

(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2017-192841

(P2017-192841A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(51) Int.Cl.

A61B 8/13 (2006.01)

F1

A61B 8/13

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2017-150879 (P2017-150879)
 (22) 出願日 平成29年8月3日 (2017.8.3)
 (62) 分割の表示 特願2016-22054 (P2016-22054)
 の分割
 原出願日 平成20年12月1日 (2008.12.1)

(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 西原 裕
 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
 Fターム(参考) 4C601 DE16 EE04 GB03 GB24

(54) 【発明の名称】 生体検査装置

(57) 【要約】

【課題】 生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限に抑え、被検体にMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することができ、高いS/Nで弾性波が検出可能となる生体検査装置を提供する。

【解決手段】 被検体に照射するための光を発生する光源と、

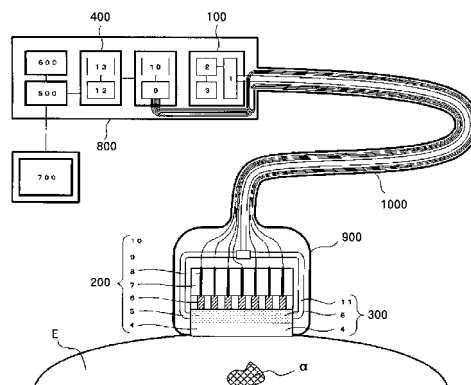
照射された光を吸収した前記被検体が発生する弾性波を検出する弾性波検出手段と、

一面で前記弾性波検出手段と接して設けられ、他面で前記被検体と接触しうる音響整合層と、を有する生体検査装置であって、

前記光は、前記音響整合層を経由して前記被検体に対して照射可能に構成され、

前記音響整合層の中の位置に依らず略均一な強度の光を照射するための光拡散手段を有する構成とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に照射するための光を発生する光源と、
照射された光を吸収した前記被検体が発生する弾性波を検出する弾性波検出手段と、
一面で前記弾性波検出手段と接して設けられ、他面で前記被検体と接触しうる音響整合層と、を有する生体検査装置であって、
前記光は、前記音響整合層を経由して前記被検体に対して照射可能に構成され、
前記音響整合層の中の位置に依らず略均一な強度の光を照射するための光拡散手段を有することを特徴とする生体検査装置。

【請求項 2】

前記光源が発生した前記光を前記音響整合層に導く導光手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の生体検査装置。

【請求項 3】

前記光拡散手段は、前記音響整合層に設けられた光拡散部材によって構成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の生体検査装置。

【請求項 4】

前記光拡散手段は、光散乱部材の分布密度または大きさを変化させることにより、照射する光強度を変化させることを特徴とする請求項 3 に記載の生体検査装置。

【請求項 5】

前記光散乱部材は、光散乱粒子または点描によって構成されることを特徴とする請求項 4 に記載の生体検査装置。

【請求項 6】

前記弾性波検出手段を構成する部材が、光を透過する部材で構成されると共に、
前記光拡散手段が、前記光源と前記弾性波検出手段の間に配置されたレンズアレイで構成されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の生体検査装置。

【請求項 7】

前記被検体に照射される光強度が、該被検体に許容される最大許容範囲内であるか否かの基準となる基準部材を備えていることを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の生体検査装置。

【請求項 8】

前記基準部材は前記音響整合層（内部または被検体との接触部）または音響整合層に接するキャップ部材に設けられ、該基準部材に導かれた前記光の光強度が、前記被検体に許容される最大許容範囲内を超えないようにコントロールする制御装置を有することを特徴とする請求項 7 に記載の生体検査装置。

【請求項 9】

前記基準部材は、前記音響整合層と同じ音響インピーダンスを有する材料で構成されることを特徴とする請求項 8 に記載の生体検査装置。

【請求項 10】

前記キャップ部材は、前記基準部材及び前記音響整合層と同じ音響インピーダンスを有する材料で構成されることを特徴とする請求項 8 に記載の生体検査装置。

【請求項 11】

超音波発生器をさらに有し、
前記弾性波検出手段は、該超音波発生器から発生し、前記被検体に照射された超音波により前記被検体内で発生したエコーを検出可能であることを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の生体検査装置。

【請求項 12】

前記超音波発生器は、前記弾性波検出手段により兼ねられていることを特徴とする請求項 11 に記載の生体検査装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

10

20

30

40

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、生体組織内部の分光特性を計測するための生体検査装置に関し、特に光音響効果を利用した反射型の生体検査装置に適応するものである。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

生体組織内部の分光特性を計測する生体検査装置は、血液中に含まれるヘモグロビンなどの特定物質の光吸収特性から、腫瘍の成長に伴う新生血管の形成やヘモグロビンの酸素代謝などを判定し、診断に利用するものである。

【 0 0 0 3 】

このような装置では、生体組織に対する透過特性が良い波長 6 0 0 - 1 5 0 0 n m 程度の近赤外光を用いている。

【 0 0 0 4 】

しかし、生体組織を透過した光は生体を構成する数十 μ m サイズの細胞により強い散乱を繰り返しながら伝播するので多重散乱光（拡散光）となる。

【 0 0 0 5 】

この拡散光は、光が伝播した全ての経路が特定できないので、生体組織内の局所的な分光特性を得るのは困難である。

【 0 0 0 6 】

このため、従来の生体検査装置では、生体組織内の局所的な分光特性を計測する方法として、光音響効果を用いる装置が開発されている。

【 0 0 0 7 】

以上のような光音響効果を用いる反射型の生体検査装置として、例えば、生体組織内にパルス光を照射し、光エネルギーに基づいて発生する光音響効果によって発生した弾性波から局所的な領域の分光特性を計測する装置が提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【 0 0 0 8 】

また、上記光音響効果を用いる反射型の生体検査装置として、特許文献 2 ではつぎのような生体情報映像装置が提案されている。

【 0 0 0 9 】

この装置では、生体組織に光を照射する光ファイバーと弾性波を検出する圧電素子を交互に配置する、或いは照射する光が透過可能な透明な圧電素子を用いて光音響波を検出するように構成される。

【 0 0 1 0 】

そして、被検体の表面に接したプローブから生体組織内部に光を照射し、同じプローブから弾性波を検出する。

【 0 0 1 1 】

このような反射型の測定装置では、透過型の測定装置のように被検体を光照射部と弾性波検出部の間に配置するという制約が無いので、多くの測定対象物に適応することが可能となる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 1 2 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 5 8 4 0 0 2 3 号明細書

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 5 - 2 1 3 8 0 号公報

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 3 】

しかしながら、従来の生体組織内部の分光特性を計測する反射型の生体検査装置は、次のような課題を有している。

【 0 0 1 4 】

10

20

30

40

50

生体組織内に照射した光の強度は生体組織内を伝播する過程の吸収や散乱によって著しく減衰する。

【0015】

また、生体組織内部に照射した光エネルギーに基づいて発生する弾性波も生体組織を伝播する過程で、吸収や散乱の影響を受けて信号強度が減衰する。

【0016】

これらに対応するため、生体組織内に照射する光エネルギーを増やすことにより、発生する弾性波を大きくすることが考えられる。

【0017】

しかし、照射する光エネルギーにより被検体である生体にダメージを与えないために生体に照射することができる最大露光許容量(MPE: maximum permissible exposure)が定められている(以下、これをMPEと略記する)。

【0018】

そのため、照射する光エネルギーを増すとしてもMPEが上限となる。

【0019】

なお、上記MPEは、例えば、つぎのような基準により定められている。

(1) IEC 60825-1: Safety of laser products

(2) JIS C 6802: レーザー製品の安全基準

(3) FDA: 21 CFR Part 1040.10

(4) ANSI Z136.1: Laser Safety Standards

【0020】

このように、MPEを超えて照射する光エネルギーを増すことはできないので、生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限にすることが望ましい。

【0021】

被検体を反射型で測定する場合では、対象部位に光を入射する開口部と対象部位から発生する弾性波を検出する検出部の位置を一致させて光と弾性波の両方の伝播距離を最小にすることにより、光強度と弾性波の減衰を最小限にすることができる。

【0022】

しかし、特許文献1及び特許文献2に示されている装置は、生体組織に光を入射する開口部としての光ファイバーと弾性波を検出する検出部としての圧電素子を配置する位置が一致していない。

【0023】

このため、生体組織による光強度と弾性波の減衰が大きくなり高いS/Nで弾性波が検出できないという不具合がある。

【0024】

また、特許文献2に示されている照射する光が透過可能な透明な圧電素子と光ファイバーを用いたプローブは、光を入射する開口部と弾性波を検出する検出部の位置が一致するように構成されているので、光強度と弾性波の減衰を低減することができる。

【0025】

しかし、このような構成では、光ファイバーが配置されない領域の近傍の生体表面からは光が照射されない。

【0026】

MPEは単位面積あたりに照射可能な光エネルギーなので、非照射領域があると入射できる光エネルギーが少なくなり高いS/Nで弾性波が検出できないという不具合がある。

【0027】

また、光ファイバーを高密度に配置して非照射領域を減らすことも考えられるが、この場合は光ファイバーの束が太くなりプローブが取り扱い難くなるという不具合を生じる。

【0028】

また、特許文献2に示されている照射する光が透過可能な透明な圧電素子と単レンズを用いたプローブでは、生体に入射する光の強度がレンズの中央付近で高く、周辺部では低

10

20

30

40

50

くなる。

【0029】

このため、光の強度が低い領域からは、生体内に入射される光エネルギーが少なくなり高いS/Nで弾性波が検出できないという不具合がある。

【0030】

また、特許文献2に示されている圧電素子は、照射する光が透過可能な特性を必要とするため、使用できる材料がPZNTなどの一部の材料に限定される。

【0031】

圧電素子の周波数特性は、圧電素子を構成する材料特性と素子の厚さによって決まる。

【0032】

例えば、比較的薄い素子の製作が容易なPVDf（ポリフッ化ビニリデン）などの高分子圧電膜材料では、数10MHz以上の周波数帯域で用いられる。

【0033】

また、数mm以上の厚い素子の製作が容易なPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）などの圧電セラミック材料では、kHzから10MHzの周波数帯域で用いられている。

【0034】

測定装置に必要となる周波数帯域は対象組織の深さや必要な解像度に応じて選定される。特許文献2のように圧電素子に使用できる材料を限定することは、対象組織や用途を限定するという不具合がある。

【0035】

さらに、被検体に照射される光強度がMPEを超えないようにモニター或いはコントロールすることは、特許文献1、2の何れにも開示されていない。

【0036】

本発明は、上記課題に鑑み、生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限に抑え、被検体にMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することができ、高いS/Nで弾性波が検出可能となる生体検査装置の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0037】

本発明は、つぎのように構成した生体検査装置を提供するものである。

【0038】

本発明の生体検査装置は、被検体に照射するための光を発生する光源と、照射された光を吸収した前記被検体が発生する弾性波を検出する弾性波検出手段と、一面で前記弾性波検出手段と接して設けられ、他面で前記被検体と接触しうる音響整合層と、を有する生体検査装置であって、

前記光は、前記音響整合層を経由して前記被検体に対して照射可能に構成され、

前記音響整合層の中の位置に依らず略均一な強度の光を照射するための光拡散手段を有することを特徴とする。

【0039】

また、本発明の生体検査装置は、前記光源が発生した前記光を前記音響整合層に導く導光手段を有することを特徴とする。

【0040】

また、本発明の生体検査装置は、前記光拡散手段は、前記音響整合層に設けられた光拡散部材によって構成されていることを特徴とする。

【0041】

また、本発明の生体検査装置は、前記光拡散手段は、光散乱体の分布密度または大きさを変化させることにより、照射する光強度を変化させることを特徴とする。

【0042】

また、本発明の生体検査装置は、前記光散乱部材は、光散乱粒子または点描によって構成されることを特徴とする。

【0043】

10

20

30

40

50

また、本発明の生体検査装置は、前記弾性波検出手段を構成する部材が、光を透過する部材で構成されると共に、

前記光拡散手段が、前記光源と前記弾性波検出手段の間に配置されたレンズアレイで構成されていることを特徴とする。

【0044】

また、本発明の生体検査装置は、前記被検体に照射される光強度が、該被検体に許容される最大許容範囲内であるか否かの基準となる基準部材を備えていることを特徴とする。また、本発明の生体検査装置は、前記基準部材は前記音響整合層または音響整合層に接するキャップ部材に設けられ、該基準部材に導かれた前記光の光強度が、前記被検体に許容される最大許容範囲内を超えないようにコントロールする制御装置を有することを特徴とする。

10

【0045】

また、本発明の生体検査装置は、前記基準部材は、前記音響整合層と同じ音響インピーダンスを有する材料で構成されることを特徴とする。

【0046】

また、本発明の生体検査装置は、前記キャップ部材は、前記基準部材及び前記音響整合層と同じ音響インピーダンスを有する材料で構成されることを特徴とする。

【0047】

また、本発明の生体検査装置は、超音波発生器をさらに有し、前記弾性波検出手段は、該超音波発生器から発生し、前記被検体に照射された超音波により前記被検体内で発生したエコーを検出可能であることを特徴とする。

20

【0048】

また、本発明の生体検査装置は、前記超音波発生器は、前記弾性波検出手段により兼ねられていることを特徴とする。

【発明の効果】

【0049】

本発明によれば、生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限に抑え、被検体にMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することができ、高いS/Nで弾性波が検出可能となる生体検査装置を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0050】

【図1】本発明の実施例1における反射型の生体検査装置の構成を説明する概略図。

【図2】本発明の実施例1の被検体の測定について説明する際における波長600 - 1000nm範囲でのHbO₂とHbの吸収スペクトルを示す図。

【図3】本発明の実施例1における生体検査装置を構成する超音波検出器の一例であるリニアアレイ探触子の構造を示す図。

【図4】本発明の実施例1におけるリニアアレイ探触子を用いた電子フォーカスについて説明する図。

【図5】本発明の実施例1における超音波検出器の他の構成例である2Dアレイ探触子の構造について説明する概略図。

40

【図6】本発明の実施例1における生体検査装置のプロープの構成を説明する概略図。

【図7】本発明の実施例1における音響整合層の他の構成例である略均一な光強度を発する面光源として機能させる平板形状の音響整合層について説明する図。

【図8】本発明の実施例1における光拡散手段を備えた照明光学系（プロープ）の別の構成例を示す図。

【図9】本発明の実施例1における光拡散手段を備えた照明光学系（プロープ）の更に別の構成例を示す図。

【図10】本発明の実施例1の被検体の測定における被検体に照射される光強度分布を示す図。

【図11】本発明の実施例1の被検体を測定した際の音響信号のプロファイルを示す図。

50

【図 1 2】本発明の実施例 2 における反射型の生体検査装置の構成を説明する概略図。

【図 1 3】本発明の実施例 3 における反射型の生体検査装置の構成を説明する概略図。

【図 1 4】本発明の実施例 3 における超音波発生 / 検出器 2 0 1 による構成例の概略構成を示す図。

【図 1 5】本発明の実施例 2 における反射型の生体検査装置の別の構成を説明する概略図。

【発明を実施するための形態】

【0 0 5 1】

本発明を実施するための最良の形態を、以下の実施例により説明する。

【実施例】

【0 0 5 2】

以下に、本発明の実施例について説明する。

【0 0 5 3】

[実施例 1]

実施例 1 では、本発明を適用した反射型の生体検査装置の構成例について説明する。

【0 0 5 4】

図 1 に、本実施例における反射型の生体検査装置の構成を説明する概略図を示す。

【0 0 5 5】

図 1 において、1 0 0 は光発生器、2 0 0 は超音波検出器、3 0 0 は照明光学系、4 0 0 は信号解析装置、5 0 0 は制御装置、6 0 0 はメモリー、7 0 0 はディスプレイ、8 0 0 は本体筐体、9 0 0 はプローブ筐体、1 0 0 0 はケーブルである。

【0 0 5 6】

E は被検体、は生体組織内部の吸収体である。

【0 0 5 7】

光発生器 1 0 0 と信号解析装置 4 0 0 は本体筐体 8 0 0 に収納され、超音波検出器 2 0 0 と照明光学系 3 0 0 はプローブ筐体 9 0 0 に収納されている。

【0 0 5 8】

また、ケーブル 1 0 0 0 は、本体筐体 8 0 0 とプローブ筐体 9 0 0 を繋いでいる。

【0 0 5 9】

ここでの被検体 E は、例えば、乳房などの生体組織が挙げられる。

【0 0 6 0】

本実施例の生体検査装置は、被検体に照射するための光を発生する光源（光発生器 1 0 0）と、

照射された光を吸収した前記被検体が発生する弾性波を検出する弾性波検出手段（圧電素子 6）と、

一面で前記弾性波検出手段と接して設けられ、他面で前記被検体と接触しうる音響整合層 5 と、を備える。

【0 0 6 1】

そして、前記光が、前記音響整合層 5 を経由して前記被検体に対して照射可能に構成されている。

【0 0 6 2】

なお、本明細書においては、光音響効果によって発生した弾性波を光音響波とし、前記光音響波を圧電素子 6 で電気信号に変換したものを音響信号とする。

【0 0 6 3】

つぎに、上記した本実施例の構成による生体検査装置で、被検体 E を測定する測定方法における概略の工程について説明する。

【0 0 6 4】

光発生器 1 0 0 はナノ秒オーダーのパルス光が発光し、照明光学系 3 0 0 によって被検体 E の表面にパルス光を導く。

【0 0 6 5】

10

20

30

40

50

被検体 E の表面から入射したパルス光は生体組織内部を伝播し吸収体 に到達する。

【 0 0 6 6 】

吸収体 に到達した光エネルギーは吸収されて熱エネルギーに変換され、吸収体 に瞬間的な温度上昇が生じ、やがて上昇した温度は緩和される。

【 0 0 6 7 】

この時、温度上昇と緩和により吸収体 を含む組織では、膨張と収縮が生じ、これにより光音響波となる弾性波が発生する。

【 0 0 6 8 】

吸収体 から発生した弾性波は、被検体 E の組織内を伝播して、超音波検出器 2 0 0 で検出される。

【 0 0 6 9 】

検出された弾性波は超音波検出器 2 0 0 で電気信号に変換されて音響信号となる。信号解析装置 4 0 0 は、音響信号の時間特性から吸収体 の位置を算出し、強度特性から吸収係数 μ_a を算出する。

【 0 0 7 0 】

さらに、吸収体 とその周囲の吸収係数 μ_a の空間分布を再構成することにより、被検体 E 内の吸収特性の画像を生成する。

【 0 0 7 1 】

制御装置 5 0 0 は、算出した位置と吸収係数 μ_a をメモリー 6 0 0 に保存すると共に、吸収係数 μ_a の空間分布画像をディスプレイ 7 0 0 に表示する。

【 0 0 7 2 】

つぎに、各構成要素の詳細について説明する。

【 0 0 7 3 】

生体組織では癌などの腫瘍が成長する際には、新生血管の形成や酸素の消費量が增大することが知られている。

【 0 0 7 4 】

このような新生血管の形成や酸素消費量の増大を評価する方法として、酸化ヘモグロビン (HbO₂) と還元ヘモグロビン (Hb) の吸収スペクトルの特徴を利用することができる。

【 0 0 7 5 】

図 2 は、波長 6 0 0 - 1 0 0 0 nm 範囲における HbO₂ と Hb の吸収スペクトルである。

【 0 0 7 6 】

生体検査装置は複数波長の HbO₂ と Hb の吸収スペクトルから、生体組織内の血液に含まれる Hb と HbO₂ の濃度を測定する。

【 0 0 7 7 】

そして、複数の位置で Hb と HbO₂ の濃度を測定し、濃度分布の画像を作成することにより生体組織内で新生血管が形成されている領域を判別することができる。

【 0 0 7 8 】

また、Hb と HbO₂ の濃度から酸素飽和度を算出し、酸素飽和度から酸素の消費量が增大している領域を判別することができる。

【 0 0 7 9 】

このように生体検査装置で測定した Hb と HbO₂ の分光情報を診断に利用することができる。

【 0 0 8 0 】

光発生器 1 0 0 は、被検体 E に照射する特定波長のナノ秒オーダーのパルス光を発する光源であり、レーザー 1、レーザードライバー 2、パルス発生器 3 から構成されている。レーザー 1 が発する光の波長は、生体組織を構成する水、脂肪、タンパク質、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、などの吸収スペクトルに応じた波長を選定する。

【 0 0 8 1 】

10

20

30

40

50

一例としては、生体内部組織の主成分である水の吸収が小さいため光が良く透過し、脂肪、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンのスペクトルに特徴がある600 - 1500 nm範囲が適当である。

【0082】

本実施例では、図2に示すようにHbとHbO₂の吸収特性が入れ替わる800 nmの前後の波長として、 $\lambda_1 = 700 \text{ nm}$ と $\lambda_2 = 850 \text{ nm}$ の2つの波長を用いるものとする。

【0083】

具体的な光源の例としては、異なる波長を発生する半導体レーザー、波長可変レーザーなどで構成すると良い。

【0084】

超音波検出器200は、被検体Eの内部に発生した弾性波を検出する。

【0085】

図3に、本実施例における生体検査装置を構成する超音波検出器の一例として、リニアアレイ探触子の構造を示す。

【0086】

図3において、4は音響レンズ、5は音響整合層、6は複数個からなる圧電素子、7はバックング材、8はリード線である。

【0087】

本実施例のリニアアレイ探触子は、被検体Eの表面に接する音響レンズ4が設けられ、音響レンズ4の被検体Eの対向側に音響整合層5が設けられて構成されている。

【0088】

また、音響整合層5に接するように小さな短冊形の複数個の圧電素子6a、6b、6c、6d、6e、6f、6gが直線状に配列され、さらにバックング材7が設けられている。各圧電素子6にはリード線8a、8b、8c、8d、8e、8f、8gが接続されている。

【0089】

音響レンズ4は、圧電素子6の配列方向と直角方向にフォーカスするシリンドリカルレンズを用いており、生体組織内部の焦点位置から発生する光音響信号を選択的に受信するためのものである。

【0090】

音響レンズを構成する材料は、生体組織に類似した音響特性を有する材料が好ましく、例としてシリコンゴムなどがある。

【0091】

生体組織内部の音速よりも遅い音速の材料で構成すると形状は凸レンズとなり、凸面の曲率によって焦点位置が決まり、焦点距離とシリンドリカルレンズの幅によって集束サイズがきまる。

【0092】

一方、圧電素子6の配列方向にフォーカスする方法としては、リニアアレイ探触子を用いた電子フォーカスを用いている。電子フォーカスについては後述する。

【0093】

音響整合層5は、弾性波を効率よく伝達するために設けられている。

【0094】

一般に圧電素子材料と生体では音響インピーダンスが大きく異なるため、圧電素子材料と生体が直接接した場合は、界面での反射が大きくなり弾性波を効率よく伝達することができない。

【0095】

このため、圧電素子材料と生体の間に中間的な音響インピーダンスを有する物質で構成した音響整合層5を挿入して弾性波を効率よく伝達している。

【0096】

10

20

30

40

50

音響整合層 5 を構成する材料の例としては、エポキシ樹脂や石英ガラスなどがある。

【0097】

なお、本発明では、音響レンズ 4 と音響整合層 5 は照明光学系 300 の構成部材としても共通に用いられるものであり、これらの照明光学系 300 としての機能は後述する。

【0098】

圧電素子 6 は、弾性波検出手段であり、光発生器 100 から照射された光を吸収した被検体が発生する弾性波（圧力）を電気信号（電圧）である音響信号に変換するものである。

【0099】

圧電素子 5 の材料は、被検体 E の測定深さや必要な解像度に応じて選択する。

10

【0100】

例としては、1MHz - 数10MHz の光音響信号の検出に適した、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック材料やPVDF（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電膜材料などを用いることができる。

【0101】

バックング材 7 は、弾性波を受けた圧電素子 6 の不必要な振動を抑制するためのものである。

【0102】

つぎに、本実施例のリニアアレイ探触子を用いた電子フォーカスについて説明する。

【0103】

20

図 4 に、上記電子フォーカスについて説明する図を示す。

【0104】

図 4 において、9 は可変遅延素子、10 はレシーバーである。

【0105】

複数個配列された夫々の圧電素子 6a, b, c, d, e, f, g には、可変遅延素子 9a, b, c, d, e, f, g とレシーバー 10 がリード線 8 を介して接続されている。

【0106】

可変遅延素子 9 は、細長い電線をコイル状に巻いたものなどを用いて、電線を伝わる電気信号の伝導を遅らせるものである。

【0107】

30

また、コイルの途中に複数個設けたタップを切り替えることにより、電気信号の遅延時間を調節することができる。

【0108】

レシーバー 10 は、圧電素子 6 によって変換された音響信号を受信する装置である。

【0109】

弾性波発生源の位置 X から発生した弾性波は、夫々時間差 a、b、c、d、e、f、g で圧電素子 6 に到達する。

【0110】

圧電素子 6 に到達した弾性波は音響信号に変換され可変遅延素子 9 を通ってレシーバー 10 に受信される。

40

【0111】

この時、弾性波発生源の位置 X と各圧電素子 6 までの距離の差を可変遅延素子 9 によって補正して位相を揃えることができる。

【0112】

図示の例では、位置 X との距離が短く、早く弾性波が到達する圧電素子 6 ほど可変遅延素子 9 で与える遅延時間を長くする。

【0113】

また、位置 X から等距離にある圧電素子は可変遅延素子 9 で与える遅延時間を同じにする（ $a = g < b = f < c = e < d$ ）と、レシーバー 10 が受信する時の位相を一致させることができる。

50

【0114】

このようにリニアアレイ探触子の電子フォーカスは、可変遅延素子9によって与える遅延時間を制御することにより、焦点距離や圧電素子6の配列方向の焦点位置をコントロールすることができる。

【0115】

また、上述の例では可変遅延素子9を用いた電子フォーカスによって位相を補正している。

【0116】

しかし、可変遅延素子9を用いずに複数の圧電素子6から取得した複数の音響信号から Sum And Delay Beamforming 法を用いて所望の位置の信号を取得することもできる。

10

【0117】

超音波検出器200の他の構成例として、2Dアレイ探触子の構成例について説明する。

【0118】

図5に、本実施例の超音波検出器200の他の構成例である2Dアレイ探触子の構造を示す。

【0119】

図3と同じ番号を付した部材は前述したものと同一機能を持つものである。

【0120】

前述したリニアアレイ探触子は、圧電素子6の配列方向にフォーカスする方法のみに電子フォーカスが用いられるのに対して、2Dアレイ探触子では圧電素子6が並ぶ全ての方向に、電子フォーカスを用いることができる。

20

【0121】

また、複数の圧電素子6から取得した複数の音響信号から Sum And Delay Beamforming 法を用いることにより、全ての方向で所望の位置の信号を取得することもできる。

【0122】

なお、本実施例においては、音響整合層5と音響レンズ4を用いるようにしているが、図5で説明したような2Dアレイ探触子の場合など、音響レンズを設けなくても良い場合もある。

30

【0123】

また、音響整合層5は被検体と圧電素子の音響マッチングを複数段階で行う場合は多層で構成する場合もある。

【0124】

さらに、被検体との接触部の保護のために弾性波を大きく劣化させない厚さ及び材料で保護層を設ける場合もある。

【0125】

このように本明細書における音響整合層とは、前述の圧電素子6と被検体Eとの間に設けられる層構造物であり、音響整合層5の他に音響レンズ4、多層の音響整合層、保護層を含むものである。

40

【0126】

本実施例の照明光学系300は、被検体Eに光を導くものである。

【0127】

前述の超音波検出器200と共通の構成部材である音響整合層5及び音響レンズ4と、光源からのパルス光を導光する光ファイバー11（導光手段）からなり、プローブ筐体900に収納されて生体検査装置のプローブを構成している。

【0128】

また、音響整合層5及び音響レンズ4から成る音響整合層は、一面で前述した弾性波検出手段としての圧電素子6と接して設けられ、他面で被検体Eと接触し得るように設けら

50

れている。

【0129】

図6に、本実施例における生体検査装置のプローブの構成を説明する概略図を示す。

【0130】

音響レンズ4と音響整合層5は、前述したように、超音波検出器200の構成部材としても共通に用いられている。

【0131】

ここでは照明光学系300の構成要素としての音響レンズ4と音響整合層5の機能について説明する。

【0132】

音響整合層5は、レーザー1が発した光を透過するとともに、その内部には光拡散手段を形成するために光拡散粒子（光拡散部材）がドーブされている平板形状の素子である。

【0133】

前述したエポキシ樹脂などに散乱粒子を混ぜることによって製作される。光ファイバー11は、図示のようにレーザー1が発した光を音響整合層5の側面に導光する。

【0134】

音響整合層5の内部に入射した光は光散乱粒子によって多重散乱され、音響整合層5全体が面光源として機能する。

【0135】

その際、音響整合層5から射出される全領域における光強度の空間分布が、略均一な強度の光の分布となるように調整する。

【0136】

被検体に対しては一部の領域でもMPEを超える強度の光を照射することはできないので、略均一な強度の光分布を形成して、この時の光強度をMPEにすることにより被検体にMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することができる。

【0137】

このような略均一な強度の光分布を形成するための調整は、光散乱粒子の分布密度を音響整合層5の位置に応じて変えることによって行うことができる。

【0138】

例えば、光散乱部材を透過する光の強度は伝播距離が長くなると減衰するので、光が入射する光ファイバー11近傍の光散乱粒子の分布密度を低くし、光ファイバー11からの距離が離れるほど光散乱粒子の分布密度を高くするように分布密度を変化させる。

【0139】

光拡散手段を備えた平板形状の音響整合層5の構成例として、略均一な光強度を発する面光源として機能させる他の構成例について説明する。

【0140】

図7に、上記平板形状の音響整合層5の他の構成例について説明する図を示す。このような構成例としては、図7に示すように、レーザー1が発した光を透過する材料で製作した平板形状素子の圧電素子6を配置する側の面に、拡散反射材料で構成する点描を設けるようにしても良い。

【0141】

この場合、点描の大きさや分布密度を音響整合層5の位置に応じて変えることによって略均一な光強度の分布となるように調整することができる。

【0142】

音響レンズ4は、レーザー1が発した光を透過する材料で構成され、音響整合層5から発した光を被検体Eの表面に導くものである。

【0143】

また、図8に光拡散手段を備えた照明光学系300（プローブ）の別の構成例を示す。図8の例では音響レンズ4に光拡散粒子を設け、圧電素子6の間に設けた光ファイバー11からレーザー1が発した光を導光している。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 4 】

図 6 及び 8 で例示した照明光学系 3 0 0 を用いたプローブは、ケーブルが太くならないので取り扱い易い。

【 0 1 4 5 】

また、圧電素子材料は、光の透過特性を気にする必要が無いので多数の材料の中から選定することができる。

【 0 1 4 6 】

また、図 9 に光拡散手段を備えた照明光学系 3 0 0 (プローブ) の更に別の構成例を示す。

【 0 1 4 7 】

図 9 の例では、前記音響信号検出手段における音響レンズ 4、音響整合層 5 が、レーザー 1 が発する特定波長の光を透過する部材で構成される。

【 0 1 4 8 】

更に、光拡散手段が、圧電素子 6、バッキング材 7 を備えた音響信号検出手段と光源手段との間に配置された光ファイバー 1 1 から射出する光を広げるレンズアレイ 1 4 で構成されている。

【 0 1 4 9 】

図 1 0 は被検体 E に照射される光強度分布を示すものであり、実線のプロファイルは被検体 E の表面における光強度分布を示し、点線のプロファイルは個々のレンズアレイ 1 4 による光強度分布を示している。

【 0 1 5 0 】

レンズアレイ 1 4 の一つのレンズによるプロファイルは、レンズの中心にピークを持つ分布であるが、夫々のレンズのプロファイルが被検体 E の表面で重畳することにより、略均一の光強度 I の分布に調整することができる。

【 0 1 5 1 】

本実施例の信号解析装置 4 0 0 は、計算処理部 1 2 と画像生成部 1 3 から構成されている。

【 0 1 5 2 】

計算処理部 1 2 は、取得した音響信号の時間特性から吸収体 の位置を算出し、強度特性から吸収係数 μ_a を算出する。

【 0 1 5 3 】

図 1 1 は被検体 E を測定した音響信号のプロファイルである。

【 0 1 5 4 】

被検体 E から発生する音響信号は、被検体 E の表面と音響レンズ 4 との界面と吸収体 から発生した特長的なスパイク状の波形として取得される。

【 0 1 5 5 】

音響レンズの界面と吸収体 の波形から音響信号に変換された弾性波の伝播時間 t_x が分かる。

【 0 1 5 6 】

生体組織中の音速を v_s とすると、測定した時の被検体 E の表面と吸収体 の間の距離を算出することができる。

【 0 1 5 7 】

すなわち、被検体 E 内の吸収体 の空間的な位置情報を得ることができる。

【 0 1 5 8 】

また、吸収体 から発生した N 字のスパイク形状の振幅 P は、吸収体 で発生した弾性波の強度 P を現している。

【 0 1 5 9 】

吸収体 で発生する光音響効果による弾性波の強度 P は、吸収体 の吸収係数を μ_a 、吸収体 に入射する光強度を I 、生体組織に応じて決まるグリュナイゼンパラメータを G として算出することができる。

10

20

30

40

50

【0160】

吸収体 に入射する光の強度 I が変化すると、光音響効果による弾性波の強度 P が変化する。

【0161】

このことは被検体に入射する光の強度分布に部分的な斑がある場合では、検出される弾性波の強度 P が変化する原因が光強度の斑によるものなのか、或は、吸収体 の吸収係数 μ_a によるものであるかを区別するのが困難となることを示している。

【0162】

このため略均一な強度の光分布を形成して被検体に光を照射することにより、検出される弾性波の強度 P が光強度の斑に起因するものではないようにすることが必要となる。

10

【0163】

このように略均一な強度の光分布を形成して被検体に光を照射することは、被検体に MPE を超えない光エネルギーを高効率に照射するだけでなく、吸収体 で発生する弾性波の強度 P から吸収係数 μ_a を高精度に算出するためにも必要となる。

【0164】

生体組織のような吸収散乱媒質内を伝播する光強度は光拡散方程式や輸送方程式を用いることによって算出することができるので、 I を算出することができる。

【0165】

超音波検出器 200 で測定した P は、吸収体 で発生した弾性波が生体組織内部を伝播することによる減衰の影響を含むので、計算により減衰の影響を差し引くことで P を算出することができる。

20

【0166】

以上から被検体 E 内の吸収体 の吸収係数 μ_a を算出することができる。

【0167】

画像生成部 13 は、算出した被検体 E 内の吸収体 の空間的な位置と吸収係数 μ_a を基にして、被検体 E 内の吸収係数 μ_a の分布画像を生成する。

【0168】

制御装置 500 は、信号解析装置 400 で算出した被検体 E 内の吸収体 の空間的な位置と吸収係数 μ_a と吸収係数 μ_a の分布画像をメモリー 600 に保存すると共に、ディスプレイ 700 に被検体 E 内の吸収係数 μ_a の分布画像を表示する。

30

【0169】

メモリー 600 としては、光ディスク、磁気ディスク、半導体メモリー、ハードディスク、などのデータ記録装置を用いることができる。

【0170】

ディスプレイ 700 としては、液晶ディスプレイ、CRT、有機EL、などの表示デバイスを用いることができる。

【0171】

つぎに、本実施例における生体検査装置で被検体 E の組織内部の分光特性画像を取得するステップを示す。

【0172】

まず、ステップ 1 において、被検体 E の表面にプローブ筐体 900 に収容された照明光学系 300 の音響レンズ 4 を接触させる。

40

【0173】

不図示の測定開始スイッチを動作させると、光発生器 100 が駆動され波長 $\lambda = 700\text{ nm}$ のナノ秒オーダーのパルス光が発光する。

【0174】

次に、ステップ 2 において、照明光学系 300 によって被検体 E にパルス光が照射される。

【0175】

次に、ステップ 3 において、被検体 E 内で発生した弾性波が、超音波検出器 200 によ

50

って検出される。検出された弾性波は圧電素子 6 によって音響信号に変換される。

【0176】

次に、ステップ 4 において、信号解析装置 400 は、取得した音響信号の時間特性から吸収体の位置を算出し、強度特性から吸収係数 μ_a を算出し、吸収体とその周囲の吸収係数 μ_a の空間分布を再構成した画像を生成する。

【0177】

次に、ステップ 5 において、制御装置 500 は、算出した波長 1 の吸収係数 μ_a の位置情報と画像をメモリー 600 に保存する。

【0178】

次に、ステップ 6 において、制御装置 500 は、光発生器 100 が発光する光の波長を $\lambda_2 = 850 \text{ nm}$ に設定する。

10

【0179】

光発生器 100 が駆動され波長 $\lambda_2 = 850 \text{ nm}$ のナノ秒オーダーのパルス光が発光する。

【0180】

以下、ステップ 2、3、4 と同様の工程を経て、ステップ 7 において、制御装置 500 は、算出した波長 2 の吸収係数 μ_a の位置情報と画像をメモリー 600 に保存する。

【0181】

次に、ステップ 8 において、制御装置 500 は、波長 1 及び 2 の吸収係数 μ_a の分布画像を重ね合わせてディスプレイ 700 に表示する。

20

【0182】

最後に、ステップ 9 において、測定を終了する。

【0183】

以上に説明したように、本実施例における生体検査装置では、被検体に光を照射する開口部と弾性波を検出する検出部の位置を一致させ、さらに被検体に照射する光強度の空間分布を略均一にする構成としている。

【0184】

これにより、生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限に抑え、被検体に MPE を超えない光エネルギーを高効率に照射することにより、高い S/N で光音響信号が検出可能な反射型の生体検査装置を提供できる。

30

【0185】

また、本実施例では、波長 600 - 1500 nm を利用する一例として、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸収スペクトルの特徴を利用する分光分析方法を示したが、この例に限定されるものではない。

【0186】

例えば、生体組織の主要な構成物質である、例えば水、脂肪、タンパク質（コラーゲン）、等を分光分析の対象とすることも可能である。

【0187】

[実施例 2]

実施例 2 では、実施例 1 とは異なる形態における反射型の生体検査装置の構成例について説明する。

40

【0188】

図 12 に、本実施例における生体検査装置の構成を説明する概略図を示す。

【0189】

基本的な生体検査装置の構成は実施例 1 に示したものと同様の構成であり、同じ番号を付した構成部材は実施例 1 で説明したものと同一機能を有するものである。

【0190】

本実施例では、照明光学系 300 の音響整合層に、被検体内に射出される光強度が該被検体に許容される最大許容範囲内であるか否かの基準となる基準部材 15 を新たに設けている。

50

【0191】

基準部材15は、照明光学系300の音響レンズ4の中部に埋設されている。基準部材15を構成する材料としては、着色したシリコンゴムや高分子樹脂材料などが利用できる。上記基準部材15において、光発生器100が発する特定波長の光に対する吸収係数 μ_{as} と、基準部材15を構成する材料物性から決まるグリユナイゼンパラメータ s は既知のものである。

【0192】

光発生器100が波長 λ の光を発する場合を考える。波長 λ に対する基準部材15の吸収係数が $\mu_{as}(\lambda)$ 、基準部材15に照射される光強度を I_s とする。基準部材15で発生する光音響効果による弾性波の圧力を P_s とする。

10

【0193】

圧力 P_s は基準部材15に照射される光強度 I_s が増加すれば同様に増加する。

【0194】

ここで、波長 λ のナノ秒オーダーのパルス光における被検体Eに対する最大露光許容量(MPE)が $IMPE_1$ である時、 $IMPE_1$ の強度の光が基準部材15に照射されたときに発生する光音響効果による弾性波の圧力を $P_s MPE$ とする。

【0195】

基準部材15で発生する圧力 P_s が $P_s MPE$ よりも大きくなる場合には、 $IMPE_1$ を超える強度の光が基準部材15に照射されていることになる。

【0196】

20

そして、これらの弾性波の圧力 P_s や $P_s MPE$ 等は、上記した信号解析装置400の計算処理部12で算出することができる。

【0197】

基準部材15から音響レンズ4内を伝播することによる光の減衰は僅かであるので、基準部材15に照射される光強度は被検体Eに照射される光強度と略等しい。

【0198】

この時、前記基準部材は音響整合層に設けられ、該基準部材に導かれた前記パルス光の光強度が、 $P_s < P_s MPE$ の関係を満たすように光発生器100が発する光強度を制御手段500によりコントロールする。

【0199】

30

これにより、前記パルス光の光強度が、前記被検体に許容される最大許容範囲内を超えないようにコントロールして、被検体Eに安全な強度の光を照射することが可能となる。

【0200】

また、被検体EにMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することができる。

【0201】

これにより高いS/Nで弾性波が検出可能な反射型の生体検査装置を提供できる。

【0202】

本実施例の図12に示す例では、音響整合層の音響レンズ4の内部に基準部材15を埋設するようにしているが、音響レンズ4の被検体Eに接する面に設けることもできる。

【0203】

40

この場合基準部材15から発生する光音響効果による弾性波は、音響レンズ側とその対向側での反射率が異なるため検出される圧力 P_s を反射率の影響分を補正しなければならない。

【0204】

また、音響レンズ4に基準部材15を設けると基準部材15が常設され、測定用プローブの有効領域が制限を受ける。このため図15のように音響レンズ4に接するキャップ部材17を設け、キャップ部材内に基準部材15を設けるようにしても良い。

【0205】

このような構成では、光強度のチェックを行う時だけキャップ部材17を装着するようにしても良い。

50

【0206】

さらにこの時、キャップ部材17と基準部材15と音響整合層を同じ材料で製作すると、各部材の界面の音響インピーダンスが等しくなるので検出される弾性波の各界面の反射率の補正が不要となる。

【0207】

また、図8及び9で説明した照明光学系300の音響整合層に対しても実施例2で説明したような基準部材15を設けることができる。

【0208】

以上説明したように、実施例2における生体検査装置では、被検体Eに安全な強度の光を照射することができる。

【0209】

また、被検体にMPEを超えない光エネルギーを高効率に照射することにより、高いS/Nで弾性波が検出可能な反射型の生体検査装置を提供できる。

【0210】

[実施例3]

実施例3では、実施例1, 2とは異なる形態における反射型の生体検査装置の構成例について説明する。

【0211】

図13に、本実施例における生体検査装置の構成を説明する概略図を示す。

【0212】

基本的な生体検査装置の構成は実施例1に示したものと同様の構成であり、同じ番号を付した構成部材は実施例1で説明したものと同一機能を有するものである。

【0213】

本実施例では、超音波検出器200の代わりに、超音波発生器と超音波検出器の両機能を兼ね備える手段としての超音波発生器/検出器201を新たに設けている。

【0214】

この超音波発生/検出器201は、特定周波数の超音波を発生し被検体E内の所定位置に集束して導く機能を有するとともに、実施例1で説明した超音波検出器200の機能も有している。

【0215】

超音波発生器/検出器201により、被検体Eの内部構造を超音波エコーによって取得できる。

【0216】

実施例3の生体検査装置では、実施例1で説明した光音響信号による光吸収特性と、超音波エコーによる構造特性の二つの特性を一体のプロープによって取得するものである。

【0217】

図14は、本実施例における超音波発生器/検出器201による構成例の概略構成を示す図である。

【0218】

複数個配列された夫々の圧電素子6a~gには、可変遅延素子9a~gとパルサー/レシーバー16がリード線8a~gを介して接続されている。

【0219】

パルサー/レシーバー16は、実施例1で説明したレシーバー10の機能を持ち、さらに圧電素子6に印加するパルス電圧を発生する装置としても機能する。

【0220】

圧電素子6a~gに与える遅延時間を夫々a~mとする。

【0221】

図14に示すように中心部の可変遅延素子9ほど遅延時間を長くすると(例えば、a = g < b = f < c = e < d)と、各圧電素子6によって形成される合成波面は集束波面となる。

10

20

30

40

50

【 0 2 2 2 】

このように可変遅延素子 9 によって与える遅延時間を制御することにより、超音波を集束する位置をコントロールすることができる。

【 0 2 2 3 】

また、同様の制御により超音波が進行する方向をコントロールすることができる。

【 0 2 2 4 】

即ち、超音波を送信する場合についても図 4 で説明したものと関係が成立つ。

【 0 2 2 5 】

以下、本実施例における生体検査装置で被検体 E の組織内部の分光特性画像を取得するステップを示す。

10

【 0 2 2 6 】

ステップ 1 から 7 までは、実施例 1 と同じ工程で測定が行われる。

【 0 2 2 7 】

ステップ 8 において、超音波発生器 / 検出器 2 0 1 によって被検体 E にパルス超音波が照射される。

【 0 2 2 8 】

次に、ステップ 9 において、被検体 E 内で発生した超音波エコーが、超音波発生器 / 検出器 2 0 1 によって検出される。検出された超音波エコーは圧電素子 6 によって電気信号に変換される。

20

【 0 2 2 9 】

次に、ステップ 1 0 において、信号解析装置 4 0 0 は、取得した超音波エコーによる電気信号の時間特性から測定対象の位置を算出し、強度特性から構造特性を算出し、構造特性の空間分布を再構成して画像を生成する。

【 0 2 3 0 】

次に、ステップ 1 1 において、制御装置 5 0 0 は、算出した構造特性の位置情報と画像をメモリー 6 0 0 に保存する。

【 0 2 3 1 】

次に、ステップ 1 2 において、制御装置 5 0 0 は、波長 1 及び 2 の吸収係数 μ_a の分布画像と構造特性の画像を重ね合わせてディスプレイ 7 0 0 に表示する。

【 0 2 3 2 】

最後に、ステップ 9 において、測定を終了する。

30

【 0 2 3 3 】

以上説明したように、実施例 3 における生体検査装置では、生体組織による光強度と弾性波の減衰を最小限に抑え、高い S / N で弾性波が検出できる。

【 0 2 3 4 】

さらに、同一のプローブを用いて超音波エコーを測定することが可能となる。

【 0 2 3 5 】

また、図 1 3 の装置構成は、実施例 1 の装置に超音波発生器 / 検出器 2 0 1 を設けるようにしたものであるが、実施例 2 の装置に設けても同様の効果を得ることができる。

【 符号の説明 】

40

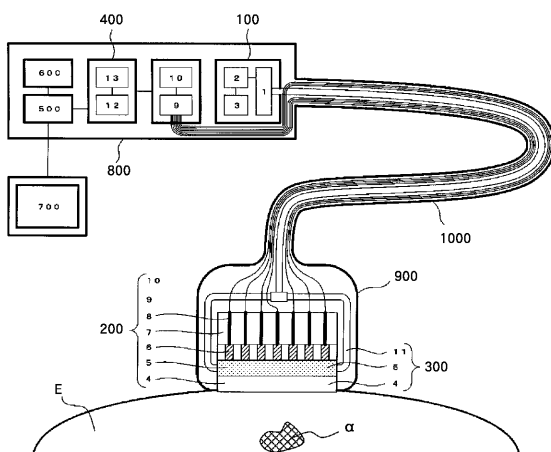
【 0 2 3 6 】

- 1 0 0 光発生器
- 2 0 0 超音波検出器
- 2 0 1 超音波発生 / 検出器
- 3 0 0 照明光学系
- 4 0 0 信号解析装置
- 5 0 0 制御装置
- 6 0 0 メモリー
- 7 0 0 ディスプレイ
- 8 0 0 本体筐体

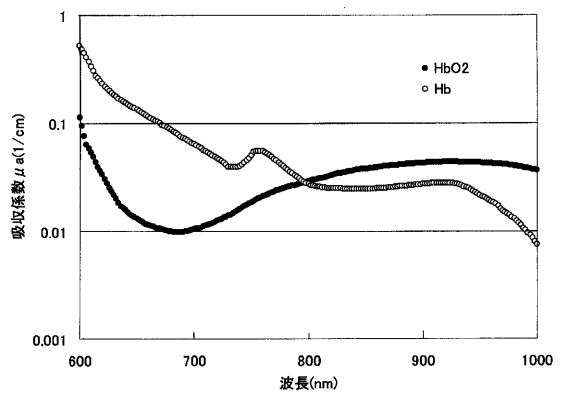
50

900 プローブ筐体
1000 ケーブル
E 被検体
生体組織内部の吸収体

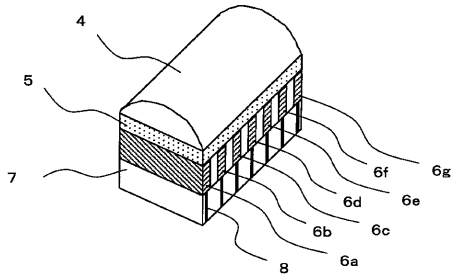
【図1】



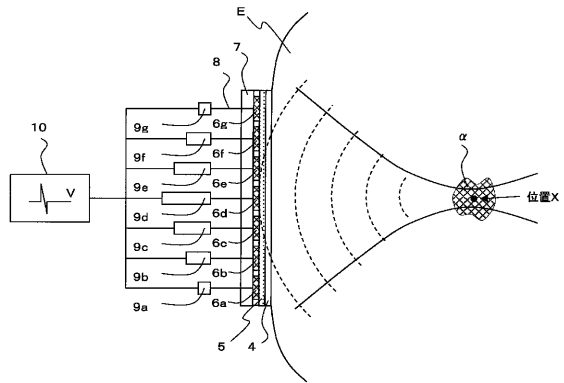
【図2】



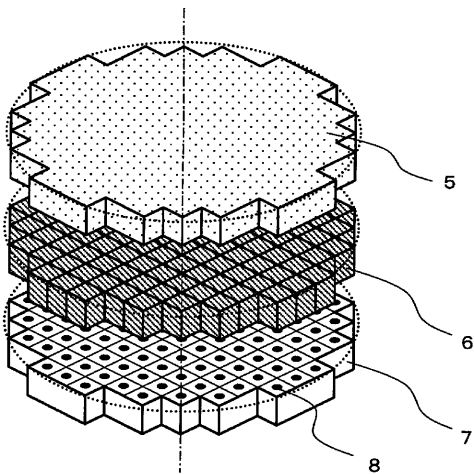
【図 3】



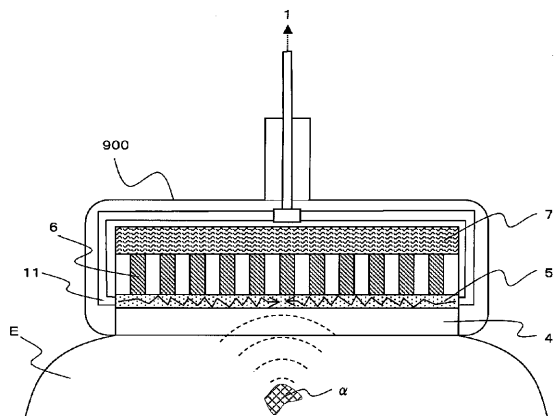
【図 4】



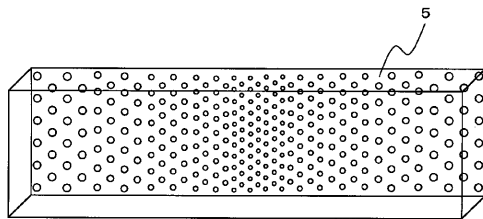
【図 5】



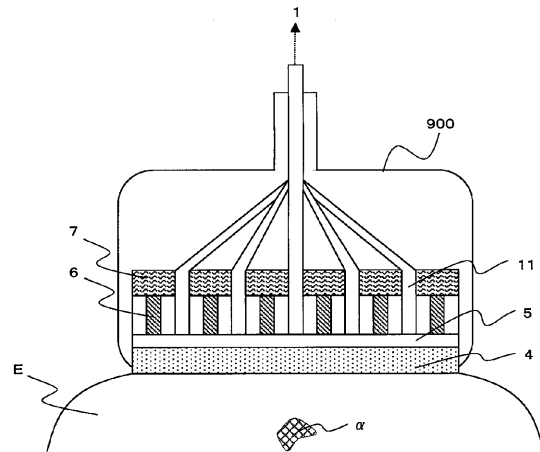
【図 6】



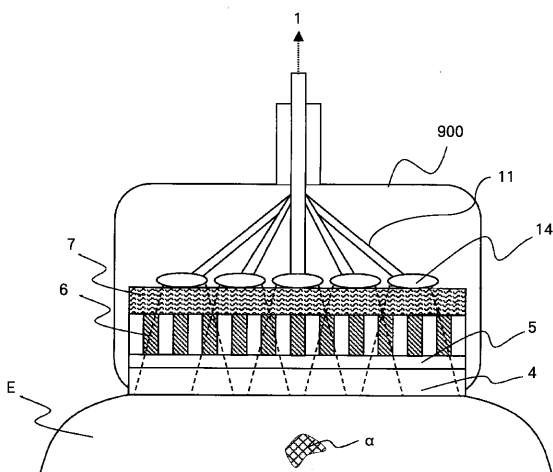
【図 7】



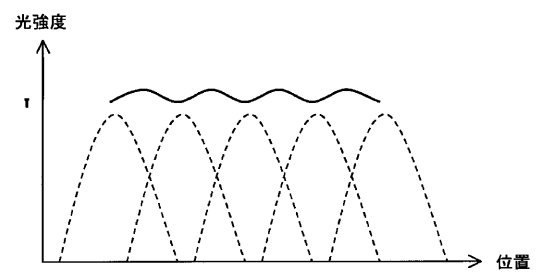
【図 8】



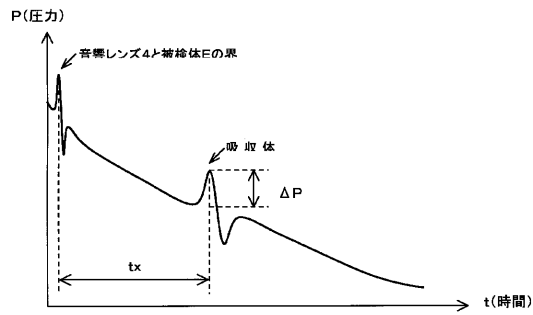
【図 9】



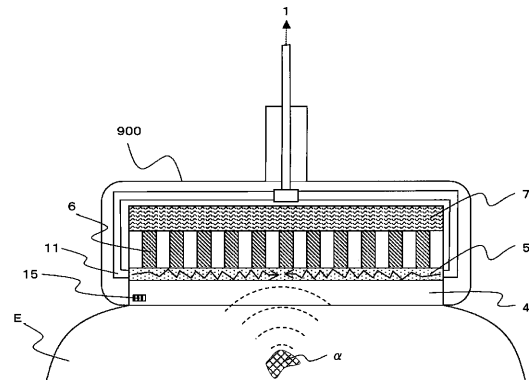
【図 10】



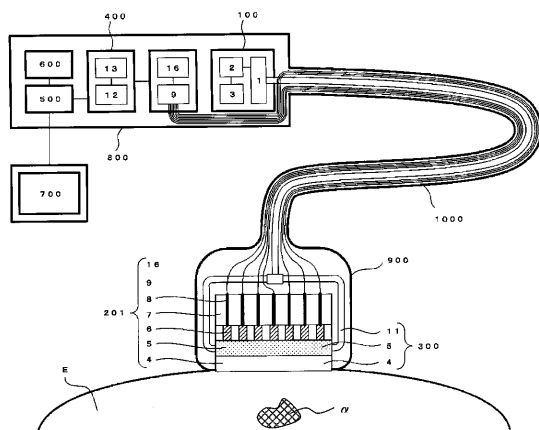
【図 1 1】



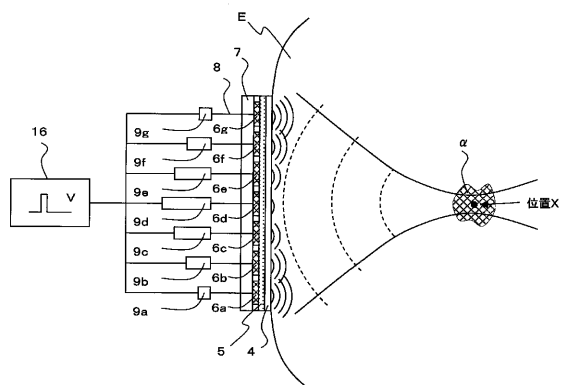
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】

