

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3977947号  
(P3977947)

(45) 発行日 平成19年9月19日(2007.9.19)

(24) 登録日 平成19年6月29日(2007.6.29)

(51) Int. Cl.		F I		
A 6 1 B	10/00	(2006.01)	A 6 1 B	10/00 E
G O 1 N	21/17	(2006.01)	G O 1 N	21/17 6 1 O
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00 D
A 6 1 B	5/1455	(2006.01)	A 6 1 B	5/14 3 2 2

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願平10-347299	(73) 特許権者	000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(22) 出願日	平成10年12月7日(1998.12.7)	(73) 特許権者	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(65) 公開番号	特開2000-171390(P2000-171390A)	(74) 代理人	100074631 弁理士 高田 幸彦
(43) 公開日	平成12年6月23日(2000.6.23)	(74) 代理人	100083389 弁理士 竹ノ内 勝
審査請求日	平成16年11月11日(2004.11.11)	(72) 発明者	山本 剛 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社 日立製作所 中央 研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光計測方法及び装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の計測領域内の計測対象物質を光学的に計測する光計測装置であって、  
前記計測領域内の照射位置から照射した光を検出位置で検出し、計測位置における計測対象物質の計測量を求める計測部と、

該計測量もしくは該計測量の変化が等しい点(位置)を結んだマップ状の画像を表示する第1のウィンドウと、

該第1のウィンドウ上の任意の位置を指示するポインティングデバイスと、

指示した場所における計測対象物質の計測量若しくは計測変化が、最大値、最小値、極大値、極小値、のいずれかであればその旨を指示する第2のウィンドウを有することを特徴とする光計測装置。

【請求項2】

被検体の計測領域内の計測対象物質を光学的に計測する光計測装置であって、

前記計測領域内の照射位置から照射した光を検出位置で検出し、計測位置における計測対象物質の計測量を求める計測部と、

該計測量もしくは該計測量の変化が等しい点(位置)を結んだマップ状の画像を表示するウィンドウと、

該ウィンドウ上の任意の位置を指示するポインティングデバイスと、

指示した場所における計測対象物質の計測量若しくは計測量変化が、最大値、最小値、極大値、極小値、のいずれかであればその旨を音声出力する音声出力部を有することを特

徴とする光計測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は光計測方法及び装置、特に生体内部の代謝物質情報を得るのに適した光計測方法及び装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

光を用いた生体計測法として、脳機能計測に用いる光トポグラフィが知られている（たとえば特願平7-259796号公報及び特開平5-115485号公報参照）が知られている。そのような光トポグラフィにおいては、計測対象（被検体）である生体に光を照射し、その照射位置から数mmから数cm離れた位置で生体組織の透過散乱光を集光して検出する。生体に光を照射し、生体からの光を検出する際の光導波手段としては光ファイバを用いるのが一般的である。計測された生体組織の透過散乱光の強度より、生体内部の光吸収物質の濃度を求めることができる。光吸収物質の具体的例としては、生体内代謝物質である酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンが挙げられる。光吸収物質の濃度を求める際には、照射した光の波長に対応した光吸収物質の光吸収特性を用いる。一般的に、生体深部を計測する場合には、生体透過性の高い650nmから1300nmの範囲内にある波長の光を用いる。

10

【0003】

図13は生体光計測装置の表示部に表示される従来のトポグラフ画像を示す。計測領域内の生体内代謝物質の物理量を示すトポグラフ画像1がウィンドウ2内に示されている。この画像は、生体組織にある波長のレーザ光を照射し、生体内組織の透過散乱光強度及び使用しているレーザ光の波長における代謝物質の吸光度を用いて得られた、生体内代謝物質の計測量又はその変化の分布を表す。生体組織の散乱特性により、レーザの照射点と生体組織透過光強度の検出点の間隔、したがって計測点間隔の間隔は数cm程度である。このため、計測点間での生体内代謝物質の計測量又はその変化は統計学的処理、たとえば補間、により推定される。

20

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

生体組織の詳細情報を得るには高い空間分解能が必要である。しかし、現状では、生体光計測装置の分解能は低く、数cmである。すなわち、生体内代謝物質の物理量を画像化する場合、線形補間という統計学的処理により画像処理を行っているが、計測点間の値は表示されず、その数値的情報（定量的情報）を得ることは不可能である。このため、生体組織の詳細情報を得ることが困難である。

30

【0005】

本発明の目的は計測位置及び該計測位置以外の位置を含めて被検体の計測領域内の任意の位置における計測対象物質の計測量又はその変化の評価を可能にすることにより空間分解能の向上を図るのに適した光計測方法及び装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】

本発明においては、被検体の計測領域内の計測対象物質が光学的に計測される。また、計測領域内の任意の位置を指定すると、その指定された位置における前記計測対象物の計測量、その計測量の変化、もしくはそのいずれかの時間依存情報、又は前記指定された位置の情報が提示される。

40

【0007】

【発明の実施の形態】

図9は、本発明が適用される光計測装置の一実施例の主要部の構成を示す。本実施例では、計測対象である被検体、例えば頭部の皮膚に光を照射し、それによって被検体内で散乱され該被検体を通過した光を検出することにより大脳内部又は大脳皮質を画像化する実施

50

形態を、計測チャンネルの個数すなわち計測位置の数が12、計測すべき信号の数(アナログ/デジタル変換チャンネルの数)が24の場合で示す。もちろん本発明は、計測対象として頭部に限らず他の部位、さらには生体以外にも実施可能である。

#### 【0008】

光源部91は4個の光モジュール92から構成されている。各光モジュールは、可視から赤外の波長領域内での複数の波長、例えば780nm及び830nmの2波長の光をそれぞれ放射する2個の半導体レーザから構成されている。これらの2波長の値は、780nmと830nmに限定されるものではなく、また、波長数も2波長に限定されるものではない。この光源部91については、半導体レーザの代わりに発光ダイオードを用いてもよい。この光源部91に含まれる全ての半導体レーザ8個からの光は、発振周波数の異なる8個の発振器で構成されている発振部93によりそれぞれ変調される。

10

#### 【0009】

図10は光モジュール92内の構成を、光モジュール92(1)を例にして示す。光モジュール92(1)内には、半導体レーザ93(1-a)、93(1-b)、及びこれらの半導体レーザの駆動回路94(1-a)、94(1-b)が含まれている。ここで、括弧内の文字については、数字は含まれる光モジュール番号を、a、bはそれぞれ波長780nm、830nmを表す記号を示している。これらの半導体レーザ駆動回路94(1-a)、94(1-b)では、半導体レーザ93(1-a)、93(1-b)に対して直流バイアス電流を供給すると共に、発振器93によりそれぞれ異なる周波数 $f(1-a)$ 、 $f(1-b)$ の信号をも印加することで、半導体レーザ93(1-a)、93(1-b)から放射される光に変調を与える。この変調として、本実施例では正弦波によるアナログ変調の場合を示すが、もちろん、それぞれ異なる時間間隔の矩形波によるデジタル変調、つまり異なる時間間隔で光を点滅させるデジタル変調を用いてもよい。このようにして変調された光ビームはそれぞれの半導体レーザ毎に集光レンズ5により光ファイバ96に個々に導入される。個々の光ファイバに導入された2波長の光は光モジュール毎に光ファイバ結合器97により1本の光ファイバ、たとえば照射用光ファイバ98-1内に導入される。光モジュール毎に、2波長の光ビームが照射用光ファイバ98-1~98-4内に導入され、これらの照射用光ファイバの他端から被検体99の表面上の異なる4個所の照射位置に光が照射される。被検体内で散乱され該被検体内を通過した光は、被検体表面上の5個所の検出位置から該検出位置に配置されている検出用光ファイバ100-1~100-5を通してフォトダイオード101-1~101-5によって検出される。これらの光ファイバの端面は被検体99表面上に軽く接触しており、たとえば特開平9-149903号公報に記載されているプローブにより光ファイバは被検体99に装着される。

20

30

#### 【0010】

図11は、被検体99表面上における、照射位置1~4及び検出位置1~5の幾何学的配置例を示す。本実施例では、照射及び検出位置を交互に正方格子状に配置する。隣接する照射及び検出位置の中点を計測位置とすると、この場合、隣接する照射及び検出位置の組合せが12通り存在するため、計測位置数すなわち計測チャンネル数は12個となる。この照射及び検出位置の配置は、たとえば特開平9-149903号公報及びユウイチ・ヤマシタ(Yuichi Yamashita)他による「近赤外光トポグラフィ計測システム：散乱媒体中に局在する吸収体の画像化(Near-infrared topographic measurement system: Imaging of absorbers localized in a scattering medium)」、1996年、レビュー・オブ・サイエンティフィック・インスツルメント、第67巻、第730~732頁(Rev. Sci. Instrum., 67, 730(1996))に記載されている。隣接する照射及び検出位置間隔を3cmに設定すると、各検出位置から検出された光は、皮膚、頭蓋骨を通過して大脳の情報をもっていることが、例えばピー・ダブ・マコーミック(P.W. McCormic)他による「赤外光の大脳内部の浸透(Intracerebral penetration of infrared light)」、1992年、ジャーナル・オブ・ニューロサージェリ、第76巻、第315~318頁(J. Neurosurg., 33, 315(1992))により報告されている。

40

#### 【0011】

50

以上のことから、図 11 に示す照射及び検出位置の配置で 12 計測チャンネルを設定すれば、全体として 6 cm × 6 cm の領域における大脳の計測が可能となる。この実施例では、簡単のために計測チャンネル数が 12 の場合を示しているが、格子状に配置する照射位置及び検出位置の数をさらに増加させることにより、計測チャンネルをさらに増加させて計測領域を拡大することも可能である。

#### 【 0012 】

図 9 において、それぞれの検出用光ファイバ 100 - 1 ~ 100 - 5 によって検出された光は、検出位置毎に、すなわち各検出位置に対応した検出用光ファイバ毎に独立に 5 個の光検出器たとえばフォトダイオード 11 - 1 ~ 11 - 5 によって検出される。このフォトダイオードは、高感度な光計測が実現できるアバランシェフォトダイオードであることが望ましい。また、光検出器としては光電子増倍管を用いてもよい。これらのフォトダイオードで光信号が電気信号に変換された後、変調信号の選択的な検出回路、たとえば複数のロックイン増幅器から構成されるロックイン増幅器モジュール 12 で、照射位置及び波長に対応した変調信号を選択的に検出する。この実施例では、アナログ変調の場合に対応する変調信号検出回路としてのロックイン増幅器を示しているが、デジタル変調を用いた場合、変調信号検出のためにデジタルフィルタもしくはデジタルシグナルプロセッサを用いる。

10

#### 【 0013 】

図 12 は、図 9 のロックイン増幅器モジュール 102 の構成を示す。まず、図 11 においてフォトダイオード 11 - 1 によって検出される検出信号について、その変調信号分離の説明を行う。「検出位置 1」からは、隣接した「照射位置 1」、「照射位置 2」、「照射位置 3」及び「照射位置 4」に照射された光を検出することができ、したがって図 24 における「計測位置 4」、「計測位置 6」、「計測位置 7」及び「計測位置 9」が計測対象位置となる。ここで、「光検出位置 1」からフォトダイオード 11 - 1 によって検出された光は、「照射位置 1」、「照射位置 2」、「照射位置 3」及び「照射位置 4」に照射された各 2 波長の光に対応する、変調周波数が  $f(1-a)$ 、 $f(1-b)$ 、 $f(2-a)$ 、 $f(2-b)$ 、 $f(3-a)$ 、 $f(3-b)$ 、 $f(4-a)$  及び  $f(4-b)$  である 8 個の信号成分を含んでいる。これらの 8 個の信号成分を含む光信号は 8 個の増幅器 104 - 1 ~ 104 - 8 を介して 8 個のロックイン増幅器 103 - 1 ~ 103 - 8 に導入される。8 個のロックイン増幅器 103 - 1 ~ 103 - 8 には、それぞれ  $f(1-a)$ 、 $f(1-b)$ 、 $f(2-a)$ 、 $f(2-b)$ 、 $f(3-a)$ 、 $f(3-b)$ 、 $f(4-a)$  及び  $f(4-b)$  の変調周波数信号が参照信号として与えられている。したがって、「照射位置 1」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分はロックイン増幅器 103 - 1 及び 103 - 2 によって、「照射位置 2」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分はロックイン増幅器 103 - 3 及び 103 - 4 によって、「照射位置 3」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分はロックイン増幅器 103 - 5 及び 103 - 6 によって、そして「照射位置 4」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分はロックイン増幅器 103 - 7 及び 103 - 8 によってそれぞれ選択的に分離してロックイン検出される。

20

30

#### 【 0014 】

「検出位置 2」、「検出位置 3」、「検出位置 4」及び「検出位置 5」からそれぞれフォトダイオード 101 - 2 ~ 101 - 5 によって検出される検出信号についても同様にして所望の光信号成分が選択的に分離してロックイン検出される。すなわち、「検出位置 2」からフォトダイオード 101 - 2 によって検出された光信号は 4 個の増幅器 104 - 9 ~ 104 - 12 を介して 4 個のロックイン増幅器 103 - 9 ~ 103 - 12 に導入されて「照射位置 1」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分と「照射位置 2」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分がそれぞれ選択的に分離してロックイン検出され、「検出位置 3」からフォトダイオード 101 - 3 によって検出された光信号は 4 個の増幅器 104 - 13 ~ 104 - 16 を介して 4 個のロックイン増幅器 103 - 13 ~ 103 - 16 に導入されて「照射位置 1」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号成分と「照射位置 3」に照射された 780 nm 及び 830 nm の光信号がそれぞれ選

40

50

択的にロックイン検出され、「検出位置4」からフォトダイオード101-4によって検出された光信号は4個の増幅器104-17~104-20を介して4個のロックイン増幅器103-14~103-20に導入されて「照射位置3」に照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置4」に照射された780nm及び830nmの光信号成分がそれぞれ選択的にロックイン検出され、そして「検出位置5」からフォトダイオード101-5によって検出された光信号は4個の増幅器104-21~104-24を介して4個のロックイン増幅器103-21~103-24に導入されて「照射位置2」に照射された780nm及び830nmの光信号成分と「照射位置4」に照射された780nm及び830nmの光成分がそれぞれ選択的にロックイン検出される。

【0015】

なお、図11からわかるように、検出位置が「検出位置2」、「検出位置3」、「検出位置4」及び「検出位置5」である場合の計測対象位置は「計測位置1」及び「計測位置3」、「計測位置2」及び「計測位置5」、「計測位置10」及び「計測位置12」並びに「計測位置8」及び「計測位置11」である。

【0016】

以上のように、波長の数が2で、計測位置の数が12の場合は、計測する信号数は24となるため、ロックイン増幅器モジュール102では合計で24個のロックイン増幅器103-1~103-24が用いられる。これらのロックイン増幅器103-1~103-24(チャンネル1~24)から出力されるアナログ出力信号はサンプルホールド回路モジュール106の対応するチャンネルのサンプルホールド回路によってそれぞれ所定時間積算される。その積算終了後スイッチ(マルチプレクサ)107を順次切り替え、それぞれのサンプルホールド回路に蓄積された信号は例えば12ビットのアナログ/デジタル変換器(A/D変換器)108によってデジタル信号に変換され、その変換された全チャンネルの信号は計算機109の外部にある記憶装置に記憶される。もちろん、この記憶は計算機109の内部にある記憶装置になされてもよい。

【0017】

サンプルホールド回路モジュール106を用いない場合は、スイッチ107を高速で繰り返し切り替える。その切り替え毎に各チャンネルのアナログ信号をアナログ/デジタル変換器108によってデジタル信号に変換して、記憶装置110に蓄積し、チャンネルごとに所定の回数取得されたデジタル信号を計算機109によって平均化して、記憶装置110に記憶する。この方式によっても、高周波成分の雑音を低減することができる。

【0018】

計算機109は記憶されているデータをもとにして、生体内代謝物質(計測対象物質)である酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの濃度、さらにはこれらのヘモグロビン濃度総量としての全ヘモグロビン濃度を、たとえば特開平9 19408号公報及び前述アツシ・マキ(Atsushi Maki)他による「無侵襲近赤外光トポグラフィによるヒト脳活動の時空間解析(Spatial and temporal analysis of human moter activity using noninvasive NIR topography)」、1995年、メディカルフィジックス、第22巻、第1997~2005頁(Medical physics,22,1997(1995))に記載されている方法で計算し、情報提示部111においてその計測量又はその変化を示すトポグラフ画像やその時間依存変化を表すグラフを表示することができる。この場合、計測位置間の任意の位置における計測対象物質の計測量又はその変化は、検出位置において得られる信号にもとづいて統計学的処理、具体的にはたとえばスプライン処理と呼ばれる線形補間処理、を計算機109で行うことにより推定される。情報提示部111は被検体の計測領域のトポグラフ画像やその計測領域内の任意の位置における計測対象物質の計測量又はその変化やその位置情報等を表示する表示装置を含む。情報提示部111は更に、計測領域内の任意の位置における計測対象物質の計測量又はその変化やその位置情報を、表示装置以外の装置、具体的にはたとえば音声出力装置、によりオペレータであるデータ解析者に提示する手段を含んでいてもよい。

【0019】

図9において、計算機109には操作部112が接続され、該操作部は光計測装置外から

10

20

30

40

50

その装置内にデ - タを入力するための入力手段を含み、該入力手段はキ - を押すことで記号や数値のような文字情報を入力することができるキ - ボ - ド及びポインティングデバイスを含む。ポインティングデバイスは情報提示部 1 1 1 の表示装置に表示される表示画面内の任意の位置を指定する矢印のようなポインタを表示し、かつその指示された位置をクリックという操作により選択することができるマウスを含む。ポインティングデバイスはマウス以外に、触れるとその触れた部分の選択ができるタッチパネル（タッチスクリーン）であってもよい。

#### 【 0 0 2 0 】

図 1 は図 9 の情報提示部 1 1 1 の表示装置に表示される表示画面の一つの例を示す。同図中の 1 - 1 は被検体中の計測対象物質の計測量もしくは計測量の変化を示すトポグラフィ画像 1 - 2 を含むウィンドウを示し、1 - 3 はその計測量もしくは計測量の変化を表示するウィンドウを示す。

10

#### 【 0 0 2 1 】

ウィンドウ 1 - 1 に表示されるトポグラフィ画像 1 - 2 は計測領域内において計測対象物質の計測量もしくは計測量変化が等しい点（位置）を結んで作られるマップ状のもので、計測位置間の任意の位置における計測対象物質の計測量又はその変化は、検出位置から得られる信号にもとづいて統計学的処理、具体的にはたとえばスプライン処理と呼ばれる線形補間処理、を計算機 1 0 9 で行うことにより推定して求められる。1 - 4 は、矢印状のマウスポインタであり、該マウスポインタで示される位置はマウスをクリックすることで選択される。個の選択される位置は計測位置に限らず、計測領域内のどこの位置であってもよい。1 - 5 はマウスポインタで示される位置の水平方向及び垂直方向の座標情報を補助的に視覚的に明示する線で、これらの線はポインタ 1 - 4 と連動して移動する。これらの線の種類は、実線、点線、又は破線のように任意であってもよい。計測量、計測量の変化又はその時間情報、位置情報を表示するウィンドウ 1 - 3 は、常に表示されていてもよいし、マウスポインタ 1 - 4 をクリックしたときのみ表示されてもかまわない。また、マウスポインタ 1 - 4 は、他のペン状の形状をしたポインティング素子であってもかまわない。

20

#### 【 0 0 2 2 】

計測量、計測量の変化又はその時間情報、位置情報を表示するウィンドウ 1 - 3 の中には表示させたいデータの種類の示す文字列 1 - 6 及び各計測量又は計測量変化を表示する数値 1 - 7 が表示される。図 1 には、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンという 2 種類の計測量を表示することが可能で、図 1 はそれぞれの値が 1 0 及び 2 0 である場合を示している。mM・mmとは血液量に関する単位である。

30

#### 【 0 0 2 3 】

図 1 に示した例では、評価したい場所において、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンに代表される 2 種類の計測対象物質の計測量又は計測量変化を表示するようにしているが、この代わりに、1 種類又は 3 種類以上の計測対象物質の計測量又は計測量変化を表示させるようにしてもよい。

#### 【 0 0 2 4 】

図 1 に示した 2 枚のウィンドウ 1 - 1 と 1 - 3 は、お互いに重なり合わない様に上下もしくは左右に表示することで、データ処理者が視覚的に容易に情報を得ることが可能になる。また、これらの 2 枚のウィンドウを 1 枚に集約してもよい。すなわち、2 枚のウィンドウの一方は、他方を兼ね備えるようにしてもよい。また、広い計測領域を高分解能で表示させる場合など、図 1 のウィンドウ 2 が大きくならざるを得ない場合は、データ処理者の指示により、ウィンドウ 1 - 1 と 1 - 3 を切り替えて表示させるようにしてもよい。更に、ウィンドウ 1 - 3 は、ポインタ 1 - 4 の指示位置、又はその脇に表示するようにしてもよい。

40

#### 【 0 0 2 5 】

図 2 は図 9 の情報提示部 1 1 1 の表示装置に表示される表示画面のもう一つの例を示す。ウィンドウ 2 - 1 の表示画面上に、水平方向及び垂直方向の線 2 - 2 の交点（交差位置：ポインタ）の水平方向位置と垂直方向位置を読み取る定規 2 - 3 が設けられている。二つ

50

の線 2 - 2 の移動制御 ( 2 つの線 2 - 2 の交点の移動制御 ) は、計測量、計測量の変化又はその位置情報を表示するウィンドウ 2 - 4 に示される表示画面上で、その確認をウィンドウ 2 - 1 で確認しながら行うことができる。2 - 5 は 2 つの線 2 - 2 の水平方向及び垂直方向への移動の制御に使用する 4 つのボタンであり、これらの 4 つのボタン 2 - 5 のうちの任意のボタンを押すべく、該ボタンをポインタ 2 - 6 で指示し、マウスをクリックすることで、2 つの線 2 - 2、したがってその交点の移動が任意に制御される。2 - 7 は 2 つの線 2 - 2 の交点の水平方向 ( X ) 及び垂直方向 ( Y ) の座標情報メッセージ表示領域で、ボタン 2 - 5 の押下によって定まる。2 つの線 2 - 2 の交点の座標情報は座標情報表示領域 2 - 8 に表示される。

**【 0 0 2 6 】**

ボタン 2 - 5 を押すことにより、2 つの線 2 - 2 がそれに対応してそれぞれあらたな位置へ移動するのに同期して、表示領域 2 - 8 に表示される 2 つの線 2 - 2 の交点の座標位置の値も変わる。2 つの線 2 - 2 の交点がデータ解析者の所望している座標へ到達したとき、データ解析者は処理開始の意志確認ボタン 2 - 9 を入力手段 ( 例えば、ポインティングデバイス、キーボード ) により押下する。これにより、処理が開始され、計測量又は計測量の変化の表示領域 2 - 9 に表示したい計測対象物質の計測量又は計測量変化が表示される。

**【 0 0 2 7 】**

2 つの線を移動するために、ボタン 2 - 5 を押下する代わりに、キーボード上にあるボタン 2 - 5 と同様の表示がされているキーを押下することによって、2 つの線 2 - 2 の移動制御を行うようにしてもよい。また、2 つのウィンドウ 2 - 1 と 2 - 4 は図 2 中では互いに分離しているが、これらが重なるように配置してもよい。

**【 0 0 2 8 】**

図 3 は計測領域の位置指定の方法に関わる別の実施例を示す。この実施例では、被検体上でのその計測領域中の位置を指定し選択するものである。図 3 の実施例は、簡略化したモデルで示されている。光導波手段としての光ファイバ 3 - 1 は圧電素子で作られたセンサー 3 - 2 を貫通し、被検体 3 - 3 に接触している。光ファイバ 3 - 1 は図 3 中では 2 本示されているが、そのうちの 1 本は図 9 の照射用光ファイバ 9 8 - 1 ~ 4 のうちの任意のものに対応し、残りの一つは図 9 の検出用光ファイバ 1 0 0 - 1 ~ 5 のうちの任意のものに対応している。また、被検体 3 - 3 は図 9 の被検体 9 9 に対応している。センサー 3 - 2 は被検体 3 - 3 の上部に接触又は非接触の状態が存在し、図 9 の計算機 1 0 9 に接続されている。指示手段 3 - 4 により、被検体 3 - 3 の計測領域内の任意の位置を指定すると、その位置信号はセンサー 3 - 2 によって受信され、計算機 1 0 9 に電送される。指示手段 3 - 4 はペンであってもよいし、あるいは指であってもかまわない。

**【 0 0 2 9 】**

図 4 は図 9 の情報表示部 1 1 1 の表示装置に表示される表示画面の更にもう一つの例を示す。所望のデータを表示し、サイズを任意に変化させることが可能なウィンドウ 4 - 1 の中に、被検体の計測領域に関わるトポグラフ画像 4 - 2 が表示されている。4 - 3 はポインティング手段である。このポインティング手段 4 - 3 は、図 3 に示した実施例のポインティングデバイスと連動していてもよい。このポインタで指示された位置の水平方向及び垂直方向の値が表示領域 4 - 4 に表示され、この位置における、計測対象物質の計測量又は計測量変化 ( 具体的には、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、総ヘモグロビン ) が表示領域 4 - 4 に示される。

**【 0 0 3 0 】**

図 5 は図 9 の情報表示部 1 1 1 の表示装置に表示される表示画面の別の例を示す。ウィンドウ 5 - 1 にはトポグラフ画像 5 - 2 が表示される。これは、ある計測時間における計測量の平均値を表示した静的なトポグラフ画像であってもよいし、計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性を示す動画であってもよい。このトポグラフ画像 5 - 2 の任意の位置をマウスポインタを用いて指定すると、その指定された位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性を示すグラフ、具体的には酸化ヘモグロビン、還元

10

20

30

40

50

ヘモグロビンの時間依存性を示すグラフ5-3がウィンドウ5-4に表示される。5-5は時刻表示バーであり、トポグラフ画像が動画である場合、その動画の再生時刻と同期して時間軸方向へ移動する。各時間位置での計測対象物質の計測量又は計測量変化は、その変化量として縦軸の目盛りから定量的に把握することが出来る。5-6は表示領域であり、時刻表示バー5-5が示す時刻が数値として示される。

【0031】

また、マウスポインタで時刻表示バー5-5を指定し、そのバーを任意の時刻へ移動させることで、動画を再生する時間軸方向を正及び負の双方とすることも可能である。

【0032】

以上により、計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性を定量的に詳細に評価することが可能となる。

10

【0033】

計測領域内の1つの位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性をグラフ表示する代わりに、マウスポインタを用いて複数の位置を選択し、その複数位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性をグラフ表示してもよい。これによれば、計測対象物質の計測量又は計測量変化を示す動画とその中の特定の複数位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化の時間依存性を同時に観測することが可能となり、被検体から得られる豊富な物理情報データを解析者が明確に把握することが可能となる。

【0034】

図6は図9の情報提示部111の表示装置に表示される表示画面の更に別の例を示す。これは、ポインタ6-1で選択した位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化の提示形式を選択することを可能としたものである。すなわち、ウィンドウ6-2の提示形式選択ボタン6-3を選択的に押すことにより、計測量又は計測量変化を画面に表示させたり、ファイルに収納したり、あるいは音声でオペレータに知らせたりすることができる。もちろん、インターネットで代表される通信回線を通して他の計測制御装置や計算機へ出力し得るように、印字手段としてのプリンタにより出力するようにしてもよい。計測量又は計測量変化を画面上に表示したい場合は、それを表示領域へ表示する(図1、2、4参照)。計測量又は計測量変化を音声形式で出力する場合は、音量調節部6-4のカーソルを移動させるか又は両端にあるボタンを押すことにより、出力される音声の音量を調節することができる。計測量又は計測量変化をファイル形式で出力する場合は、ファイル名をファイル名表示領域6-5にて指定する。また、その出力形式については、出力形式選択部6-6においてボタン操作によりテキスト形式やバイナリ形式を選択することも可能である。また、この他の出力形式として圧縮ファイル形式が挙げられる。

20

【0035】

図7は図9の情報提示部111の表示装置に表示される表示画面の更に他の例を示す。これは、計測領域内の一次元領域における計測対象物質の計測量又は計測量変化を表示するものである。計測対象物質の計測量又は計測量変化を示すトポグラフ画像7-1上に、マウスに代表されるポインティングデバイス7-2を用いて一次元状の線7-3を描く。図中では直線であるが曲線であってもかまわない。この直線上の位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化を別のウィンドウ7-4上にグラフ7-5として表示する。縦軸は計測対象物質の計測量又は計測量変化(一例として、ヘモグロビン濃度変化)を、横軸は一次元状の線7-3の位置情報を示している。本方法により、一次元状の線7-3の各位置における計測量又は計測量変化量を別の視点から視覚的にとらえることが可能となる。

40

【0036】

図8は図9の情報表示部111の表示装置に表示される表示画面の他のもう一つの例を示す。これは、ポインタ8-1で指定され選択された位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化が最大値や最小値、ゼロ点に代表される特異値に相当する場合に、その情報をウィンドウ8-2の画面に表示するようにしたものである。すなわち、ポインタ8-1

50



で指定され、選択された位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化が最大値、最小値、極大値、極小値、ゼロ点又は解析者が指定した所望の値である場合には、ウィンドウ 8 - 2 の画面に配置された表示領域 8 - 3 の対応するボタンが自動的に押下され、したがってそのボタンの押下状態により、ポインタ 8 - 1 で選択された位置における計測対象物質の計測量又は計測量変化が如何なる値の種類であるかを知ることができる。

#### 【 0 0 3 7 】

選択された位置での計測量又は計測量変化が如何なる特異値であるかを画面に表示する代わりに、音声のような画面表示以外の方法によりデータ解析者へ伝達してもよい。また、ウィンドウを 2 枚に分割する代わりに、2 枚のウィンドウの情報を 1 枚のウィンドウ上に表示してもよい。

10

#### 【 0 0 3 8 】

##### 【 発明の効果 】

本発明によれば、被検体の任意の点における計測対象物質の物理量の評価を可能にすることにより空間分解能の向上を図り、それによって被検体の詳細情報を得ることのできる光計測方法及び装置が提供される。

##### 【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の一つの例を示す図。

【 図 2 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面のもう一つの例を示す図。

【 図 3 】 計測領域の位置指定の別の実施例を示す図。

【 図 4 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の更にもう一つの例を示す図

20

。 【 図 5 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の別の例を示す図。

【 図 6 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の更に別の例を示す図。

【 図 7 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の更に他の例を示す図。

【 図 8 】 図 9 の情報提示部の表示装置に表示される表示画面の他のもう一つの例を示す図

。 【 図 9 】 本発明が適用される光計測装置の一実施例の主要部の構成を示すブロック図。

【 図 1 0 】 図 9 の光モジュール内の構成を示すブロック図。

【 図 1 1 】 被検体表面上における、照射位置及び検出位置の幾何学的配置例を示す図。

【 図 1 2 】 図 9 のロックイン増幅器モジュールの構成を示すブロック図。

30

【 図 1 3 】 光計測装置の表示部に表示される従来のトポグラフィ画像を示す図。

##### 【 符号の説明 】

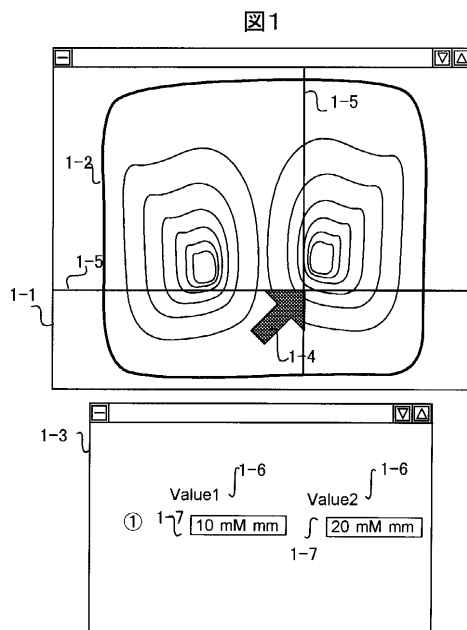
1 - 1 : トポグラフィ画像を含むウィンドウ、 1 - 2 : トポグラフィ画像、 1 - 3 : 計測量又は計測量の変化を表示するウィンドウ、 1 - 4 : マウスポインタ、 1 - 5 : マウスポインタで示される位置の水平方向及び垂直方向の座標情報を補助的に視覚的に明示する線、 1 - 6 : 表示させたいデータの種類の示す文字列、 1 - 7 : 計測量又は計測量変化を表示する数値、 2 - 1 : トポグラフィ画像を含むウィンドウ、 2 - 2 : 水平方向及び垂直方向の線、 2 - 3 : 水平方向位置と垂直方向位置を読み取る定規、 2 - 4 : 計測量又は計測量の変化及びこの位置情報を表示するウィンドウ、 2 - 5 : 2 つの線 2 - 2 の水平方向及び垂直方向への移動の制御に使用する 4 つのボタン、 2 - 6 : ポインタ、 2 - 7 : 2 つの線 2 - 2 の交点の水平方向 ( X ) 及び垂直方向 ( Y ) の座標情報メッセージ表示領域、 2 - 8 : 2 つの線 2 - 2 の交点の座標情報表示領域、 2 - 9 : 計測量又は計測量の変化の表示領域、 3 - 1 : 光ファイバ、 3 - 2 : 圧電素子製センサー、 3 - 3 : 被検体、 3 - 4 : 指示手段、 4 - 1 : サイズを任意に変化させることが可能なウィンドウ、 4 - 2 : トポグラフィ画像、 4 - 3 : ポインティング手段、 4 - 4 : 表示領域、 5 - 1 : ウィンドウ、 5 - 2 : トポグラフィ画像、 5 - 3 : 計測量変化の時間依存性を示すグラフ、 5 - 4 : 計測量変化の時間依存性を示すグラフを表示するウィンドウ、 5 - 5 : 時刻表示バー、 5 - 6 : 表示領域、 6 - 1 : ポインタ、 6 - 2 : ウィンドウ、 6 - 3 : 提示形式選択ボタン、 6 - 4 : 音調調節部、 6 - 5 : ファイル名表示領域、 6 - 6 : 出力形式選択部、 7 - 1 : トポグラフィ画像、 7 - 2 : ポインティングデバイス、 7 - 3 : 一次元状の線、 7 - 4 : ウィンドウ、

40

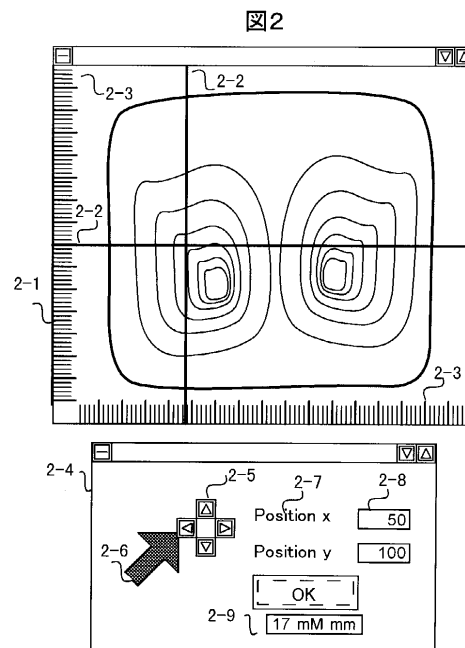
50

7 - 5 : グラフ、8 - 1 : ポインタ、8 - 2 : ウィンドウ、8 - 3 : 表示領域、9 1 : 光源部、9 9 : 被検体、9 8 - 1 ~ 4、照射用光ファイバ、1 0 0 - 1 ~ 5 : 検出用光ファイバ、1 0 1 - 1 ~ 5 : フォトダイオード、1 0 2 : ロックイン増幅モジュール、1 0 6 : サンプルホルド回路モジュール、1 0 7 : スイッチ、1 0 8 : A / D変換器、1 0 9 : 計算機、1 1 0 : 記憶装置、1 1 1 : 情報提示部、1 1 2 : 操作部。

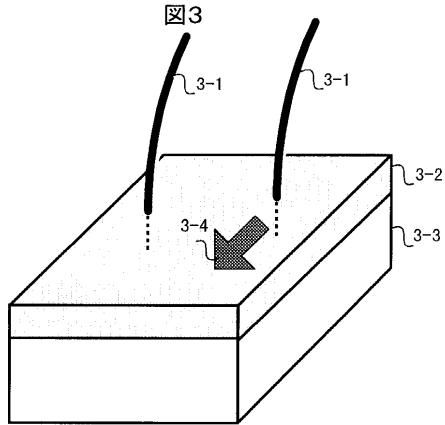
【 図 1 】



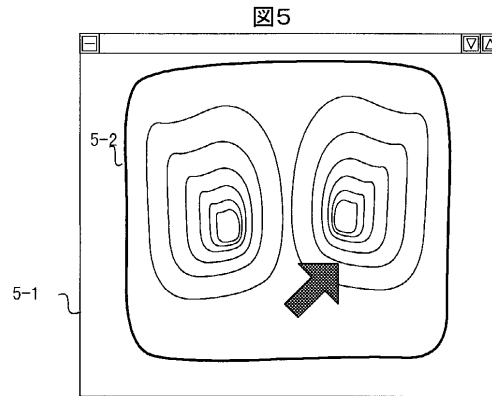
【 図 2 】



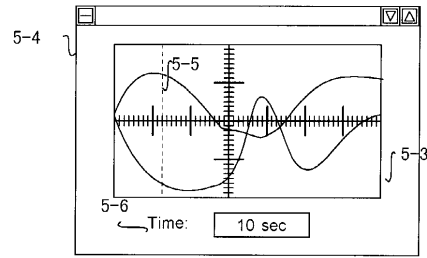
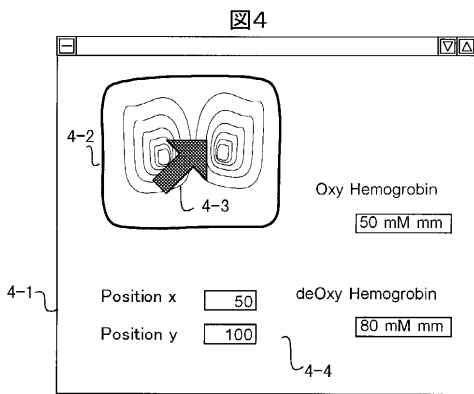
【 図 3 】



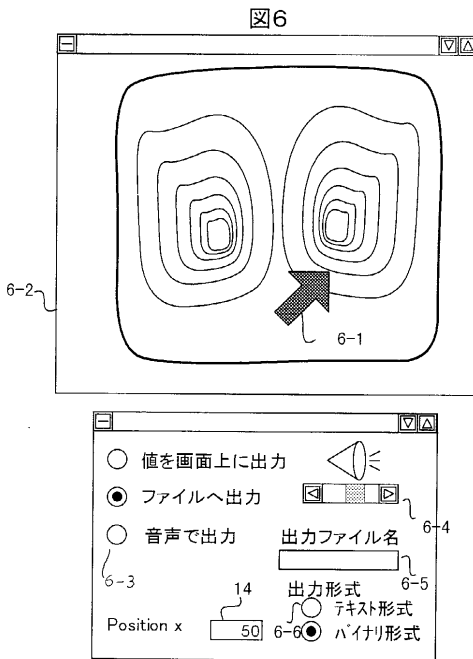
【 図 5 】



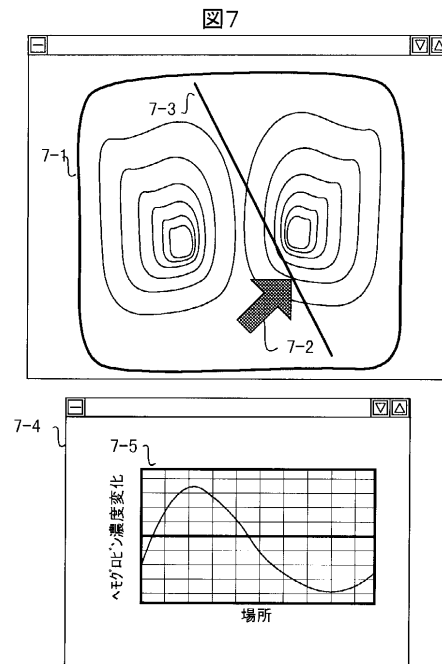
【 図 4 】



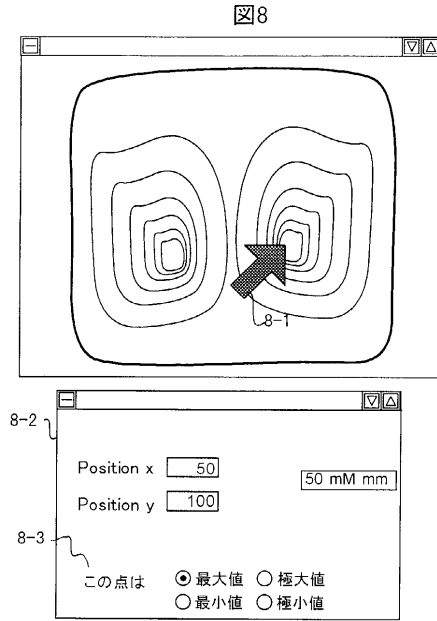
【 図 6 】



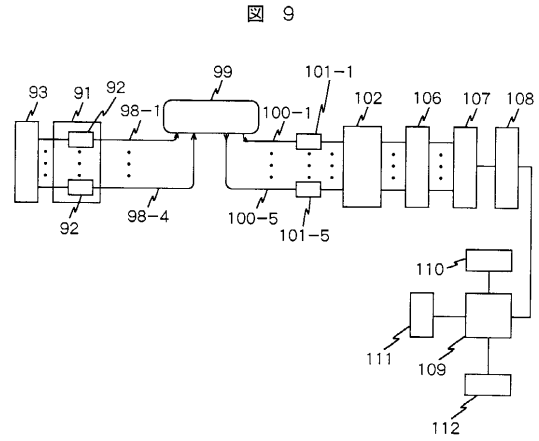
【 図 7 】



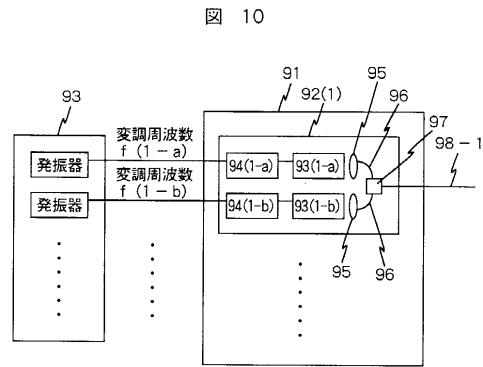
【 図 8 】



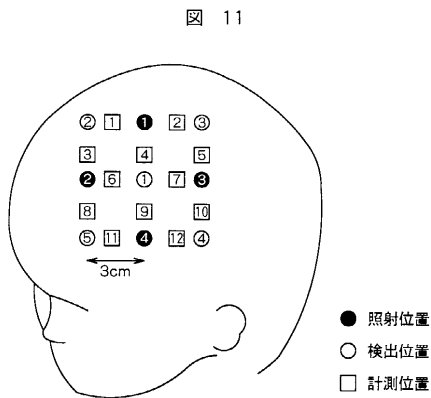
【 図 9 】



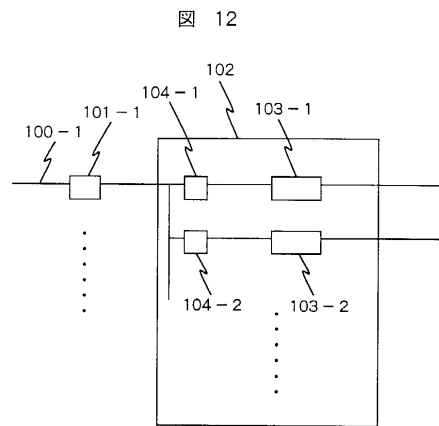
【 図 10 】



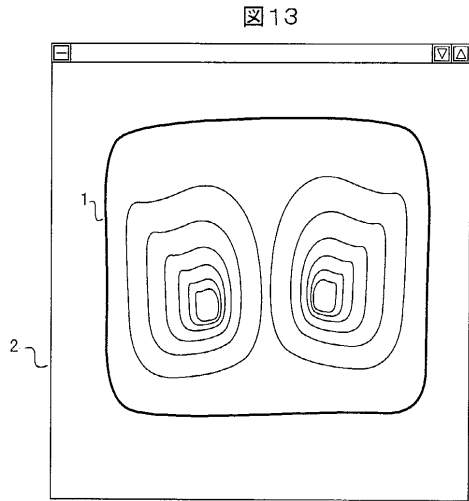
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 13 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 牧 敦

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社 日立製作所 中央研究所内

(72)発明者 小泉 英明

東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地

株式会社 日立製作所 中央研究所内

審査官 上田 正樹

(56)参考文献 特開平09-149894(JP,A)

特開平09-098972(JP,A)

特開平09-019408(JP,A)

国際公開第97/24066(WO,A1)

特開昭59-075785(JP,A)

特開平08-117200(JP,A)

国際公開第00/34761(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 10/00