

(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2006-42955

(P2006-42955A)

(43) 公開日 平成18年2月16日(2006.2.16)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0	2 G 0 5 9
G 0 1 N 21/21 (2006.01)	G 0 1 N 21/21 A	4 C 0 3 8

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-225166 (P2004-225166)	(71) 出願人	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16年8月2日(2004.8.2)	(74) 代理人	100068504 弁理士 小川 勝男
		(74) 代理人	100086656 弁理士 田中 恭助
		(74) 代理人	100094352 弁理士 佐々木 孝
		(72) 発明者	木口 雅史 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内
		(72) 発明者	戸丸 辰也 埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内 最終頁に続く

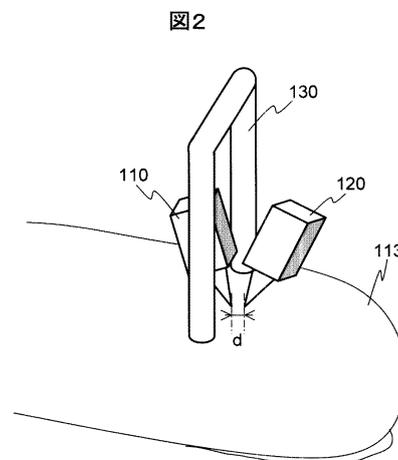
(54) 【発明の名称】 生体内物質光計測装置

(57) 【要約】

【課題】 グルコース濃度を非観血的に計測するための、取り扱いや調整が容易でコンパクトな装置を提供すること。

【解決手段】 変調磁場に同期して変化する偏光角を観察する装置において、磁場印加方向を光軸と交差するように配置する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体表面の照射位置に光を照射する手段と、
前記照射され、生体を通過した光を生体表面の検出位置で検出する手段と、
前記光の照射位置と前記光の検出位置を結ぶ線に交差する方向で、且つ、前記生体を通過する光に磁場を印加する手段と、
前記検出した光の偏光を解析する手段と、
前記偏光情報に基づき生体内物質濃度を求める手段と、
を備えることを特徴とする生体計測装置。

【請求項 2】

前記光の照射位置と前記光の検出位置と前記磁場印加手段が、生体の同一表面上にある請求項 1 に記載の生体計測装置。

【請求項 3】

前記生体表面に照射される光が異なる波長の独立した光であるとともに異なった周波数で振幅変調され、前記生体を通過する光に印加する磁場が周波数変調され、前記検出した光を光の振幅変調周波数と磁場の変調周波数の和で同期検波を行い磁場変調に同期した偏光角変化を観測するものである請求項 1 または 2 記載の生体計測装置。

【請求項 4】

異なる波長を有する複数の低コヒーレンス光源と、前記低コヒーレンス光源からの光を分岐して一方を生体表面に照射し、もう一方をミラーに導き、それぞれの反射光を干渉させる手段と、前記ミラーの位置を掃引する手段と、前記光を照射される生体表面に磁場を印加する手段を有し、前記低コヒーレンス光源の波長に応じて前記低コヒーレンス光源と生体の距離を変えるとともに、前記磁場の強度を変化させて磁場が印加された状態と印加されない状態を交互に作り、それぞれの状態での干渉成分の強度に応じて偏光変化を計測することを特徴とする生体内物質光計測装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は光を用いて生体内物質濃度、特にグルコース濃度を非侵襲、非観血的に計測するものであり、グルコースセンサ、グルコースモニタに関する。

【背景技術】**【0002】**

糖尿病患者は、血糖値コントロールのために、血液中グルコース濃度の定期的な計測が必要である。採血をすれば酵素電極法などの方法によりグルコース濃度の計測は可能であるが、採血には患者の苦痛が伴う。そのため、採血が不要な非観血的計測装置が望まれている。

【0003】

一方、ファラデー効果を利用したグルコースセンサが、特許文献 1 により開示されている。この特許文献 1 に開示されたグルコースセンサは、試料となる血液や尿などに磁場を印加したとき直線偏光した光が回転する現象を利用してグルコース検出するものである。特許文献 1 により開示されているグルコースセンサは、採血した血や尿などの液体をセルに入れて測定するものであり、計測のためには、採血することが必要であり、非観血的計測ではない。

【0004】

【特許文献 1】 国際公開第 W O 0 0 / 6 0 3 5 0 号パンフレット

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

本発明の目的はファラデー効果を利用して血液中のグルコース濃度を非観血的に計測するための装置を提供することにある。

10

20

30

40

50

【0006】

ここで、本発明の基本となっているファラデー効果について説明する。磁場Hが媒体に印加されているとき、直線偏光した光が媒体を通過すると、その偏光が角度だけ回転する現象をファラデー効果と呼ぶ。この角度をファラデー回転角という。ここで、磁場Hと光軸がなす角を、媒体のヴェルデ定数をV、光路長をLとすると、ファラデー回転角とこれらの値との間には式(1)に示す関係がある。

【0007】

【数1】

$$\alpha = VHL \cos\theta \quad (1)$$

10

したがって、ファラデー回転角を観測すれば、媒体のヴェルデ定数Vを求めることができる。ヴェルデ定数Vはファラデー活性物質の濃度に比例するため、グルコース濃度を求めることができるわけである。

【0008】

ファラデー回転角は磁場Hと光軸がなす角の余弦値(c o s)に比例するので、を最大にするために、通常は光軸と磁場Hが並行になるように光学系や磁石を配置する。そのため、従来は、磁石に穴をあけ、その中に試料を配置して光が通るような配置を用いることが多かった。そのため、試料をセルに入れて測定することになり、非観血的計測が実現できないと同時に、光学系や磁石の配置に自由度が少なく、配置が困難になる、或いは装置が大型になるという問題があった。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

前記課題を解決するためには、光を生体に照射する手段と、その透過光或いは反射光を検出する手段と、光照射位置と光検出位置を結ぶ線に交差する方向で、且つ、生体を通過している光に磁場を印加する手段と、検出光の偏光解析手段とで装置を構成してファラデー回転角を計測し、これにより、血液中のグルコース濃度を非観血的に計測する。この際、異なった波長を有する複数の独立した光を利用することとすれば、より、高精度にグルコース濃度を計測できる。

【発明の効果】

30

【0010】

本発明によれば、光学系と磁石の配置の自由度は大きくなり、取り扱い、調整が容易で、コンパクトな装置を実現することができ、糖尿病患者の日々の採血に伴う苦痛をなくすことができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

本発明は、検査の対象が生体であり、生体表面から生体に注入された光が生体によって散乱あるいは反射された光を観測する。生体に光を入射する方向および生体から出射した光を検出する方向にかかわらず、生体内での散乱光の光軸はいろいろな方向を向くため、入射点と検出点を結ぶ方向を磁場Hと並行に配置する必要はない。逆に、たとえ、光の入射点と検出点を結ぶ方向が、磁場Hと直交していても、生体内で磁場Hと光軸がなす角は等価的には90度にはならず、ファラデー回転角の値は0にはならない。この場合c o sは空間平均されて1/3となる。

40

【0012】

本発明は、この点に着目して、光学系と磁石の配置を、取り扱い、調整が容易で、コンパクトなものとした装置とすることを提案するものである。

【0013】

直線偏光が回転する現象としては、ファラデー効果の他に、印加磁場を必要としない旋光性があり、グルコースも旋光性を有する。しかし、散乱体の中で光が同じ光路を逆に進む場合に、ファラデー効果ならば、偏光は同じ方向に回転するため回転角は2倍になる

50

が、旋光性の場合には、偏光は逆方向に回転するため、回転角は0になる。よって、散乱が強い生体を対象とする場合には、ファラデー効果により計測するのが有効である。また、後述する生体内で反射した光を選択的に観測する光コヒーレンストモグラフィ(OCT)の技術を用いてファラデー効果を観測する場合にも同じことが言える。

【0014】

更に、生体内にはグルコース以外にも血液や水などのファラデー効果を有する物質が存在する。グルコース濃度を精度良く計測するためには、これらの妨害物質の寄与を除く工夫をすることでより高精度な計測ができる。これらの生体内に存在する妨害物質、つまり血液や水などのファラデー効果を有する物質の寄与を除くためには、以下の方法を用いるのが有効である。

10

【0015】

計測に用いる光を多波長とし、それぞれの波長の光のファラデー回転角と吸収量を計測する。ここで、濃度と生体内での光路長Lの積を濃度長と呼ぶことにする。少なくとも4つの波長の光の吸収量から、変形ランバート・ベール式(式(2)、式(3))を用いて、各波長に対する連立方程式を解くことにより、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水の濃度長、および散乱項を求めることができる。

【0016】

【数2】

$$\ln \frac{I(\lambda)[L]}{I(\lambda)[0]} = \{\epsilon_g(\lambda)C_g + \epsilon_o(\lambda)C_o + \epsilon_d(\lambda)C_d + \epsilon_h(\lambda)C_h\}L + G \text{---(2)}$$

20

$$\alpha(\lambda) = \{V_g(\lambda) \cdot C_g + V_o(\lambda) \cdot C_o + V_d(\lambda) \cdot C_d + V_h(\lambda) \cdot C_h\} \cdot \frac{HL}{3} \text{---(3)}$$

ここで、 $I(\lambda)[L]$ は光路長Lだけ進んだときの波長 λ の光強度であり、 $\epsilon_g(\lambda)$ 、 $\epsilon_o(\lambda)$ 、 $\epsilon_d(\lambda)$ 、 $\epsilon_h(\lambda)$ は、それぞれグルコース、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水の波長 λ における分子吸光係数を表し、 C_g はグルコース濃度、 C_o は酸素化ヘモグロビン濃度、 C_d は脱酸素化ヘモグロビン濃度、 C_h は水の濃度である。また、 $V_g(\lambda)$ 、 $V_o(\lambda)$ 、 $V_d(\lambda)$ 、 $V_h(\lambda)$ は、それぞれ、波長 λ におけるグルコース、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン、水の単位濃度あたりのヴェルデ定数である。Gは散乱項、つまり散乱等により散逸する光量を表す。

30

【0017】

回転角 $\alpha(\lambda)$ を、例えば、4つの波長で計測すれば、グルコース濃度 C_g と生体内での光路長Lの積が求まる。あらかじめ、酵素電極法等の方法で別に計測した結果と比較することによりLを求めればグルコース濃度 C_g を得ることができる。この生体内での光路長Lの較正は被験者ごとに行うのがベストであるが、計測部位ごとに多数の被験者の生体内での光路長Lの平均値をもって代表させても、実用上は支障がない。

【0018】

グルコース濃度 C_g を求める別の方式について説明する。グルコース濃度 C_g は、波長 λ_n の回転角 $\alpha(\lambda_n)$ とその波長の光の吸収量 $A(\lambda_n)$ の関数として式(4)のように記述できる。

40

【0019】

【数3】

$$C_g = f\{\alpha(\lambda_1), A(\lambda_1), \alpha(\lambda_2), A(\lambda_2), \alpha(\lambda_3), A(\lambda_3), \dots, \alpha(\lambda_n), A(\lambda_n)\} \text{---(4)}$$

この式を、展開係数を用いて級数展開する。展開係数は、あらかじめ酵素電極法等の方法で別に計測した結果との比較からフィッティングにより求めておくことができるので、

50

計測値 (n) と A (n) からグルコース濃度 C g を得ることが可能となる。

【 0 0 2 0 】

前記式 (2)、式 (3) あるいは式 (4) による方法を用いた場合、血管以外の皮膚などの組織に含まれる物質の影響を受ける。深さ方向で信号を分離できれば血中グルコースを効率的に計測することができる。深さ方向で信号を分離した計測を行うためには、空間分解法或いは光コヒーレンストモグラフィ (O C T) 法を用いればよい。

【 0 0 2 1 】

空間分解法とは、被検体部位上の照射位置と検出位置の間の距離を違えて得た結果から、深さ方向の分離を行う手法である。これは、照射位置と検出位置の間の距離が長いほど、深部の検出感度が上がることを利用している。空間分解法の詳細はプロシーディングズ オブ エスピーアイイー、3597巻、582～592頁、1999年 (Proc. SPIE, vol.3597, pp.582-592, 1999) に記載されている。

10

【 0 0 2 2 】

O C T の手法とは、光源として低コヒーレンス光源を用いて、被検体部位からの反射光と参照光を、マイケルソン干渉計などを用いて干渉させ、干渉成分のみを検出する方法である。散乱光は干渉性が低いのでその影響を除去できる。その際、一般には参照光側の光路長を掃引することにより、被検体部位の深さ方向の掃引を等価的に行う。O C T についての詳細は、例えば、特開 2 0 0 3 - 1 4 4 4 2 1 号公報や特開 2 0 0 3 - 5 4 3 号公報、及びその引用文献に記述されている。

【 0 0 2 3 】

O C T の手法を用いることにより、深部のグルコース濃度を選択的に得ることができる。

20

【 0 0 2 4 】

空間分解法では生体内の散乱により光路長が長くなり信号強度が大きくなる反面、散乱に伴う偏光変化が妨害要因となるが、O C T の手法を用いることにより散乱の影響を除いた計測が可能となるという特徴も有する。

【 0 0 2 5 】

これらの手法を用いて偏光回転を観測することにより、ヴェルデ定数ならびにグルコース濃度を求めることができる。

【 0 0 2 6 】

(実施例 1)

本発明の第 1 の実施例を図 1 を用いて説明する。図 1 は、ファラデー効果を用いた透過型生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図である。101～105は、それぞれ、波長780nm、830nm、870nm、1300nm、1500nmのレーザダイオードである。それぞれのレーザダイオードを異なった周波数 f i、例えば、10kHz、12kHz、14kHz、16kHz、18kHzで振幅変調する。111はレンズ、112は偏光子である。レーザダイオード101～105、レンズ111および偏光子112は光源系110を構成する。

30

【 0 0 2 7 】

レーザダイオード101～105の出力光はレンズ111を用いてコリメートされ、偏光子112を通過後、被検体部位 (例えば、手指) 113に照射される。被検体部位113を通過した光は、レンズ121によりコリメートをされた後、検光子122に導かれる。尚、図1では分かりやすいようにレーザダイオード101～105を一行に配置して描いているが、実際にはレンズ111の中心線近傍に、レンズ面にほぼ平行する面上に2次元的に配置するのが良い。検光子122は偏光子112と直角から5度ずらしてある。検光子122を通過した光はフォトダイオード123により光電変換される。レンズ121、検光子122およびフォトダイオード123は検出器系120を構成する。

40

【 0 0 2 8 】

フォトダイオード123の出力電流は前置増幅器124で電流電圧変換された後、A/D変換器125に入力される。被検体部位113には、電磁石130により周波数 F の交流

50

磁場を印加している。ここでは $F = 200 \text{ Hz}$ とした。よって、データ処理装置 126 にて、AD変換器 125 の出力信号に対して、レーザダイオードの振幅変調周波数 $f_i + \text{磁場変調周波数 } F$ を参照信号として同期検波を行うことにより、磁場変調に同期して変化する偏光角変化が光量変化として波長 f_i ごとに観測できる。このようにして磁場変調に同期した偏光角変化を観測することにより、散乱や旋光性などによる偏光変化を除き、ファラデー効果による偏光角を抽出することができ、上記手法を用いてグルコース濃度を算出することができる。

【0029】

本実施例では、光源としてレーザダイオードを用いたが、代わりに発光ダイオードを用いても良い。また、光源を振幅変調して同期検波することにより波長分離を行ったが、それぞれをパルス駆動して順次発光させることにより、時間的に分離してもよい。この場合には、前記パルス周波数に比べて、電磁石 130 による交流磁場の周波数 F を十分大きくするか、十分小さくすることにより、同期成分の抽出が容易になる。また、光源からの光は空中伝播させて被検体部位に、波長ごとに分離して照射したが、ファイバを用いて各レーザダイオードの出力光を混合して照射しても良い。さらに、ファイバを用いる場合、偏波面保存ファイバを用いれば偏光子 112 を省くこともできる。

10

【0030】

実施例 1 では、被検体部位を光源系 110 と検出器系 120 との間に挿入でき、この近傍に電磁石コイルが配置できるものとし、例として手指としたが、耳たぶ、唇、頬などでも、同様に実施できる。

20

【0031】

(実施例 2)

本発明の第 2 の実施例を、図 2 を用いて説明する。図 2 はファラデー効果を用いた反射型生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図である。実施例 1 では光が被検体部位を通過する配置としたが、ここでは反射型の配置とした例を示す。装置構成は実施例 1 と殆ど同じで、被検体部位 113 に対して光源系 110 と検出器系 120 が同じ側に配置されている。尚、光源系 110 と検出器系 120 は図 1 と同じものである。レンズ 111 の焦点位置とレンズ 121 の焦点位置は同じでも構わないが、ずらすことにより信号に対する表皮内部の血管の寄与が高くなる。そのため、ここでは両レンズの焦点位置の距離 d は 5 mm とした。レンズ 111 の焦点位置とレンズ 121 の焦点位置を結ぶ線を跨ぐように電磁石 130 の磁極が配置される。

30

【0032】

図では表示が省略されているが、光源系 110、検出器系 120 および電磁石 130 は、これらを一体的に保持するホルダを備えるものとするれば、被検体の任意の位置で、軽く押し当てるだけで計測できる。

【0033】

実施例 2 では、反射型配置を用いているため、光透過度による被検体部位の制限は大幅に緩和される。また、ホルダを手で持って計測装置を被検体部位に押し当てるだけでよいので、被検体部位の形状による制限も緩和される。よって、手指は勿論、頬内側など血管密度の高い部位でも計測しやすいという効果がある。

40

【0034】

実施例 1 および 2 では計測点は 1 点の場合について説明したが、同様の光源系、検出系を複数用意する、或いはミラーなどを用いて空間的に掃引する、或いはフォトダイオード 123 の代わりに 2 次元フォトダイオードやテレビカメラを用いるなどして多点計測、または画像計測すれば、血管部位とそれ以外の部位の比較ができ、より高精度化できる。

【0035】

(実施例 3)

本発明の第 3 の実施例を、図 3 を用いて説明する。図 3 は低コヒーレンス光源による干渉効果とファラデー効果を用いた生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図である。波長 840 nm 、 1310 nm 、 1550 nm のスーパーluminescentダイオー

50

ド301、302、303の出力光を、ハーフミラー320および偏光子111を通した後、レンズ112を用いて被検体表面、例えば、手指113表面に集光する。手指113表面からの反射光は、ふたたびレンズ112でコリメートされ、偏光子111を通過後、ハーフミラー320により反射されてフォトダイオード123に入射する。一方、スーパーミネッセントダイオード301～303から出射する光の一部はハーフミラー320により分離され、ミラー321で反射されて、ハーフミラー320を通過してフォトダイオード123に入射する。これを参照光と呼ぶ。ミラー321を図中の矢印の方向に掃引すると、手指113表面からの反射光の光路長（手指113表面位置からハーフミラー320で反射されてフォトダイオード123に入射するまでの光路の長さ）と参照光の光路長（ハーフミラー320で反射された光がミラー321で反射され、フォトダイオード123に入射するまでの光路の長さ）が、それぞれのスーパーミネッセントダイオードのコヒーレンス長の範囲で一致した時に干渉が生じ、フォトダイオード123の出力信号が変化する。参照光の光路長を掃引する方法は、ミラー321を動かす方法、ミラー321に代えてプリズムを配置し、これを回転させる方法などがある。

10

【0036】

ここで、波長によってスーパーミネッセントダイオード301～303と手指113表面の距離を変えるものとする、手指内の同じ深さからの反射光が干渉する光路長が異なる。つまり干渉信号が観測されるミラー321の位置が異なる。このスーパーミネッセントダイオード301～303と手指113表面の距離の差を、一つの波長のスーパーミネッセントダイオードで観測可能な深さの2倍以上にしておけば、フォトダイオード123の出力信号を波長によって分離することができる。磁石130は、図の横方向に主に磁場を印加するが、レンズ112の焦点距離を短くして強く絞り込めば、横向きの光軸成分を有するのでファラデー効果が生じる。スペーサ330は、手指113を押し付けたときに、レンズ112と手指の距離をほぼ一定にするためのスペーサとして機能する。ミラー321の掃引速度を磁場の変調速度より十分遅くするか、十分速くする。例えば、磁石130による磁場変調周波数は500Hzとし、ミラー321による掃引周波数は2Hzとした。

20

【0037】

ここで、実施例3によりグルコース濃度を求める方法について具体的に説明する。生体に入射した光の多くは強く散乱されるが、その一部は散乱を受けずに直進し、生体組織の層界面などの屈折率に段差がある面で反射され、再び散乱を殆ど受けずに直進し戻ってくる。このような光は位相が乱れていないため、外部に設けた光干渉器により参照光と干渉する。この干渉成分の大きさIは、上記反射面における反射率をr、生体内を進む間に吸収や散乱により減衰する率を β 、ファラデー回転角を α 、生体への入射光強度を I_i とすると、式(5)で記述される。

30

【0038】

【数4】

$$I = I_i \beta r \cos \alpha \text{ --- (5)}$$

40

磁石130を用いて磁場Hを矩形波状に印加することにより、磁場Hが印加された状態と印加されない状態を交互に作ることができる。磁場Hが印加されたときの干渉成分の強度を $I(H)$ 、印加されないときの強度を $I(0)$ とすると、その比は式(6)となる。

【0039】

【数5】

$$I(H)/I(0) = \cos[VHL] \text{ --- (6)}$$

ここで、磁場Hの強度は既知であり、生体内での光路長Lは参照光側の掃引光路長と生体屈折率（約1.4）の積として求めることが出来るため、ヴェルデ定数Vが求まる。グ

50

ルコースと他の生体内成分との分離は、前述の式(4)を用いる方法で行うことができる。

【0040】

OCTを用いれば、深さ方向の情報が得られるため、表皮下の血管内の偏光変化のみを観測することもできる。つまり、血管の上側の壁と血管の下側の壁で反射された光について、上述の方法で偏光回転角がそれぞれ計測できるため、その差を求めることにより血液による成分を抽出することができる。これにより水の寄与を抑えることが可能となる。

【0041】

ここでは、磁場Hは矩形波としたが、三角波すると式(6)は正弦波となるので、ロックイン検出することにより感度を上げることもできる。

10

【0042】

図3ではスーパーミネッセントダイオードの出力光は空中伝播させたが、この例でも、光ファイバを用いても良く、偏光子を兼ねて偏波保存ファイバを用いても良い。ファイバを用いる場合は、いずれの場合にも波長によって上記光路長を変えるためには、波長によってファイバ長を変えれば良いし、あるいはファイバに圧力を加える方法によるものとしても良い。

【0043】

実施例3では、光路長の差で波長分離を行っているため、光源の変調が不要となり、装置が簡単になるという効果を有する。

【0044】

20

(その他の実施例)

上述の実施例はグルコース計測について記述したが、同じ原理、同じ装置でヘモグロビンやミオグロビンなどの濃度も測定でき、筋肉活動や脳機能計測にも利用可能である。

【産業上の利用可能性】

【0045】

本発明は、非観血的に血中グルコース濃度を計測できるため、グルコースモニタとして医療現場や家庭で利用できる装置となる。また、ウェアラブルな常時計測装置としても発展させることができ、患者の計測の負担をより低減できる。

【図面の簡単な説明】

【0046】

30

【図1】ファラデー効果を用いた透過型生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図。

【図2】ファラデー効果を用いた反射型生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図。

【図3】低コヒーレンス光源による干渉効果とファラデー効果を用いた生体内物質濃度計測装置の原理を説明するブロック図。

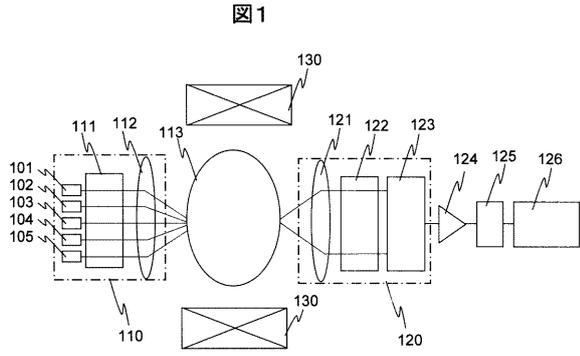
【符号の説明】

【0047】

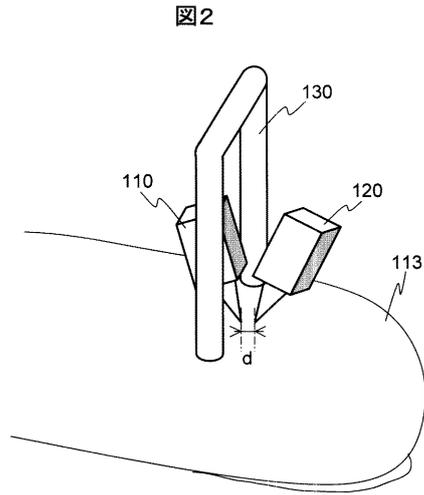
101～105...レーザダイオード、111...偏光子、112...レンズ、113...手指、121...レンズ、122...検光子、123...フォトダイオード、124...前置増幅器、125...AD変換器、126...データ解析器、301～303...低コヒーレンス光源、320...ハーフミラー、321...ミラー。

40

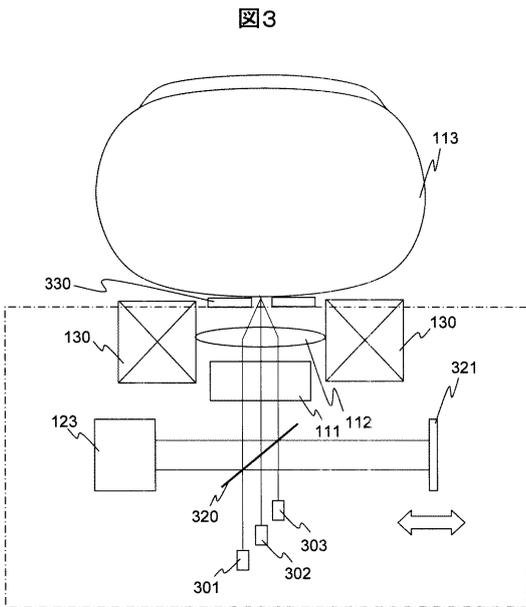
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

- (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
- (72)発明者 牧 敦
埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内
- (72)発明者 川口 英夫
埼玉県比企郡鳩山町赤沼2520番地 株式会社日立製作所基礎研究所内
- Fターム(参考) 2G059 AA01 BB13 CC16 DD15 EE01 EE05 EE09 EE11 GG01 GG04
HH01 JJ11 JJ13 JJ17 JJ19 JJ22 KK01 MM01
4C038 KK10 KL05 KL07 KX04