

(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2011-120796  
(P2011-120796A)

(43) 公開日 平成23年6月23日(2011.6.23)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 2 G 0 4 7  
 G O 1 N 29/00 (2006.01) G O 1 N 29/00 5 0 1 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-282288 (P2009-282288)  
 (22) 出願日 平成21年12月11日(2009.12.11)

(71) 出願人 000001007  
 キヤノン株式会社  
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号  
 (74) 代理人 100126240  
 弁理士 阿部 琢磨  
 (74) 代理人 100124442  
 弁理士 黒岩 創吾  
 (72) 発明者 数藤 義明  
 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  
 (72) 発明者 佐藤 章  
 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

最終頁に続く

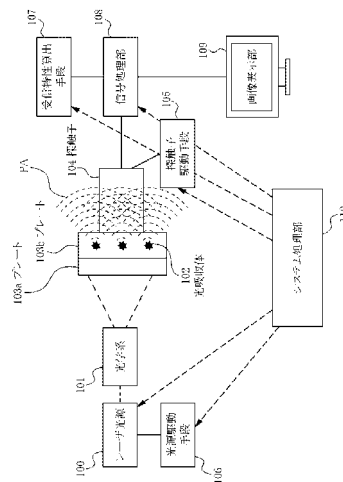
(54) 【発明の名称】 光音響装置及び該装置の制御方法

(57) 【要約】

【課題】 光音響装置において音響波を検出する複数の受信素子の受信特性のばらつきを、光音響装置特有の簡便な構成で把握することができる光音響装置を提供すること。

【解決手段】 本発明の光音響装置は、被検体に光を照射するための光源100と、光により被検体内で発生する音響波を検出する複数の受信素子からなる検出器104と、該検出器から取得される検出信号から、被検体内部の情報を取得する信号処理部108と、光源から照射された光を特異的に吸収する光吸収体102と、光吸収体から発生する音響波を複数の前記受信素子が受信したときの検出信号に基づき、複数の前記受信素子の受信特性情報を算出する受信特性算出部107と、を有する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に光を照射するための光源と、  
前記光により前記被検体内で発生する音響波を検出する複数の受信素子からなる検出器と、

該検出器から取得される検出信号から、前記被検体内部の情報を取得する信号処理部と、

前記光源から照射された光を特異的に吸収する光吸収体と、

前記光吸収体から発生する音響波を複数の前記受信素子が受信したときの検出信号に基づき、複数の前記受信素子の受信特性情報を算出する受信特性算出部と、  
を有することを特徴とする光音響装置。

10

## 【請求項 2】

前記受信特性算出部が、複数の前記受信素子の感度情報を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の光音響装置。

## 【請求項 3】

前記信号処理部が、算出した前記感度情報から把握される複数の前記受信素子間での感度の差を減少させるように、前記被検体内で発生する音響波を前記検出器が受信したときの検出信号を補正することを特徴とする請求項 2 に記載の光音響装置。

## 【請求項 4】

前記受信特性算出部が、複数の前記受信素子の周波数特性を算出することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の光音響装置。

20

## 【請求項 5】

前記信号処理部が、算出した前記周波数特性から把握される複数の前記受信素子間での周波数に依存した感度の差を減少させるように、前記被検体内で発生する音響波を前記検出器が受信したときの検出信号を補正することを特徴とする請求項 4 に記載の光音響装置。

## 【請求項 6】

前記光吸収体を複数有する請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の光音響装置。

## 【請求項 7】

前記被検体を両側から圧迫固定するプレートを有し、  
前記光吸収体は、前記プレートの内部又は表面上に配置されることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の光音響装置。

30

## 【請求項 8】

前記プレートのうち、前記被検体の測定領域以外に前記光吸収体を配置することを特徴とする請求項 7 に記載の光音響装置。

## 【請求項 9】

前記光吸収体が配置されるプレートと、  
該プレートを移動させる可動機構と、を有し、  
該可動機構が、前記被検体を計測するときには前記光吸収体に前記光源からの光が照射されない場所に、前記プレートを移動させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに記載の光音響装置。

40

## 【請求項 10】

光音響装置の制御方法であって、  
該装置に設けられた光吸収体に対して光を照射する工程と、  
前記光を受けて前記光吸収体から発生する音響波を複数の受信素子からなる検出器で受信する工程と、

複数の前記受信素子の検出信号に基づき、複数の前記受信素子の受信特性情報を算出する工程と、

を有することを特徴とする光音響装置の制御方法。

## 【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、光を被検体に照射し発生する光音響波を受信する光音響装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

レーザなどの光源から生体に光を照射し、入射した光に基づいて得られる生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、Photo Acoustic Tomography (PAT: 光音響トモグラフィ)がある。光音響トモグラフィでは、光源から発生したパルス光を生体に照射し、生体内で伝播・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した生体組織から発生した音響波を検出する(特許文献1)。すなわち、腫瘍などの被検部位とそれ以外の組織との光エネルギーの吸収率の差を利用し、被検部位が照射された光エネルギーを吸収して瞬間的に膨張する際に発生する弾性波を受信素子で受信する。この検出信号を解析処理することにより、生体内の光学特性分布、特に、光エネルギー吸収密度分布を得ることができる。これらの情報は、被検体内の特定物質、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の定量的計測にも利用できる。その結果、新生血管の増殖を伴う悪性腫瘍場所の特定などに利用できる。

10

## 【0003】

ここで、探触子の受信素子は圧電素子などで形成されており、各受信素子はその工作精度によって受信特性にばらつきが生じる。また、最近開発が進んできたMEMS技術を用いた超音波受信素子においても、半導体プロセスを用いて製造するとしても、各素子の受信特性のばらつきが生じる。各受信素子の受信特性、特に光音響波の周波数帯の感度特性がばらつくと、各受信素子で受信する光音響波の信号強度がばらつく。光音響装置では、各受信素子の感度が同じであることを前提に画像再構成する。そのために、受信素子の受信特性がばらつくのであれば、その受信特性のばらつきの結果、再構成後の画面上に強度むらを生じることとなり、測定の定量性が失われる原因となる。

20

## 【0004】

特許文献2には、超音波センサの感度を調整する方法が開示されている。超音波センサとは別途用意した超音波音源から超音波センサに単一周波数の超音波を送波し、各素子で変換される出力信号同士の差(感度差)が小さくなるように出力信号を調整する。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】米国特許第5,840,023号明細書

【特許文献2】特開2004-125514号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

光音響装置において、被検体に光を照射することによって生じる音響波を受信する受信素子の受信特性ばらつきを調整するにあたり、特許文献2のように別途超音波音源を設けると装置の大型化を招き好ましくない。

40

## 【0007】

また、超音波エコー(超音波診断装置)であれば、探触子には超音波の送受信機能両方が備わっているため、別途の音源がなくても特許文献2のような方法で感度の調整をすることもできる。しかし、光音響装置においては、一般的に光音響波は1MHz程度の周波数を有しているため、この程度の周波数帯域で感度調整を行う必要がある。一般的な超音波診断装置で発信する超音波の周波数は8~10MHz程度であり、光音響波の周波数を有する超音波を発信するのは難しい。

## 【0008】

本発明は、このような背景技術及び課題認識に基づいてなされたものである。すなわち

50

、本発明の目的は、光音響装置において音響波を検出する複数の受信素子の受信特性のばらつきを、光音響装置特有の簡便な構成で把握することができる光音響装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題に鑑み、本発明の光音響装置は、  
被検体に光を照射するための光源と、

前記光により前記被検体内で発生する音響波を検出する複数の受信素子からなる検出器と、

該検出器から取得される検出信号から、前記被検体内部の情報を取得する信号処理部と

10

、前記光源から照射された光を特異的に吸収する光吸収体と、

前記光吸収体から発生する音響波を複数の前記受信素子が受信したときの検出信号に基づき、複数の前記受信素子の受信特性情報を算出する受信特性算出部と、  
を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、光音響装置自体に光吸収体を設け、ここから発生した光音響波を複数の受信素子で受信する構成としたので、複数の受信素子の受信特性のばらつきを、光音響装置特有の簡便な構成で把握することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明の実施形態1による光音響装置の構成を模式的に示したブロック図である。

【図2】本発明の実施形態1において、光吸収体の配置状況を説明する図である。

【図3】本発明の実施形態1において、信号処理部108の内部を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施形態1において、受信特性の算出の動作フローを示す図である。

【図5】本発明の実施形態1において、実際の計測信号を補正するための動作フローを示す図である。

30

【図6】本発明の実施形態3による光音響装置の構成を模式的に示したブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照しつつ本発明をより詳細に説明する。なお、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。

【0013】

(実施形態1：光音響装置)

まず、図1を参照しながら本実施形態にかかる光音響装置の構成を説明する。

本実施形態の光音響装置は、被検体の内部の情報を画像化する光音響イメージング装置である。被検体が生体の場合、光音響装置は、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目的として、生体情報の画像化を可能とする。本発明において「生体情報」とは、光照射によって生じた音響波の発生源分布であり、生体内の初期音圧分布、あるいはそれから導かれる光エネルギー吸収密度分布及び、それらの情報から得られる生体組織を構成する物質の濃度分布を示す。例えば、物質の濃度分布とは酸素飽和度などである。

40

【0014】

本実施形態の光音響装置は、基本的なハード構成として、レーザ光源100、探触子104を有する。レーザ光源100は、被検体にパルス光を照射するための光源である。以下、被検体の計測時について説明する。

50

## 【0015】

生体などの被検体（不図示）は、これを両側から圧迫固定するプレート103a、103bに固定される。これらは、圧迫板ということもある。光源からのパルス光は、例えばレンズ、ミラー、光ファイバなどの光学系101によって、プレート103a表面に導かれ、拡散パルス光となり被検体に照射される。被検体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に吸収されると、その光吸収体から熱膨張により音響波（典型的には超音波）が発生する。これは「光音響波」ということもある。すなわち、パルス光の吸収により、光吸収体の温度が上昇し、その温度上昇により体積膨張が起こり、音響波が発生する。このときの光パルスの時間幅は、光吸収体に吸収エネルギーを効率に閉じ込めるために、熱・ストレス閉じ込め条件が当てはまる程度にすることが好ましい。典型的には1ナノ秒から200ナノ秒程度である。

10

## 【0016】

音響波を検出するための探触子104は、音響波を検出する複数の受信素子からなる検出器に相当する。検出器は、被検体内で発生した音響波を検出し、アナログ信号である電気信号に変換する。この検出器から取得される検出信号は「光音響信号」ともいう。

## 【0017】

この光音響信号から被検体内部の情報を取得する信号処理部108では、探触子104から取得した光音響信号は、受信アンプによって増幅され、A/Dコンバータによってデジタル信号としての光音響信号に変換される。このデジタル信号に対して画像再構成処理によって三次元情報に演算処理なされた後、画像表示部109にて被検体の光音響像が表示される。また、全ての要素はシステム制御部110によって制御されている。

20

## 【0018】

（光源）

被検体が生体の場合、光源からは生体を構成する成分のうち特定の成分に吸収される特定の波長の光を照射する。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。光源としてはレーザが好ましいが、レーザのかわりに発光ダイオードなどを用いることも可能である。レーザとしては、固体レーザ、ガスレーザ、色素レーザ、半導体レーザなど様々なレーザを使用することができる。

## 【0019】

なお、本実施の形態においては、単一の光源の例を示しているが、複数の光源を用いても良い。複数光源の場合は、生体に照射する光の照射強度を上げるため、同じ波長を発振する光源を複数用いても良いし、光学特性値分布の波長による違いを測定するために、発振波長の異なる光源を複数個用いても良い。なお、光源として、発振する波長の変換可能な色素やOPO（Optical Parametric Oscillators）を用いることができれば、光学特性値分布の波長による違いを測定することも可能になる。使用する波長に関しては、生体内において吸収が少ない700nmから1100nmの領域が好ましい。ただし、比較的生体表面付近の生体組織の光学特性値分布を求める場合は、上記の波長領域よりも範囲の広い、例えば400nmから1600nmの波長領域を使用することも可能である。

30

## 【0020】

（光学系）

光源から照射される光は光導波路などを用いて伝搬させることも可能である。図1で示してはいないが、光導波路としては、光ファイバが好ましい。光ファイバを用いる場合は、それぞれの光源に対して、複数の光ファイバを使用して、生体表面に光を導くことも可能であるし、複数の光源からの光を一本の光ファイバに導き、一本の光ファイバのみを用いて、すべての光を生体に導いても良い。また、主に光を反射するミラーや、光を集光したり拡大したり形状を変化させるレンズなどの光学部品で光を導いてもよい。このような光学部品は、光源から発せられた光が被検体表面の光照射領域に所望の形状で照射されれば、どのようなものを用いてもかまわない。

40

## 【0021】

50

## (探触子)

検出器(探触子)104は、音響波を検知し、電気信号に変換するものである。生体から発生する光音響波は、100KHzから100MHzの超音波である。そのため音響波検出器104には上記の周波数帯を受信できる超音波検出器が用いられる。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信号を検知できるものであれば、どのような音響波検出器を用いてもよい。本実施形態の検出器104は、複数の受信素子が2次元的に配置されたものがよい。このような2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することができ、検出時間を短縮できると共に、被検体の振動などの影響を低減できる。また、音響波検出器104と被検体との間には、音波の反射を抑えるためのジェルや水などの音響インピーダンスマッチング剤を使うことが望ましい。これら複数の各受信素子間で受信特性がばらつくことが本発明の課題である。

10

## 【0022】

## (プレート)

プレート103(圧迫版)は、拡散パルスレーザによる光音響効果を充分損なわせないだけの光透過特性を有し、光音響波を充分損なわせないだけの超音波透過特性を持つものであることが好ましい。典型的には、アクリル、ポリメチルペンテンなどが用いられる。厚みは保持によりプレートの変形が抑えられる強度を保てればどのような厚さでも良いが、典型的には10mm程度である。

## 【0023】

## (光吸収体)

本実施形態の光音響装置は、光源から照射された光を特異的に吸収する光吸収体102を有する点が特徴である。光吸収体102については、光吸収率の高いものであるほど、光音響波の発生効率が高くなるので、例えば黒鉛など濃色の物質を選ぶことが好ましい。このとき光吸収体102は、測定対象として主として特定の被検体がある場合には、被検体の光音響特性とは明らかに異なる材質を採用することが望ましい。具体的には、例えば被検体が人体である場合には、黒色ゲルボールも有効であると考えられる。

20

## 【0024】

光吸収体102は、装置の構成を簡略化する観点から、プレート103の内部又は表面上に配置されることが好ましい。図2に示すのは、プレート103を探触子104側から見たときの、光吸収体の配置状況と、被検体が配置され測定領域となる部分(実測定領域200)との配置関係を表した図である。図2に示すように、光吸収体102は、測定領域以外の領域に、既知の大きさのものを配置する。

30

## 【0025】

光吸収体102の大きさは、光吸収体102から発生する光音響波の周波数に影響するために、測定したい周波数帯によって決定する。本実施形態においては、生体からの光音響波の基本周波数を基準にする。光音響波の特徴としてN型形状波形の大きな信号が現れる。このN型形状波形のピークの周波数Fcは

$$F_c = 0.66 \times c / D$$

で表すことができる。ここで、Dは光吸収体が球状であった場合の直径であり、cは生体内の音速である。ここで1mmの球状の光吸収体を仮定すると $F_c = 1\text{MHz}$ となる。測定したい組織(悪性腫瘍)の大きさは1mmから20mmぐらいなので、光吸収体102の大きさもそれと同等になる。また、光吸収体102の形状は球状が好ましい。光吸収体102から発生する光音響波の強度、周波数、伝播などが解析的に予測可能であるからである。

40

## 【0026】

本実施形態では、光吸収体102はプレート103の内部に具備しているが、プレート103の表面にあってもよい。さらに、プレート103などのない構成の場合でも、探触子の表面に具備することも可能である。つまり、光吸収体102にレーザ光を照射可能であり、光音響波が探触子に到達するのであれば装置内のどこに光吸収体102があっても

50

良い。また、本実施形態においては光吸収体 102 に照射するレーザ光源 100 は通常の診断測定用のレーザ光源 100 と共用であったが、別々のものを用いる構成も考えられる。

#### 【0027】

また、光吸収体 102 は複数有することも好ましい。光吸収体 102 が一つだけの場合には、探触子のある 1 つの素子の中心点上に光吸収体 102 が来るように探触子を移動させて、光吸収体からの光音響波の強度を測定する。これを探触子の各素子に対して行うことで、光吸収体 102 からの光音響波の強度を全素子に対して測定することが可能となり、本実施形態の探触子の感度補正が可能となる。しかしながら、この場合には、複数の受信素子の受信特性情報を得るために、光照射を素子数の回数行うということになり、時間がかかる。光吸収体 102 を複数個用意し、例えば探触子の各素子の中心点上に配置することができれば、その複数の光吸収体 102 からの光音響波を全素子で同時に計測することが可能となる。この場合には、本実施例の感度補正に用いる計測は一度きりで終了する。

10

#### 【0028】

探触子 104 の各素子の中心点上に、探触子表面に十分に近い位置に光吸収体 102 を配置すると、隣の素子の中心点上に配置された光吸収体からの光音響波は各受信素子からみて大きな角度をもって入射することになる。探触子の素子は受信の指向性を持っており、素子に垂直に入射する音響に対する感度が最大となる。この指向特性を考えると、各素子の中心点上に光吸収体 102 を配置する場合には、隣の光吸収体からの光音響波の影響は小さい。

20

#### 【0029】

また、本実施形態の場合には、被検体と探触子 104 の間には圧迫板 103 が必ず存在することになる。このような場合には、圧迫板 103 の厚さを光音響波が通過する時間は無駄時間となる。つまり、レーザ光が発光された時刻から、光音響波が圧迫板 103 を通過する時間のデータは診断画像の再構成には利用できないことになる。すなわち、実際の診断測定を行う場合には、レーザ光が発光された時刻から一定時間（圧迫板 103 の厚さを光音響波が通過する時間）のデータは取得する必要がない。つまり、光吸収体 102 が圧迫板 103 の内部に存在する場合には、測定時にはその光吸収体 102 からの光音響波は測定データに悪影響を与えることはない。

30

#### 【0030】

（受信特性の算出）

次に、プレート 103 の間に被検体が存在しない状態で光照射し、複数の受信素子の受信特性情報を算出する手順について、引き続き図 1 を参照して説明する。

#### 【0031】

拡散パルス光の照射を受け、光吸収体 102 から発生した光音響波は、探触子 104 の全ての受信素子にて受信される。光吸収体 102 は圧迫板の既知の位置に配置されている。そのため探触子移動手段 105 を用いることで、探触子 104 の複数の受信素子を順番に光吸収体 102 の最近傍にもっていき、光音響波を受信することができる。探触子移動手段 105 を複数回用いることで、探触子 104 の複数の受信素子の全てについて、光吸収体 102 からの光音響波を最近傍から受信することができる。もちろん、前記のように光吸収体 102 を複数個用意し、複数の受信素子からの信号受信を同時に行うことも可能である。

40

#### 【0032】

以上のように受信した各受信素子の受信信号は受信特性算出部 107 に転送される。受信特性算出部は、複数の受信素子の検出信号に基づき、これらの受信素子の受信特性情報を算出する。ここで、「受信特性情報」としては、各受信素子の感度情報や周波数特性情報が例示できる。

#### 【0033】

本実施形態では、受信特性算出部 107 が、複数の受信素子の感度情報を算出する場合

50

について説明する。この場合、受信信号の最大振幅を計算する。それぞれのパルス光は、等しい光量で照射しているため、各素子が光吸収体 102 の最近傍で受信する音響波の音圧は等しい。そのため、複数の受信素子の受信した信号の最大振幅を比較すれば、感度のばらつきを把握することができる。

#### 【0034】

これにより、複数の受信素子の受信特性のばらつきを、光音響装置特有の簡便な構成で把握することができる。

#### 【0035】

(検出信号の補正)

被検体を測定する場合、感度ばらつきがあると被検体内部の情報を正確に取得することができない。そこで、複数の受信素子間での感度の差を減少させるように、被検体内で発生する音響波を探触子 104 が受信したときの検出信号を補正することが好ましい。

#### 【0036】

受信信号を補正する場合には、受信特性算出手段で算出した感度特性などを用いて、信号処理部 108 で、算出した特性を打ち消す演算を行う。たとえば、各受信素子の感度特性を算出した場合には、算出した感度の逆数を受信信号に乗算して補正する。

#### 【0037】

図 3 に本実施形態における信号処理部 108 の内部ブロックをしめす。信号処理部 108 は、受信信号増幅器 301、A/D変換器 302、感度補正部 303、画像再構成部 304 から構成される。図 4 に本実施形態における受信特性の算出の動作フローをしめす。本動作フローは、受信感度補正のためのデータ取りを行う部分である。従って、通常は装置起動時に実際の計測を行う前に実行されるものである。もちろん、本動作フローを計測途中に行うことも可能である。本動作フローの S401 では、探触子 104 とレーザ光源 100 を光吸収体 102 の位置に移動させる。次に S402 にて、レーザを照射し、光吸収体 102 から光音響波を発生させ探触子にて受信し、これを電気信号に変換する。さらに S403 にて、信号増幅器 301 にて増幅された電気信号を A/D変換器 302 にてデジタルデータへ変換する。変換されたデジタルデータは受信特性算出手段 107 に送られる。S404 にて各素子での受信信号の最大強度を算出する。S405 にて、それぞれの素子における最大信号強度の逆数を計算し、受信特性データ(本実施例の場合には感度補正值)として受信特性算出手段 107 において記憶しておく。本動作フローにおいては、光吸収体 102 は複数あり各受信素子の中心点上に配置されていることとする。こうすることで一度のレーザ照射にて感度補正のデータが算出可能となる。

#### 【0038】

本実施形態において、計測した受信特性データ(感度補正データ)を用いて、実際の計測信号を補正するための動作フローを図 5 に示す。S501 で、計測する被検体の位置に探触子 104 とレーザ光源 100 を移動させる。つぎに S502 で、レーザを照射し、被検体からの光音響波を探触子にて受信し、電気信号に変換する。S503 では、信号増幅器 301 で増幅された電気信号を A/D変換器 302 にてデジタルデータへ変換する。変換されたデジタルデータは、感度補正部 303 にて、受信特性算出手段 107 から送られてくる感度補正データを用いて、各素子の検出信号を補正する。具体的には、各素子の信号強度に対して、それぞれの素子における感度補正值(光吸収体 102 からの受信信号での、それぞれの素子における最大信号強度の逆数)を乗算する。この S503 で感度補正データと受信信号データが乗算されることによって、各素子の感度補正が実際に行われることになる。これによって各受信素子の感度の差が補正され、受信信号データの素子間でのばらつきが低減される。感度補正された受信信号データは、画像再構成部 304 に送られて、S505 にて画像再構成処理される。さらに S506 にて、画像表示 109 にて表示される。

#### 【0039】

本実施形態によって、探触子の感度バラツキの影響を低減し、被検体測定でより正確な情報を取得することができる。そのため、これを画像化する場合、より精度の高い画像が

10

20

30

40

50



得られ、確度の高い診断が可能となる。

【0040】

(実施形態2)

本実施形態では、受信特性算出部が複数の受信素子の周波数特性を算出する場合について説明する。

【0041】

受信特性として周波数特性が必要である場合には、ここでFFTなどの周波数解析を行う。上記実施形態1では最大信号強度を用いて素子の感度ばらつきを補正した。本実施形態2では、素子の周波数特性に基づいて補正を行う。受信特性算出手段107において、単に受信信号の最大強度を算出するのではなく、FFTなどの周波数解析を行う。そうす

10

【0042】

この周波数依存の感度補正データは、次のように実際の計測にて用いられる。実施形態1において図5の504のステップでは、感度補正值は各素子について1個だけであり、これを各素子の信号データに乗ずるだけでよかった。本実施形態においては、周波数に依存した感度補正データであるので、まず、被検体からの受信データをFFTなどにより周波数解析を行う。この周波数解析を行った受信信号データと、周波数依存の感度補正データを対応する周波数ごとに乗算する。得られた周波数依存の感度補正を行った受信信号データを今度は逆FFTなどにより時間軸上の受信信号データへと戻す。このようなフローによって、周波数依存の感度補正を行うことが可能となる。

20

【0043】

なお、実施形態1, 2では、上記のように、探触子の開口サイズよりも広い実測定範囲や、任意の場所に配置された光吸収体102からの光音響波を測定するため、レーザ拡散光源の照射部分と、探触子104は、両者が相対するように同期して任意の測定位置に移動するための駆動手段を有する。特に、本実施形態の場合は、探触子の駆動手段は探触子駆動手段105であり、レーザ光源および光拡散手段を駆動するための光源駆動手段106が、前記駆動手段に相当する。特に、光源側駆動手段においては、必ずしもレーザ光源100および光拡散手段101を駆動するものである必要はなく、レーザを反射するため

30

【0044】

(実施形態3)

図6は、本発明に係る光音響装置の実施形態3を示すブロック構成図である。

本実施形態の光音響装置においては、受信特性の測定時にだけ光吸収体102にパルスレーザ光が当たるよう、光吸収体102を複数具備する特性計測板601をもち、さらにそれを移動させる可動機構602を具備する。

【0045】

本実施形態においては、探触子104の受信素子の受信特性を、同時に複数の受信素子について計測可能なように複数の光吸収体102を持つ。このような場合には、光吸収体102が多ければ多いほど、探触子104の受信素子の受信特性の計測時間が低減できる。しかしながら、複数の光吸収体102が存在すると、もし実施形態1のように計測領域以外に光吸収体102を設置すると、その分の設置面積を余分に必要とし装置の大型化を招いてしまう。それを避けるためには、計測領域の圧迫板103に光吸収体102を設置することになるが、その場合には通常の診断時の測定にも、光吸収体102からの光音響波が発生してしまう。もちろん、実施形態1でも説明したように、探触子104の側近からの光音響波は実診断時の測定には、無視されるものであるので問題ない。また、探触子104の受信素子から位置が遠い光音響波も探触子104の指向特性から入射角度が大きくなり影響が少ない。しかしながら、光吸収体102の数が多くなると、多くの音響波が

40

50

発生し無視できない影響が出てくる。

【0046】

そのため、本実施形態においては、探触子104の受信特性測定用の光吸収体102を複数具備する特性測定板601をもつ。さらに、この特性測定板308を移動させるための、可動機構602を持ち、探触子104の受信特性を測定する時に、この特性測定板601を探触子104の前の移動して受信特性の測定を行う。その後、特性測定板601は、測定領域から移動され無駄な音響波を発生させないようにレーザ光の当たらない場所に移動される。通常、このような特性計測板601を用いた受信特性の測定は装置起動直後に行われ、探触子104の受信特性を計測した後、その結果は診断用の計測の受信特性の補正に用いられる。

10

【0047】

(実施形態4)

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア(プログラム)を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ(またはCPUやMPU等)がプログラムを読み出して実行する処理である。

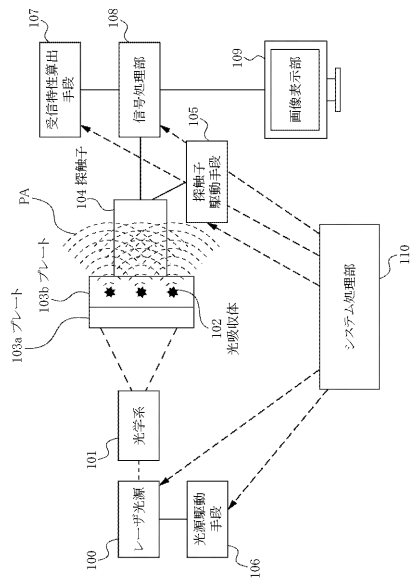
【符号の説明】

【0048】

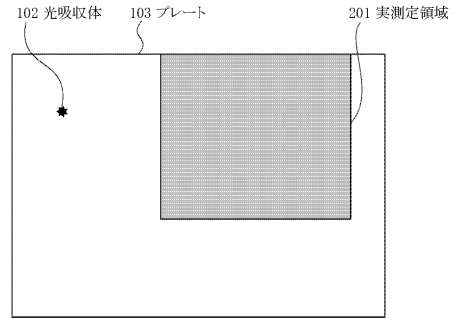
- 100 レーザ光源
- 102 光吸収体
- 103 プレート(圧迫板)
- 104 探触子
- 107 受信特性算出手段
- 108 信号処理部
- 301 信号増幅器
- 302 A/D変換器
- 303 感度補正部
- 304 画像再構成部

20

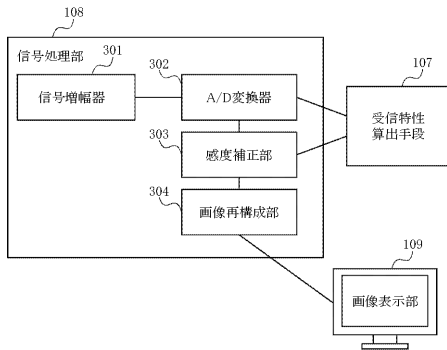
【 図 1 】



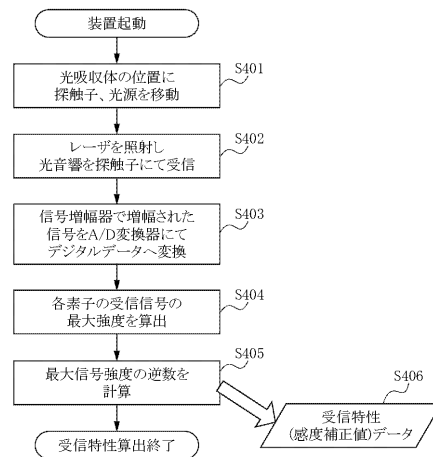
【 図 2 】



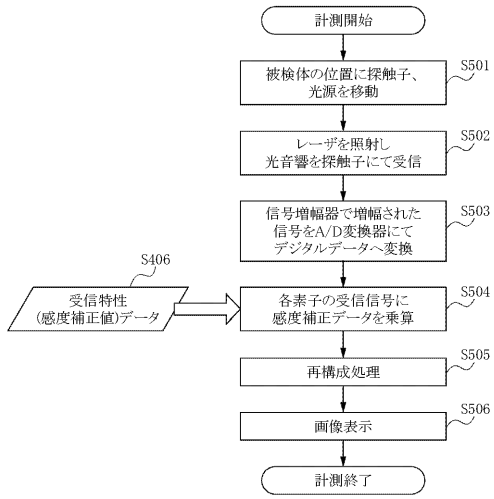
【 図 3 】



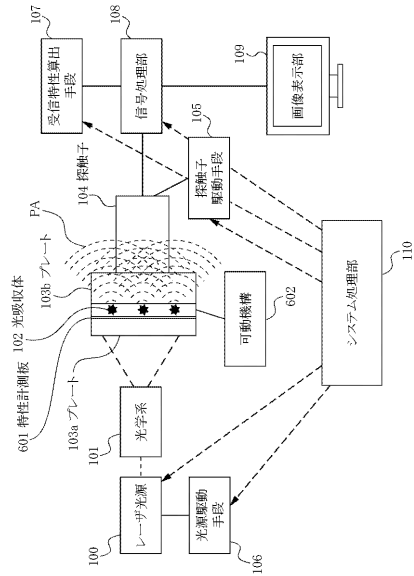
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 2G047 AA12 BA04 BC03 BC04 BC13 CA04 EA07 EA12 EA14 GB02  
GG12 GG28 GG32 GG33 GG41 GJ24  
4C601 DD30 DE16 EE04 EE11 EE12 GB03 JB36 JB49 JB51 LL19