

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02007/072592

発行日 平成21年5月28日 (2009.5.28)

(43) 国際公開日 平成19年6月28日 (2007.6.28)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	2 G 0 5 9
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 0 D	4 C 0 1 7
G 0 1 N 21/27 (2006.01)	G 0 1 N 21/27 Z	4 C 0 3 8
G 0 1 N 21/35 (2006.01)	G 0 1 N 21/35 Z	4 C 0 5 2
A 6 1 C 19/04 (2006.01)	A 6 1 C 19/04 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 23 頁)

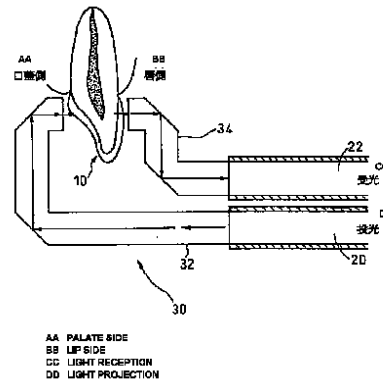
出願番号 特願2007-550990 (P2007-550990)	(71) 出願人 504179255 国立大学法人 東京医科歯科大学 東京都文京区湯島 1-5-4 5
(21) 国際出願番号 PCT/JP2006/312423	
(22) 国際出願日 平成18年6月21日 (2006.6.21)	
(31) 優先権主張番号 特願2005-368811 (P2005-368811)	(74) 代理人 100080458 弁理士 高矢 諭
(32) 優先日 平成17年12月21日 (2005.12.21)	(74) 代理人 100076129 弁理士 松山 圭佑
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100089015 弁理士 牧野 剛博
	(72) 発明者 三輪 全三 東京都文京区湯島 1丁目5番45号 国立 大学法人東京医科歯科大学内
	(72) 発明者 柿野 聡子 東京都文京区湯島 1丁目5番45号 国立 大学法人東京医科歯科大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯髄腔内血液測定方法、装置及び歯髄腔内血液測定用アダプタ

(57) 【要約】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長の光を歯 1 0 に照射し、歯 1 0 を透過した光を受光して、歯質（エナメル質 1 2 と象牙質 1 4）による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液濃度や血流量を求める。更に、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を歯に照射した時の透過光減衰度と、前記の方法で求めた歯髄腔内総ヘモグロビン量とを用いて、歯髄腔内血液の酸素飽和度を求める。これにより、患者に痛みを与えることなく、明所でも非侵襲的かつ客観的に、歯髄腔内の血液濃度（ヘモグロビン濃度）、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定可能とする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長の光を歯に照射し、
 歯を透過した光を受光して、
 歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液濃度や血流量を求めることを特徴とする歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 2】

前記等吸収波長の複数の波長を、 $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ と、 $810 \pm 10 \text{ nm}$ の組合せとしたことを特徴とする請求項 1 に記載の歯髓腔内血液測定方法。

10

【請求項 3】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を歯に照射した時の透過光減衰度と、請求項 1 又は 2 に記載の方法で求めた歯髓腔内総ヘモグロビン量とを用いて、
 歯髓腔内血液の酸素飽和度を求めることを特徴とする歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 4】

前記等吸収波長を $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ とし、前記非等吸収波長を $467 \pm 10 \text{ nm}$ としたことを特徴とする請求項 3 に記載の歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 5】

前記複数の波長の光を順次時間差を持たせて照射し、これと同期して、明所でも各波長の光を受光するようにされている請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の歯髓腔内血液測定方法。

20

【請求項 6】

前記光を口蓋側から照射することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 7】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長の光を歯に照射するための光源と、
 歯を透過した光を受光するための手段と、
 歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液濃度や血流量を求めるための演算手段と、
 を備えたことを特徴とする歯髓腔内血液測定装置。

30

【請求項 8】

前記光源が、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光も歯に照射するようにされ、
 前記演算手段が、請求項 7 に記載の装置で求めた歯髓腔内総ヘモグロビン量と、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を歯に照射した時の歯を透過光減衰度とを用いて、歯髓腔内血液酸素飽和度を求めるようにされていることを特徴とする請求項 7 に記載の歯髓腔内血液測定装置。

40

【請求項 9】

前記光源が、発光ダイオードとされていることを特徴とする請求項 7 又は 8 に記載の歯髓腔内血液測定装置。

【請求項 10】

光源からの光を歯の口蓋側に導くための、略 C 字形の投光用導光体と、
 歯の唇側に透過した光を取出すための受光用導光体と、
 を備えたことを特徴とする歯髓腔内血液測定用アダプタ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、歯髄腔内血液測定方法、装置及び歯髄腔内血液測定用アダプタに係る。特に、被検者に痛みを与えることなく、非侵襲的かつ客観的に歯髄腔内の血液濃度、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定することが可能な歯髄腔内血液測定方法、装置及び歯髄腔内血液測定用アダプタに関する。

【背景技術】

【0002】

図1に示す如く、歯10の構造は、外からエナメル質12、象牙質14、そして中央に位置するところに歯髄腔16が存在し、歯への血流は、歯髄腔16の中に分布する血管により成り立っている。従って、歯の健康状態を把握する上で、歯髄腔16内の血流量、血液濃度及び酸素飽和度を測定することが重要であり、広く歯科医療において適用される可能性を有している。

10

【0003】

現在、歯髄の健康状態の確認には、電気刺激を与え、感覚の度合いから診断する電気歯髄診断法が用いられているが、この方法は、被検者に痛みを与える場合が多く、又、被検者によっては返答に客観性を欠くこともあり、更には幼若永久歯や外傷歯などの感覚閾値の高い歯では反応しないなどの欠点が指摘されていて、望ましい診断法ではない。

【0004】

このような侵襲的な方法とは別に、近年、ヒト歯髄血流を非侵襲的に測定し、歯髄の健康状態を客観的に評価する方法として、レーザドップラー血流測定法や、透過光光電脈波法などが報告されている（三輪全三他「歯髄透過光光電脈波法のヒト幼若永久歯の歯髄診断への応用」小児歯科学雑誌 37巻(1999)5号、991-999頁、Zenzo Miwa et.al「Pulpal blood flow in vital and nonvital young permanent teeth measured by transmitted-light photoplethysmography:a pilot study」Pediatric Dentistry-24:6,2002,594-597、及び、特開2001-17453号公報参照）。

20

【0005】

このうち後者の透過光光電脈波法については、被検歯口蓋側より一定量の光を照射することにより、唇側で透過光量の変化を検査し、健全な上顎中切歯から指尖脈波と同期した歯髄脈波を観察できることが報告されている。

【0006】

しかしながら従来の方法は、外光を遮断して暗所で測定を行う必要があるだけでなく、定性的な変化は得られても定量性を欠き、正確な診断ができなかった。更に、光電脈波法では、脈を打っていないと測定できないという問題もあった。

30

【発明の開示】

【0007】

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、被検者に痛みを与えることなく、明所でも非侵襲的かつ客観的に、歯髄腔内の血液濃度（ヘモグロビン濃度）、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定可能とすることを課題とする。

【0008】

本発明は、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長の光を歯に照射し、歯を透過した光を受光して、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液濃度や血流量を求めるようにして、前記課題を解決したものである。

40

【0009】

前記等吸収波長の複数の波長を、 $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ と、 $810 \pm 10 \text{ nm}$ の組合せとすることができる。

【0010】

又、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を歯に照射した時の透過光減衰度と、前記の方法で求めた歯髄腔内総ヘモグロビン量とを用いて、歯髄腔内血液の酸素飽和度を求めるようにして、前記課題を解決したものである。

【0011】

50

前記等吸収波長を $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ とし、前記非等吸収波長を $467 \pm 10 \text{ nm}$ とすることができる。

【0012】

前記複数の波長の光を順次時間差で照射し、これと同期して、例えばその ON - OFF 時に、各波長の光を受光することができる。

【0013】

前記光を口蓋側から照射することができる。

【0014】

本発明は、又、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長の光を歯に照射するための光源と、歯を透過した光を受光するための手段と、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液濃度や血流量を求めるための演算手段と、を備えたことを特徴とする歯髄腔内血液濃度・血流量測定装置を提供するものである。

10

【0015】

更に、前記光源が、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光も歯に照射するようにし、前記演算手段が、前記の装置で求めた歯髄腔内総ヘモグロビン量と、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を歯に照射した時の透過光減衰度とを用いて、歯髄腔内血液の酸素飽和度を求めるようにすることができる。

【0016】

前記光源を、発光ダイオードとすることができる。

20

【0017】

本発明は、又、光源からの光を歯の口蓋側に導くための、略C形状の投光用導光体と、歯の唇側に透過した光を取出すための受光用導光体と、を備えたことを特徴とする歯髄腔内血液測定用アダプタを提供するものである。

【0018】

本発明によれば、明るい場所においても、被検者に痛みを与えることなく、非侵襲的かつ客観的に、歯髄腔内の血液濃度（ヘモグロビン濃度）、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定することが可能となる。更に、脈を打っていないなくても測定できる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

30

【図1】歯の構成を示す断面図

【図2】本発明で用いた歯の構造と光学的モデルを示す（A）上から見た断面図及び（B）横から見た断面図

【図3】本発明の測定原理を説明するための、ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す図

【図4】同じくLED中心波長による透過光減衰度の変化の測定例を示す図

【図5】本発明の実施形態で用いるのに好適なアダプタの（A）斜視図、（B）断面図及び（C）装着状態を示す斜視図

【図6】同じく入射側の集光棒を示す断面図

【図7】同じくLEDの点滅状態を示すタイムチャート

【図8】同じく測定回路を示すブロック図

40

【図9】本発明の第2実施形態の原理を説明するための、ヒト上顎中切歯の脈波振幅及び透過光減衰度を示す線図

【図10】同じく酸素飽和度の変化を示す線図

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下図面を参照して、本発明の実施形態を詳細に説明する。

【0021】

まず、歯髄腔内の血液量の測定に適用した本発明の第1実施形態について説明する。

【0022】

歯10の光学的モデルを、図2（A）（上から見た断面図）及び（B）（横から見た断

50

面図)に示すような、エナメル質12、象牙質14及び歯髄腔16の3層組織モデルと想定し、その口蓋側から光ファイバ20を介して光源(例えば発光ダイオードLED)からの光を入射し、唇側の光ファイバ22から受光素子(例えばフォトダイオードPD)で受光する場合を考える。

【0023】

そして、エナメル質12と象牙質14を合わせた歯質(歯牙硬組織)の光減衰係数は散乱によるもの、歯髄腔内血液光減衰係数は吸収によるものと仮定すると、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の間には、散乱を考慮したBeer Lambert法則(Modified Beer Lambert Law: MBLと略称する)によって、次式の関係が成立する。

【0024】

$$I_t = I_0 \exp(-\mu_s d - \mu_b H d_p) \quad \dots\dots (1)$$

10

【0025】

ここで、 μ_s は歯質の光減衰(散乱)係数、 d は歯質の厚み、 μ_b はヘモグロビンの吸光係数、 d_p は歯髄腔内の光路長、 H は歯髄腔内ヘモグロビン濃度である。

【0026】

この(1)式を変形することによって、次式が得られる。

【0027】

$$I_t / I_0 = \exp(-\mu_s d - \mu_b H d_p) \quad \dots\dots (2)$$

【0028】

$$\ln(I_t / I_0) = -\mu_s d - \mu_b H d_p \quad \dots\dots (3)$$

20

【0029】

従って、全体の透過光減衰度ODは、歯質による光減衰と歯髄腔内血液による光減衰を積算したものととして、次式で表わすことができる。

【0030】

$$\begin{aligned} OD &= \ln(I_0 / I_t) \\ &= \mu_s d + \mu_b H d_p \quad \dots\dots (4) \end{aligned}$$

【0031】

図3に示すようなヘモグロビンHbの吸光スペクトルにおいて、酸素化と脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しいヘモグロビンの等吸収波長 λ_1 (例えば522nm)と λ_2 (例えば810nm)では、MBLから、次式が得られる。

30

【0032】

$$\begin{aligned} OD_{\lambda_1} &= \ln(I_0 / I_t)_{\lambda_1} \\ &= \mu_{s1} d + \mu_{b1} H d_p \quad \dots\dots (5) \end{aligned}$$

【0033】

$$\begin{aligned} OD_{\lambda_2} &= \ln(I_0 / I_t)_{\lambda_2} \\ &= \mu_{s2} d + \mu_{b2} H d_p \quad \dots\dots (6) \end{aligned}$$

【0034】

$$\mu_{s1} = A \mu_{s2} \quad \dots\dots (7)$$

【0035】

ここで、 μ_{s1} は波長 λ_1 の歯質の光減衰係数、 μ_{s2} は波長 λ_2 の歯質の光減衰係数、 A は定数である。

40

【0036】

(7)式を(5)式に代入すると、次式が得られる。

【0037】

$$\begin{aligned} OD_{\lambda_1} &= \ln(I_0 / I_t)_{\lambda_1} \\ &= A \mu_{s2} d + \mu_{b1} H d_p \quad \dots\dots (8) \end{aligned}$$

【0038】

式(8)から A (6)を差し引くことにより、歯質による光減衰を除去すると、次式が得られる。

【0039】

50

$$\begin{aligned} OD_1 - AOD_2 \\ = \mu_{b1} Hd_p - A \mu_{b2} Hd_p \\ = (\mu_{b1} - A \mu_{b2}) Hd_p \dots \dots (9) \end{aligned}$$

【0040】

従って、歯髄腔内の総ヘモグロビン量 $[Hb]_{total} = Hd_p$ は、次式で求められる。

【0041】

$$\begin{aligned} [Hb]_{total} = Hd_p \\ = (OD_1 - AOD_2) / (\mu_{b1} - A \mu_{b2}) \dots \dots (10) \end{aligned}$$

【0042】

血液による光吸収・散乱は、ヘモグロビン濃度や酸素飽和度等に影響を受けるが、このようにして、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けることなく、又、歯質（エナメル質や象牙質）による光散乱・吸収もほぼ等しいので、その影響を除去して、歯髄腔内の血液濃度又はヘモグロビン濃度を定量測定できる。

【0043】

4つの中心波長396nm、467nm、506nm、522nmを用いて、LED中心波長による透過光減衰度の変化の3例についての平均を測定した結果を図4に示す。図4から明らかのように、短い波長396nm、467nmよりも、長い波長506nm、522nmのほうが、歯冠歯髄腔が確認できた抜去歯に、血液の代わりに生理食塩水を充填した虚血歯モデルと血液を充填した健全歯モデルの透過光量の差が大きいが、506nm及び522nmの透過光減衰度が近似していることから、散乱・吸収の影響を無視できる。なお本発明は、506nmと522nmを用いたものに限定されず、810nmを用いることもできる。なお、特に波長810nmは、波長506nmや522nmから波長が離れており、且つ、光が通り易く変化が少ないので、基準波長として用いるのに好適である。特に、個人差が少ない波長522nmと、波長810nmの組合せが最適であり、波長506nmと810nmの組合せも優れている。図3から分かるように、420nm、445nm、549nm、569nm及び586nmにも等吸収波長があるので、利用できる可能性がある。又、波長数も2に限定されない。

【0044】

実際の測定に際しては、図5(A)(斜視図)、(B)(側面図)及び(C)(装着状態を示す斜視図)に示すような、例えばアクリル製で外側を遮光塗料で塗装して光が漏れないようにした、光源(LED)からの光を歯の口蓋側に導くための、略C字形の投光用導光体32と、歯の唇側に透過した光を取り出して受光素子(PD)に導くための受光用導光体34とからなるアダプタ30を用いることで、被検者の歯に容易に装着可能とすることができる。

【0045】

又、2つのLEDから光を入射する際には、図6に示す如く、集光棒36を用いることによって、一本の光ファイバ20への入射を円滑に行うことができる。

【0046】

更に、入射に際しては、図7に示す如く2つのLEDを順次時間差で点滅し、受光側でも、図8に示す如く、これとON-OFF時の差を検出することにより、外光の影響を除外し、明るい所で検出することが可能となる。

【0047】

図8において、40はパルス発生回路、42は、該パルス発生回路40で発生されたパルスにそのON-OFF時に、2つのLEDを順次時間差で点灯するための発光切換回路、44は、PDの出力を増幅するアンプ、46は、該アンプ44の出力を前記パルス発生回路40の出力と同期して切換えるための受光切換回路、48は、該受光切換回路46の出力により前出(5)式の演算を行って歯髄腔内の血液濃度(ヘモグロビン濃度)を計算する演算回路、50は、血流量を計算する演算回路である。

【0048】

10

20

30

40

50

本実施形態においては、発光素子として、発光波長467nm、506nm、522nm、及び810nmのLEDを用いているので、その中から2波長選び、単純な構成で高精度の測定を行うことができる。なお、発光素子の種類や発光波長は、これに限定されない。

【0049】

又、本実施形態においては、受光素子としてPDを用いているので、構成が簡略である。なお、受光素子の種類も、これに限定されない。

【0050】

本実施形態においては、更に、光ファイバ20、22の光をアダプタ30を介して歯に照射し、受光するようにしているので、被検者への適用が容易である。なお、アダプタ30の形状や種類は、これに限定されず、省略することも可能である。光ファイバの種類もプラスチック製に限定されず、省略することも可能である。

10

【0051】

又、本実施形態においては、光を口蓋側から照射するようにしているので、光が歯髄腔に当たりやすく、測定が容易である。なお、光の入射方向はこれに限定されず、逆に唇側から入射することも可能である。

【0052】

前記実施形態においては、本発明が、歯髄内の血液量の測定に適用されていたが、本発明の適用対象は、これに限定されず、例えば骨髓中の血液濃度や組織内小血管内の血液濃度及び/又は血流量を測定することもできる可能性がある。

20

【0053】

次に第1実施形態の等吸収波長による測定に、酸素化と脱酸素化ヘモグロビンの吸光係数が等しくない非等吸収波長による測定を加えて、酸素飽和度の測定を可能とした、本発明の第2実施形態について説明する。

【0054】

発明者が、ヒト上顎中切歯の脈波振幅（歯髄腔内の循環血流を反映）及び透過光減衰度（歯と歯髄腔内血流の両方による歯全体の光減衰）ODを調べた所、図9に示すような結果が得られた。図中のODは13歯のデータの平均、OD以外の各線は、測定した13歯の脈波振幅の各データである。図3に示したヘモグロビン吸光スペクトルより、図9の歯髄脈波振幅の大きさの大小関係は、ヘモグロビン吸光スペクトルと一致している。即ち、波長467nm、506nm、522nm及び810nmを抽出して模式的に示す図10から明らかのように、等吸収波長である506nm、522nmでは全ての被験者において脈波振幅は522nmの方が大きい、非等吸収波長である467nmでは506nmに対して増加する場合と減少する場合がある。これは、歯髄腔内血液の酸素飽和度が影響しているためであると考えられる。第2実施形態は、この点に着目してなされたものである。

30

【0055】

歯髄腔内血液酸素飽和度 SO_2 は、次のようにして算出できる。

【0056】

等吸収波長 λ_1 （例えば522nm）と非等吸収波長 λ_3 （例えば467nm）より、

40

$$OD_1 = \mu_{s1}d + \mu_{b1} [Hb]_{total} \dots\dots (11)$$

$$OD_3 = \mu_{s3}d + \mu_{b3} [HbO_2]_{total} SO_2 + \mu_{b3} [Hb]_{total} (1 - SO_2) \dots\dots (12)$$

$$C\mu_{s1} = \mu_{s3} \dots\dots (13)$$

【0057】

ここで、 μ_{s1} は波長 λ_1 の歯質の光減衰係数、 μ_{s3} は波長 λ_3 の歯質の光減衰係数、Cは定数である。

【0058】

(13)式を(12)式に代入すると、次式が得られる。

【0059】

50

$$OD_3 = C \mu_{s1d} + \mu_{b3HbO_2} [Hb]_{total} SO_2 + \mu_{b3Hb} [Hb]_{total} (1 - SO_2) \dots \dots (14)$$

【0060】

C(11)から式(14)を差し引くことにより、歯質による光減衰を除去すると、次式が得られる。

【0061】

$$\begin{aligned} COD_1 - OD_3 &= [Hb]_{total} \{ C \mu_{b1} - \{ \mu_{b3HbO_2} SO_2 + \mu_{b3Hb} (1 - SO_2) \} \} \\ &= [Hb]_{total} \{ C \mu_{b1} - \mu_{b3Hb} - (\mu_{b3HbO_2} - \mu_{b3Hb}) SO_2 \} \end{aligned} \dots \dots (15)$$

10

【0062】

従って、歯髄腔内酸素飽和度 SO_2 は次式で求められる。

【0063】

$$SO_2 = \{ (COD_1 - OD_3) / [Hb]_{total} + (\mu_{b3Hb} - C \mu_{b1}) \} / (\mu_{b3Hb} - \mu_{b3HbO_2}) \dots \dots (16)$$

【0064】

ここで、 $[Hb]_{total}$ は、第一実施形態と同様に、2つの等吸収波長(λ_1 、 λ_2)からMBLLにより求められる。

20

【0065】

従って、第1実施形態により、例えば2つの等吸収波長 λ_1 と λ_2 (例えば波長522nm又は506nmと810nm)の組合せで、前出(10)式により $[Hb]_{total}$ を求めれば、(16)式により SO_2 を求めることができる。

【0066】

第2実施形態によれば歯髄腔内酸素飽和度がわかるので、歯髄の病態がわかり、歯髄の治療法を的確に判断できる。

【0067】

第2実施形態を実施するための装置は、図8に示した第1実施形態の装置に、非等吸収波長 λ_3 用のLED₃を追加すれば良いので、説明は省略する。

30

【0068】

本実施形態においては、ヘモグロビン濃度用に波長 λ_1 、 λ_2 、酸素飽和度用に波長 λ_1 、 λ_3 が用いられており、一つの波長 λ_1 が共通とされているので、構成が簡略である。なお、非等吸収波長と等吸収波長の組合せは、467nmと522nm又は506nmに限定されず、467nmと810nm、420nm、445nm、549nm、569nm又は586nmのいずれかの組合せでも良い。又、ヘモグロビン濃度用と酸素飽和度用で全て異なる波長を用いて、4波長で測定することも可能である。

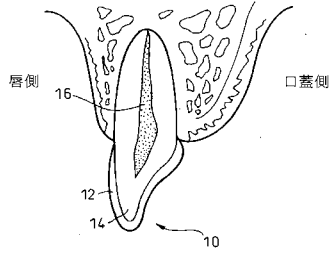
【産業上の利用の可能性】

【0069】

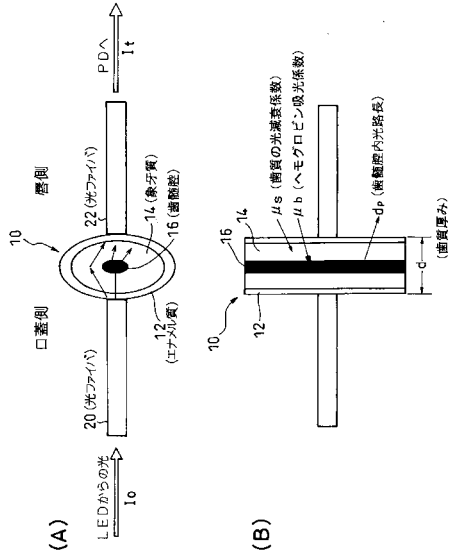
被検者に痛みを与えることなく、非侵襲的かつ客観的に歯髄腔内の血液濃度、血流量や酸素飽和度を定量的に測定することが可能になり、広く歯科医療において適用される可能性を有している。

40

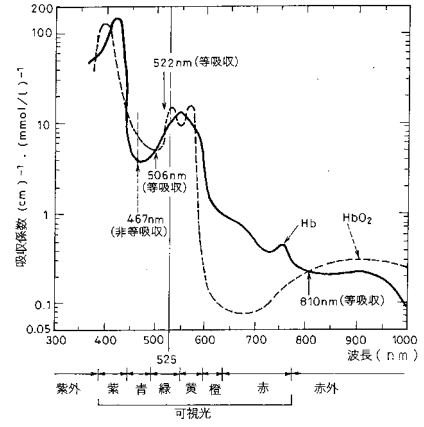
【 図 1 】



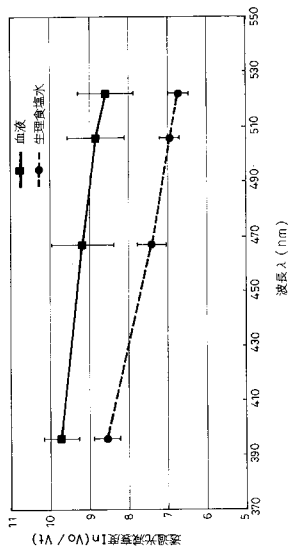
【 図 2 】



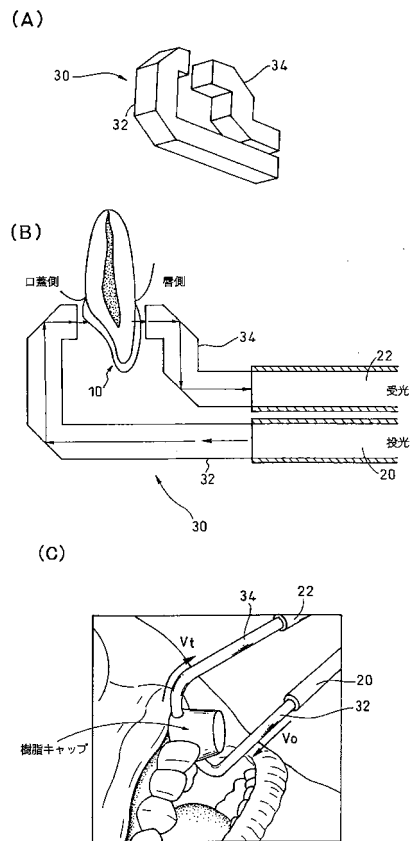
【 図 3 】



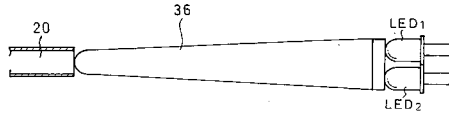
【 図 4 】



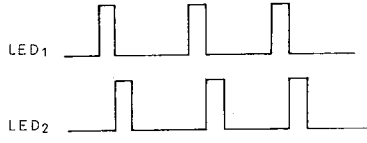
【 図 5 】



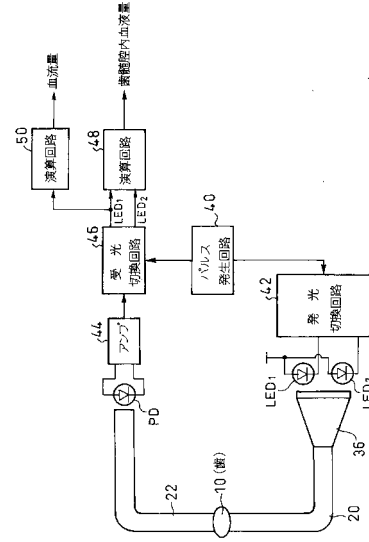
【図6】



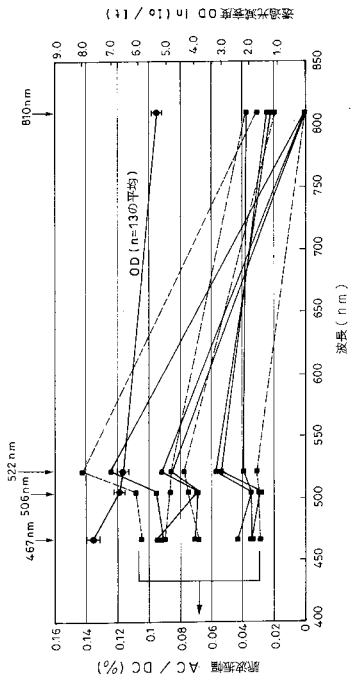
【図7】



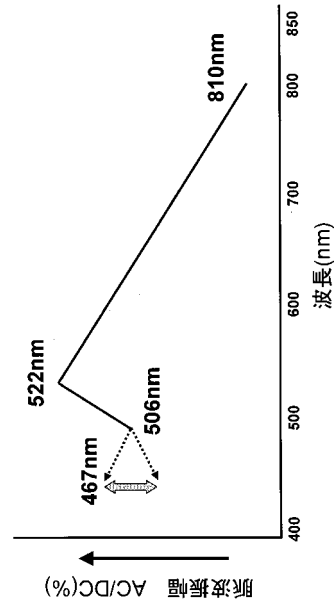
【図8】



【図9】



【図10】



【手続補正書】

【提出日】平成19年10月18日(2007.10.18)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

(削除)

【請求項2】

(削除)

【請求項3】

(削除)

【請求項4】

(削除)

【請求項5】

(削除)

【請求項6】

(削除)

【請求項7】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 の光を略同時に歯に照射するための光源と、

歯を透過した光を受光するための手段と、

各波長の透過光減衰度 OD を、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表し、一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_{λ_1} と、他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_{λ_2} を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液濃度や血流量を定量測定するための演算手段と、

を備えたことを特徴とする歯髄腔内血液測定装置。

【請求項8】

前記光源が、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長 λ_3 の光も歯に照射するようにされ、

前記演算手段が、各波長の透過光減衰度 OD を、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表わし、等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_{λ_1} と、非等吸収波長 λ_3 における透過光減衰度 OD_{λ_3} を用いると共に、請求項7に記載の装置で求めた歯髄腔内総ヘモグロビン量を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液酸素飽和度を定量測定するようにされていることを特徴とする請求項7に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項9】

前記光源が、発光ダイオードとされていることを特徴とする請求項7又は8に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項10】

光源からの光を歯の口蓋側に導くための、略C字形状の投光用導光体と、

歯の唇側に透過した光を取出すための受光用導光体と、

を備えたことを特徴とする請求項7乃至9のいずれかに記載の装置で用いるための歯髄腔内血液測定用アダプタ。

【請求項11】

前記一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_{λ_1} を次式で表わし、

$$OD_{\lambda_1} = \mu_{s\lambda_1} d + \mu_{b\lambda_1} H d_p$$

(ここで、 $\mu_{s\lambda_1}$ は波長 λ_1 に対する歯質の光減衰係数、 $\mu_{b\lambda_1}$ は同じくヘモグロビン

の吸光係数、 d は歯の厚み、 H は歯髄腔内ヘモグロビン濃度、 d_p は歯髄腔内の光路長)
前記他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_2 を次式で表わし、

$$OD_2 = \mu_{s2} d + \mu_{b2} H d_p$$

$$\mu_{s1} = A \mu_{s2}$$

(ここで、 μ_{s2} は波長 λ_2 に対する歯質の光減衰係数、 μ_{b2} は同じくヘモグロビンの吸光係数、 A は定数)

$OD_1 - A OD_2$ の演算により、歯髄腔内のヘモグロビン量 $H d_p$ を求めることを特徴とする請求項7に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項12】

前記等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_1 を次式で表わし、

$$OD_1 = \mu_{s1} d + \mu_{b1} H d_p$$

(ここで、 μ_{s1} は波長 λ_1 に対する歯質の光減衰係数、 μ_{b1} は同じくヘモグロビンの吸光係数、 d は歯の厚み、 H は歯髄腔内ヘモグロビン濃度、 d_p は歯髄腔内の光路長)

前記非等吸収波長 λ_3 における透過光減衰度 OD_3 を次式で表わし、

$$OD_3 = \mu_{s3} d + \mu_{b3} H b_{O_2} H d_p S O_2 + \mu_{b3} H b H d_p (1 - S O_2)$$

$$C \mu_{s1} = \mu_{s3}$$

(ここで μ_{s3} は波長 λ_3 に対する歯質の光減衰係数、 $\mu_{b3} H b_{O_2}$ は歯髄腔内のヘモグロビン濃度、 $S O_2$ は歯髄腔内の酸素飽和度、 C は定数)

$C OD_1 - OD_3$ の演算により、歯髄腔内の酸素飽和度を求めることを特徴とする請求項8に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項13】

前記等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 を、 $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ と、 $810 \pm 10 \text{ nm}$ の組合せとしたことを特徴とする請求項7又は11に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項14】

前記等吸収波長 λ_1 を $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ とし、前記非等吸収波長 λ_3 を $467 \pm 10 \text{ nm}$ としたことを特徴とする請求項8又は12に記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項15】

前記複数の波長の光を順次時間差を持たせて略同時に照射し、これと同期して、明所でも各波長の光を受光するようにされている請求項7乃至14のいずれかに記載の歯髄腔内血液測定装置。

【請求項16】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 の光を略同時に歯に照射し、

歯を透過した光を受光して、

各波長の透過光減衰度 OD を、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表し、一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_1 と、他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_2 を用いて、

歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髄腔内血液濃度や血流量を定量測定することを特徴とする歯髄腔内血液測定方法。

【請求項17】

前記等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 を、 $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ と、 $810 \pm 10 \text{ nm}$ の組合せとしたことを特徴とする請求項16に記載の歯髄腔内血液測定方法。

【請求項18】

ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を略同時に歯に照射し、

歯を透過した光を受光して、

各波長の透過光減衰度 OD を、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表し、等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_1 と、非等吸収波長 λ_3 における透過光減衰度 OD_3 を用いると共に、請求項 16 又は 17 に記載の方法で求めた歯髓腔内総ヘモグロビン量を用いて、

歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液の酸素飽和度を定量測定することを特徴とする歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 19】

前記等吸収波長 λ_1 を $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ とし、前記非等吸収波長 λ_3 を $467 \pm 10 \text{ nm}$ としたことを特徴とする請求項 18 に記載の歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 20】

前記複数の波長の光を順次時間差を持たせて略同時に照射し、これと同期して、明所でも各波長の光を受光するようにされている請求項 16 乃至 19 のいずれかに記載の歯髓腔内血液測定方法。

【請求項 21】

前記光を口蓋側から照射することを特徴とする請求項 16 乃至 20 のいずれかに記載の歯髓腔内血液測定方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0002

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0002】

波と同期した歯髓脈波を観察できることが報告されている。

[0006]

しかしながら従来の方法は、外光を遮断して暗所で測定を行う必要があるだけでなく、定性的な変化は得られても定量性を欠き、正確な診断ができなかった。更に、光電脈波法では、脈を打っていないと測定できないという問題もあった。

発明の開示

[0007]

本発明は、前記従来の問題点を解消するべくなされたもので、被検者に痛みを与えることなく、明所でも非侵襲的かつ客観的に、歯髓腔内の血液濃度（ヘモグロビン濃度）、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定可能とすることを課題とする。

[0008]

[0009]

[0010]

[0011]

[0012]

[0013]

[0014]

本発明は、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 の光を略同時に歯に照射するための光源と、歯を透過した光を受光するための手段と、各波長の透過光減衰度 OD を、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表し、一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_1 と、他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_2 を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液濃度や血流量を定量測定するための演算手段と、を備えたことを特徴とする歯髓腔内血液測定装置により、前記課題を解決したものである。ここで、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比を自然対数 $\ln(I_t / I_0)$ で表し、一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_1 から、他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_2 を差し引くことができる。

[0015]

更に、前記光源が、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長₃の光も歯に照射するようにし、前記演算手段が、各波長の透過光減衰度ODと入射光強度I₀と透過光強度I_tの比で表わし、等吸収波長₁における透過光減衰度OD₁と、非等吸収波長₃における透過光減衰度OD₃を用いると共に、前記の装置

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0003

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0003】

で求めた歯髓腔内総ヘモグロビン量を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液の酸素飽和度を定量測定することができる。ここで、入射光強度I₀と透過光強度I_tの比を自然対数ln(I_t/I₀)で表し、等吸収波長₁における透過光減衰度OD₁から、非等吸収波長₃における透過光減衰度OD₃を差し引くことができる。

[0016]

前記光源を、発光ダイオードとすることができる。

[0017]

本発明は、又、光源からの光を歯の口蓋側に導くための、略C字形の投光用導光体と、歯の唇側に透過した光を取出すための受光用導光体と、を備えたことを特徴とする、前記装置で用いるための歯髓腔内血液測定用アダプタを提供するものである。

前記一つの等吸収波長₁における透過光減衰度OD₁を次式で表わし、

$$OD_1 = \mu_{s1} d + \mu_{b1} H d_p$$

(ここで、 μ_{s1} は波長₁に対する歯質の光減衰係数、 μ_{b1} は同じくヘモグロビンの吸光係数、dは歯の厚み、Hは歯髓腔内ヘモグロビン濃度、 d_p は歯髓腔内の光路長)

前記他の等吸収波長₂における透過光減衰度OD₂を次式で表わし、

$$OD_2 = \mu_{s2} d + \mu_{b2} H d_p \quad \mu_{s1} = A \mu_{s2}$$

(ここで、 μ_{s2} は波長₂に対する歯質の光減衰係数、 μ_{b2} は同じくヘモグロビンの吸光係数、Aは定数)

OD₁ - A OD₂の演算により、歯髓腔内のヘモグロビン量H d_p を求めることができる。

前記等吸収波長₁における透過光減衰度OD₁を次式で表わし、

$$OD_1 = \mu_{s1} d + \mu_{b1} H d_p$$

(ここで、 μ_{s1} は波長₁に対する歯質の光減衰係数、 μ_{b1} は同じくヘモグロビンの吸光係数、dは歯の厚み、Hは歯髓腔内ヘモグロビン濃度、 d_p は歯髓腔内の光路長)

前記非等吸収波長₃における透過光減衰度OD₃を次式で表わし、

$$OD_3 = \mu_{s3} d + \mu_{b3} H b_{O_2} H d_p S O_2 + \mu_{b3} H b H d_p (1 - S O_2)$$

$$C \mu_{s1} = \mu_{s3}$$

(ここで μ_{s3} は波長₃に対する歯質の光減衰係数、 $\mu_{b3} H b_{O_2}$ は歯髓腔内のヘモグロビン濃度、S O₂は歯髓腔内の酸素飽和度、Cは定数)

C OD₁ - OD₃の演算により、歯髓腔内の酸素飽和度を求めることができる。

前記等吸収波長の複数の波長₁、₂を、522 ± 10 nm又は506 ± 10 nmと、810 ± 10 nmの組合せとすることができる。

前記等吸収波長₁を522 ± 10 nm又は506 ± 10 nmとし、前記非等吸収波長₃を467 ± 10 nmとすることができる。

前記複数の波長の光を順次時間差を持たせて略同時に照射し、これと同期して、明所でも各波長の光を受光することができる。

本発明は、又、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の複数の波長₁、₂の光を略同時に歯に照射し、歯を透過した光を受光して、各波長の透過光減衰度

ODを、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t で表し、一つの等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_{λ_1} と、他の等吸収波長 λ_2 における透過光減衰度 OD_{λ_2} を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液濃度や血流量を定量測定するようにして、前記課題を解決したものである。

前記等吸収波長の複数の波長 λ_1 、 λ_2 を、 $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ と、 $810 \pm 10 \text{ nm}$ の組合せとすることができる。

又、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受けない等吸収波長の光、及び、ヘモグロビンの酸素飽和度の影響を受ける非等吸収波長の光を略同時に歯に照射し、歯を透過した光を受光して、各波長の透過光減衰度ODを、入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の比で表し、等吸収波長 λ_1 における透過光減衰度 OD_{λ_1} と、非等吸収波長 λ_3 における透過光減衰度 OD_{λ_3} を用いると共に、前記の方法で求めた歯髓腔内総ヘモグロビン量を用いて、歯質による光の散乱・吸収の影響を除いた歯髓腔内血液の酸素飽和度を定量測定するようにして、前記課題を解決したものである。

前記等吸収波長 λ_1 を $522 \pm 10 \text{ nm}$ 又は $506 \pm 10 \text{ nm}$ とし、前記非等吸収波長 λ_3 を $467 \pm 10 \text{ nm}$ とすることができる。

前記複数の波長の光を順次時間差で照射し、これと同期して、明所でも各波長の光を受光することができる。

前記光を口蓋側から照射することができる。

[0 0 1 8]

本発明によれば、明るい場所においても、被検者に痛みを与えることなく、非侵襲的かつ客観的に、歯髓腔内の血液濃度（ヘモグロビン濃度）、血流量及び酸素飽和度を定量的に測定することが可能となる。更に、脈を打っていないなくても測定できる。

図面の簡単な説明

[0 0 1 9]

[図 1] 歯の構成を示す断面図

[図 2] 本発明で用いた歯の構造と光学的モデルを示す（A）上からみた断面図及び（B）横から見た断面図

[図 3] 本発明の測定原理を説明するための、ヘモグロビンの吸光スペクトルを示す図

[図 4] 同じくLED中心波長による透過光減衰度の変化の測定例を示す図

[図 5] 本発明の実施形態で用いるのに好適なアダプタの（A）斜視図、（B）断面図及び（C）装着状態を示す斜視図

[図 6] 同じく入射側の集光棒を示す断面図

[図 7] 同じくLEDの点滅状態を示すタイムチャート

[図 8] 同じく測定回路を示すブロック図

[図 9] 本発明の第2実施形態の原理を説明するための、ヒト上顎中切歯の脈波振幅及び透過光減衰度を示す線図

[図 1 0] 同じく酸素飽和度の変化を示す線図

発明を実施するための最良の形態

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2006/312423
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/1455 (2006.01), A61B5/026 (2006.01), A61C19/04 (2006.01)		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B5/1455 (2006.01), A61B5/026 (2006.01), A61C19/04 (2006.01)		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2006 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2003-70752 A (Yoshida Dental Mfg. Co., Ltd.), 11 March, 2003 (11.03.03), Par. Nos. [0127] to [0145]; Figs. 9 to 12 (Family: none)	7-10
X	US 4836206 A (The United States of America as represented by the Department of Fealth and Human Services), 06 June, 1989 (06.06.89), Column 2, line 60 to column 8, line 19; all drawings (Family: none)	7-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 06 July, 2006 (06.07.06)		Date of mailing of the international search report 18 July, 2006 (18.07.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/312423

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 7-246191 A (Nihon Kohden Corp.), 26 September, 1995 (26.09.95), Par. Nos. [0017] to [0039]; all drawings (Family: none)	7-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/312423

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: 1 to 6

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

Since the inventions according to the above claims relate to a method of measuring the blood in the pulp cavity, they involve a diagnostic method to be practiced on the human body in the meaning within PCT Rule 39.1(iv). Thus, they relate to a subject (continued to extra sheet)

2. Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.

3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee..

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/312423

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT to search.

Claims 1 to 6

The inventions according to claims 1 to 6 relate to "a method of measuring the blood in the pulp cavity" in a respiration monitoring apparatus.

However, the inventions according to the above claims have a method of using an effect on the human body by an instrument, i.e., the step of "irradiating a tooth with multiple lights". Furthermore, it is mentioned that, in the inventions according to the above claims, the steps of "irradiating a tooth with multiple lights", "determining the blood concentration and blood flow amount in the pulp cavity" and so on are conducted by a medical doctor. Therefore, it does not appear that the inventions according to the above claims relate to a method of operating a medical apparatus.

From the whole contents of the description of the present international application, "a method of measuring the blood in the pulp cavity" as described above is considered as "a method of obtaining various information for a medical purpose by measuring functions of individual organs in the human body". Therefore, it seemingly pertains to a diagnostic method to be practiced on the human body.

Such being the case, the inventions according to the above claims fall under PCT Rule 39.1(iv) and, therefore, relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2006/312423									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/1455(2006.01), A61B5/026(2006.01), A61C19/04(2006.01)											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/1455(2006.01), A61B5/026(2006.01), A61C19/04(2006.01)											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0" style="width: 100%;"> <tr><td>日本国実用新案公報</td><td>1922-1996年</td></tr> <tr><td>日本国公開実用新案公報</td><td>1971-2006年</td></tr> <tr><td>日本国実用新案登録公報</td><td>1996-2006年</td></tr> <tr><td>日本国登録実用新案公報</td><td>1994-2006年</td></tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2006年	日本国実用新案登録公報	1996-2006年	日本国登録実用新案公報	1994-2006年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2006年										
日本国実用新案登録公報	1996-2006年										
日本国登録実用新案公報	1994-2006年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号									
X	JP 2003-70752 A (株式会社吉田製作所) 2003.03.11 段落【0127】 - 【0145】、図9-12 (ファミリーなし)	7-10									
X	US 4836206 A (The United States of America as represented by the Department of Fealth and Human Services) 1989.06.06 第2欄第60行-第8欄第19行、全図 (ファミリーなし)	7-10									
A	JP 7-246191 A (日本光電工業株式会社) 1995.09.26 段落【0017】 - 【0039】、全図 (ファミリーなし)	7-10									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。									
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 06.07.2006		国際調査報告の発送日 18.07.2006									
国際調査機関の名称及びびあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 上田 正樹	2Q 9405								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 6 / 3 1 2 4 2 3

【第II.1欄の続き】

請求の範囲 1-6 について

請求の範囲 1-6 に係る発明は、呼吸状態監視装置の「歯髄腔内血液測定方法」に関するものである。

しかしながら、上記請求の範囲に係る発明は、「複数の光を歯に照射」する工程という、機器による人体に対する作用を用いる方法を有しているものであり、かつ、上記請求の範囲に係る発明は、「複数の波長の光を歯に照射」する工程、「歯髄腔内血液濃度や血流量を求める」工程等、医師がこれらの工程を実施することを包含する記載となっているものであるから、上記請求の範囲に係る発明は、医療装置の作動方法とは認められない。

そして、上記「歯髄腔内血液測定方法」は、本国際出願の明細書の記載全体から見て、「医療目的で、人間の各器官の機能を計測するなどして各種の資料を収集する方法」と認められることから、人体の診断方法に該当するものであると認められる。

したがって、上記請求の範囲に係る発明は、PCT 規則 39.1(iv)に該当し、PCT 第 17 条 (2) (a)(i)の規定により、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 井川 資英
宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

(72)発明者 高谷 節雄
東京都文京区湯島1丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内

(72)発明者 大内 克洋
東京都文京区湯島1丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内

(72)発明者 星 英男
東京都文京区湯島1丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内

(72)発明者 高木 裕三
東京都文京区湯島1丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内

(72)発明者 桐本 明子
東京都文京区湯島1丁目5番45号 国立大学法人東京医科歯科大学内

Fターム(参考) 2G059 AA01 BB04 BB13 CC07 CC18 EE01 EE12 GG02 GG03 GG08
HH01 HH02 HH06 JJ17 KK01 MM01
4C017 AA09 AA11 AB10 AC27 BC11
4C038 KK00 KK01 KL07 KM00 KY04
4C052 AA20 BB11 NN06 NN15

(注)この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。