良い。

40

【0024】

(被検体保持部材 21)

被検体保持部材 21 は、被検体を保持する。また、被検体と探触子の音響インピーダンスをマッチングさせるための液体を保持する部材を含んでも良い。被検体保持部材あるいはマッチング液の保持部材は、光が通過する側においては、透明であることが好ましい。例えば、ポリメチルペンテンやアクリルなどのプラスチックプレート、あるいはガラスプレートなどが用いられる。一般的に、これらの部材は生体より硬いため、生体よりも音響インピーダンスが大きい。そのため、詳しくは後述するが、被検体 15 から被検体保持部材 21 から光音響波が入射する際に、界面での反射波の位相は 180° 反転する。被検

50

体保持部材の形状としては、典型的には被検体を保持する板状の部材が想定される。被検体保持部材は、本発明の保持部材に相当する。

また、探触子 17 も被検体保持部材 21 として考えることができる。通常、探触子の検出素子（例えば、PZT など）の音響インピーダンスは被検体の音響インピーダンスよりも大きい。そのため、探触子から被検体へ入射した光音響波の反射波の位相は同様に 180°反転するため、本発明の手法により低減することが可能となる。

図 1 においては、2 枚の被検体保持部材 21a と 21b を用いて被検体を挟持している。これにより、被検体が動かないよう固定される。また被検体の厚みが薄くなり、光が被検体深部に届くようになる。本明細書において、2 枚の部材を区別する必要がないときは、まとめて被検体保持部材 21 と記載する。

【0025】

（光音響画像形成方法）

本発明の特徴である信号処理部 19 で行う処理に関して、図 2～6 を参照しつつ、詳細に説明する。ここでは、被検体内部で発生した光音響波 16 が被検体保持部材 21 で多重反射し、その多重反射信号を探触子 17 で受信した場合について検討する。この場合、多重反射信号が被検体からの信号に含まれるような場合であっても、本説明にかかる光音響画像形成方法によれば、再構成画像における多重反射の影響によるアーティファクトを軽減できる。

【0026】

（音響波の位相反転の数学的表現）

まず、前提として、音響波の反射の物理現象について説明する。図 3 において、領域 301 の音響インピーダンス（ Z ）は Z_1 であり（ $Z = Z_1$ ）、領域 302 の音響インピーダンスは Z_2 である（ $Z = Z_2$ ）。そして、領域 302 の音響インピーダンスは、相対的に領域 301 より大きいものとする（ $Z_1 < Z_2$ ）。この状況で領域 301 から領域 302 に音響波が入射すると、界面での反射波の位相は 180°反転することが知られている。

この現象を、図 1 の被検体 15 と被検体保持部材 21 に当てはめて検討する。被検体 15 と被検体保持部材 21 を比較すると、通常、剛性の強い後者の方が、音響インピーダンスが高い。そのため、被検体内部で発生した光音響波 16 が被検体保持部材 21 に入射した場合、その界面で反射した光音響波の位相は入射波に対して 180°変化する。そのため、単一周波数で構成された音響波を例に挙げると、図 3 に示したように形状が反転する。

【0027】

このような物理現象により、通常の光音響波である入射波とその反射波の位相が 180°異なる場合、本発明の方法により、正常な光音響波とその反射波を区別することができる。以下に詳細に説明する。

光音響波の伝搬を記述する方程式は、式（1）のような波動方程式である。

【数 1】

$$\frac{\partial^2 p(r,t)}{\partial t^2} - v^2 \nabla^2 p(r,t) = \Gamma H_r(r) \frac{\partial H_t(t)}{\partial t} \quad \dots(1)$$

ここで、 $p(r, t)$ は各位置 r での音響波音圧の時間変化、 v は音速（ここでは一定とする）、 Γ はグリューナイセン係数、 $H_r(r)$ は光吸収密度分布、 $H_t(t)$ は光の入力パルスである。また、 $H(r, t) = H_r(r) \cdot H_t(t)$ である。

この式（1）において、グリーン関数の解、つまり、デルタ音源・デルタパルスでの解 $p(r, t)$ は、以下の式（2）で表現される。なお、この解は球面状に広がる球面波を示している。

10

20

30

40

【数2】

$$p_{\delta}(r, t) = \frac{\delta(|r| - vt)}{4\pi|r|} \quad \dots(2)$$

この解を全空間の音源において積分すれば、ある位置 r で検出される音圧 $p(r, t)$ になる。それは以下の式(3)で表現される。

【数3】

$$p(r, t) = \frac{\Gamma}{4\pi} \int \frac{\delta(|r-r'| - v(t-t'))}{|r-r'|} H_r(r') \frac{\partial}{\partial t} H_t(t') dr' dt' \quad \dots(3)$$

10

$H_t(t)$ である光パルスをデルタパルスと仮定すると、上記の式は式(4)のように単純化できる。

【数4】

$$p(r, t) = \frac{\Gamma}{4\pi} \frac{\partial}{\partial t} \int_{|r-r'| = vt}^{\infty} \frac{H_r(r')}{|r-r'|} dr' \quad \dots(4)$$

20

一方、実際に観測される信号は検出器である探触子の影響を受けるため、上記の式を探触子のインパルス応答 $P_{imp}(t)$ でコンボリューションしたものになるので、式(5)のように表現できる。インパルス応答は、探触子応答とも呼ばれ、デルタパルス信号を入力した際に探触子が出力する波形として取得できる。

【数5】

$$p_d(r, t) = p_{imp}(t) \otimes \frac{\Gamma}{4\pi} \frac{\partial}{\partial t} \int_{|r-r'| = vt}^{\infty} \frac{H_r(r')}{|r-r'|} dr' \quad \dots(5)$$

30

この式において、右辺の $P_{imp}(t)$ の後の記号は、コンボリューションを表している。さらに微分演算子 $\frac{\partial}{\partial t}$ は線形演算子であるため、インパルス応答 $P_{imp}(t)$ に作用させることが可能である。微分演算子をインパルス応答 $P_{imp}(t)$ に作用させると以下の式(6)になる。

【数6】

$$p_d(r, t) = \frac{\partial}{\partial t} p_{imp}(t) \otimes \frac{\Gamma}{4\pi} \int_{|r-r'| = vt}^{\infty} \frac{H_r(r')}{|r-r'|} dr' \quad \dots(6)$$

これが探触子で受信される検出信号を数学的に表現したものである。この右辺において、微分したインパルス応答以外の項は速度ポテンシャルを意味しており、正の発生音圧から発生された光音響波に対応する成分は理論上、正の値となる。つまり、周囲より高い吸収係数を有する光吸収体から発生した通常的光音響波に対応する速度ポテンシャル成分は正となる。

40

【0028】

(インパルス応答の微分信号による判別方法)

図4と式(6)を用いて、通常、受信される光音響波(入射波)と位相が反転した反射光音響波の違いを考察する。ここで、図4(a)は、反射などにより位相反転していない「正常な光音響波」の解析の一例を示す模式図である。図4(b)は、「正常な光音響波」が反射して位相が反転した光音響波の解析の一例を示す模式図である。

50

式(6)から、「正常な光音響波」の受信信号(A)は、インパルス応答の微分(B)(すなわち、インパルス応答微分信号)と、正の値の速度ポテンシャル(C)のコンボリューションで表現できることが分かる。図4(a)は、この様子を模式的に示したものである。

一方、「反射により位相反転した光音響波」の受信信号(A')は、インパルス応答微分信号(B)と、負の値の速度ポテンシャル(C')のコンボリューションとなる。図4(b)は、この様子を模式的に示したものである。

つまり、反射により光音響波の位相が180°反転することは、信号をインパルス応答微分信号と分離すれば、速度ポテンシャルの位相が反転することに相当すると考えられる。したがって、信号をインパルス応答微分信号で分離した後に得られる速度ポテンシャル成分の値(正と負)を比較することにより、「正常な光音響波」と「反射により位相反転した光音響波」を区別することができる。

【0029】

また、式(6)から、インパルス応答微分信号を用いて受信信号をスペクトル分解して、スペクトル信号、すなわち、速度ポテンシャルに変換できることが分かる。なお、ここでの受信信号のスペクトル分解とは、受信信号をインパルス応答微分信号でデコンボリューションすること、あるいは、受信信号をインパルス応答微分信号の基底で展開することと等価である。

【0030】

(位相反転の典型例)

図5に、図1の光音響画像形成装置で受信された典型的な検出信号(第一の検出信号)をスペクトル分解した例を示す。図5中、縦軸は音圧の強度である。横軸はサンプリング回数であり、検出時間に対応する。図5(a)は探触子から出力される受信信号の一例で、これを第一の検出信号とする。図5(a)中の矢印は、探触子表面への光照射により発生した光音響波16のうち、被検体保持部材21と被検体15との界面における反射により位相が反転した成分に由来する受信信号の位置を示している。

図5(b)は使用した探触子のインパルス応答を時間微分したものである。本発明の特徴は、図5(a)で示した第一の検出信号を図5(b)で示したインパルス応答微分信号でスペクトル分解することにある。図5(c)にスペクトル分解で得られたスペクトル信号を示す。図5(c)で示されているように、スペクトル信号、すなわち、対応する速度ポテンシャル成分は正負の値を含んでおり、負の値は主に位相が180°反転した反射波によるものである。図5(d)、図5(e)については後述する。

【0031】

(信号処理の概要)

以上のような音響波の反射時に起こる現象を前提として、図2のフロー図を参照しつつ、信号処理部19における処理の概要を説明する。

[処理1](ステップS201): 第一の検出信号をインパルス応答微分信号でスペクトル分解する工程:

この処理では、上で説明したように、スペクトル分解によってスペクトル信号が得られる。

[処理2](ステップS202): スペクトル信号において、負の値の係数を削除する工程:

この処理では、図5(c)に示されるようなスペクトル信号において、負の信号を選択的に削除する。これは上記で述べたように、スペクトル分解した後の係数は、速度ポテンシャルと同じであるため、その負の値は反射により位相が反転した光音響信号に基づく係数を示している。そのため、その負の値を消すことで、反射により位相が反転した光音響信号に関係したスペクトル成分を削除できる。図5(d)は、負の係数をゼロにしたスペクトル信号である。

[処理3](ステップS203): 処理2で生成されたスペクトル信号を再構築処理して第二の検出信号に変換する工程:

10

20

30

40

50

処理2で負の係数を削除したスペクトル信号を時間信号に変換する、再構築処理を行う。その方法としては例えば、インパルス応答微分信号でコンボリューションすることや、基底変換することがある。これにより、位相が 180° 変換した反射信号を低減した第二の検出信号(光音響波信号)を生成できる。図5(e)に上記の処理で得られた第二の検出信号を示す。図5(e)中の矢印は、界面反射により位相が反転した成分に由来する受信信号の位置であるが、図5(a)と比較するとその値が大きく低減されていることが分かる。

このように、インパルス応答微分信号を用いたスペクトル分解を行い、スペクトル信号の負の値を低減し、再び、時間領域に戻すことで、インパルス応答に対して位相が 180° 反転した反射光音響信号のみを低減することが可能になる。

10

[処理4](ステップS204):処理3で再構築処理された第二の検出信号を用いて被検体の光学特性値分布を推定する工程:

処理3で得られた第二の検出信号を用いて画像再構成処理を行い、被検体の光学特性値分布を推定して画像データを形成する。この際、第二の検出信号においては、位相反転した反射光音響波が低減されているので、被検体内部にある光吸収体のみを画像データ化でき、画像劣化のない診断画像を形成できる。

画像再構成方法はどのようなものでも良い。例えば、一般的な光音響トモグラフィーで利用されるタイムドメインあるいはフーリエドメインでの逆投影法や、モデルベース法(繰り返し再構成法)などが適応できる。なお、フォーカス探触子を用いた光音響イメージングのように画像再構成処理が必要ない場合は、処理3で得られたデジタル検出信号データをそのまま画像に変換する。

20

【0032】

(再構成画像の例)

図6を用いて、従来の手法による再構成画像と、本発明の手法による再構成画像を比較する。ここでは再構成手法としてバックプロジェクション法を用いた。

図6(a)は、反射信号を低減していない光音響信号から得られた初期音圧分布 p_0 の一例である。すなわち図6(a)は、図5(a)に示したような第一の検出信号を用いた再構成画像である。図中、黒い領域が音圧の高い領域を示し、白い領域が音圧の低いところを示している。白い領域(特に破線で囲まれた領域)は、主に反射信号によるアーティファクトであり、不要な画像である。

30

図6(b)は、反射信号を低減した光音響信号から得られた初期音圧分布 p_0 の一例である。すなわち図6(b)は、図5(e)に示したような、位相反転した反射信号を低減した第二の検出信号を用いた再構成画像である。図6(a)と比べて、反射信号によるアーティファクトが低減されており、反射光音響信号による画像劣化が低減されていることが分かる。

従って、本発明の手法により、被検体保持部材21での反射波に由来するアーティファクトの影響による画像劣化を低減できる。

なお、本説明では被検体保持部材21による多重反射の抑制を例にとって説明した。しかし、被検体保持部材に限らず、被検体より音響インピーダンスが高い部材が被検体に接触している場合には、反射波のせいでアーティファクトが発生する。本発明は、そのようなアーティファクトについても有効に適用出来る。

40

【0033】

<実施例1>

光音響画像形成装置の実施例について説明する。装置構成は、上記の図1で説明したものと同一である。本実施例においては、光源11として、2倍波のYAGレーザー励起のTi:sapphireレーザーシステムを用いた。このレーザーシステムは、波長 $700-900\text{nm}$ の光を照射できる。照射されたレーザー光は、ミラー、ビームエキスパンダーなどの光学システム13により半径約 1cm 程度まで広げられた後に、被検体に照射される。探触子17としては、 15×23 素子の2次元配列型ピエゾ探触子を用いた。また、信号収集部18は、探触子17からの345ch全データを同時に受信し、アナログ信号を増幅し

50

、デジタル変換した後に、信号処理部 19 である PC へ転送する機能を有する。被検体 15 は被検体を模擬したファントムであり、1% のイントラリピッドと希釈したインクを寒天で固めたものである。また、このファントム内には、光吸収体 14 として、直径 2 mm の球状のインクで着色した物体が埋め込まれている。また、ファントムを保持する被検体保持部材 21 として、ファントム 15 と探触子 17 の間には、ポリメチルペンテンで作成した平板状のファントム用保持板を配置した。

【0034】

ファントムの装置へのセットが完了したのち、光源が波長 800 nm の光を照射した。探触子による検出と、信号収集部による処理を経て、第一の検出信号が出力される。続いて信号処理モジュール 19 a が、そのときに得られた第一の検出信号を、探触子のインパルス応答を微分した信号を用いてスペクトル分解した。ここでは、受信信号の微分インパルス応答によるデコンボリューションによって、スペクトル信号を生成した。さらに、そのスペクトル信号のうち、値が負のスペクトル係数をゼロにした。そして、負の係数が削除されたスペクトル信号に微分インパルス応答をコンボリューションすることで、インパルス応答に対して位相反転した反射信号を低減した信号（第二の検出信号）を生成した。

その後、画像再構成モジュール 19 b において、図 2 のステップ S204 のように画像再構成を行い、初期音圧分布データを算出した。ここでは、バックプロジェクション法を用いた。そのときに得られる再構成画像は、図 6 (b) のようになった。一方、比較のために、反射信号を低減してない第一の検出信号から得られる再構成画像は、図 6 (a) のようになった。

【0035】

図 6 (a) と (b) を比較する。上述したように、図 6 (a) では、被検体外部の保持板による多重反射に起因して、実際の光吸収体以外の場所に大きなアーティファクトが生じている（白い破線で囲まれた部分）。一方、図 6 (b) においては、多重反射信号に起因したアーティファクトはほとんど見られない。その結果、図 6 (a) に比べて、ファントム内部の光吸収体に対応した画像が、よりはっきりと表示されていた。

このように、被検体保持部材による反射により位相反転した反射光音響信号を選択的に低減することで、再構成された画像内のアーティファクトを低減できることが可能となった。

【0036】

< 実施例 2 >

実施例 2 では、光音響画像形成装置において、探触子 17 を被検体保持部材とした例について、図 7 を参照して説明する。図 1 との相違点は、探触子 17 と被検体 15 の間に被検体保持部材である保持板が存在せず、探触子が直接、被検体に接していることである。被検体 15 としては、実施例 1 と同様のファントムを用いる。

【0037】

ファントムの装置へのセットが完了したのち、光源が波長 800 nm の光を照射した。続いて信号処理モジュール 19 a が、そのときに得られた第一の検出信号から、探触子とファントム界面で反射し、位相反転した光音響波のみを選択的に低減した。ここでは、微分インパルス応答信号を基底として、基底展開法によりスペクトル分解を行った。また、各基底の係数を求めるときには、ある基底が支配的であると仮定し、係数がスパースになるような制約条件を付けて求めた。さらに、そのスペクトル信号のうち、値が負のスペクトル係数をゼロにした。そして、負の係数が削除されたスペクトル信号を時間空間へ基底変換することで、インパルス応答に対して位相反転した反射信号を低減した信号を生成した。そのときに得られる再構成画像は、図 6 (b) のようになり、反射信号によるアーティファクトが低減されていた。一方、反射信号の低減を行っていない受信信号から得られる再構成画像は、図 6 (a) のようになり、反射信号によるアーティファクトがはっきりと確認された。

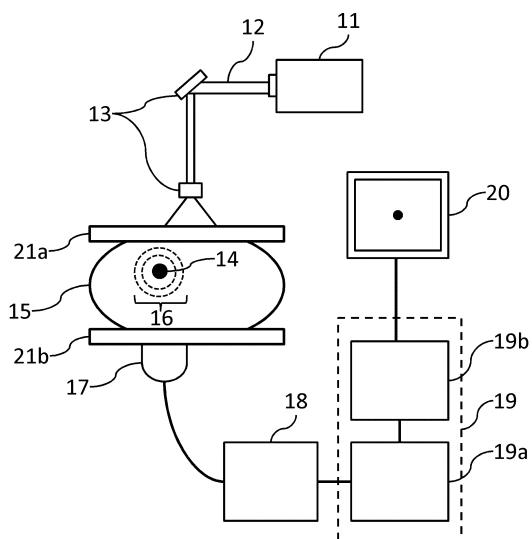
このように、探触子が被検体保持部材であるような場合でも、本発明の手法により、再構成画像内の反射によるアーティファクトを低減できることが分かった。

【符号の説明】

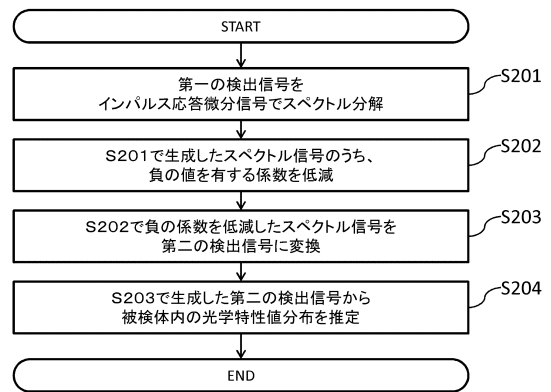
【0038】

17：探触子，19：信号処理部，19a：信号処理モジュール，19b：画像再構成モジュール，21：被検体保持部材

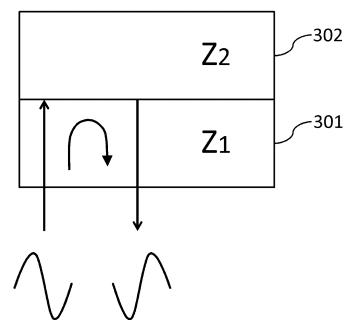
【図1】



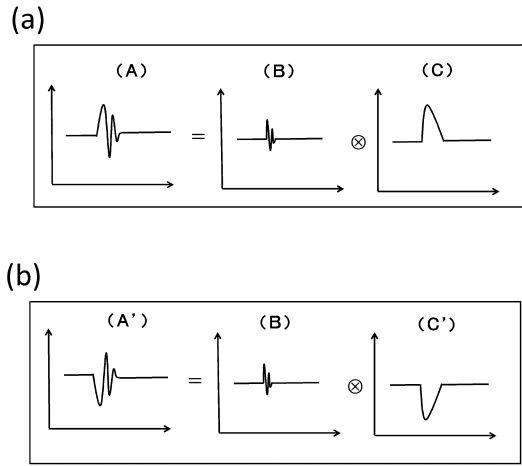
【図2】



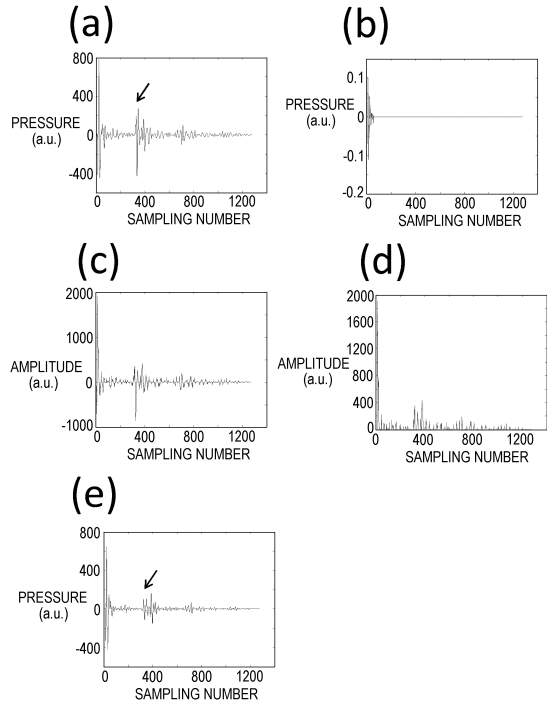
【図3】



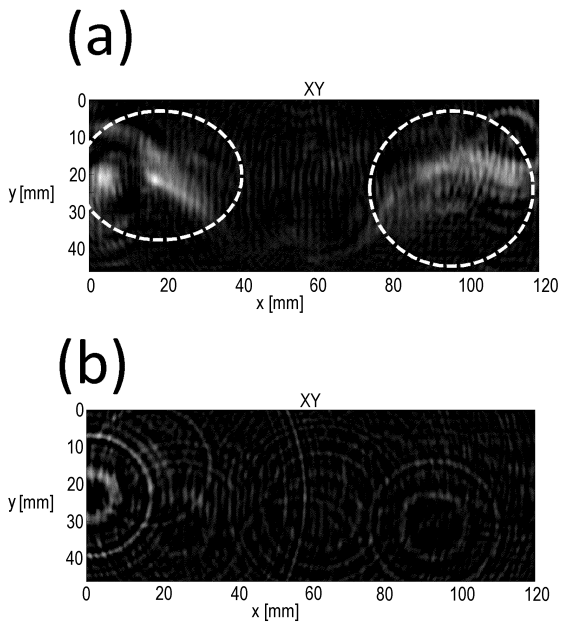
【 図 4 】



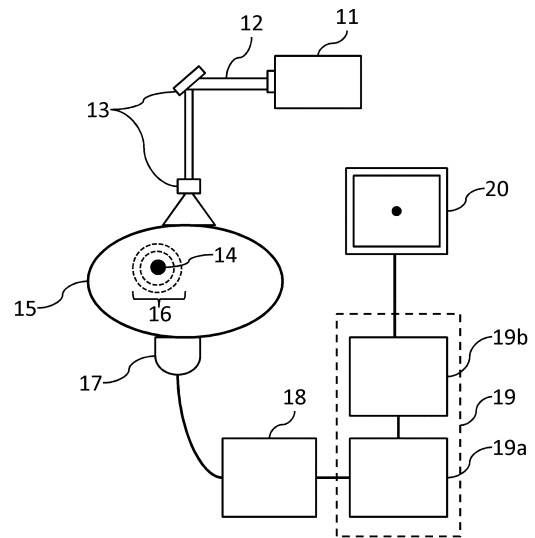
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(72)発明者 福谷 和彦
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

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2012-217717(JP,A)
特開2012-135462(JP,A)
米国特許出願公開第2012/0275270(US,A1)
特表2000-505347(JP,A)
特開昭59-209335(JP,A)
特表2002-524798(JP,A)
特開2001-153848(JP,A)
特開2004-041324(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15