

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2010年4月8日(08.04.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/038393 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0476 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0492 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/004877
- (22) 国際出願日: 2009年9月25日(25.09.2009)
- (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 2008-251964 2008年9月30日(30.09.2008) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人奈良先端科学技術大学院大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NARA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒6300192 奈良県生駒市高山町8916-5 Nara (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 徳田崇 (TOKUDA, Takashi) [JP/JP]; 〒6300192 奈良県生駒市高山町8916-5 国立大学法人奈良先端科学技術大学院大学内 Nara (JP). 太田淳(OHTA, Jun) [JP/JP]; 〒6300192 奈良県生駒市高山町89

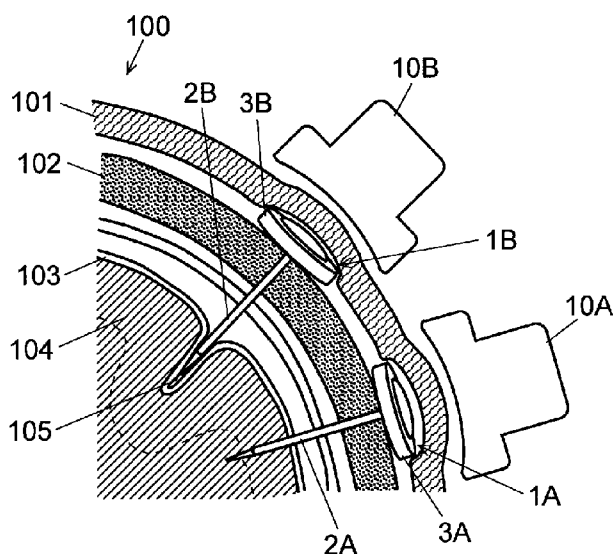
- 16-5 国立大学法人奈良先端科学技術大学院大学内 Nara (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人京都国際特許事務所(KYOTO INTERNATIONAL PATENT LAW OFFICE); 〒6008091 京都府京都市下京区東洞院通四条下元愚王子町37番地 豊元四条烏丸ビル Kyoto (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, 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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ,

[続葉有]

(54) Title: INTRACEREBRAL INFORMATION MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称: 脳内情報計測装置

[図2]



(57) Abstract: An intracerebral information measuring device which can be mounted to the head of a subject by a simple surgery and which attains measurement of low invasion, high sensitivity, and high resolution. An internally mounted unit (1A) is composed of a probe section (2A) to be set to enter the brain through a hole having a small diameter pierced in the skull (102) of the subject, and a head section (3A) integrated with the probe section (2A) and to be disposed between the skull (102) and the scalp (101). The probe section (2A) comprises an electrode for picking-up action potential etc., and the head section (3A) comprises a delivery section wirelessly delivering a signal obtained thereby to outside. In the exterior of the head (100), an external measuring unit (10A) is installed, which receives the signal delivered from the head section (3A) and reproduces thereof. A burden or risk onto the subject is small since a large-scale craniotomy procedure is not required in order to mount the internally mounted unit (1A), and sensitivity and resolution can be

improved since the signal can be taken out directly from the inside of the brain.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2010/038393 A1

CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, 添付公開書類:
TD, TG).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

簡単な手術で被検体の頭部に装着可能であり、低侵襲性で且つ高感度、高分解能の計測が可能な脳内情報計測装置を提供する。体内装着部 (1 A) は、被検体の頭蓋骨 (1 0 2) に穿孔された小径の孔を通して脳内に刺入されるプローブ部 (2 A) と、それと一体で頭蓋骨 (1 0 2) と頭皮 (1 0 1) との間に配置されるヘッド部 (3 A) とからなる。プローブ部 (2 A) はアクションポテンシャル等を拾う電極を含み、ヘッド部 (3 A) はそれによる信号を無線で外部へ送出する送出部を含む。頭部 (1 0 0) の外側には、ヘッド部 (3 A) から送出される信号を受信して再現する体外計測部 (1 0 A) が設置される。体内装着部 (1 A) を装着する際に大掛かりな開頭手術は不要であり、被検体に対する負担やリスクが小さく、直接、脳内から信号を取り出せるので高感度、高分解能化も達成できる。

明 細 書

発明の名称： 脳内情報計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、人間や実験動物、家畜類、ペット等の各種動物である被検体の脳内の情報を収集する脳内情報計測装置に関する。

背景技術

[0002] 近年の脳科学や医療用計測技術の進展は目覚ましく、脳内の情報を収集するための各種のセンシングデバイスや新しい脳機能イメージング技術が実現されている。脳内情報計測用のデバイスは、大別して侵襲型と非侵襲型とに区分される。侵襲型とは電極などを直接的に脳に接触させるために、被検体の頭皮や頭蓋骨の切開など、何らかの外科的手術をも伴うものである。これに対し、非侵襲型とは被検体の頭部の外側から間接的に（つまり頭皮や頭蓋骨などを通して）脳にアクセスし、何らかの脳内情報を取り出すものである。

[0003] 侵襲型脳内情報計測デバイスとしては、例えば米国ミシガン大学で開発されたいわゆるミシガン電極、米国ユタ大学で開発されたいわゆるユタ電極といったものが古くから報告されている。これら電極では脳内の細胞レベルでの多点計測が可能である。また、我が国において、てんかんなどの臨床治療用としても認可されているものとして、ユニークメディカル社の頭蓋内電極がある（非特許文献1参照）。

[0004] しかしながら、こうした従来の侵襲型脳内情報計測デバイスは、基本的に、被検体の頭蓋骨を切開して脳を露出させた状態で装着するものである。特に脳全体の広い範囲をカバーする計測を行いたい場合には、頭蓋骨も広い領域で切開する必要がある。こうした頭蓋骨の切開を伴う外科的手術はそれ自体が大掛かりであるとともに、被検体に与える負担も非常に大きい。また、感染症などのリスクも大きい。

[0005] これに対し、非侵襲型脳機能計測としては、f-MRI（functional magn

etic resonance imaging) や光トポグラフィなどの優れた計測技術が開発され、診断や研究の分野で大きな成果を挙げている。例えば光トポグラフィ計測法を用いれば被験者の脳の局所的血液量変化などの測定を行うことができるので、脳血管障害などの診断に有用である（特許文献1など参照）。しかしながら、こうした計測はあくまでも間接的な計測であるという制約があるために、分解能や感度などの性能を高めるのが難しい。また、脳の表面近傍の情報の精度は比較的高いものの、脳の深部における情報の取得は困難である。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開2007-289224号公報

非特許文献

[0007] 非特許文献1：「頭蓋内電極」、[online]、株式会社ユニークメディカル、[平成20年9月3日検索]、インターネット<URL <http://www.mmjp.or.jp/unique-medical/newuzncatNo1018b.pdf>>

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 現在の多様化・高度化した脳科学のニーズに応えるべく高分解能、高感度を実現するには非侵襲型の計測では限界があり、脳への直接的なアクセスが必要であるものの、装置の装着の容易性や被検体への負担の軽減の観点から、侵襲性をできるだけ抑えることが重要である。さらには、計測の用途や目的によって、局所性の高い計測が必要になる場合と、脳全体のような広い範囲をカバーした計測が必要になる場合とがあるため、両者に対応できることが望ましい。

[0009] また、電氣的計測と光トポグラフィ計測などの光学的計測とでは得られる情報が異なるため、両計測を併用することは、疾患の診断などのために有用である。しかしながら、上述のように従来の光学的計測法では脳の深部の情

報を取得できない。

[0010] 本発明は上記課題に鑑みて成されたものであり、その主な目的とするところは、大掛かりな外科的手術を必要とせずに装着することが可能であり、侵襲性を抑えて被検体への負担の軽減やリスク軽減を図りながら、高感度、高分解能の計測を行うことができる脳内情報計測装置を提供することにある。

[0011] さらに本発明の他の目的とするところは、局所的な計測、広い範囲の計測のいずれにも対応でき、且つ長期間の計測にも好適な脳内情報計測装置を提供することにある。

さらに本発明の他の目的とするところは、脳の深部の電氣的計測と光学的計測とを並行して行うことができる脳内情報計測装置を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0012] 上記目的を達成するために成された本発明は、被検体の脳内の情報を収集する脳内情報計測装置であって、

a) 被検体の頭蓋骨に穿孔された貫通孔を通して脳に刺入され又は脳溝に挿入され、少なくとも周囲の電気信号を捉える電極を有するプローブ部と、該プローブ部の端部に一体に設けられて被検体の頭蓋骨と頭皮との間に挟持され、少なくとも前記電極で捕捉された電気信号を無線で頭皮の外側に送出する信号送出部を有するヘッド部と、から成る体内装着部と、

b) 被検体の頭皮の外側に設置され、その頭皮を通して前記ヘッド部の信号送出部から送出される信号を受信する体外計測部と、
を備えることを特徴としている。

[0013] ここでいう被検体とは、人間のみならず実験動物、家畜類、ペット等の各種動物を含む。

[0014] 本発明に係る脳内情報計測装置において、体内装着部の外形の一形態は、画鋏（押しピン）様又は釘様である。プローブ部は剛性を有するものでも可撓性を有するものでもよい。

[0015] 体内装着部を被検体に装着する際には、被検体の頭皮を一部切開して頭蓋

骨にプローブの直径よりも若干大きな径の貫通孔を穿孔する。これは外科的手術ではあるが、頭蓋骨を切開する開頭手術に比べれば遙かに容易で時間も短くて済む。そうして穿孔した貫通孔にプローブ部を挿入し、そのプローブ部の先端を脳に刺入するか或いは脳溝に挿入する。刺入又は挿入の位置は予めX線撮影などにより決めておけばよい。また、脳内への刺入深さはプローブ部の長さにより調節でき、必要に応じて脳の深部まで刺入したり脳表面（例えば大脳皮質）に刺入したりすることができる。いずれにしても、ヘッド部が頭蓋骨に当接するまでプローブ部を脳内に押し入れ、必要に応じてそのヘッド部を被覆するように頭皮を戻して縫合する。

[0016] 即ち、体内装着部の中でプローブ部のみが被検体の頭蓋骨内に位置し、ヘッド部は体内ではあるが被検体の頭蓋骨外に位置する。さらに、体外計測部は被検体の外側、通常は、ヘッド部が位置する頭皮に近接して設置される。上述のように体内装着部が被検体の頭部に装着された状態では、プローブ部の電極はその周囲に存在する脳が発する微弱な電気信号（典型的には脳波）を捉え、ヘッド部に設けられた信号送出部がこの信号を無線で送出する。この信号は頭皮を通過し、その頭皮の外側に設置された体外計測部により受信され、脳が発した電気信号が再現される。

[0017] 特にプローブ部の先端部のみで電極が露出するような構造を採ることにより、脳内深部の電気信号（例えば神経組織のアクションポテンシャル）を検出することができる。また、プローブ部の周面の広い範囲で電極が露出するような構造を採ることにより、脳内の皮質フィールドポテンシャルを検出することができる。

[0018] 本発明に係る脳内情報計測装置の第1の態様として、前記信号送出部は、ヘッド部筐体からの再輻射を利用した信号送出を行う構成とすることができる。この構成によれば、ヘッド部に信号送出のための電気回路を設ける必要がないため、構成・構造が簡素で低コストであり、故障なども起こりにくい。また、体内に電気回路が存在しないので、体内装着部の故障・破損などの際の被検体に対するリスクも小さくて済む。

- [0019] 本発明に係る脳内情報計測装置の第2の態様として、前記信号送出部は、前記電極で捕捉された電気信号を所定の形式に変換する変換処理部と、変換された信号を放射するアンテナと、を含む構成とすることもできる。
- [0020] 第2の態様の構成は、ヘッド部に電気回路を内蔵し、その電気回路の動作により、電極で得られた脳波などの電気信号を外部へ無線伝送するものである。上記変換処理部は、アンテナを通じた電波伝送に適したように変調を施す変調部を含む。また、電極で得られた電気信号をデジタル化して送出する場合には、アナログ／デジタル変換部などを含むようにすることもできる。この構成によれば、体内装着部から体外計測部に情報を伝送する際に、ノイズなどの影響を受けにくくなり、より高感度、高分解能の計測を行うのに有利である。また、伝送可能距離が長くなるので、体外計測部を頭皮から或る程度離して設置することが可能になり、設置の自由度が大きくなる。ひいては、被検体の行動の自由度が高まる。
- [0021] 第2の態様の場合、ヘッド部に内蔵した電気回路を駆動するための駆動電力が必要となる。ヘッド部にバッテリーを内蔵してもよいが、ヘッド部の軽量化や長期間の使用を考慮すると、前記ヘッド部は、前記体外計測部から発せられる電波を受けて電力を生成する電力供給部を有し、生成した電力を前記信号送出部の駆動電力とする構成とするのが好ましい。この電力伝送は、パッシブ型ICタグ（RFID）に用いられているものを利用することができる。
- [0022] また本発明に係る脳内情報計測装置では、脳波などの電氣的計測のみならず、光トポグラフィなどに相当する光学的計測を同時に又は時分割で行えるようにすることができる。即ち、本発明に係る脳内情報計測装置は、好ましくは、前記ヘッド部は光学的開口部を有し、前記プローブ部は前記光学的開口部と光学的に結合された導光路を有する構成とするとよい。一方、前記体外計測部は、被検体の頭皮を介して該被検体に装着された体内装着部のヘッド部に、光トポグラフィ計測用の近赤外光を照射する照射部を有する構成とするとよい。

[0023] 例えば体外計測部の照射部により、頭皮の外側から頭皮に近赤外光を照射すると、その光は頭皮を透過して、その直下に位置するヘッド部の光学的開口部に取り込まれる。そして、導光路を経て脳内に至り、脳内に近赤外光を照射する。従来の光トポグラフィ計測では頭部の外側から近赤外光を照射するため、脳表面近くで反射、散乱又は通過した光しか得ることができなかったが、この構成では、プローブ部の刺入深さなどに応じて特に脳の深部に光を照射することができる。

[0024] 導光路は脳内で反射、散乱又は通過した光を受けてヘッド部まで案内する機能も有する。したがって、上記の光照射に用いた体内装着部とは別の、或る程度離れた位置に設けた体内装着部のプローブ部で受けた光を導光路を通してヘッド部まで導き、ヘッド部の光学的開口部から出射させる。そして、この光を頭皮を通して例えば別の体外計測部に設けた光センサで受光して光強度を測定すればよい。

[0025] また、前記ヘッド部は、前記導光路を経てプローブ部側から到来した光を受光して電気信号に変換する光電変換部を有する構成としてもよい。こうして光電変換部で電気信号に変換した後には、上述したような電気回路により構成される信号送出部を通して、体外計測部に信号を送ることができる。これにより、光学的な計測についても、感度や分解能の向上が図れる。

[0026] 本発明に係る脳内情報計測装置では、体内装着部は、脳内の深部に対する電氣的及び光学的なアクセスポイントとなる。したがって、上述したように、脳内深部の電氣的情報を取り出すことができるとともに、光学的情報も取り出すことができる。さらにまた、逆に電極を利用して脳内深部に電氣的刺激を加えたり、導光路を通して脳内深部に光学的刺激を加えたりすることができる。これを組み合わせることにより、光学的刺激を加えたときの脳波の変化などを電氣的情報として取得したり、反対に、電氣的刺激を加えたときの血流の変化などを光学的情報として取得したりすることもできる。

発明の効果

[0027] 本発明に係る脳内情報計測装置によれば、次のような様々な効果が達成で

きる。

(1) 体内装着部を被検体の頭部に装着する際に、プローブ部が貫通可能な程度の細径の孔を頭蓋骨に穿設すればよいので、簡単な外科的手術で済む。したがって、装着が容易で装着に時間が掛からなくて済むだけでなく、装着時における患者や実験動物等の被検体に与える負担を大幅に軽減することができる。それにより、装着後の被検体の生体活動が円滑になり、計測の安定性、正確性が向上する。

(2) 脳内には電気配線や回路などのハイリスク因子が存在せず、残されたりリスク因子も頭蓋骨の外側に配設される。そのため、体内装着部に故障や破損が生じた場合でも、脳内組織に対する悪影響を最小限に留めることができる。

[0028] (3) 直接的に脳内部や脳溝に対して電氣的な計測や光学的な計測が行え、特に従来は困難であった脳深部の光学的な計測も行えるので、得られる信号の品質（例えばS/N比）が良好であり、高感度や高分解能の計測が可能である。そのため、本発明に係る脳内情報計測装置により収集した情報に基づいて被検体の脳障害や脳疾患の診断を行う場合に、従来に比べて診断の精度や確度を高めることができるとともに、従来では見つけることが困難であったような障害や疾患を見つけることも可能になる。それにより、脳に関する障害や疾患の早期治療にも有用である。

(4) 体内装着部と体外計測部との間では無線による信号伝送が行われるため、被検体の行動の自由度が高く、そうした自由な行動の下での有意義な計測が可能となる。被検体の行動によっても体内装着部が外れることがなく、破損するおそれも少ないので、長期間の計測が可能である。

図面の簡単な説明

[0029] [図1]本発明の一実施例である脳内情報計測装置の基本構成を示す外観図。

[図2]本実施例の脳内情報計測装置を被検体に装着した状態を示す概略断面図。

。

[図3]プローブ部2の3つの代表的な形態の例を示す概略断面図。

[図4] 1軸シースプローブ構造を利用した体内装着部の一形態（パッシブ型）の概略断面図。

[図5] 2軸プローブ構造を利用した体内装着部の一形態（アクティブ型）の概略断面図。

[図6] ヘッド部に内蔵される電気回路部の概略ブロック構成図。

[図7] 体外計測部の概略ブロック構成図。

[図8] 図5～図7に示した体内装着部及び体外計測部を用いた計測の一例を示す概略図。

発明を実施するための形態

[0030] 以下、本発明に係る脳内情報計測装置の一実施例について、添付図面を参照して詳細に説明する。図1は本実施例の脳内情報計測装置の基本構成を示す外観図、図2は本実施例の脳内情報計測装置を被検体の頭部に装着した状態を示す概略断面図である。

[0031] 本実施例による脳内情報計測装置は、図1に示すように、先尖細長形状のプローブ部2とプローブ部2の外径よりも大きな外径を有する略円盤形状のヘッド部3とが一体になった体内装着部1と、それとは別体の体外計測部10と、から成る。図示するように、体内装着部1は画鋲様の形状である。

[0032] 体内装着部1A、1Bは、図2に示すように、被検体の頭部100の頭皮101を開放した状態で頭蓋骨102にプローブ部2A、2Bの外径よりも僅かに大きい程度の小径の孔を穿設し、ヘッド部3A、3Bが頭蓋骨102の外側に当接するまで孔にプローブ部2A、2Bを貫通させるようにして装着される。そのあと、頭皮101をヘッド部3A、3Bに被覆して縫合することで、ヘッド部3A、3Bは頭皮101と頭蓋骨102との間に挟持される。プローブ部2Aはその先端が脳皮質103を刺衝し脳104に直接刺入される場合と、プローブ部2Bが脳溝105にちょうど挿入されるようにする場合とが考えられる。一方、体外計測部10A、10Bは、一般的に、頭皮101を挟んだヘッド部3A、3Bの外側、できるだけ直近に配置されるが、場合によっては、より離れた場所に配設することもできる。

[0033] 図3は、プローブ部2の3つの代表的な形態の例を示す概略断面図である。

図3(a)は、プローブ部2の全体が導電体である電極21となっている1軸プローブ構造である。導電体は、腐食しにくい金属とすることが好ましく、ステンレス又はステンレスを主材とする合金などが考えられる。この電極21は、刺入された脳内部位付近全体又は挿入された脳溝付近全体の皮質フィールドポテンシャルを計測するものである。

[0034] 図3(b)は、プローブ部2の先尖先端まで延伸する細い電極22の周囲を透明な合成樹脂又は石英ガラスなどの導光部23で被覆した1軸シースプローブ構造である。電極22は先端のみが露出しており、刺入された脳内の又は挿入された脳溝の深部の局所的な電位を計測するものである。また、導光部23は一種の光ファイバであり、ヘッド部3から導入された光(近赤外光)を案内して脳内や脳溝内を照射するとともに、脳内や脳溝内からの反射光、散乱光、透過光などを受けてヘッド部3へと送る機能を有する。導光部23の周面は露出しているため、導光部23内部を通り全反射角よりも小さな角度で内周面に当たった光はその一部が外方へ透過し、周囲を照射する。

[0035] 図3(c)は、上記1軸シースプローブ構造の導光部23の周囲を円筒形状の導電体である電極24が取り囲んだ2軸プローブ構造である。即ち、中心部の電極22と外側の筒状の電極24との間に導光部23が充填され、プローブ部2の先端付近で外側の電極24が途切れて導光部23が先尖形状に露出している。したがって、ヘッド部3から導光部23を通して案内された光はプローブ部2の先端付近で外方へと出射する。外側の電極24では図3(a)の電極21と同様に、刺入された脳内部位付近全体又は挿入された脳溝付近全体の皮質フィールド電位を計測することができる。また同時に、電極22では、刺入された脳内の又は挿入された脳溝の深部の局所的な電位を計測することができる。

[0036] 図3(a)～(c)のいずれの形態でも、プローブ部2は、針状に剛性を持つもの、又は、可撓性を有し適度に屈曲可能なもの、のいずれかを選択し

得る。また、おおよそのサイズとしては、プローブ部2の外径を100~500 μ mとすることができる。プローブ部2の長さは、被検体の種類、計測対象の部位の深さなどに応じて適宜に決めることができる。

[0037] 続いて、体内装着部1の具体的な形態の例を説明する。図4は図3(b)に示した1軸シースプローブ構造を利用した体内装着部1aの概略断面図である。ここでは、ヘッド部3の内部に能動的な電気回路を持たないという意味で、この構成をパッシブ型と呼ぶ。

[0038] ヘッド部3は金属(又は他の導電体)からなる中空の筐体31を有し、この筐体31と電極22とは電氣的に接続されている。また、筐体31内には略円錐形状のマイクロ光学レンズ(本発明における光学的開口部に相当)32が設けられ、マイクロ光学レンズ32の頂部側端部はプローブ部2の導光部23と光学的に接続され、底面側の球面状部は筐体31の外側に露出している。図4に示すように、この体内装着部1が頭皮101と頭蓋骨102との間に配設された状態では、マイクロ光学レンズ32の球面状部が頭皮101裏面に密着(又は近接)している。

[0039] この体内装着部1aにおいて、脳内に刺入された又は脳溝に挿入されたプローブ部2の電極22は脳内又は脳溝深部の例えば神経組織のアクションポテンシャルを拾い、それによる電氣的な振動が筐体31の再輻射現象により増幅され、微弱な電磁波として放射される。この電磁波は頭皮を通過し、頭皮の外側に設置された図示しない体外計測部10において受信され、電気信号が再現される。この場合、筐体31から放射される電磁波はかなり微弱であるので、体外計測部10は頭皮101を挟んでできるだけ筐体31に近い位置に設置することが好ましい。

[0040] また、体外計測部10から図4に示すように頭皮101に近赤外光を照射すると、この光は頭皮101を透過し、その直下のマイクロ光学レンズ32により集光されて導光部23に送り込まれる。そして、導光部23を通して近赤外光は脳内又は脳溝内に照射される。或る体内装着部1aのプローブ部2から出射した近赤外光に応じた脳内や脳溝での反射光、散乱光、透過光が

別の体内装着部 1 a のプローブ部 2 の導光部 2 3 に入射すると、この導光部 2 3 を通ってマイクロ光学レンズ 3 2 にまで光は案内され、頭皮 1 0 1 と通してその外側に光が放出される。体外計測部 1 0 でこの光を受光し、その強度変化をリアルタイムで解析することにより、光トポグラフィ計測を行うことができる。

[0041] 図 5 は、図 3 (c) に示した 2 軸プローブ構造を利用した別の構成の体内装着部 1 b の概略断面図である。ここでは、ヘッド部 3 の内部に能動的な電気回路を持つという意味で、この構成を上記パッシブ型に対比してアクティブ型と呼ぶ。

[0042] この体内装着部 1 b において、ヘッド部 3 には電気回路部 3 3 とアンテナ 3 4 と光センサ 3 6 とが内蔵され、マイクロ光学レンズ 3 2 中には、導光部 2 3 を経てプローブ部 2 側から戻って来た光を反射させて光センサ 3 6 に導入するミラー 3 5 が埋設されている。電極 2 2、2 4、及び光センサ 3 6 は電気回路部 3 3 と電氣的に接続されている。

[0043] 図 6 は電気回路部 3 3 の概略ブロック構成図である。また、図 7 はこの体内装着部 1 b に対応して利用される体外計測部 1 0 の概略ブロック構成図である。

[0044] 電気回路部 3 3 は、アンテナ駆動部 3 3 2、変調部 3 3 4、復調部 3 3 3 を含む送受信部 3 3 1 と、電力供給部 3 3 5 と、制御部 3 3 6 と、信号処理部 3 3 7 と、ID 記憶部 3 3 8 と、を備える。複数の体内装着部 1 はそれぞれ固有の識別情報 (ID) を有しており、その識別情報が ID 記憶部 3 3 8 に予め格納されている。一方、体外計測部 1 0 は、アンテナ駆動部 1 3、変調部 1 5、復調部 1 4 を含む送受信部 1 2 と、電力供給部 1 6 と、制御部 1 7 と、信号処理部 1 8 と、を備える。

[0045] 体外計測部 1 0 において電力供給部 1 6 は、所定周波数の電磁波をアンテナ 1 1 から放射するように、アンテナ駆動部 1 3 を介してアンテナ 1 1 を駆動する。電気回路部 3 3 の電力供給部 3 3 5 はアンテナ 3 4 を介して上記電磁波を受けて電力を生成し、これを電気回路部 3 3 の各部に供給する。即ち

、この電気回路部 33 は自らはバッテリーなどの電源を有さず、外部からアンテナ 34 を介して受ける電磁波に基づいて必要な電力を生成する、いわゆるパッシブ型 IC タグと同様の回路を有している。もちろん、電気回路部 33 にバッテリーを内蔵してもよいが、軽量化や長寿命化には不利である。

[0046] 体外計測部 10 において、制御部 17 による制御信号は変調部 15 で所定形式（アンテナ 11、34 を通した電波伝送に適した周波数帯域など）に変調され、アンテナ駆動部 13 を介してアンテナ 11 から送出される。電気回路部 33 はアンテナ 34 を介して上記信号を受信し、復調部 333 で復調することで元の制御信号を抽出し、制御部 336 はこの制御信号に基づいて信号処理部 337 や ID 記憶部 338 などの動作を制御する。基本的には、ID 記憶部 338 から読み出された ID が変調部 334 により所定形式に変調され、アンテナ駆動部 332 を介してアンテナ 34 から送出される。さらに、電極 22、24 で拾われた電気信号や光センサ 36 で光電変換により生成された電気信号が信号処理部 337 で増幅され、必要に応じて周波数多重、時分割多重などの多重化が行われる。そして、変調部 334 により所定形式に変調され、アンテナ駆動部 332 を介してアンテナ 34 から送出される。

[0047] 体外計測部 10 では、上記のように体内装着部 1 から送出される電波をアンテナ 11 で受信し、復調部 14 で復調した後に信号処理部 18 で処理して、ID や、各電極 22、24、光センサ 36 で得られた各電気信号を分離して取り出す。

[0048] 図 8 は図 5 ~ 図 7 に示した体内装着部及び体外計測部を用いた計測の一例を示す概略図である。ここでは、2 つの体内装着部 1A、1B 及び体外計測部 10A、10B のみを描出しているが、任意の数だけ体内装着部及び体外計測部を設けることができる。体外計測部 10A は近赤外光を出射し、その光は頭皮 101 を通して体内装着部 1A のヘッド部 3A に取り込まれ、プローブ部 2A 内の導光路を通して脳内に案内される。そして、プローブ部 2A の先端付近から脳内に近赤外光が照射される。光は脳内で反射、散乱しながら透過し、一部が体内装着部 1B のプローブ部 2B 先端に達して導光路に取

り込まれ、ヘッド部 3 B に送られ、そして光センサ 3 6 で電気信号に変換される。即ち、この電気信号は、脳内の血流などの情報を含む。

[0049] 一方、体内装着部 1 A、1 B はそれぞれ、プローブ部 2 A、2 B の電極 2 2、2 4 で脳内の電気信号を捉える。体内装着部 1 A のプローブ部 2 A の電極 2 2、2 4 で捉えられた脳内の電気信号は、上述したようにヘッド部 3 A に内蔵された電気回路部 3 3、アンテナ 3 4 により電波伝送され、体外計測部 1 0 A で受信される。体内装着部 1 B のプローブ部 2 B の電極 2 2、2 4 で捉えられた脳内の電気信号、及び、光センサ 3 6 で光電変換により生成された電気信号は、上述したようにヘッド部 3 B に内蔵された電気回路部 3 3、アンテナ 3 4 により電波伝送され、体外計測部 1 0 B で受信される。このようにして、脳波等の電気的情報の収集と光トポグラフィなどの光学的情報の収集とが並行して行われる。

[0050] 特に図 3 (c) に示した 2 軸プローブ構造を利用した体内装着部を用いることにより、頭皮 1 0 1 に照射した近赤外光を脳内又は脳溝の深部に送り込むことができる。従来の非侵襲型の光トポグラフィ計測では脳表面の計測しか行うことができなかったが、この構成によれば、脳内深部の高解像の光トポグラフィ計測を実現することができる。

[0051] また、図 5 に示したアクティブ型の体内装着部 1 b では、電気信号などを電気回路部 3 3 側で増幅することができるとともに、伝送途中で混入したノイズを体外計測部側で信号処理により除去することができるので、図 4 に示したパッシブ型に比べて高品位な信号を得ることができ、計測の感度向上、分解能向上に有利である。また、電力伝送、信号伝送ともに、或る程度離れた位置でも伝送が可能であるため、必ずしも図 8 に示すように体外計測部 1 0 を体内装着部 1 の至近に設ける必要はない。

[0052] また、この構成では、電気回路部 3 3 で電極 2 2、2 4 などで得られた信号をデジタル化し、デジタルデータとして送出するようにしてもよい。また、被検体の頭部に多数の体内装着部が装着された場合でも、各体内装着部を I D により識別することが可能となるので、体外計測部を 1 つのみ設け、こ

れにより全ての体内装着部の制御や信号処理を行うことも可能である。

[0053] さらにまた、複数の体外計測部を設ける場合でも、その体外計測部同士で相互に通信が可能な構成としておくことにより、複数の体内装着部で連携した計測が可能となる。例えば、全ての体内装着部で同時に計測を行うほか、脳全体をカバーするように配置した多数の体内装着部を所定のパターンで時間をずらして計測を行うようなことも可能である。このように複数の体内装着部をネットワーク化した計測を行うことにより、従来のデバイスでは達成し得ない複雑で高度な計測が可能となる。

[0054] また、上記実施例では、体内装着部のプローブ部に1本の導光路のみが設けられていたが、2本の導光路を平行に配設し（但し、その場合には2本の導光路中を通る光の干渉が起きないようにして）、入射側と出射側とを分離するようにしてもよい。これにより、1つの体内装着部を被検体に装着した状態で光トポグラフィに相当する計測が可能となる。

[0055] なお、上記各実施例は一例であって、本発明の趣旨の範囲で適宜変形や修正を行っても、本願の請求の範囲に包含されることは明らかである。

符号の説明

- [0056] 1、1 A、1 B、1 a、1 b…体内装着部
2、2 A、2 B…プローブ部
3、3 A、3 B…ヘッド部
10、10 A、10 B…体外計測部
11、34…アンテナ
12…送受信部
13…アンテナ駆動部
14…復調部
15…変調部
16…電力供給部
17…制御部
18…信号処理部

2 1、2 2、2 4…電極
2 3…導光部
3 1…筐体
3 2…マイクロ光学レンズ
3 3…電気回路部
3 5…ミラー
3 6…光センサ
3 3 1…送受信部
3 3 2…アンテナ駆動部
3 3 3…復調部
3 3 4…変調部
3 3 5…電力供給部
3 3 6…制御部
3 3 7…信号処理部
3 3 8…I D記憶部
1 0 0…頭部
1 0 1…頭皮
1 0 2…頭蓋骨
1 0 3…大脳皮質
1 0 4…大脳
1 0 5…脳溝

請求の範囲

- [請求項1] 被検体の脳内の情報を収集する脳内情報計測装置であって、
- a) 被検体の頭蓋骨に穿孔された貫通孔を通して脳に刺入され又は脳溝に挿入され、少なくとも周囲の電気信号を捉える電極を有するプローブ部と、該プローブ部の端部に一体に設けられて被検体の頭蓋骨と頭皮との間に挟持され、少なくとも前記電極で捕捉された電気信号を無線で頭皮の外側に送出する信号送出部を有するヘッド部と、から成る体内装着部と、
- b) 被検体の頭皮の外側に設置され、その頭皮を通して前記ヘッド部の信号送出部から送出される信号を受信する体外計測部と、
- を備えることを特徴とする脳内情報計測装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の脳内情報計測装置であって、
- 前記信号送出部は、ヘッド部筐体からの再輻射を利用した信号送出を行うものであることを特徴とする脳内情報計測装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の脳内情報計測装置であって、
- 前記信号送出部は、前記電極で捕捉された電気信号を所定の形式に変換する変換処理部と、変換された信号を放射するアンテナと、を含むことを特徴とする脳内情報計測装置。
- [請求項4] 請求項3に記載の脳内情報計測装置であって、
- 前記ヘッド部は、前記体外計測部から発せられる電波を受けて電力を生成する電力供給部を有し、生成した電力を前記信号送出部の駆動電力とすることを特徴とする脳内情報計測装置。
- [請求項5] 請求項1～4のいずれかに記載の脳内情報計測装置であって、
- 前記ヘッド部は光学的開口部を有し、前記プローブ部は前記光学的開口部と光学的に結合された導光路を有することを特徴とする脳内情報計測装置。
- [請求項6] 請求項5に記載の脳内情報計測装置であって、
- 前記体外計測部は、被検体の頭皮を介して該被検体に装着された体

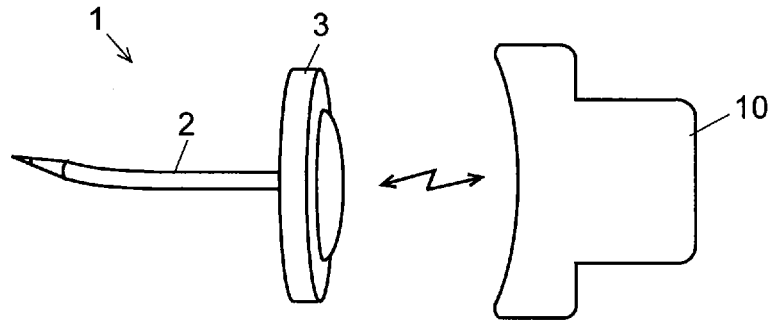
内装着部のヘッド部に、光トポグラフィ計測用の近赤外光を照射する照射部を有することを特徴とする脳内情報計測装置。

[請求項7]

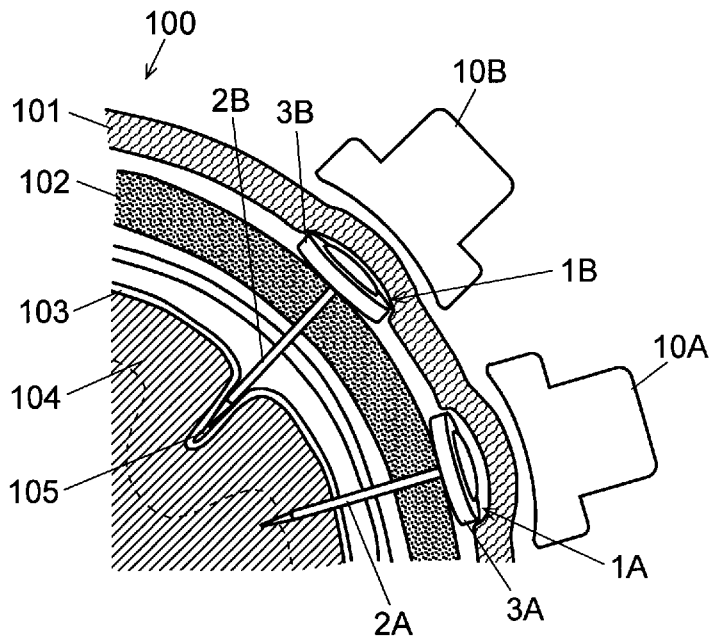
請求項5又は6に記載の脳内情報計測装置であって、

前記ヘッド部は、前記導光路を経てプローブ部側から到来した光を受光して電気信号に変換する光電変換部を有することを特徴とする脳内情報計測装置。

[図1]

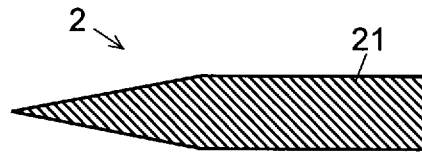


[図2]

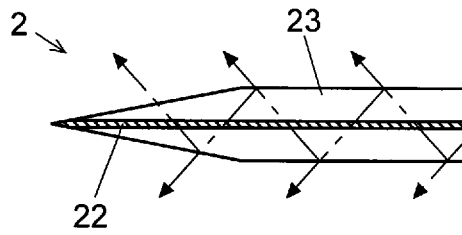


[図3]

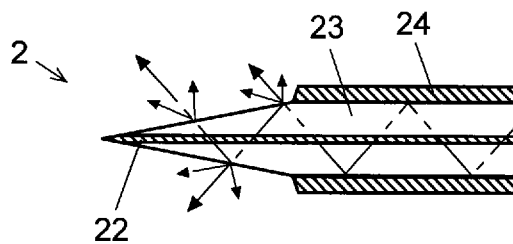
(a) 1軸プローブ



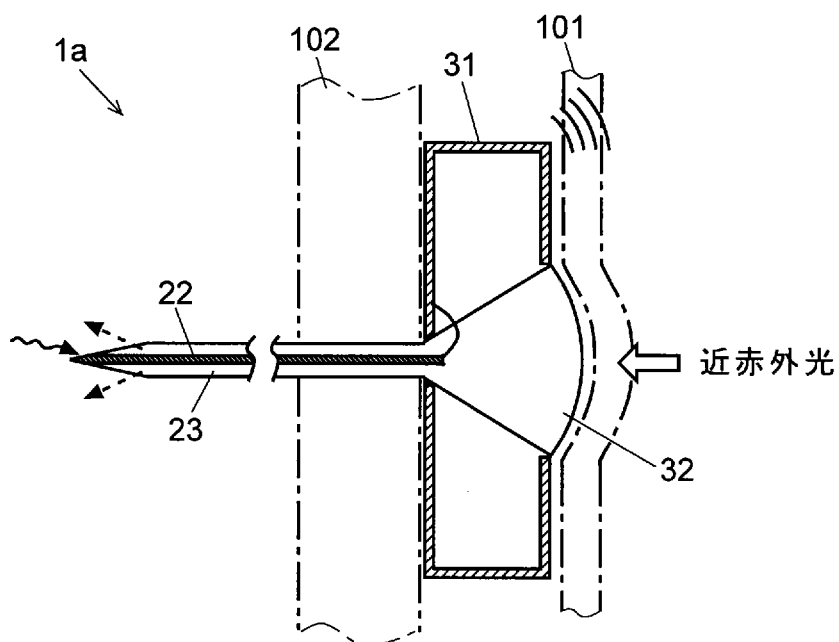
(b) 1軸シースプローブ



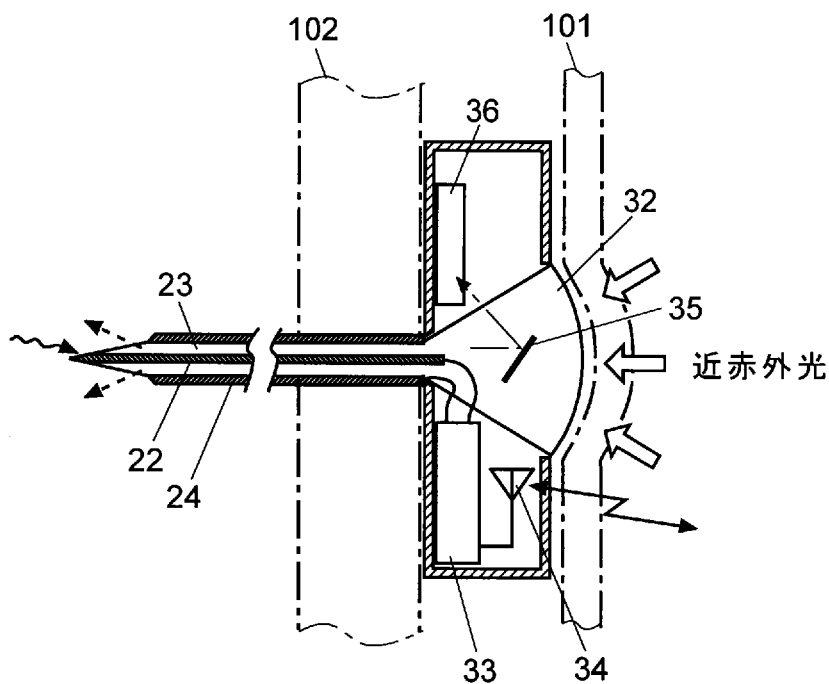
(c) 2軸プローブ



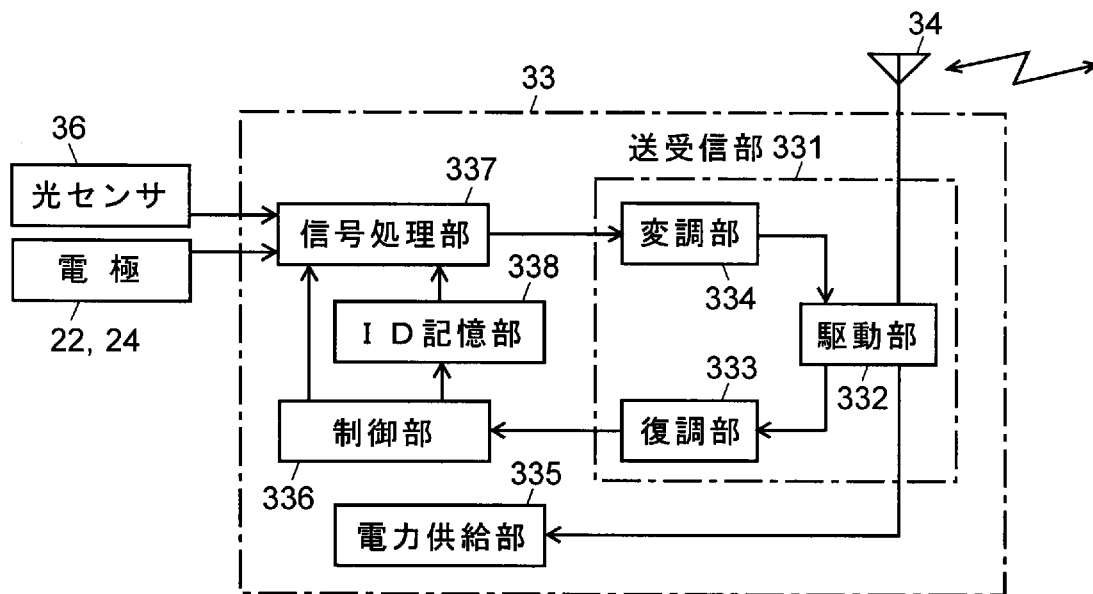
[図4]



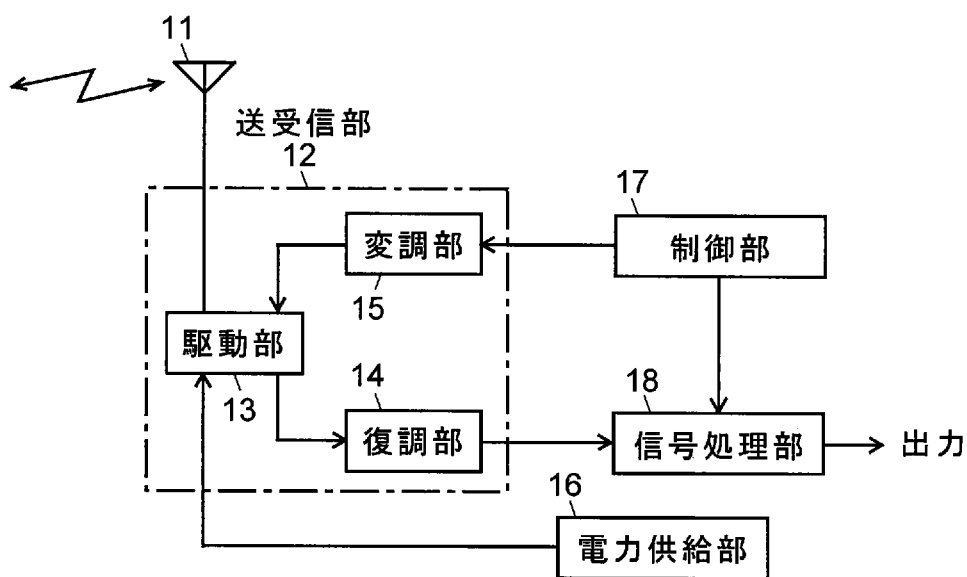
[図5]



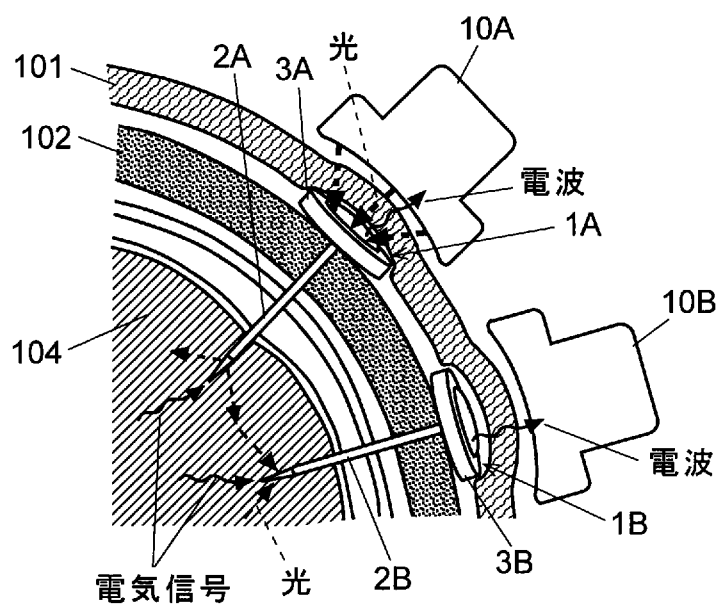
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/004877

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0476(2006.01) i, A61B5/04(2006.01) i, A61B5/0408(2006.01) i,
A61B5/0478(2006.01) i, A61B5/0492(2006.01) i

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)

A61B5/0476, A61B5/04, A61B5/0408, A61B5/0478, A61B5/0492

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	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

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 Y	US 2004/0006264 A1 (Mojarradi et al.), 08 January 2004 (08.01.2004), paragraphs [0040], [0041], [0056], [0057]; fig. 8 & WO 2003/061517 A2 & EP 1465700 A	1-4 5-7
Y	JP 2006-230955 A (Tohoku University), 07 September 2006 (07.09.2006), paragraphs [0005] to [0008] (Family: none)	5-7
Y	US 2006/0206172 A1 (DiMauro et al.), 14 September 2006 (14.09.2006), paragraphs [0071] to [0074] & US 2007/0239235 A1	5-7

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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
19 October, 2009 (19.10.09)

Date of mailing of the international search report
01 December, 2009 (01.12.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/004877

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/0113744 A1 (Donoghue et al.), 26 May 2005 (26.05.2005), entire text; all drawings & EP 1689467 A & WO 2005/051167 A1	1-7
A	US 2004/0082875 A1 (Donoghue et al.), 29 April 2004 (29.04.2004), entire text; all drawings & US 2007/0169333 A1	1-7
A	US 2005/0015128 A1 (Rezai et al.), 20 January 2005 (20.01.2005), entire text; all drawings & EP 1684849 A & WO 2004/105640 A2	1-7
A	US 2005/0203366 A1 (Donoghue et al.), 15 September 2005 (15.09.2005), entire text; all drawings & EP 1734860 A & WO 2005/092183 A	1-7
A	US 2006/0009814 A1 (Schulman), 12 January 2006 (12.01.2006), entire text; all drawings & EP 1614443 A1 & DE 602005002498 D	1-7
A	US 2006/0167530 A1 (Flaherty et al.), 27 July 2006 (27.07.2006), entire text; all drawings & US 2006/0253166 A1 & US 2007/0032738 A1 & WO 2006/073915 A2	1-7

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/0476(2006.01)i, A61B5/04(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(2006.01)i, A61B5/0492(2006.01)i

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. A61B5/0476, A61B5/04, A61B5/0408, A61B5/0478, A61B5/0492

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

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2009年
日本国実用新案登録公報	1996-2009年
日本国登録実用新案公報	1994-2009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 請求項の番号
X Y	US 2004/0006264 A1 (Mojarradi et al.) 2004.01.08, 段落[0040], [0041], [0056], [0057], 図8 & WO 2003/061517 A2 & EP 1465700 A	1-4 5-7
Y	JP 2006-230955 A (国立大学法人東北大学) 2006.09.07, 段落[0005]-[0008] (ファミリーなし)	5-7
Y	US 2006/0206172 A1 (DiMauro et al.) 2006.09.14, 段落[0071]-[0074] & US 2007/0239235 A1	5-7

C欄の続きにも文献が列挙されている。

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

19.10.2009

国際調査報告の発送日

01.12.2009

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 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)

川上 則明

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

3704

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 請求項の番号
A	US 2005/0113744 A1 (Donoghue et al.) 2005.05.26, 全文、全図 & EP 1689467 A & WO 2005/051167 A1	1-7
A	US 2004/0082875 A1 (Donoghue et al.) 2004.04.29, 全文、全図 & US 2007/0169333 A1	1-7
A	US 2005/0015128 A1 (Rezai et al.) 2005.01.20, 全文、全図 & EP 1684849 A & WO 2004/105640 A2	1-7
A	US 2005/0203366 A1 (Donoghue et al.) 2005.09.15, 全文、全図 & EP 1734860 A & WO 2005/092183 A	1-7
A	US 2006/0009814 A1 (Schulman) 2006.01.12, 全文、全図 & EP 1614443 A1 & DE 602005002498 D	1-7
A	US 2006/0167530 A1 (Flaherty et al.) 2006.07.27, 全文、全図 & US 2006/0253166 A1 & US 2007/0032738 A1 & WO 2006/073915 A2	1-7