

(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2007-195780**(P2007-195780A)**(43) 公開日 **平成19年8月9日(2007.8.9)**

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 1 O	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2006-18635 (P2006-18635)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成18年1月27日 (2006.1.27)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	山本 紀子
			神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株
			式会社東芝研究開発センター内
		(72) 発明者	浦野 妙子
			神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株
			式会社東芝研究開発センター内
		Fターム(参考)	2G059 AA01 BB12 EE01 EE02 FF02
			FF05 GG01 GG02 HH01 KK02
			KK03 KK04
			4C601 DD23 DE16 DE20 EE09 GB03
			HH21 LL33

(54) 【発明の名称】 生体光計測装置及び生体光計測方法

(57) 【要約】

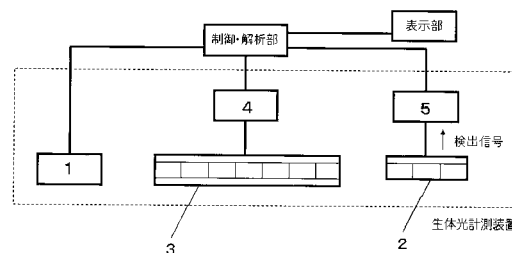
【課題】

被爆のない光と超音波を用いて計測位置、深さを高精度で解析することができ、高い安全性を確保しつつ生体内で検知すべき領域の情報を連続的に採取できる生体光計測装置等を提供すること。

【解決手段】

被検体の表面から当該被検体内に向けて光を照射する光源と、被検体の表面で、当該被検体内を異なる光経路で伝播した光を検出する複数の光検出器と、被検体の表面から当該被検体内のそれぞれの光経路に向けて、選択的に超音波を照射する超音波源と、超音波源を駆動するための駆動回路と、各光検出器からの検出信号を用いて前記被検体内の情報を求める計測処理回路とを有し、前記超音波源は、アレイ状に配列された複数の振動素子を備え、前記駆動回路が複数の振動素子それぞれに印加する駆動電圧を制御することにより、前記光経路の一部に超音波を集束させ、前記光検出器が当該超音波により変調された光を順次検出する構成とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の表面から当該被検体内に向けて光を照射する光源と、
被検体の表面で、当該被検体内を異なる光経路で伝播した光を検出する複数の光検出器と、
被検体の表面から当該被検体内のそれぞれの光経路に向けて、選択的に超音波を照射する超音波源と、
超音波源を駆動するための駆動回路と、
各光検出器からの検出信号を用いて前記被検体内の情報を求める計測処理回路とを有し、
前記超音波源は、アレイ状に配列された複数の振動素子を備え、
前記駆動回路が複数の振動素子それぞれに印加する駆動電圧を制御することにより、前記光経路の一部に超音波を集束させ、
前記光検出器が当該超音波により変調された光を順次検出することを特徴とする
生体光計測装置。

10

【請求項 2】

前記光源、超音波源および複数の検出器が、ほぼ一直線上かつ一体に配置されている請求項 1 に記載の生体光計測装置。

【請求項 3】

前記光源は、近赤外光を照射するものである請求項 1、2 に記載の生体光計測装置。

【請求項 4】

光源によって被検体の表面から光を照射し、
超音波源によって被検体の表面から光経路に向けて選択的に超音波を集束させ、
当該超音波により変調された光を、複数の光検出器で順次検出し、
前記被検体内の情報を求めることを特徴とする
生体光計測方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光と超音波を用いて生体内部情報を非侵襲に計測する際に使用する生体光計測装置の技術に関するものである。

30

【背景技術】

【0002】

医療分野で生体その他の計測対象の物体内部を診断するにはいろいろな手法がある。その一つに物質の測定装置において、近赤外線光を送受しながら、測定対象領域に超音波パルスを送射することによって、変調された計測対象領域の後方散乱光を検出する構成のものがある。（例えば特許文献 1）。この手法は測定対象以外からの光学シグナルの影響を少なくし、生体に非侵襲の測定をしようとするものである。

【0003】

しかしながら、近赤外線光が送受される環境下で超音波を送射する構成の上記公知例の場合、超音波送出機を計測ごとに動かさなければならず、その動作時に光検出器の皮膚の接触状態が変わるなどの可能性もあり、計測時に煩雑さを伴う。また、生体内の一部の情報を得られたとしても、血管や神経といったある程度長さを持った計測対象の場合、長さ方向に対して連続的な情報が得にくくなる。

40

【0004】

一方、同様に超音波と光を組み合わせた計測技術で、被検体に超音波を送受しながら、測定部位には光を照射し、測定部位の温度変化に応じた音波の伝播速度の変化を検知することによって、測定部位を評価しようとするものがある（例えば特許文献 2）。この手法は照射した光に対する物体の吸収性の情報を超音波の受信信号から得るものである。

【特許文献 1】米国特許 5,951,481 号

【特許文献 2】特開 2001-145628

50

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、上記の問題を解決するための方法で、被爆リスクのない光と超音波を用いて計測対象の位置を即座に特定することができ、また、生体内で検知すべき領域の情報を長さ方向に対して連続的に採取できる生体光計測装置及び生体光計測方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の生体光計測装置は被検体の表面から当該被検体内に向けて光を照射する光源と、被検体の表面で、当該被検体内を異なる光経路で伝播した光を検出する複数の光検出器と、被検体の表面から当該被検体内のそれぞれの光経路に向けて、選択的に超音波を照射する超音波源と、超音波源を駆動するための駆動回路と、各光検出器からの検出信号を用いて前記被検体内の情報を求める計測処理回路とを有し、前記超音波源は、アレイ状に配列された複数の振動素子を備え、前記駆動回路が複数の振動素子それぞれに印加する駆動電圧を制御することにより、選択的に前記光経路の一つに超音波を集束させ、前記光検出器が当該超音波により変調された光を順次検出する構成とした。

【0007】

また、本発明の生体光計測装置は光源、超音波源および複数の検出器が、ほぼ一直線上かつ一体に配置されている構成とした。また、さらに光源は、近赤外光を照射する構成とした。

【0008】

ここで被検体内の情報とは、検体内の組織の成分や濃度、上記生体光計測装置に対する相対的な位置（マッピング）等である。

【発明の効果】

【0009】

以上本発明によれば、被爆のない光と超音波を用いて計測位置を高精度で解析することができ、高い安全性を確保しつつ生体内で検知すべき領域の情報を連続的に採取できる生体光計測装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図1は本生体光計測装置のブロック構成図である。同図に示すように本生体光計測装置は光源1、光検出器2、超音波源3、駆動回路4、計測処理回路5を具備している。

【0011】

光源1から照射される光は所定の周期で強度が変動する光であり、レーザーダイオードが用いられる。なお、この光源から照射される光の波長は計測対象、例えば血液、骨、脂肪、筋肉などが吸収しやすい帯域のものが使用され、好適には近赤外光が使用される。生体に対して高い透過性があり、安全性が高いためである。光検出器2は、生体内から受光した光信号を検出し、電気信号に変換する。この光検出器は光源1の位置から順次遠ざかる位置に複数配置される。光信号の検出はフォトダイオードやCCD、光電子増倍管その他の光電変換機能を有する検出素子を使用することも可能である。超音波源3は駆動回路4からの駆動信号に基づいて生体内に向けて超音波を照射する。

【0012】

光源1、超音波源3および複数の光検出器2は、ほぼ一直線上かつ一体に配置されることが好ましい。各構成が一直線上かつ一体に配置されていると、光源から光検出器に至る光の成分が常に一定であり、被検体を經由した光と比較しやすく、得られた情報の信頼性が増大する。また、繰り返し測定するときに煩雑さを伴わない。

【0013】

計測処理回路5は制御／解析部からの制御信号に基づき所定の時間幅で選択する光検出

器を切り替え、当該選択された検出器からの電気信号のみを解析する。また制御／解析部は光検出器の動作を制御すると共に、光検出器によって検出された光に基づく信号を解析し、所定の情報を得る。

【0014】

図2は本生体光計測装置と光を照射したときの光経路を模式的に表した図である。(a)は測定対象に向かって上から見た平面図である。(b)は(a)の破線Xにおける断面図である。光源1によって生体内4に照射された光の一部は、生体内部で反射拡散しながら、三日月形の輪郭のような実線5の経路を辿って、例えば、光検出器2-1(便宜上光検出器を光源に近い方から2-1、2-2、2-3とする)に到達する。また、光源1によって生体内4に照射された光の別の一部は破線6の経路を辿って、生体内の深部を通過して2-1より遠い位置の光検出器2-2に到達する。同様に生体内のさらに深い部分を通った光は実線7の経路を辿り、2-3に到達する。

10

【0015】

超音波源3は、いずれかの光の経路に向けて超音波を集中させて(以下、集束という)照射すると、その部分を通過する光が変調され、光検出器において光強度の変化が観測される。

【0016】

図3は本生体光計測装置に用いられる振動素子の構成図である。3-1はパッキング材、3-2はアレイ状に配列した振動素子、3-3は音響レンズを兼ねた音響整合層である。被検体表面には音響整合層側で接する。振動素子は上下の面に電極を形成し、一方の面の電極はアレイ共通電極であることが望ましい。図3における振動素子3-2は短冊状に分離しているが、長尺の板電圧電体の片面にアレイ状に電極を形成し、他面に共通電極を形成したものでも良い。

20

【0017】

図4にアレイ状の超音波源における、超音波集束の例を示す。アレイ方向(紙面に向かって左から右方向)において、複数の振動素子の一群から発振される超音波の位相が一点で同位相となるタイミングで、駆動回路からの信号により振動素子を駆動して超音波を集束する。駆動回路としては電子フォーカスを用いても良い。電子フォーカスは各振動素子への駆動電圧印加を少しずつ遅延させるものや、フレネル輪体理論に基づいて同時駆動素子を2種類にグルーピングし、一方を駆動するタイミングを他方に対して位相を半波長だけシフトするというものでもよい。

30

【0018】

同図(a)~(d)は振動素子群の選択による超音波集束の変化の例である。(a)は駆動する振動素子群により集束位置をアレイ方向に移動した図である。(b)は同時に複数の計測対象に照射した図である。(c)はアレイの幅より小さい計測対象に照射した例である。集束位置の分解能はアレイの幅によって制限されるが、振動素子の数や駆動タイミングを制御することにより、アレイの幅より小さい分解能が実現できる。

【0019】

(d)は集束の範囲、集束の深さを变化させた例である。以上、隣り合った圧電素子を選択しなくても超音波の集束は可能である。

40

【0020】

図5に超音波源における音響整合層の形状例を示す。同図はアレイ方向に直交する方向の断面図である。音響整合層は被検体の表面に接触されるが、整合層の形状は一般的な超音波診断装置の超音波プローブに用いられるかまぼこ形状の凸面レンズが好ましい。さらには、被検体にもっとも接触しやすい形状、たとえば、フレネル輪帯理論に基づいた凹凸がアレイ方向に形成されたフレネルレンズ(b)や、音響的に傾斜分布のある平面状のもの(図示せず)であればなお好ましい。また、さらには同図(c)のように振動素子を凹面形状とし、レンズを凹面を埋めるように形成したものでもよい。計測対象の集束位置に関して、アレイと直交する方向の超音波の集束位置は固定されるが、焦点深度に余裕を持たせたレンズ設計を行えば、アレイ方向からの集束があるので、集束位置は変更可能であ

50

る。すなわち、焦点深度は原理的にアレイ方向にも存在し、振動素子群のアレイ方向の幅と焦点距離から超音波集束ビームの幅と焦点深度が決まる。以上のように本発明は焦点深度を適宜に変化できるため、被検体の深い場所（光路）の情報と浅い場所（光路）の情報とをある程度任意に採取することが可能である。超音波集束ビームは光路の複数の位置に同時に照射可能であり、集束位置を振動素子の長さ方向にスキャンすることも可能である。

【0021】

本生体光装置の振動素子は超音波を発生できる素子であればいずれでも良い。例えばジルコン・チタン酸鉛（PZT）などのセラミックやフッ化ビニリデンと三フッ化エチレンとの共重合体などの高分子、ニオブ酸リチウムなどの単結晶、亜鉛ニオブ酸鉛（PZNT）などの複合酸化物結晶、酸化亜鉛などの圧電性半導体などが好適に用いられる。これらの振動素子に形成する電極としては、Ti、Ni、Al、Cu、Auなどの蒸着やスパッタによる薄膜法、ガラスフリットを銀ペーストに混合したスクリーン印刷による焼付け法などが用いられる。

10

【0022】

照射する超音波の周波数は2kHz～100MHzの範囲であればよい。また、バックリング材、および音響整合層においては、機能を全うする特性を持つ物質、例えば、シリコーン樹脂、エポキシ樹脂やポリイミド、それらに音響インピーダンスを調整するために繊維などを混入したもの、もしくはアルミナやタンゲステン、酸化チタンなどの粉末との混合物などが適宜用いられる。なお、音響整合層の音響インピーダンスは、生体と振動素子の音響インピーダンスの中間に設定される。

20

【0023】

図6に超音波源の駆動信号のタイミングと光検出器が検出する変調された信号の検出例を示す。光変調信号の検出には、超音波の駆動信号のタイミング情報を光検出器に参照することが必要である。駆動信号は駆動回路内のパルスジェネレータなどにより、断続的に駆動信号を印加し、検出の基準時は当該超音波に駆動信号を印加した時刻に設定する。光に比べ音速は遅いため、超音波の駆動信号印加から光検出器で変調（強度の変化）が検出されるまでの遅延時間を光検出器に接続した計測処理回路によって計測することで変調された光の生体内での深さ方向の位置情報が得られる。すなわち、図1の計測処理回路によって超音波の駆動信号の印加から光検出部で波形が検出するまでの遅延時間を測定し、生体中の音速を乗じることで被検体表面から計測対象までの距離が算出される。同図の場合、超音波を1パルス照射してから検出手段の出力までに16μ秒経過していることから、遅延時間を16μ秒とし生体内の音速1500m/sを乗じると、計測対象までの距離24mmが求められる。すなわち、皮下24mmの生体内を通過した光であることが即座に判断できる。

30

【0024】

ところで、上記光計測は被検体内の計測対象が光の波長に対して特有の吸光度を持ち、計測対象に光を照射したとき、計測対象の光散乱と吸収により光の強度が変化することを利用している。光の強度変化からの吸光度が計算され、計測対象の成分が特定される。光が被検体内に入射する位置を基準とし、被検体外に光が出射する位置を複数設定して計測すると、使用する光が時間的に連続的な場合はいわゆる空間分解法を用いることにより、光検出器に接続した計測処理回路によって、吸収体の位置を求めることができる。成分の特定はあらかじめその波長によって計測された吸収係数が知られており、正確には得られた光をスペクトル分析（装置は未記載）することで判明するが、おおむね、光強度の変化と吸光度との相関を示した変換テーブルを用いることにより判定は可能である。超音波を生体に照射すると、その皮下組織で散乱、吸収を起こしている組織の光学特性が変化する。変化量はその局所的な光学特性を反映しており、従って、検出光から超音波によって影響を受けた部分の吸光度が得られる。

40

【0025】

一般に生体は光を強く散乱する媒体なので、皮膚から入射した光が真皮より深い位置まで入りこんだ場合には再び皮膚から出てくるまでの散乱回数が多く、出てくる光は等方的

50

になっており、検出手段で検出された光は変調された場所以外の光も強度変化を生じる。光の強度はDC出力であるため、変調信号の情報を効率的に得るために超音波照射における信号は、AC結合により増幅検知しても良い。超音波照射された皮下の組織は、局所的な密度変化や組織内の赤血球などの散乱粒子の振動を生じるため、その部分を通過する光の経路が乱され、光検出器での出力が超音波の波及時間だけ変化する。波及時間とは、振動素子に信号を印加して、集束位置に超音波が到達し、超音波により部分的に皮下の組織が振動している間の時間のことである。すなわち、超音波に信号を印加した時間から波形が現れ始めるまでの時間である。

【0026】

しかし、変化はDC成分に比べ微小なため、光検出器からの検知をACで行い、計測処理回路で増幅することで検出精度を高めることができる。光源から被検体内に入射する光は連続波であるが、超音波の周波数に比べて非常に遅い周期で入射光の強度を変調してもよい。

【0027】

図7(a)に本光計測装置のアレイ状に配列した振動素子を用いた例、同図(b)に単体の振動素子を用いた例を示す。図記号はわかりやすくするため図1に準じる。7は測定対象、(b)における8は単体の振動子である。(a)と(b)の光照射手段と検出手段は共通である。測定対象7は例えば血管や乳管に沿って発生するような線状の腫瘍とする。(a)においては、測定対象に対する振動素子の相対位置を変えずに、超音波の集束位置を変えることができ、測定対象の連続的な情報を取得できた。一方(b)に示した単体振動素子の場合、振動素子を被検体の表面で動かさなければならなかったため、操作性が悪く、計測対象の連続的な情報は得られなかった。

【0028】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるのではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。例えば、実施形態にわたる全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0029】

以上本発明によれば、被爆のない光と超音波を用いて計測位置、深さを高精度で解析することができ、高い安全性を確保しつつ生体内で検知すべき領域の情報を連続的に採取できる生体光計測装置及び生体光計測方法を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】本実施形態に係る光計測装置の基本構成図

【図2】本実施形態に係る光計測装置の平面図および断面図

【図3】本実施形態に係る光計測装置における振動素子の概略図

【図4】本実施形態に係る光計測装置における振動素子群の超音波照射例

【図5】本実施形態に係る光計測装置における振動素子の形態例

【図6】本実施形態に係る光計測装置を用いた光変調実験結果

【図7】実施例および比較例

【符号の説明】

【0031】

- 1 ... 光源
- 2... 光検出器
 - 2 - 1 ... 光源に近い位置の光検出部
 - 2 - 2 ... 光源から2 - 1より遠くに位置する光検出器
 - 2 - 3 ... 光源から2 - 2よりさらに遠くに位置する光検出器
- 3 ... 超音波源

10

20

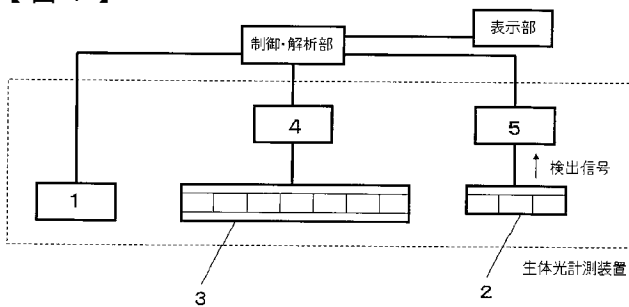
30

40

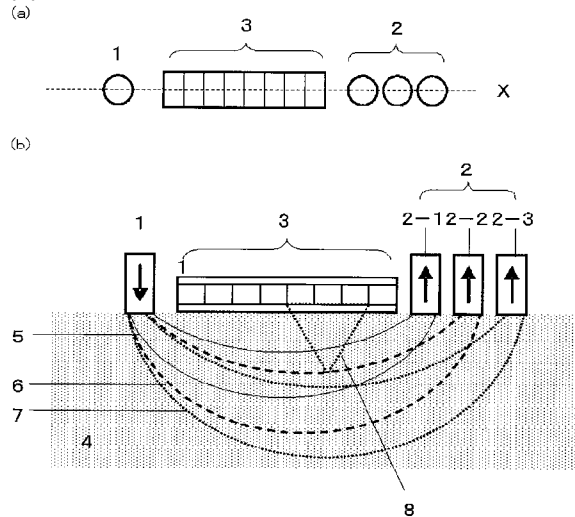
50

- 3 - 1 ... バッキング材
- 3 - 2 ... 振動素子
- 3 - 3 ... 音響整合層
- 4 ... 被検体
- 5、6、7 ... 光の反射散乱輪郭
- 8 ... 超音波の放射輪郭（モデル図）
- 9 ... 線状生体内計測対象
- 10 ... アレイ構造ではない単体の超音波源

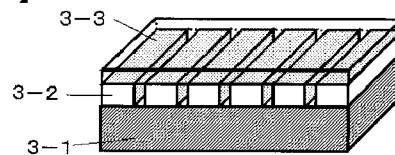
【図1】



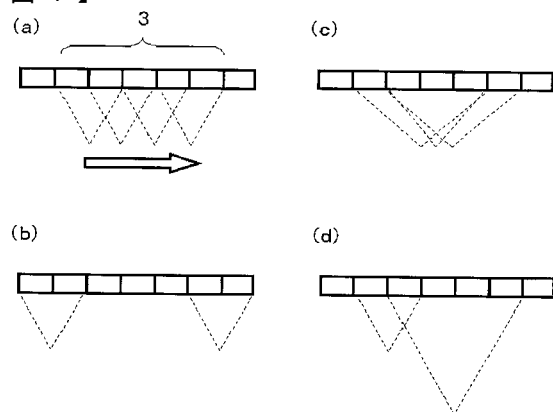
【図2】



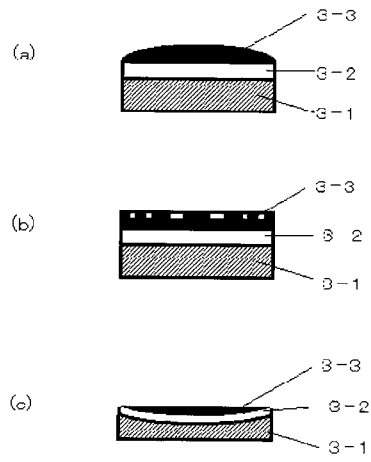
【図3】



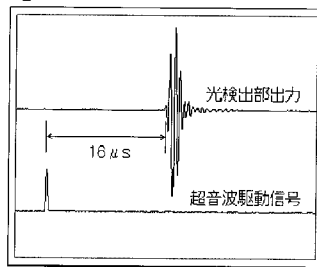
【図4】



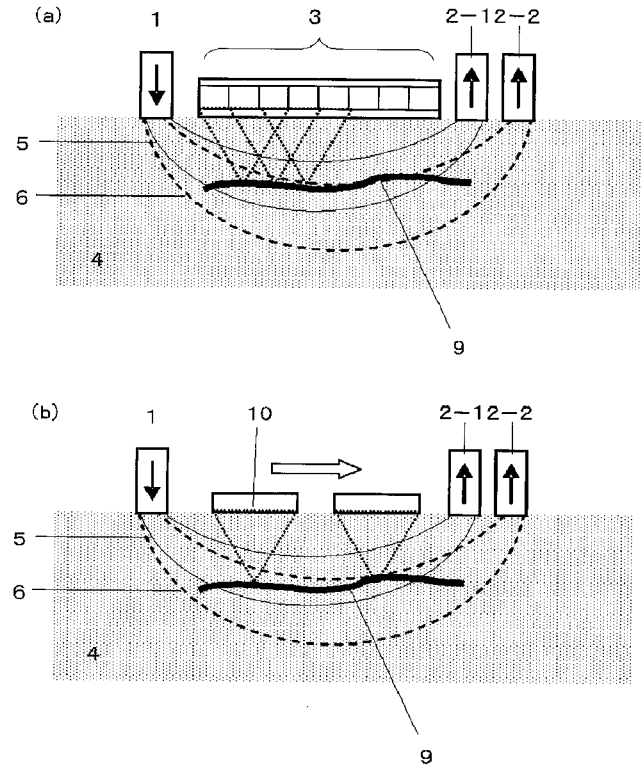
【図 5】



【図 6】



【図 7】



专利名称(译)	生物光测量装置和生物光测量方法		
公开(公告)号	JP2007195780A	公开(公告)日	2007-08-09
申请号	JP2006018635	申请日	2006-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	山本紀子 浦野妙子		
发明人	山本 紀子 浦野 妙子		
IPC分类号	A61B10/00 G01N21/17 A61B8/00		
FI分类号	A61B10/00.E G01N21/17.610 A61B8/00		
F-TERM分类号	2G059/AA01 2G059/BB12 2G059/EE01 2G059/EE02 2G059/FF02 2G059/FF05 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/HH01 2G059/KK02 2G059/KK03 2G059/KK04 4C601/DD23 4C601/DE16 4C601/DE20 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/HH21 4C601/LL33		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 生物光学测量可以在不暴露的情况下使用光和超声波高精度地分析测量位置和深度，并且可以在确保高安全性的同时连续收集有关活体中待检测区域的信息。提供设备等 [解决方案] 从被检体的表面朝向被检体的内部发光的光源，检测在被检体的表面上通过被检体的不同的光路传播的光的多个光电检测器，以及 使用从表面向被检体中的每个光路选择性地发射超声波的超声波源，用于驱动超声波源的驱动电路以及来自每个光电检测器的检测信号。以及用于获得关于被检体内的信息的测量处理电路。被控制使得超声波聚焦在光路的一部分上，并且光电检测器顺序地检测由超声波调制的光。[选型图]图1

