

(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2010-214087

(P2010-214087A)

(43) 公開日 平成22年9月30日(2010.9.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/1459 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 1	2 G 0 5 9
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J	4 C 0 2 7
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 2 0 Z	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 5	
A 6 1 B 5/0476 (2006.01)	G 0 1 N 21/35 Z	
審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2009-229872 (P2009-229872)	(71) 出願人	595001181
(22) 出願日	平成21年10月1日 (2009.10.1)		コリア インスティテュート オブ サイ エンス アンド テクノロジー
(31) 優先権主張番号	10-2009-0023156		大韓民国 ソウル 139-791、スン ボクーク ハウォルゴク-2-ドン、39 -1
(32) 優先日	平成21年3月18日 (2009.3.18)	(74) 代理人	110000556
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		特許業務法人 有古特許事務所
		(72) 発明者	チョイ, ジー ヒュン
			大韓民国 136-130 ソウル ソン ブク-グ ハウォルゴク-ドン 39-1 サンハキョン-ドン エル7312
		(72) 発明者	シン, ヒー スプ
			大韓民国 437-040 キョンギ-ド ウイワン-シ サム-ドン 30
			最終頁に続く

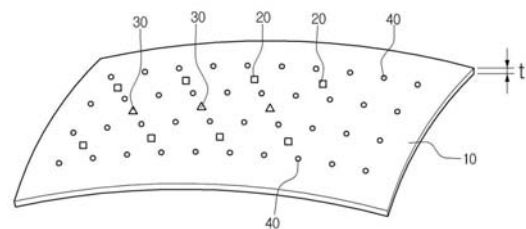
(54) 【発明の名称】 脳状態測定装置

(57) 【要約】

【課題】 ヒトや動物などの生体の脳と隣接した位置に挿入され、血流量や酸素飽和度などの脳状態を向上した精度及び信頼度で測定することができる脳状態測定装置を提供する。

【解決手段】 脳状態測定装置は、生体の脳に隣接して位置する薄膜と、上記薄膜に形成され、脳に光を照射する光源、及び上記薄膜に上記光源に隣接して形成され、脳から散乱された上記光源の光を検出する光センサーと、を含む。脳状態測定装置は、脳と相対的に隣接した位置での測定が可能であるため、測定の精度及び信頼度を向上させることができる。脳状態測定装置を利用して血流量または酸素飽和度などの脳状態を測定することができ、且つ脳活動を測定することもできる。脳状態測定装置は、相対的に小型且つ軽量であるため、脳組織に及ぼす傷害を最小化することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の脳に隣接して位置する薄膜と、
前記薄膜に形成され、脳に光を照射する光源、及び
前記薄膜に前記光源に隣接して形成され、脳から散乱された前記光源の光を検出する光センサーと、を含むことを特徴とする脳状態測定装置。

【請求項 2】

前記光源は、アレイ形態で配列された複数個の光源を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 3】

前記複数個の光源は、互いに時間差をおいて光を照射することを特徴とする請求項 2 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 4】

前記光センサーは、アレイ形態で配列された複数個の光センサーを含むことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 5】

前記複数個の光センサーは、前記複数個の光源の間に位置することを特徴とする請求項 4 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 6】

前記各光センサーは、前記複数個の光源のうち隣接して位置する一つ以上の光源の光を検出することを特徴とする請求項 4 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 7】

前記光源は、互いに異なる複数個の波長の光を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 8】

前記薄膜の厚さは、100 μm 以下であることを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 9】

前記光源及び前記光センサーは、前記薄膜中に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 10】

前記光源及び前記光センサーは、前記薄膜の表面に位置することを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 11】

前記薄膜に形成され、脳から電気信号を検出する電極を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 12】

前記電極は、アレイ形態で配列された複数個の電極を含むことを特徴とする請求項 11 に記載の脳状態測定装置。

【請求項 13】

前記電極は、前記薄膜の表面のうち脳と隣接した表面に位置することを特徴とする請求項 11 に記載の脳状態測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は脳状態測定装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

癲癇、脳卒中や脳梗塞のような脳血管疾患、または痴呆やパーキンソン病のような脳変性疾患を診断するに際して脳活動または脳の酸素飽和度が指標として用いられることがで

10

20

30

40

50

きる。脳活動または脳酸素飽和度を継続的に測定することにより、急性に起こる危急状況を検知しそれを予防することができる。結果的に、脳疾患による死亡または脳死を減少または予防することができる。

【0003】

脳酸素飽和度を計測する既存の装置としては、頭皮に光センサーを取り付けて近赤外線を利用して脳酸素飽和度を測定する装置がある。この種の装置では、頭皮及び頭蓋骨を通過して脳に光を照射し、照射された光が脳から散乱されて再び頭皮及び頭蓋骨を通過して戻ってきた光を検出する方式で測定を行う。しかしながら、この種の装置を利用する場合には、近赤外線の大半が脳を通過せずに頭皮及び頭蓋骨にとどまるため、光が脳の情報を検知してから再び頭皮と頭蓋骨を通過して戻ってくる確率が低いという短所がある。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、上記のような問題を解決するためになされたものであって、その目的は、ヒトや動物などの生体の脳と隣接した位置に挿入され、血流量や酸素飽和度などの脳状態を向上した精度及び信頼度で測定することができる脳状態測定装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一実施形態による脳状態測定装置は、生体の脳に隣接して位置する薄膜と、上記薄膜に形成され、脳に光を照射する光源、及び上記薄膜に上記光源と隣接して形成され、脳から散乱された上記光源の光を検出する光センサーと、を含む。

20

【発明の効果】

【0006】

本発明の実施形態による脳状態測定装置では、脳と相対的に隣接した位置での測定が可能であるため、測定の精度及び信頼度を向上させることができる。脳状態測定装置を利用して血流量または酸素飽和度などの脳状態を測定することができ、応急状況に即刻に対処することができる。また、脳活動を測定することもできるため、神経外科、外科、内科、または応急医学科などの様々な分野で活用することができる。さらには、相対的に小型且つ軽量であるため、脳組織に及ぼす傷害を最小化することができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0007】

【図1】一実施形態による脳状態測定装置の概略的な斜視図である。

【図2】波長によるオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの吸収スペクトラムを示したグラフである。

【図3a】実施形態による脳状態測定装置における薄膜に光源及び光センサーが集積化された形態を示した概略的な断面図である。

【図3b】実施形態による脳状態測定装置における薄膜に光源及び光センサーが集積化された形態を示した概略的な断面図である。

【図3c】実施形態による脳状態測定装置における薄膜に光源及び光センサーが集積化された形態を示した概略的な断面図である。

40

【図4a】実施形態による脳状態測定装置における光源及び光センサーの配置形態を示した概略図である。

【図4b】実施形態による脳状態測定装置における光源及び光センサーの配置形態を示した概略図である。

【図4c】実施形態による脳状態測定装置における光源及び光センサーの配置形態を示した概略図である。

【図4d】実施形態による脳状態測定装置における光源及び光センサーの配置形態を示した概略図である。

【図5】一実施形態による脳状態測定装置における複数の光源を駆動する電力の時間による波形を示したグラフである。

50

【図 6】一実施形態による脳状態測定装置が人体に挿入された形態を示した概路図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、添付した図面を参照して本発明の実施形態について詳しく説明する。

【0009】

図 1 は、一実施形態による脳状態測定装置の概略的な斜視図である。

【0010】

図 1 を参照すれば、脳状態測定装置は、薄膜 10 と、薄膜 10 に形成された光源 20、及び光センサー 30 とを含んで構成される。この脳状態測定装置は、ヒトや動物などの生体の脳と相対的に隣接した位置に挿入して使用することができる。

10

【0011】

薄膜 10 は、ナノ製作技術 (nanofabrication) を用いて生体内に挿入可能な大きさ及び厚さを有するように製造することができる。例えば、薄膜 10 の厚さは、 $100\text{ }\mu\text{m}$ 以下、好ましくは $30\text{ }\mu\text{m}$ 以下であればよい。薄膜 10 は、有機物質または無機物質からなっていてよい。また、薄膜 10 は、脳の動きに応じて撓み得るフレキシブルな物質からなっていてよい。例えば、薄膜 10 は、ポリイミド、ポリジメチルシロキサン (polydimethylsiloxane; PDMS)、または他の好適な物質からなっていてよい。

【0012】

薄膜 10 には光源 20 及び光センサー 30 を形成することができる。光源 20 及び光センサー 30 は、薄膜 10 の表面に位置してよく、または薄膜 10 中に挿入され表面に露出しない形態で位置してもよい。光源 20 は光を放出するための装置であって、光源 20 から放出された光を脳に照射することができる。例えば、光源 20 は、有機発光体または無機発光体などの好適な発光素子を含むことができる。また、光源 20 は、近赤外線光を照射可能な装置を含むこともできる。

20

【0013】

一実施形態において、光源 20 は、互いに異なる複数の波長の光を照射するための装置を含むこともできる。例えば、光源 20 は、約 650 nm ないし約 800 nm の波長を有する第 1 光、及び約 800 nm ないし約 900 nm の波長を有する第 2 光とを共に照射することもできる。

30

【0014】

光源 20 から放出された光は、脳の表面を通過して脳の中を照射してから散乱し、このとき、散乱した光の一部または全部が再び脳の外に戻ってくる。

【0015】

光センサー 30 は、光源 20 の光が脳に照射された後、照射された光が脳から散乱されて戻ってきた光を検出することができる。光センサー 30 は、光源 20 の種類に応じて光源 20 の光を検出可能な装置を含むことができる。例えば、光センサー 30 は、微小フォトダイオードを含んで構成することもできる。

【0016】

一実施形態において、光源 20 及び光センサー 30 は、それぞれ複数個であってよい。また、複数の光源 20 及び光センサー 30 は、薄膜 10 にアレイ形態で配列されていてよい。この場合、それぞれの光センサー 30 は、これに隣接する一つ以上の光源 20 の光を検出することができる。また、複数個の光源 20 は、互いに時間差をおいて光を照射する時間多重モード (time multiplex mode) で動作することもできる。

40

【0017】

脳から散乱された光源 20 の光を光センサー 30 を使用して検出することにより、血流量または酸素飽和度などの脳状態を測定することができる。例えば、近赤外線領域において脳組織は吸収率 μ_a が相対的に低く、散乱率 μ_s が相対的に高い特性を有し、このような物理的条件での脳から散乱された光の強さ y は、次式 1 を満足する。

50

【 0 0 1 8 】

【数 1】

$$(\nabla^2 + k^2)\Psi(r, t) = -\frac{1}{D}S_o(r, t) \quad \text{where} \quad D = (3(\mu'_s + \mu_a))^{-1},$$

$$k^2 = \frac{-\mu_a + i\omega t}{D}.$$

【 0 0 1 9 】

上記式 1 中、 $S_o(r, t)$ は、空間ベクトル r 及び時間 t に対する光源 20 の光の関数である。

【 0 0 2 0 】

一方、ビーア・ランベルトの法則 (Beer-Lambert Law) によれば、媒質の光吸収率は媒質中に存在する光吸収体の濃度の合に比例する。生体組織内における主要光吸収体はヘモグロビンであるため、上記式 1 における吸収率 μ_a は、ビーア・ランベルトの法則に基づくヘモグロビンの濃度にて次式 2 によって表される。

【 0 0 2 1 】

【数 2】

$$\mu_a^\lambda = \sum_n \epsilon_n^\lambda c_n \cong \epsilon_{O_2Hb}^\lambda [O_2Hb] + \epsilon_{HHb}^\lambda [HHb]$$

【 0 0 2 2 】

上記式 2 中、 e は光が通過する物質の吸光率 (extinction coefficient) であり、 c は光が通過する物質の濃度である。すなわち、 $[O_2Hb]$ 及び $[HHb]$ は、それぞれ酸素を含んだオキシヘモグロビン及び酸素を含まないデオキシヘモグロビンの濃度であり、

$$\epsilon_{O_2Hb}^\lambda$$

【 0 0 2 3 】

と

$$\epsilon_{HHb}^\lambda$$

【 0 0 2 4 】

は、それぞれオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの吸光率である。

【 0 0 2 5 】

ここで、光源 20 の波長を 2 つ以上使用する場合に上記式 2 で表される方程式の解を求めることができ、このとき、求めた脳の中のオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの濃度から脳の中の酸素飽和度

$$S_t O_2$$

【 0 0 2 6 】

を次式 3 によって求めることができる。

【 0 0 2 7 】

【数 3】

$$S_t O_2 = \frac{[O_2Hb]}{[O_2Hb] + [HHb]} \times 100(\%).$$

【 0 0 2 8 】

このとき、光源 20 から照射される複数の波長はヘモグロビンの吸収スペクトラムに基づいて決定すればよい。例えば、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸収率の差が相対的に大きい 2 つ以上の波長を利用することにより、オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの濃度を相対的に少ない誤差で求めることができる。

【 0 0 2 9 】

10

20

30

40

50

図 2 は、可視光線及び近赤外線帯域における波長によるオキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの吸収スペクトラムを示したグラフである。グラフ 1000 はオキシヘモグロビンの吸収スペクトラムを示すものであり、グラフ 2000 はデオキシヘモグロビンの吸収スペクトラムを示すものである。

【0030】

図 2 を参照すれば、約 650 nm ないし約 800 nm の波長帯域ではデオキシヘモグロビンの吸収率がオキシヘモグロビンの吸収率に比べて相対的に大きい値を有する。逆に、約 800 nm ないし約 900 nm の波長帯域ではオキシヘモグロビンの吸収率がデオキシヘモグロビンの吸収率に比べて相対的に大きい値を有する。したがって、一実施形態では、光源 20 から約 650 nm ないし約 800 nm の波長を有する第 1 光及び約 800 nm ないし約 900 nm の波長を有する第 2 光とを共に照射して、オキシヘモグロビン及びデオキシヘモグロビンの濃度を相対的に小さい誤差で求めることができる。

10

【0031】

上述した過程によって、光センサー 30 によって検出された光源 20 の光からオキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの濃度を求め、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの濃度から脳の酸素飽和度を求めることができる。また、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの濃度との合が総ヘモグロビンの濃度であって、その量が血流量と比例する。したがって、一実施形態による脳状態測定装置を利用して血流量などの脳状態を測定することもできる。

【0032】

20

一方、上述した光源 20 及び光センサー 30 は、ナノ製作技術を用いて薄膜 10 に集積化することができる。このとき、光源 20 及び光センサー 30 は、ナノメートル単位の大きさを有し、脳状態測定装置の全体の重さが 10 mg 以下になるように形成すればよい。

【0033】

ナノ製作技術によって薄膜 10 に光源 20 及び光センサー 30 などが集積化され形成されるため、脳状態測定装置を生体に挿入可能な大きさに作製することができる。脳状態測定装置を脳と相対的に隣接した位置に挿入することができるため、測定精度及び信頼度を向上させることができる。さらには、脳状態測定装置が生体組織に及ぼす影響を最小化することができる。脳の動きによる素子の好ましくない動きを最小化することができる。

【0034】

30

一実施形態において、薄膜 10 には電極 40 が形成されていてもよい。電極 40 は脳と接触して脳細胞の電気信号を検出する役割を果たし得る。光源 20 及び光センサー 30 と同様に、電極 40 は複数個であってもよい。また、複数個の電極 40 は、薄膜 10 にアレイ形態で配列されていてよい。複数個の電極 40 によって検出された電気信号を分析することにより、皮質脳波図 (electrocorticogram; ECoG) 方式で脳活動を測定することができる。

【0035】

図 3 a ないし図 3 c は、実施形態による脳状態測定装置における薄膜に光源及び光センサーが集積化された形態を示した概略的な断面図である。

【0036】

40

図 3 a ないし図 3 c は、薄膜 10 における光源 20、21、22、光センサー 30、31、32、電極 40 及び配線部 100 の位置を説明するための図である。なお、図 3 a ないし図 3 c に示された光源 20、21、22、光センサー 30、31、32、電極 40 及び配線部 100 の配列順序またはこれらのそれぞれの形状は例示的なものであって、実際の光源、光センサー、電極及び配線部の配列順序または形状が図示されたものと異なり得ることは当業者には理解できるであろう。

【0037】

図 3 a を参照すれば、薄膜 10 には光源 20、光センサー 30、電極 40 及びこれらの駆動のための配線部 100 が形成されていてよい。配線部 100 は、光源 20 及び光センサー 30 に駆動電力を供給し、光センサー 30 及び電極 40 によって検出された光及び電

50

気信号を受信し外部に伝達するための回路部分である。

【0038】

一実施形態において、光源20及び光センサー30は薄膜10の上面11に位置し、電極40は薄膜10の下面12に露出するように位置してよい。例えば、脳状態測定装置が頭蓋骨の下部に挿入されたとき、薄膜10の上面11は頭蓋骨に隣接して位置し、下面12は脳に隣接して位置すればよい。このとき、光源20及び光センサー30は、薄膜10の上面11に位置し、薄膜10を介して脳に光を照射した脳から散乱された光を検出することができる。一方、電極40は、脳と接触して脳から電気信号を検出するために薄膜10の下面12に位置すればよい。

【0039】

光源20は、電気信号の伝達のための入力及び出力端子200、205を含むことができる。各端子200、205は導電物質からなっていてよく、一種または複数の物質からなっていてよい。図3aに示された端子200、205の形状は例示的なものであって、実際の端子の形状は図示されたものと異なり得る。光源20と同様に、光センサー30も入力及び出力端子300、305を含むことができる。

【0040】

図3bを参照すれば、他の実施形態において、薄膜10には光源21、光センサー31、電極40及び配線部100が形成されていてよい。図3bに示された実施形態において、光源21及び光センサー31は、薄膜10の表面に露出することなく薄膜10中に完全に挿入された形態で位置していてもよい。

【0041】

図3cを参照すれば、また他の実施形態において、薄膜10には光源22、光センサー32、電極40及び配線部100が形成されていてよい。図3cに示された実施形態において、光源22及び光センサー32は、薄膜10の下面12に露出した形態で位置してよい。例えば、脳状態測定装置が頭蓋骨の下部に挿入されたとき、薄膜10の下面12に露出した光源22は、脳に直接光を照射することができ、光センサー32も脳から散乱された光を直接検出することができる。

【0042】

図3b及び図3cに示された実施形態において、光源21、22及び光センサー31、32の薄膜10に対する相対的な位置を除くと、他の構成は図3aを参照して上述した実施形態の構成と同じであるため、その詳しい説明を省く。

【0043】

図4aないし図4cは、実施形態による脳状態測定装置における光源20及び光センサー30の配置形態を示した概略図である。図4aないし図4cは、光源20及び光センサー30が形成された薄膜の表面の一部分を概略的に示した図である。

【0044】

図4aを参照すれば、光源20及び光センサー30は、薄膜の表面において正六角形の形状をなすように配列されていてよい。6個の光源20が正六角形の各頂点に位置するように配列されていてよく、6個の光源20が形成する正六角形の中心に光センサー30が位置するように配列されていてよい。上記のように配列される場合、光源20と光センサー30の個数の比は2:1である。領域300は、各領域300の中心に位置する光センサー30の測定範囲を示す。図示されたように、一つの光センサー30を利用して該光源を取り囲んでいる6個の光源20からの光を検出することができる。

【0045】

図4bを参照すれば、他の実施形態において、光源20及び光センサー30が別の方式で正六角形形状をなすように配列されていてよい。正六角形の6個の頂点には3個の光源20及び3個の光センサー30が交互に配列されていてよい。上記のように配列される場合、光源20と光センサー30の個数の比は1:1である。領域310は、各領域310の中心に位置する光センサー30の測定範囲を示す。図示されたように、一つの光センサー30を利用して該光源を取り囲んでいる3個の光源20からの光を検出することができ

10

20

30

40

50

る。

【0046】

図4cを参照すれば、光源20及び光センサー30は正四角形の形状をなすように配列されていてもよい。正四角形の4個の頂点にそれぞれ光源20が配列され、また正四角形の4辺の中央にそれぞれ光源20が配列されていてもよい。一方、8個の光源20によって形成される正四角形の中心に光センサー30が位置するように配列することもできる。上記のように配列される場合、光源20と光センサー30の個数の比は3:1である。領域320は、各領域320の中心に位置する光センサー30の測定範囲を示す。図示されたように、一つの光センサー30を利用して該光源を取り囲んでいる8個の光源20からの光を検出することができる。

10

【0047】

図4dを参照すれば、光源20及び光センサー30は、それぞれの列330を基準にして各列330において交互に配列されていてもよい。例えば、一つの列330には3個の光源20及び1個の光センサー30が交互に配列されていてもよい。領域340は、各領域340に含まれる光センサー30の測定範囲を示す。図示されたように、各光センサー30を利用して同じ列330に位置する光源20のうちの両方向に隣接して位置する6個の光源20からの光を検出することもできる。

【0048】

図4aないし図4dを参照して上述した光源20及び光センサー30の配列形態は、複数個の光源20及び光センサー30の様々な配列形態のうちの一部を例示的に示したものであって、脳状態検出装置における複数個の光源20及び光センサー30の配列形態はこれに制限されるものではなく、図示されたものと異なる配列形態で配列されていてもよい。

20

【0049】

図5は、一実施形態による脳状態測定装置における複数個の光源を駆動する電力の時間による波形を示したグラフである。

【0050】

一実施形態による脳状態測定装置は、複数個の光源を含むことができ、複数個の光源は、 n 個のグループに分けることができる。一つのグループが少なくとも一つの光源を含むことができ、各グループは互いに同一または異なる個数の光源を含むことができる。このとき、 n 個の光源グループは時間多重モードで動作することができる。

30

【0051】

図5を参照すれば、 n 個の駆動波形 L_1 、 L_2 、 $\dots$ 、 L_n は、上述した n 個の光源グループのそれぞれを駆動するための電力の時間による波形を示す。電力波形 L_1 、 L_2 、 $\dots$ 、 L_n がハイ(high)レベルを有する場合には、当該グループの光源から光が放出され、パルスがロー(low)レベルを有する場合には、当該グループの光源から光が放出されないこともある。

【0052】

このとき、それぞれの電力波形 L_1 、 L_2 、 $\dots$ 、 L_n は、時間差をおいて互いに異なる時間にハイレベルを有するように構成すればよい。これにより、 n 個の光源グループは、グループ毎に互いに異なる時間に光を放出することができる。すなわち、各光源の光を放出する時間が異なるため、光源の光放出時間に応じて当該光源に対応する光センサーの動作時間を調節すれば、各光センサーが隣接して位置する特定の光源からの光のみを検出するようにすることができる。

40

【0053】

一方、図5に示された駆動電力の波形は例示的なものであって、光源を駆動するための電力の波形はこれに制限されず、光源は示されたものと異なる波形の電力を利用して駆動してもよい。

【0054】

図6は、一実施形態による脳状態測定装置が人体に挿入された状態を示した概路図であ

50

る。

【0055】

図6を参照すれば、脳状態測定装置1は、人体の脳2と頭蓋骨3との間に挿入すればよい。例えば、脳状態測定装置1は、大脳皮質の表面または脳硬膜(dura)上に位置すればよい。脳状態測定装置1が頭蓋骨3の下部に位置するため、脳2に直接光を照射することができ、脳2から直接散乱光及び電気信号を検出することができる。

【0056】

脳状態測定装置1は、外部の増幅部50及び制御部60と光学的及び／または電氣的に接続することもできる。増幅部50は、脳状態測定装置1で検出された光及び電気信号を所定の大きさに増幅することができる。増幅部50で光及び電気信号の大きさを増幅することにより、脳状態の測定を容易に行うことができる。

10

【0057】

制御部60では、増幅部50で増幅された光及び電気信号を受信し、受信した光を用いて血流量または酸素飽和度などの脳状態を測定することができる。受信した光量の変化は、脳の光吸収係数の変化と比例し、上述した数式1ないし数式3によって酸素飽和度と血流量の変化を測定することができる。

【0058】

図6では脳状態測定装置1が脳2と頭蓋骨3との間に挿入された形態を示したが、これは例示的なものであって、脳状態測定装置1は頭蓋骨3と頭皮4との間に挿入することもできる。また、脳状態測定装置1は、頭蓋骨3の一部分を相対的に薄くし、薄くなった頭蓋骨部分に位置するように挿入することもできる。

20

【0059】

以上で説明した本発明は、図面に示された実施形態を参照して説明したが、これは例示的なものに過ぎず、当該分野における通常の知識を有する者ならば様々な変形及び実施形態の変形が可能であることが理解できるであろう。なお、かかる変形は、本発明の技術的保護範囲内にあると見なされるべきである。よって、本発明の真正な技術的保護範囲は、特許請求の範囲の技術的思想に基づいて決められるべきである。

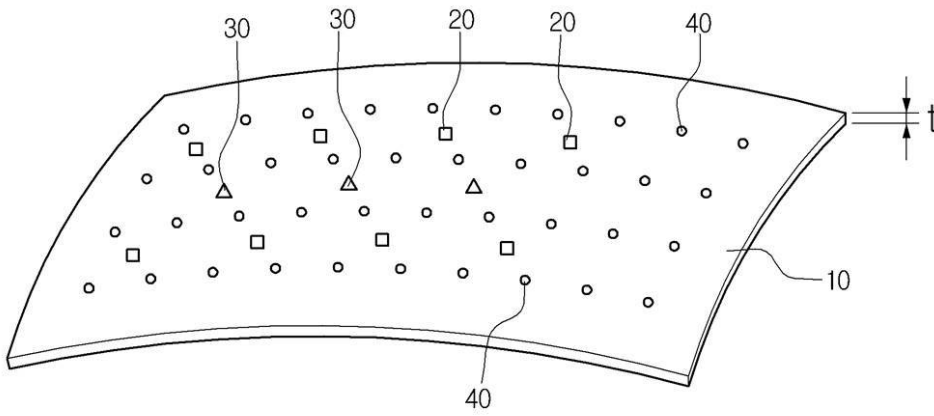
【符号の説明】

【0060】

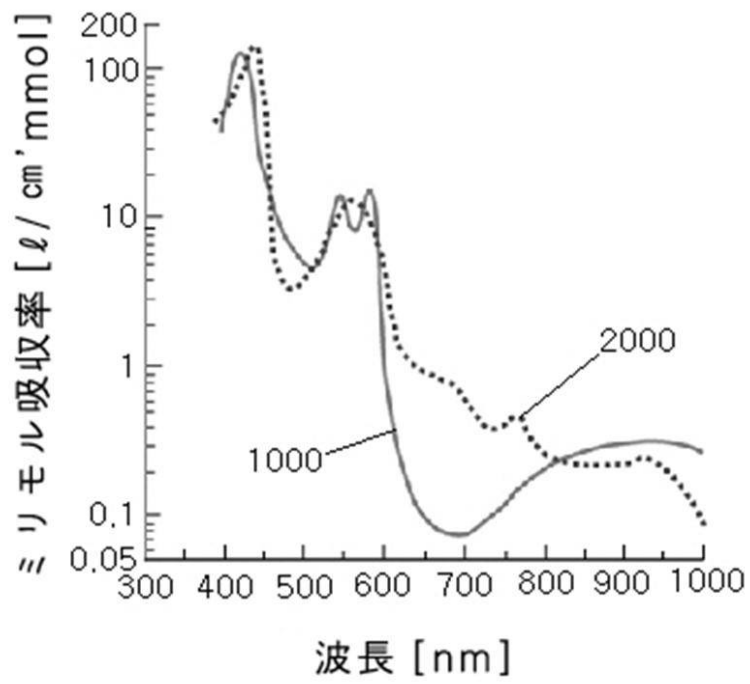
- 1 脳状態測定装置
- 2 脳
- 3 頭蓋骨
- 10 薄膜
- 20 光源
- 30 光センサー

30

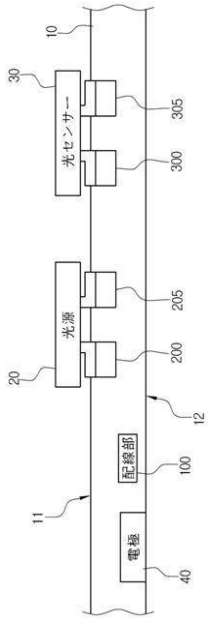
【図 1】



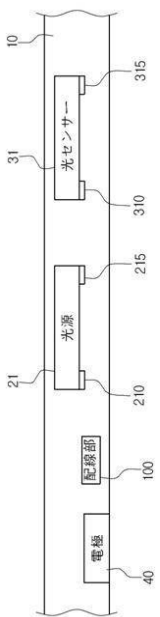
【図 2】



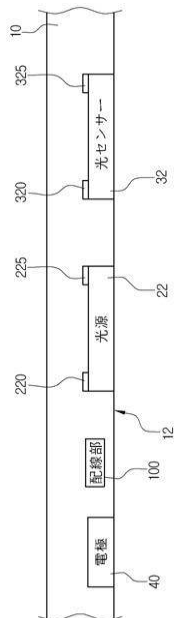
【図 3 a】



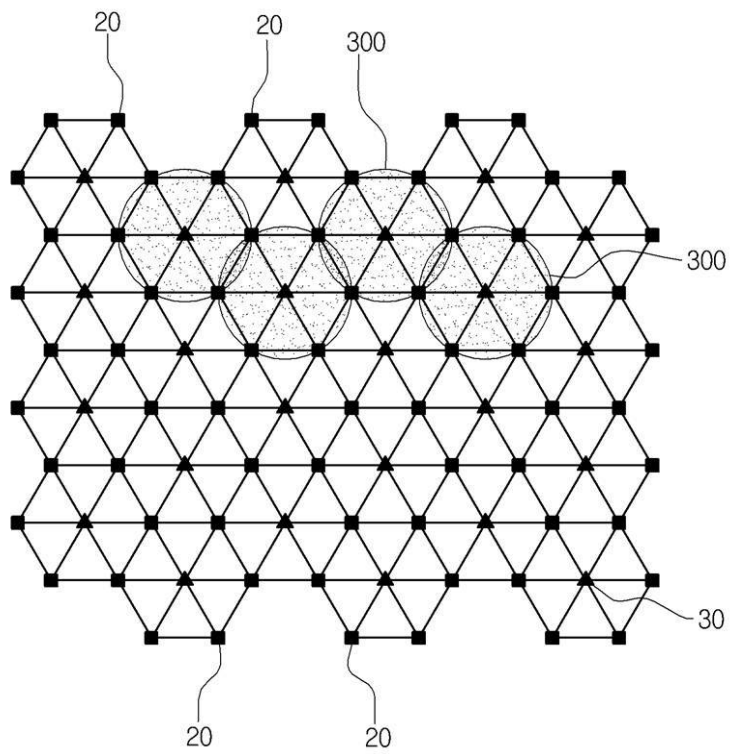
【図 3 b】



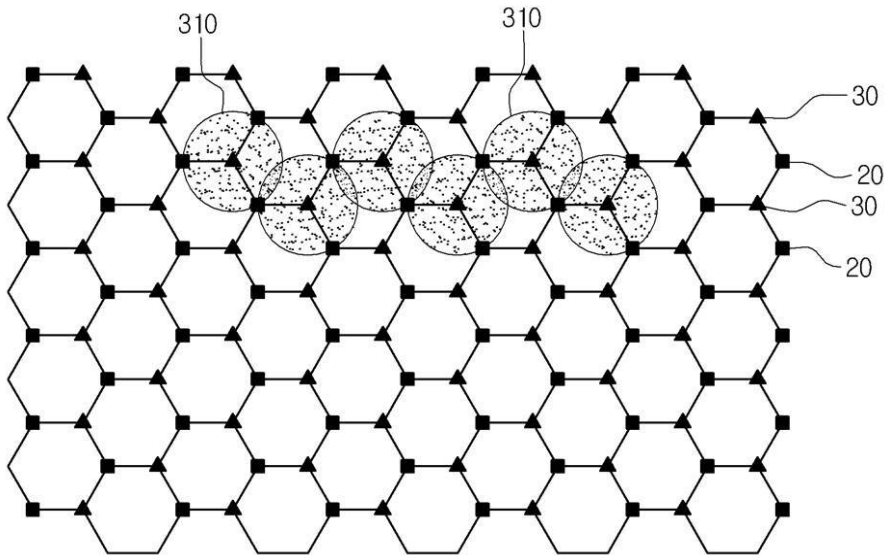
【図 3 c】



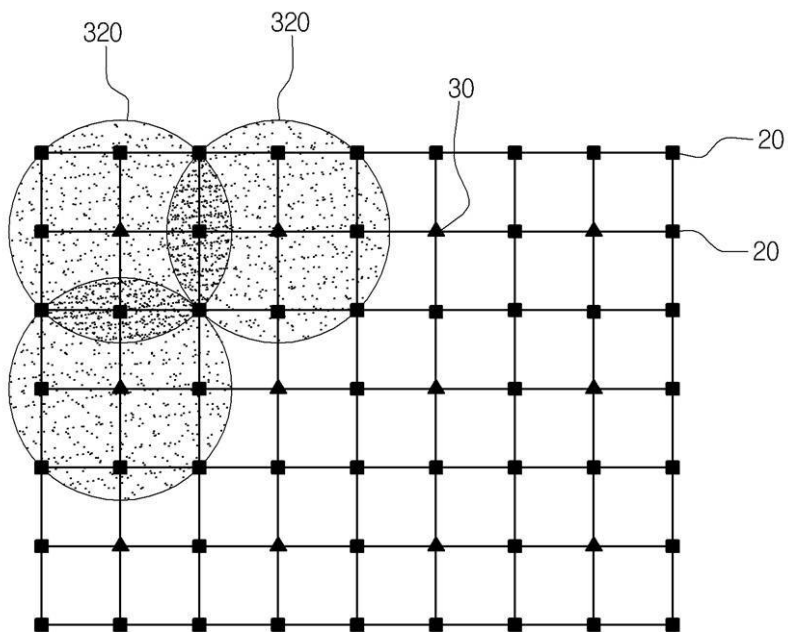
【図 4 a】



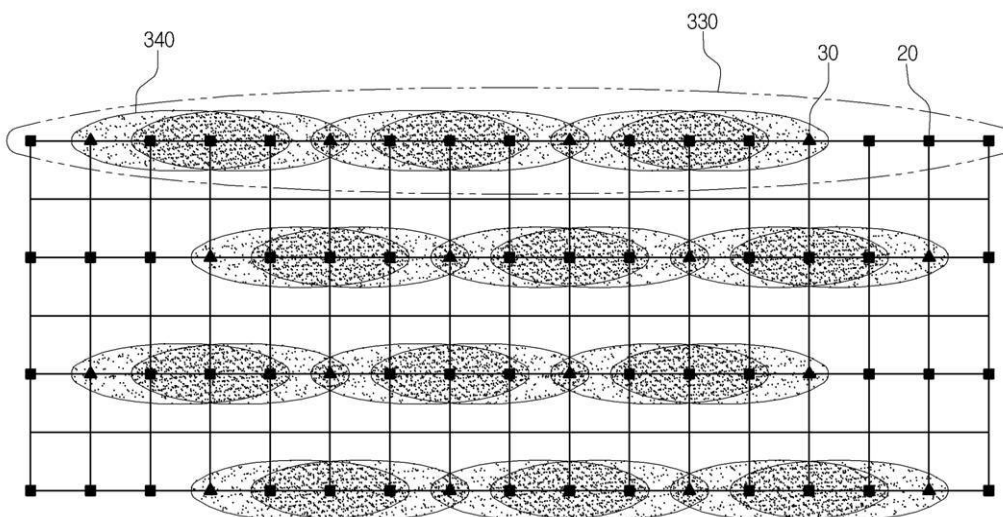
【図 4 b】



【図 4 c】



【図 4 d】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード (参考)
G 0 1 N 21/17 (2006.01)
G 0 1 N 21/35 (2006.01)

(72)発明者 キム, グク バエ
大韓民国 1 3 6-1 5 0 ソウル ソンブクーグ ソクグワンードン 3 3 7-4 0 1
(72)発明者 スン, ホクン
大韓民国 4 4 3-4 7 0 キョンギード スウォンーシ ヨントンーグ ヨントンードン ビョ
クジョクゴル 8-ダンジ アパートメント # 8 2 6-6 0 3

Fターム(参考) 2G059 AA01 BB12 CC18 EE02 GG02 GG03 HH01 HH02 KK04 LL02
MM01
4C027 AA03 BB05 KK03
4C038 KK01 KL01 KX01