

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2006年12月14日 (14.12.2006)

PCT

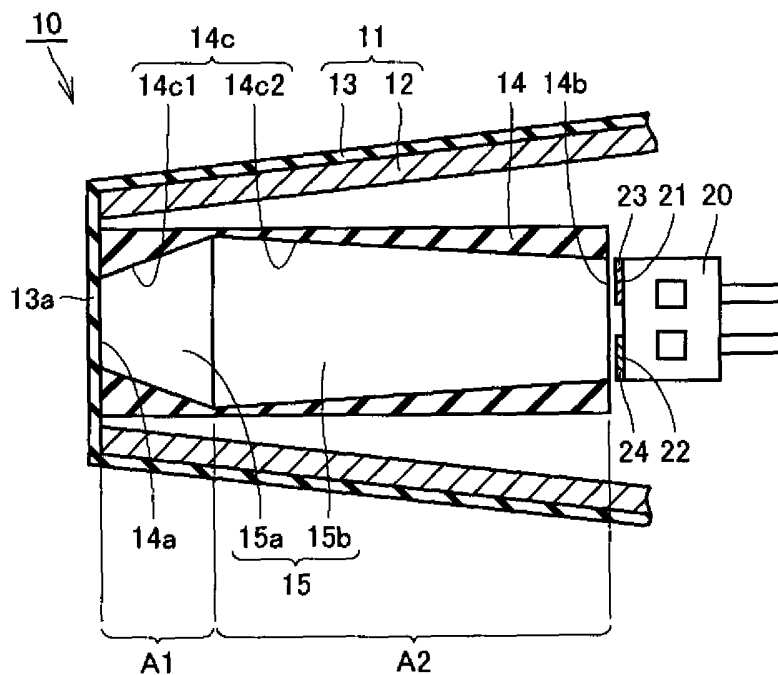
(10) 国際公開番号
WO 2006/132221 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/145 (2006.01) G01N 21/35 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2006/311288
- (22) 国際出願日: 2006年6月6日 (06.06.2006)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願2005-166888 2005年6月7日 (07.06.2005) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 時田 宗雄 (TOKITA, Muneo) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町24番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 深見 久郎, 外 (FUKAMI, Hisao et al.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目2番7号中之島セントラルタワー22階 深見特許事務所 Osaka (JP).

[続葉有]

(54) Title: BIOMETRIC INFORMATION MEASURING SENSOR

(54) 発明の名称: 生体情報計測センサ



(57) Abstract: A biometric information measuring sensor (10) has light receiving areas (21, 22) arranged on a light receiving element (20) for receiving light from a living body, and a waveguide channel (15) including an entrance opening (14a) into which the light enters and an exit opening (14b) from which the light exit, provided corresponding to the light receiving section (21, 22), and guiding the light to the light receiving section (21, 22). The waveguide channel (15) has a front waveguide channel (15a) and a rear waveguide channel (15b). The front waveguide channel (15a) is positioned closer to the entrance opening (14a) and formed such that its opening area gradually increases as it is closer from the entrance opening (14a) to the exit opening (14b), and the rear waveguide channel (15b) is positioned closer to the exit

opening (14b) and formed such that its opening area gradually reduces as it is closer from the entrance opening (14a) to the exit opening (14b). The construction above enables the biometric information measuring sensor to efficiently receive light.

(57) 要約: 生体情報計測センサ(10)は、生体からの光を受光する受光素子(20)に設けられた受光領域(21, 22)と、上記光が入射する入口側開口部(14a)および上記光が出射する出口側開口部(14b)を含み、受光領域(21, 22)に対応して設けられて上記光を受光領域(21, 22)に導く導波路(15)とを備える。導波路(15)は、入口側開口部(14a)寄りに位置しかつ入口側開口部(14a)から出口側開口部(14b)側に向かうにつれてその開口面積が徐々に大きくなるように形成された前方側導波路(15a)と、出口側開口部(14b)寄りに位置しかつ入口側開口部(14a)側から出口側開口部(14b)に向かうにつれてその開口面積が徐々に小さくなるように形成された後方側導波路(15b)とを

[続葉有]



WO 2006/132221 A1



- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, 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, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY,

KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

生体情報計測センサ

技術分野

[0001] 本発明は、生体情報を生体からの光を受光することによって非侵襲に計測するための生体情報計測センサに関するものである。

背景技術

[0002] 医療分野においては、生体情報を計測することが頻繁に行なわれている。生体情報を計測することは、被験者の健康状態を知る上で非常に重要である。ここで、生体情報には、生体組織中に含まれる特定成分の濃度や体温情報、心拍数、血圧値等が含まれる。なお、計測対象となる生体組織中に含まれる特定成分としては、たとえば血液中に含まれるグルコースやヘモグロビン、オキシヘモグロビン、中性脂肪、コレステロール、アルブミン、尿酸等が挙げられる。

[0003] たとえば、耳式体温計においては、耳孔内に位置する鼓膜から放射される放射光を受光することにより、体温情報が計測される。また、血糖計においても、耳孔内に位置する鼓膜から放射される放射光を特定の帯域の波長の光に分光して受光し、受光した光のスペクトルを検出することにより、分光学的に非侵襲に血中グルコース濃度を計測する技術の開発が試みられている。この他にも、酸素飽和度を計測する装置や指式の血圧計等において、生体からの光を受光して光学的または分光学的に非侵襲に生体情報を計測する技術が確立されている。

[0004] このように、生体からの光を受光して光学的または分光学的に非侵襲に計測する非侵襲的計測方法においては、被験者から血液や体液に代表される生体組織を試料として採取することを要しないため、被験者にかかる負担が大幅に軽減され、生体情報の計測方法として適したものである。

[0005] 上記光学的または分光学的計測方法を利用して非侵襲に生体情報の計測を行なう場合には、生体から発せられる放射光または生体を透過した透過光あるいは生体で反射した反射光を受光手段によって受光し、これを光電変換して出力する生体情報計測センサが利用される。このような生体情報計測センサが開示された文献として

、たとえば特開2003-70751号公報(特許文献1)や特表2001-503999号公報(特許文献2)等がある。

特許文献1:特開2003-70751号公報

特許文献2:特表2001-503999号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述の生体情報計測センサにおいてより精度よく生体情報を計測するためには、受光手段による受光効率を向上させることが必要である。特に、別途光源を有さず、生体から発せられる放射光のみを捉えて生体情報を計測する場合には、生体から放射される放射光が非常に微弱であるため、受光効率の向上が必要不可欠である。

[0007] したがって、本発明は、上述の問題点を解決すべくなされたものであり、その目的とするところは、生体からの光を効率よく受光することができる生体情報計測センサを提供することにより、高精度に生体情報を計測することを可能にすることにある。

課題を解決するための手段

[0008] 本発明に基づく生体情報計測センサは、生体情報を生体からの光を受光することによって非侵襲に計測するためのものであって、受光領域と導波路とを備える。上記受光領域は、生体からの光を受光する受光手段に設けられる。上記導波路は、上記光が入射する入口側開口部および上記光が出射する出口側開口部を含み、上記受光領域に対応して設けられて上記光を上記受光領域に導く。上記導波路は、上記入口側開口部寄りに位置しかつ上記入口側開口部側から上記出口側開口部側に向かうにつれてその開口面積が徐々に大きくなるように形成された第1の領域と、上記出口側開口部寄りに位置しかつ上記入口側開口部側から上記出口側開口部側に向かうにつれてその開口面積が徐々に小さくなるように形成された第2の領域とを含む。

[0009] なお、上記の「生体からの光」には、生体から発せられる放射光の他に、光源から生体に向けて照射された光の透過光および反射光が含まれる。

[0010] このように構成することにより、導波路の第1の領域においては、入口側開口部の開口面に対して斜めに入射した光をその壁面で反射することによってより導波路の延在方向に平行な方向に進む光に変換することができ、また導波路の第2の領域にお

いては、その開口面積が徐々に絞られるように構成されているため、その形状に沿って第2の領域を通過する光の単位面積当たりの光量を増加させることができる。したがって、受光領域に対してより垂直に入射する光の光量を増大させることができるようになり、受光領域における受光効率の向上が図られ、精度よく生体情報を計測することができるようになる。

[0011] また、導波路の第2の領域においては、徐々に開口面積が小さくなるように構成されているため、導波路の第2の領域に入射した光を導波路の壁面にて反射する回数を必要最小限に抑えた上で出口側開口部にて集光することができるようになり、反射時における光の吸収や散乱が防止され、より高い受光効率を実現することができる。

[0012] さらには、導波路の入口側開口部寄りの形状を先細の形状にすることができるため、これに応じて導波路を形成する部材の先端の形状を先細とすることができる。したがって、周りの障害物に接触することなく導波路を形成する部材の先端を被検出部位に近付けることができるようになり、結果として入口側開口部を被検出部位に近接させることができる。したがって、被検出部位からの光を効率的に導波路に導入することができるようになり、結果として受光領域における受光効率が向上し、生体情報を精度よく計測することができるようになる。

[0013] 上記本発明に基づく生体情報計測センサにあつては、上記導波路が筒状の導波路形成部材の内周面によって構成されていることが好ましく、その場合に、上記導波路の上記第1の領域における内周面と上記導波路形成部材の中心軸とが成す角が、上記導波路の上記第2の領域における内周面と上記導波路形成部材の中心軸とが成す角よりも大きいことが好ましい。

[0014] ここで、導波路形成部材の内周面と導波路形成部材の中心軸とが成す角とは、これら内周面と中心軸とが成す角のうちの狭角側の角度を指している。

[0015] 導波路の第1の領域においてより多くの光をより平行光に近い状態に変換するためには、導波路を形成する導波路形成部材の内周面を中心軸に対してより急峻にすることが必要である。また、より平行光に近い状態に変換された光の平行度を損なわずに導波路の第2の領域においてこれら光を集光するためには、導波路を形成する導波路形成部材の内周面がなだらかであることが必要である。したがって、これらの条

件を満たす一例として上述の如くの構成とすることにより、大幅な受光効率の向上が見込まれる。

[0016] 上記本発明に基づく生体情報計測センサにあつては、上記入口側開口部における開口形状と上記出口側開口部における開口形状とが異なることとなるように上記導波路が形成されていることが好ましい。

[0017] このように構成することにより、導波路の入口側においては可能な限り多くの光が導波路内に入射するように入口側開口部の形状を選択することができ、また導波路の出口側においては集光した光がロスなく受光領域に入射するように出口側開口部の形状を受光領域の形状に合わせて選択することができる。したがって、より高い受光効率を実現することができる。

発明の効果

[0018] 本発明によれば、生体からの光を効率よく受光することができる生体情報計測センサを提供することが可能となり、より精度よく生体情報を計測することが可能になる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本発明の実施の形態における生体情報計測センサの使用状態を模式的に示す図である。

[図2]図1に示す生体情報計測センサの模式断面図である。

[図3A]図1および図2に示す生体情報計測センサに導入された光の光路を示す図である。

[図3B]従来例に係る生体情報計測センサに導入された光の光路を示す図である。

[図4]図3Aおよび図3Bに示す生体情報計測センサにて入射された光の受光領域に対する入射角の違いについて説明するための模式図である。

[図5]本実施の形態における導波路形成部材の内周面の傾斜状態を示す図である。

[図6]本実施の形態における生体情報計測センサの変形例を示す模式断面図である。

[図7]本実施の形態における生体情報計測センサの導波路形成部材の変形例を示す図である。

[図8]本実施の形態における生体情報計測センサの導波路形成部材の他の変形例

を示す図である。

[図9]本実施の形態における生体情報計測センサの導波路形成部材のさらに他の変形例を示す図であり、(a)は導波路形成部材の側面図、(b)は導波路形成部材の入口側端面の形状を示す図、(c)は導波路形成部材の出口側端面の形状を示す図である。

符号の説明

[0020] 10 生体情報計測センサ、11 プローブ部、12 保護筐体、13 防塵フィルム、13 a 防塵窓、14 導波路形成部材、14A, 14B 部材、14a 入口側開口部、14b 出口側開口部、14c 内周面、14c1 入口側内周面、14c2 出口側内周面、15 導波路、15a 前方側導波路、15b 後方側導波路、20 受光素子、21, 22 受光領域、23, 24 フィルタ、30 鼓膜(被検出部位)40a, 40b 入射光、A1 第1の領域、A2 第2の領域。

発明を実施するための最良の形態

[0021] 以下、本発明の一実施の形態について、図を参照して詳細に説明する。なお、以下に示す実施の形態においては、耳孔内に生体情報計測センサを内蔵するプローブ部を差し込み、この生体情報計測センサにて鼓膜から放射される中赤外線2つの帯域の波長のスペクトルを検出し、これにより血中グルコース濃度を計測する血糖計に本発明を適用した場合を例示して説明を行なう。

[0022] 図1は、本発明の実施の形態における生体情報計測センサの使用状態を模式的に示す図であり、図2は、図1に示す生体情報計測センサの模式断面図である。以下においては、これらの図を参照して、本実施の形態における生体情報計測センサの構造について説明する。

[0023] 図1に示すように、本実施の形態における生体情報計測センサ10は、血糖計の検出端に含まれるものであり、耳孔内に位置する被検出部位である鼓膜30から放射される微弱な放射光を検出するものである。計測に際しては、図1に示すように、検出端であるプローブ部11を耳孔内に挿入し、挿入したプローブ部11の前面(先端面)を鼓膜30に対峙させ、この状態において鼓膜30から放射される放射光をプローブ部11の前面からプローブ部11内に導入することによって血中グルコース濃度の計測

が行なわれる。

- [0024] 図1および図2に示すように、生体情報計測センサ10は、保護筐体12および防塵フィルム13からなるプローブ部11の内部に配置された筒状の導波路形成部材14および受光手段としての受光素子20によって主に構成されている。
- [0025] 上述の保護筐体12は、前面開口の筒状の部材からなる。防塵フィルム13は、保護筐体12の前面開口を閉塞するように保護筐体12に取り付けられており、保護筐体12の前面開口を閉塞する部分が特に防塵窓13aとして機能する。防塵フィルム13は、プローブ部11の内部に塵埃が進入することを防止するためのフィルムであり、この防塵フィルム13には、たとえばプラスチックやガラス、シリコン、ゲルマニウム等の薄膜が利用される。本実施の形態においては、鼓膜30から放射される放射光が良好に透過するように、ポリエチレンフィルムが利用されている。
- [0026] 図2に示すように、導波路形成部材14は、内部に導波路15を有しており、導波路15は、導波路形成部材14の内周面14cによって規定されている。導波路形成部材14は、たとえば樹脂材料や金属材料等によって形成されており、その内部に形成された導波路15を規定する内周面14cは鏡面仕上げされている。鏡面仕上げの方法としては、種々の方法が適用可能であるが、たとえば金メッキや金、アルミニウム等の蒸着が好適である。
- [0027] 導波路形成部材14は、その前面がプローブ部11の防塵窓13aに対峙するように配置されている。導波路形成部材14の後方には、上述の受光素子20が配置されている。導波路15は、前面に鼓膜30から放射された放射光が入射する入口側開口部14aが設けられており、背面に導波路15を通過した上記放射光が出射する出口側開口部14bが設けられている。
- [0028] 導波路15は、入口側開口部14a寄りに位置する前方側導波路15aと、出口側開口部14b寄りに位置する後方側導波路15bとを含んでいる。ここで、前方側導波路15aは、導波路15の第1の領域A1に相当する部分であり、後方側導波路15bは、導波路15の第2の領域A2に相当する部分である。導波路15の第1の領域A1においては、入口側開口部14aから出口側開口部14b側に向かうにつれて導波路15の開口面積が徐々に大きくなるように、導波路形成部材14の入口側内周面14c1が傾斜状

に形成されている。一方、導波路15の第2の領域A2においては、入口側開口部14a側から出口側開口部14bに向かうにつれて導波路15の開口面積が徐々に小さくなるように、導波路形成部材14の出口側内周面14c2が傾斜状に形成されている。

[0029] 導波路形成部材14の後方に配置された受光素子20は、後述する受光領域において受光した光信号を電気信号に光電変換する素子である。受光素子20の主表面には、2つの受光領域21, 22が設けられている。これら受光領域21, 22は、生体からの光を受光する領域である。なお、受光素子20としては、たとえば2つのフォトダイオードが単一の半導体基板に作り込まれたものを使用したり、1つのフォトダイオードが単一の半導体基板に作り込まれたものを2つ使用したりすることができる。

[0030] 受光領域21, 22の表面には、フィルタ23, 24がそれぞれ貼り付けられている。フィルタ23, 24は、特定の帯域の波長の光のみを透過し、それ以外の帯域の波長の光の透過を防止する分光手段である。本実施の形態においては、フィルタ23として血中グルコース濃度に依存する波長 $9\mu\text{m}\sim 10\mu\text{m}$ の中赤外線透過するものを使用し、フィルタ24として血中グルコース濃度に依存しない波長 $8\mu\text{m}\sim 9\mu\text{m}$ の中赤外線透過するものを使用する。導波路形成部材14の内部に形成された導波路15の出口側開口部14bは、これらフィルタ23, 24を介して受光素子20の受光領域21, 22に面している。なお、本実施の形態においては、分光手段としてフィルタを用いた場合を例示しているが、この他にも回折格子やプリズム等を利用することもできる。

[0031] 以上のような構成とすることにより、鼓膜から放射されて導波路15に入射した放射光が導波路15内にて集光され、フィルタ23, 24に照射される。フィルタ23, 24に照射された放射光は、フィルタ23, 24において2つの帯域の波長の中赤外線に分光され、それぞれの帯域の波長に分光された中赤外線のみが受光素子20の受光領域21, 22のそれぞれに入射することになる。そして、受光素子20にて受光された光が光電変換されて出力され、血糖計本体においてこの出力信号に基づいてスペクトルが検出され、血中グルコース濃度の決定が行なわれる。

[0032] 図3Aは、図1および図2に示す生体情報計測センサに導入された光の光路を示す図であり、図3Bは、比較のための従来例に係る生体情報計測センサに導入された光の光路を示す図である。また、図4は、図3Aおよび図3Bに示す生体情報計測セン

サにて入射された光の受光領域に対する入射角の違いについて説明するための模式図である。以下においては、これらの図を参照して、本実施の形態における生体情報計測センサとすることによって得られる効果である受光効率の向上について説明する。

[0033] 図3Aに示すように、本実施の形態における生体情報計測センサ10においては、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口面に所定の角度をもって斜め方向から入射した放射光40aが、前方側導波路15aを規定する導波路形成部材14の入口側内周面14c1に入射し、この入口側内周面14c1において反射される。上述のように、導波路形成部材14の入口側内周面14c1は所定の傾斜形状を有しているため、入口側内周面14c1にて反射した放射光40aは、より導波路15の延在方向(すなわち導波路形成部材14の中心軸の延在方向)に平行な方向に進む光に変換されることになる。したがって、この前方側導波路15aの存在により、後方側導波路15bに導入された放射光は、より平行光に近い状態に調整されることになる。

[0034] そして、後方側導波路15bに入射した放射光は、後方側導波路15bを規定する導波路形成部材14の出口側内周面14c2の形状に沿って集光され、出口側開口部14bを介して受光素子20の受光領域21, 22へと入射される。なお、ここで、後方側導波路15bは、入口側開口部14a側から出口側開口部14bに向かうにつれてその開口面積が徐々に減じるように形成されているため、後方側導波路15bに入射した放射光は、出口側内周面14c2にて必要最小限の回数だけ反射されることになる。したがって、反射時における放射光の吸収や散乱が防止され、出口側開口部14bから出射される放射光の光量の減少が防止されている。

[0035] 一方、図3Bに示すように、導波路形成部材14をストレートなパイプ形状とした従来例に係る生体情報計測センサにおいては、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口面に所定の角度をもって斜め方向から入射した放射光40bが、導波路15aを規定する導波路形成部材14の内周面14cによって繰り返し反射され、より導波路15の延在方向に平行な方向に進む光に変換されることなく出口側開口部14bを通過し、そのまま受光素子20の受光領域21, 22へと至ることになる。この内周面14cにおける繰り返しの反射により、放射光40bは、内周面14cによってその一部が吸収され

たり散乱されたりすることになり、光量が減少した状態で受光領域21, 22に入射されることになる。

[0036] ここで、図4に示すように、受光素子20には、受光領域21, 22に入射した光の受光が可能な角度範囲が存在し、一般にこれを開口角と呼んでいる。図4においては、この開口角を角 θ で表わしている。この開口角は、受光領域21, 22の受光面の法線からの傾きを示す角であり、入射光とこの法線とが成す角が所定角度以上となった場合には(すなわち、受光面に対して開口角よりもより大きい角度で入射する入射光については)、その入射光の受光ができなくなる臨界角である。

[0037] 上述のように、本実施の形態における生体情報計測センサ10においては、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口面に斜めに入射した放射光40aについても、前方側導波路15aを規定する入口側内周面14c1においてこれを反射させることにより、より導波路15の延在方向に平行な方向に進む光に変換している。したがって、変換後の放射光は、より受光領域21, 22の受光面の法線に平行となるように近付いた状態で受光領域21, 22に入射することになる。これに対し、従来例に係る生体情報計測センサにおいては、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口面に斜めに入射した放射光40bは、受光領域21, 22の受光面の法線と同じ角度を維持したまま受光領域21, 22に入射することとなる。

[0038] したがって、図3Aおよび図3Bに示すように、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口面に対して同じだけ角度をもって斜めに入射した放射光40a, 40bは、図4に示すように、受光領域21, 22の受光面に異なる角度をもって入射することになる。その場合の放射光40a, 40bと受光領域21, 22の受光面の法線とが成す角をそれぞれ $\alpha 1$, $\alpha 2$ とした場合、これらの角と開口角との関係が、 $\alpha 1 < \theta < \alpha 2$ となる場合が存在することになる。したがって、従来例に係る生体情報計測センサによっては受光されない放射光が、本実施の形態における生体情報計測センサ10によっては受光されるという状況が生じ、本実施の形態における生体情報計測センサ10が従来例に係る生体情報計測センサに比べて受光効率の面で大幅に向上することが分かる。

[0039] 以上において説明したように、本実施の形態における生体情報計測センサ10とすることにより、前方側導波路15aにおいては、入口側開口部14aの開口面に対して斜

めに入射した放射光を入口側内周面14c1にて反射させることによってより導波路15の延在方向に平行な方向に進む光に変換することができ、また後方側導波路15bにおいては、その開口面積が徐々に絞られるように構成されているため、その形状に沿って後方側導波路15bを通過する放射光の単位面積当たりの光量を増加させることができる。したがって、受光領域21, 22に対してより垂直に入射する光の光量を増大させることができるようになり、受光領域21, 22における受光効率の向上が図られ、精度よく生体情報を計測することができる。

[0040] また、後方側導波路15bにおいては、その開口面積が徐々に小さくなるように構成されているため、後方側導波路15bに入射した放射光を後方側導波路15bの出口側内周面14c2にて反射させる回数を必要最小限に抑えた上で出口側開口部14bにて集光することができるようになる。そのため、反射時における光の吸収や散乱が防止され、より高い受光効率を実現する。

[0041] 図5は、本実施の形態における導波路形成部材の内周面の傾斜状態を示す図である。前方側導波路15aにおいてより多くの放射光をより平行光に近い状態に変換するためには、前方側導波路15aを規定する入口側内周面14c1を導波路形成部材14の中心軸に対してより急峻にすることが必要である。また、前方側導波路15aにおいてより平行光に近い状態に変換された光の平行度を損なわずに後方側導波路15bにおいてこれら放射光を集光するためには、後方側導波路15bを規定する出口側内周面14c2が導波路形成部材14の中心軸に対してなだらかであることが必要である。

[0042] これを満足するための1つの条件として、前方側導波路15aを規定する入口側内周面14c1と導波路形成部材14の中心軸とが成す角が、後方側導波路15bを規定する出口側内周面14c2と導波路形成部材14の中心軸とが成す角よりも大きくなるように構成することが考えられる。ここで、入口側および出口側内周面14c1, 14c2と導波路形成部材14の中心軸とが成す角とは、これら入口側および出口側内周面14c1, 14c2と導波路形成部材14の中心軸とが成す角のうちの狭角側の角度を指している。

[0043] このような条件を満たすことにより、前方側導波路15aにおいてより多くの放射光を

より平行光に近い状態に変換することができ、また、前方側導波路15aにおいてより平行光に近い状態に変換された光の平行度を損なわずに後方側導波路15bにおいてこれら放射光を集光することができるため、大幅な受光効率の向上が見込まれる。

[0044] 図6は、本実施の形態における生体情報計測センサの変形例を示す模式断面図である。本変形例に係る生体情報計測センサにあつては、前方側導波路15aの形状に応じて、導波路形成部材の先端の形状を先細形状としたものである。そして、さらにこの先細形状の導波路形成部材14に合わせて血糖計のプローブ部11の先端形状を先細形状にしている。

[0045] このように構成することにより、図2に示す生体情報計測センサを含む血糖計に比べ、図6において破線Bで示す分だけプローブ部11の先端形状を狭小化することができるため、プローブ部11を耳孔に挿入する際に、より耳孔の深遠部にまでプローブ部11の先端面を挿入することができるようになる。そのため、導波路形成部材14の入口側開口部14aを被検出部位である鼓膜30により近付けることができるようになり、結果として鼓膜30から発せられる放射光を効率的に導波路15に導入することができるようになる。したがって、受光領域21, 22における受光効率が向上し、生体情報を精度よく計測することができる。

[0046] 以上においては、中赤外線の2つの帯域の波長のスペクトルを検出し、これにより血中グルコース濃度を計測する血糖計に組み込まれる生体情報計測センサに本発明を適用した場合を例示して説明を行なったが、本発明は、他の生体成分を検出する計測装置に組み込まれる生体情報計測センサや体温情報、脈拍数、血圧値等を計測する計測装置に組み込まれる生体情報計測センサにも適用が可能である。前者の場合には、さらに、たとえば中赤外線を利用するものの他に近赤外線を利用するものや可視光を利用するものなどにも適用が可能である。また、検出対象成分としては、上述のような血液中に含まれるグルコースの他に、ヘモグロビン、オキシヘモグロビン、中性脂肪、コレステロール、アルブミン、尿酸等が挙げられる。

[0047] 計測対象が異なる場合には、生体情報計測センサの構成も種々変更する必要がある。また、計測対象が上記のグルコースである場合にも、生体情報計測センサの構成を種々変更することが可能である。以下においては、それらの一例について説明

する。

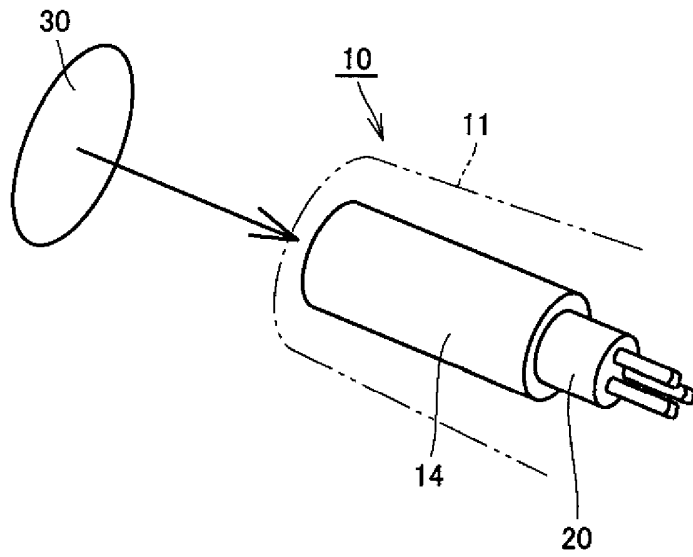
- [0048] 図7ないし図9は、本実施の形態における生体情報計測センサの導波路形成部材の変形例を示す図である。なお、図9において、(a)は導波路形成部材の側面図であり、(b)は導波路形成部材の入口側端面の形状を示す図であり、(c)は導波路形成部材の出口側端面の形状を示す図である。以下においては、これらの図を参照して、本実施の形態における生体情報計測センサの導波路形成部材の変形例について説明する。
- [0049] 図7に示す変形例は、導波路形成部材14を中心軸の延在方向に2つの部材14A, 14Bに分割して構成し、これら部材14A, 14Bを接着等によって組み合わせることによって一体化した場合のものである。部材14Aには前方側導波路15aが設けられ、部材14Bには後方側導波路15bが設けられる。
- [0050] このように、内部に導波路が形成された複数部材を相互に組合わせて一体化して導波路形成部材を形成した場合にも、上述の本実施の形態における効果と同様の効果が得られる。このように複数部材を相互に組合わせて一体化して形成した場合の利点としては、導波路形成部材を金属の切削や樹脂の成型にて製作する場合にこれら加工によっては形状が出し難い場合が想定されるが、その場合にも本構成の採用で製作が容易化することが挙げられる。
- [0051] 図8に示す変形例は、導波路形成部材14に2つの導波路15を形成した場合のものである。これら2つの導波路15は、図示しない受光素子に設けられた2つの受光領域に対応して設けられたものであり、導波路形成部材14の前面に設けられた入口側開口部14aから導波路15に入射したそれぞれの放射光は、それぞれの導波路15内を通過して導波路形成部材14の背面に設けられたそれぞれの出口側開口部14bにおいて集光されて出射し、図示しない受光素子の2つの受光領域にそれぞれ照射されて受光される。
- [0052] このように構成することにより、導波路形成部材14の出口側開口部14bのそれぞれの形状を受光領域の形状にそれぞれ合わせることができると、導波路15内に導入された放射光をロスすることなく受光素子にて光電変換させることが可能になる。したがって、より高精度に生体情報を計測することが可能になる。

- [0053] 図9に示す変形例は、導波路形成部材14の入口側開口部14aの開口形状と、導波路形成部材14の出口側開口部14bの開口形状とを異形にした場合のものである。具体的には、入口側開口部14aの開口形状を円形状とし、出口側開口部14bの開口形状を矩形形状としている。
- [0054] このように、導波路の入口側開口部と出口側開口部の開口形状を異形にした場合には、導波路の入口側においては可能な限り多くの光が導波路内に入射するように入口側開口部の形状を選択することができ、また導波路の出口側においては集光した光がロスなく受光領域に入射するように出口側開口部の形状を受光領域の形状に合わせて選択することができるという利点が得られる。したがって、より高い受光効率を実現することができる。
- [0055] 以上において説明した実施の形態においては、生体の被測定部位から放射される放射光を受光する生体情報計測センサを例示して説明を行なったが、本発明は、光源から生体の被測定部位に向かって照射された光の透過光あるいは放射光を受光し、これを光電変換する生体情報計測センサに適用することも当然に可能である。
- [0056] また、以上において説明した実施の形態およびその変形例においては、生体の被測定部位として鼓膜を前提としたものを例示して説明を行なったが、被測定部位はこれに限られるものではなく、生体の様々な部位とすることが可能である。
- [0057] このように、今回開示した上記実施の形態およびその変形例はすべての点で例示であって、制限的なものではない。本発明の技術的範囲は請求の範囲によって画定され、また請求の範囲の記載と均等の意味および範囲内でのすべての変更を含むものである。

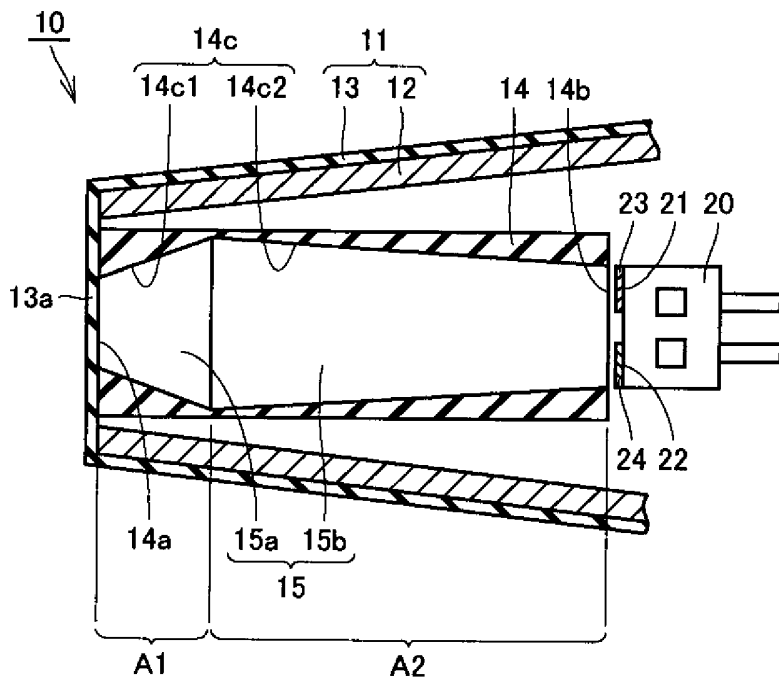
請求の範囲

- [1] 生体情報を生体からの光を受光することによって非侵襲に計測するための生体情報計測センサであって、
- 生体からの光を受光する受光手段に設けられた受光領域と、
- 前記光が入射する入口側開口部および前記光が出射する出口側開口部を含み、前記受光領域に対応して設けられて前記光を前記受光領域に導く導波路とを備え、
- 前記導波路は、前記入口側開口部寄りに位置し、かつ前記入口側開口部側から前記出口側開口部側に向かうにつれてその開口面積が徐々に大きくなるように形成された第1の領域と、前記出口側開口部寄りに位置し、かつ前記入口側開口部側から前記出口側開口部側に向かうにつれてその開口面積が徐々に小さくなるように形成された第2の領域とを含む、生体情報計測センサ。
- [2] 前記導波路は、筒状の導波路形成部材の内周面によって構成され、
- 前記導波路の前記第1の領域における内周面と前記導波路形成部材の中心軸とが成す角が、前記導波路の前記第2の領域における内周面と前記導波路形成部材の中心軸とが成す角よりも大きい、請求項1に記載の生体情報計測センサ。
- [3] 前記導波路は、前記入口側開口部における開口形状と前記出口側開口部における開口形状とが異なっている、請求項1に記載の生体情報計測センサ。

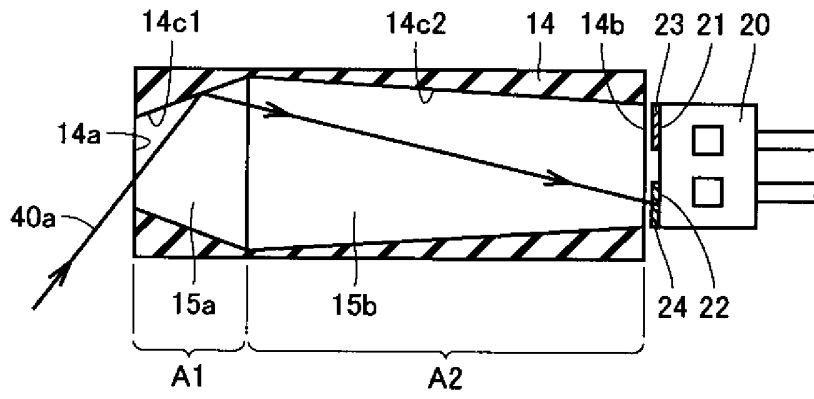
[図1]



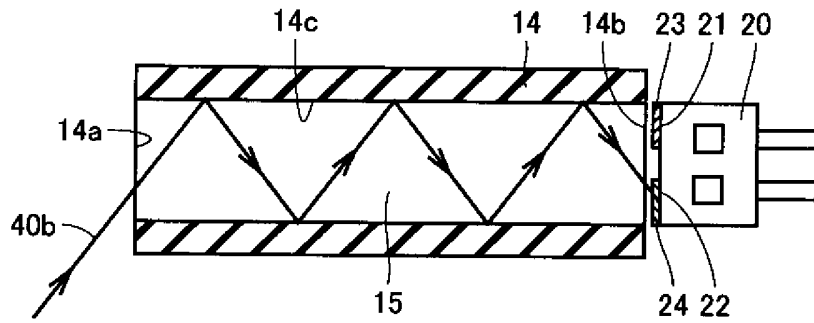
[図2]



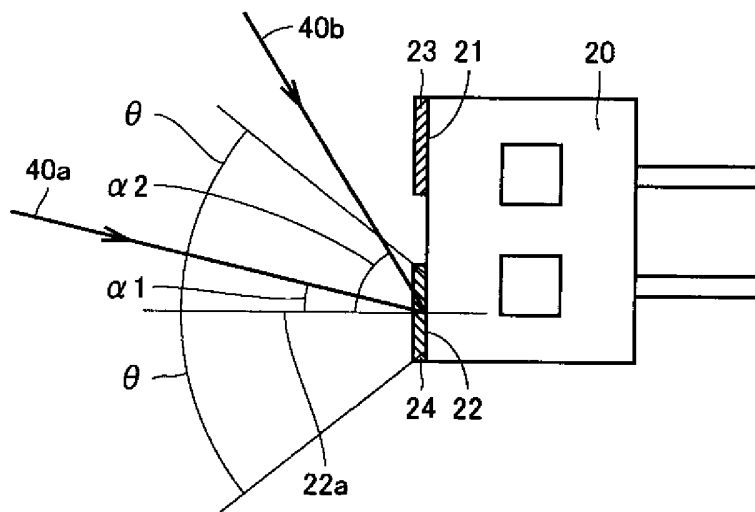
[図3A]



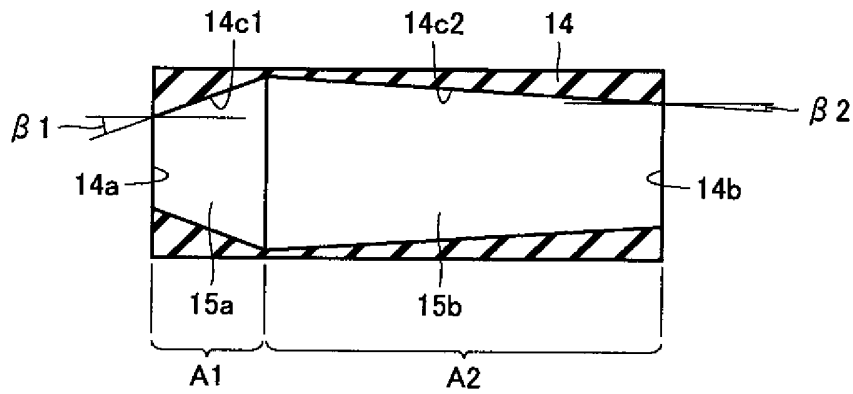
[図3B]



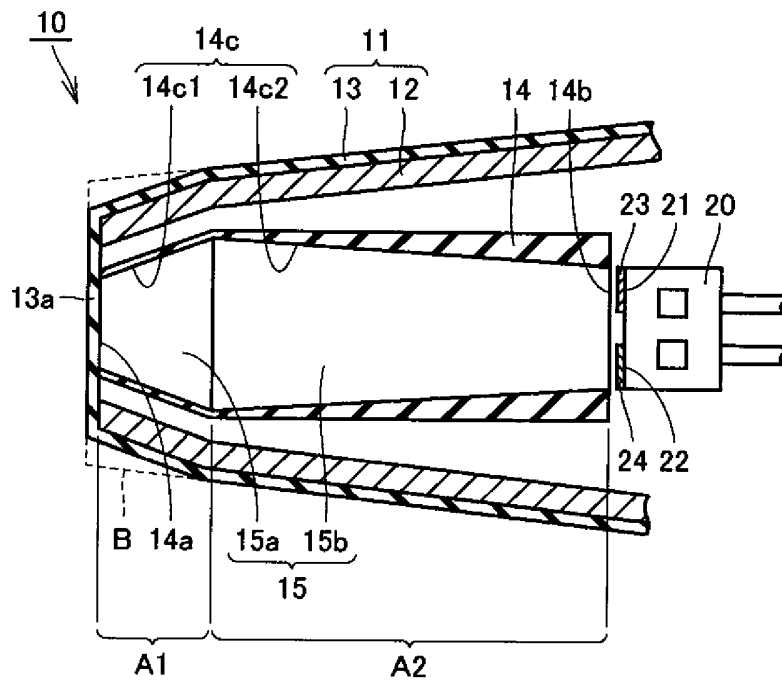
[図4]



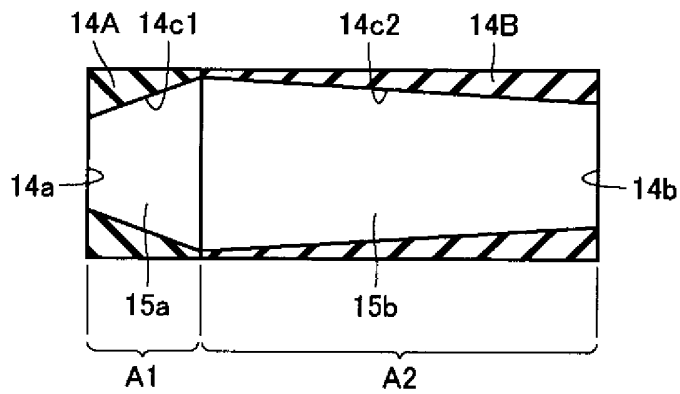
[図5]



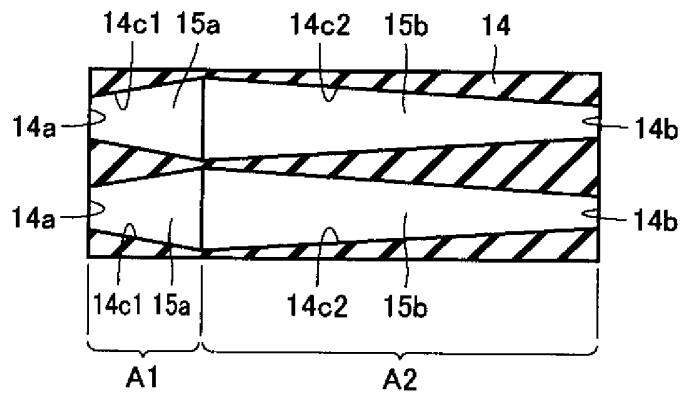
[図6]



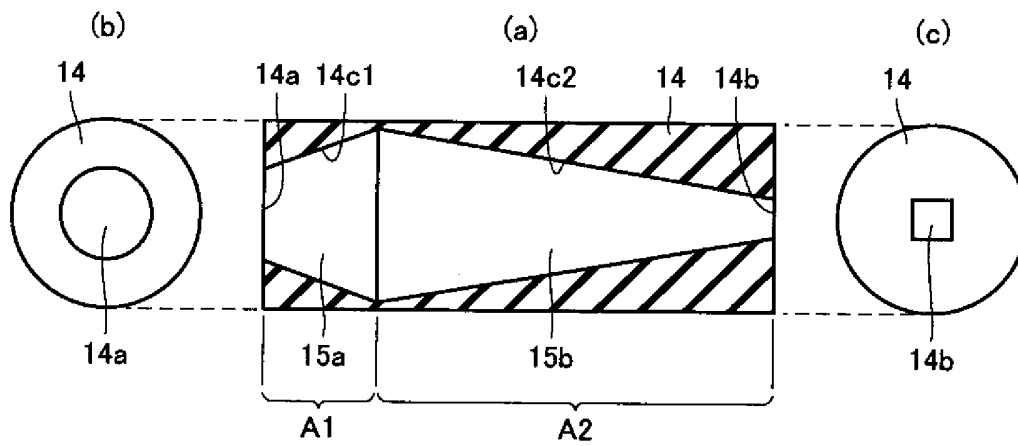
[図7]



[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/311288

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B5/145 (2006.01), A61B5/1455 (2006.01), G01N21/35 (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) A61B5/145 (2006.01), A61B5/1455 (2006.01), G01N21/35 (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.
A	JP 2002-513604 A (Optics LP.), 14 May, 2002 (14.05.02), Par. Nos. [0033] to [0048]; Fig. 2	1-6
A	JP 2001-503999 A (Buhato, Yanusu, Emu), 27 March, 2001 (27.03.01), Page 15, line 1 to page 19, line 1; Fig. 3	1-6
A	JP 2001-506164 A (Buhato, Yanusu, Emu), 15 May, 2001 (15.05.01), Page 13, line 6 to page 15, the last line; Fig. 3a	1-6
A	JP 10-227697 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 25 August, 1998 (25.08.98), Par. Nos. [0014] to [0016]; Fig. 3	1-6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 21 June, 2006 (21.06.06)		Date of mailing of the international search report 04 July, 2006 (04.07.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2006/311288

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 10-234678 A (Minolta Co., Ltd.), 08 September, 1998 (08.09.98), Par. Nos. [0034] to [0035]; Fig. 2	1-6
A	JP 2003-70751 A (Advanced Medical Kabushiki Kaisha), 11 March, 2003 (11.03.03), Par. No. [0014]; Figs. 1, 3	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2006/311288

JP 2002-513604 A	2002.05.14	AU 744758 B2	2002.03.07
		AU 3968499 A	1999.11.23
		CA 2331697 A1	1999.11.11
		EP 1075210 A1	2001.02.14
		US 6002953 A	1999.12.14
		WO 99/56615 A1	1999.11.11
JP 2001-503999 A	2001.03.27	AU 711156 B2	1999.10.07
		AU 2599697 A	1997.12.09
		EA 2636 B1	2002.08.29
		EP 948284 A1	1999.10.13
		IL 127111 A	2003.02.12
		IL 127111 D0	1999.09.22
		JP 3686422 B2	2005.08.24
		PL 184077B B1	2002.08.30
		PL 330044 A1	1999.04.26
		US 5666956 A	1997.09.16
		WO 97/43947 A1	1997.11.27
JP 2001-506164 A	2001.05.15	AU 7491798 A	1998.12.11
		CA 2290957 A1	1998.11.26
		CA 2290957 C	2004.12.14
		EA 2288 B1	2002.02.28
		EP 939603 A1	1999.09.08
		EP 939603 A4	2005.12.14
		IL 128106 A	2004.08.31
		IL 128106 D0	1999.11.30
		KR 2000029457 A	2000.05.25
		PL 331145 A1	1999.06.21
		US 5823966 A	1998.10.20
		WO 98/52469 A1	1998.11.26
JP 10-227697 A	1998.08.25	(Family: none)	
JP 10-234678 A	1998.09.08	(Family: none)	
JP 2003-70751 A	2003.03.11	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/145(2006.01), A61B5/1455(2006.01), G01N21/35(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. A61B5/145(2006.01), A61B5/1455(2006.01), G01N21/35(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"> <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								
A	JP 2002-513604 A (オプティクス エルピー) 2002.05.14 段落【0033】 - 【0048】, 図2	1-6								
A	JP 2001-503999 A (ブハート, ヤヌス, エム) 2001.03.27 公報第15頁第1行目-第19頁第1行目, 図3	1-6								
A	JP 2001-506164 A (ブハート, ヤヌス, エム) 2001.05.15 公報第13頁第6行目-第15頁最終行, 図3a	1-6								
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" 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 21.06.2006	国際調査報告の発送日 04.07.2006									
国際調査機関の名称及びあて先 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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9405								

C (続き) . 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
A	JP 10-227697 A (松下電器産業株式会社) 1998. 08. 25 段落【0014】 - 【0016】, 図 3	1-6
A	JP 10-234678 A (ミノルタ株式会社) 1998. 09. 08 段落【0034】 - 【0035】, 図 2	1-6
A	JP 2003-70751 A (アドバンスドメディカル株式会社) 2003. 03. 11 段落【0014】, 図 1, 3	1-6

JP 2002-513604 A	2002. 05. 14	AU 744758 B2	2002. 03. 07
		AU 3968499 A	1999. 11. 23
		CA 2331697 A1	1999. 11. 11
		EP 1075210 A1	2001. 02. 14
		US 6002953 A	1999. 12. 14
		WO 99/56615 A1	1999. 11. 11
		-----	-----
JP 2001-503999 A	2001. 03. 27	AU 711156 B2	1999. 10. 07
		AU 2599697 A	1997. 12. 09
		EA 2636 B1	2002. 08. 29
		EP 948284 A1	1999. 10. 13
		IL 127111 A	2003. 02. 12
		IL 127111 D0	1999. 09. 22
		JP 3686422 B2	2005. 08. 24
		PL 184077B B1	2002. 08. 30
		PL 330044 A1	1999. 04. 26
		US 5666956 A	1997. 09. 16
		WO 97/43947 A1	1997. 11. 27
-----	-----	-----	-----
JP 2001-506164 A	2001. 05. 15	AU 7491798 A	1998. 12. 11
		CA 2290957 A1	1998. 11. 26
		CA 2290957 C	2004. 12. 14
		EA 2288 B1	2002. 02. 28
		EP 939603 A1	1999. 09. 08
		EP 939603 A4	2005. 12. 14
		IL 128106 A	2004. 08. 31
		IL 128106 D0	1999. 11. 30
		KR 2000029457 A	2000. 05. 25
		PL 331145 A1	1999. 06. 21
		US 5823966 A	1998. 10. 20
WO 98/52469 A1	1998. 11. 26		
-----	-----	-----	-----
JP 10-227697 A	1998. 08. 25	(ファミリーなし)	
-----	-----	-----	-----
JP 10-234678 A	1998. 09. 08	(ファミリーなし)	
-----	-----	-----	-----
JP 2003-70751 A	2003. 03. 11	(ファミリーなし)	