

(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
2016 年 9 月 1 日(01.09.2016)

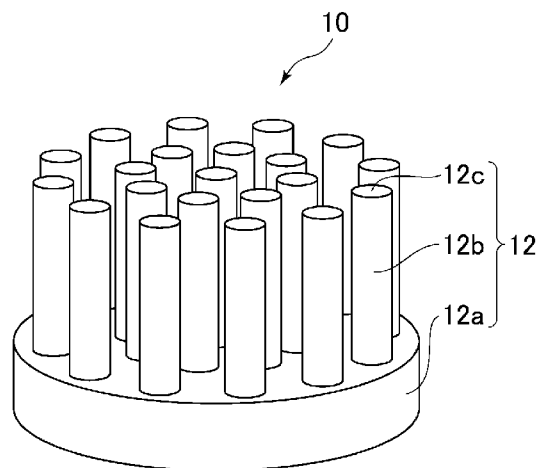


(10) 国際公開番号
WO 2016/136629 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0478 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/054896
- (22) 国際出願日: 2016 年 2 月 19 日(19.02.2016)
- (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 2015-038320 2015 年 2 月 27 日(27.02.2015) JP
特願 2016-012317 2016 年 1 月 26 日(26.01.2016) JP
- (71) 出願人: ニッタ株式会社(NITTA CORPORATION)
[JP/JP]; 〒5560022 大阪府大阪市浪速区桜川 4 丁
目 4 番 2 6 号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 森本 梓(MORIMOTO Azusa); 〒6391085
奈良県大和郡山市池沢町 1 7 2 ニッタ株式会
社奈良工場内 Nara (JP). 横井 淳二(YOKOI
Junji); 〒6391085 奈良県大和郡山市池沢町 1 7 2
ニッタ株式会社奈良工場内 Nara (JP).
- (74) 代理人: 吉田 正義(YOSHIDA Tadanori); 〒
1600023 東京都新宿区西新宿六丁目 1 5 番 1 号
ラ・トゥール新宿 3 0 4 号 Tokyo (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, BN, 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,
IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS,
LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY,
MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,
ST, SV, SY, TH, 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, LR, LS, MW,
MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM,
ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BRAIN WAVE MEASUREMENT ELECTRODE

(54) 発明の名称: 脳波測定用電極



(57) Abstract: Provided is a brain wave measurement electrode (10) provided with a base member (12) comprising an elastic body, and a structure formed on the surface of the base member, the brain wave measurement electrode whereby contact with the scalp is made and conduction can be adequately maintained without the use of an electroconductive paste, and the burden on a test subject can be reduced, the brain wave measurement electrode being characterized in that the base member (12) is provided with protruding parts (12b) having contacting faces (12c) for contacting the scalp, the structure includes a plurality of nanocarbon materials, and the plurality of nanocarbon materials forms an interconnected network structure and are fixed to the surface of the base member (12).

(57) 要約: 弾性体からなる母材 (12) と、前記母材の表面に形成された構造体とを備える脳波測定用電極 (10) であって、前記母材 (12) は、頭皮に接触する接触面 (12c) を有する突出部 (12b) を備え、前記構造体は、複数のナノ炭素材料を含み、前記複数のナノ炭素材料が、互いに接続されたネットワーク構造を形成していると共に、前記母材 (12) の表面に固定されていることを特徴とする、導電性ペーストを用いずに頭皮と接触して導通を十分に確保でき、しかも、被験者の負担を軽減できる脳波測定用電極を提供する。



WO 2016/136629 A1

明 細 書

発明の名称：脳波測定用電極

技術分野

[0001] 本発明は、脳波測定用電極に関するものである。

背景技術

[0002] 従来の脳波測定用電極としては、被験者の頭皮と電極との間に導電性ペーストを介在させるタイプのものが多く用いられている。導電性ペーストは、頭皮と電極との間の接触インピーダンスを低減するのに加えて、測定部位の位置を固定するという作用を有するものの、測定後の除去が必要になるので作業の煩雑さが伴う。

[0003] 近年、導電性ペーストを使用せずに低い接触インピーダンスを確保できる電極（ドライ電極）が開発されている。ドライ電極としては、例えば、ヘアバンドに取り付けて使用するマルチピン型ドライ電極（例えば、非特許文献1）や、ヘッドキャップに取り付けて使用するマルチピン型ドライ電極（例えば、非特許文献2）が提案されている。これらのドライ電極においては、マルチピンは硬質な金属により構成されている。

[0004] また、被験者の負担を軽減するために、ゴムからなる突出部の先端に金属からなる接触部を設けた脳波測定用電極（例えば、特許文献1）や、金属ばねを用いることによって、金属製の球状先端部を伸縮、揺動、旋回可能とした脳波測定用電極が提案されている（例えば、特許文献2）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2013-111361号公報

特許文献2：特開2013-240485号公報

非特許文献

[0006] 非特許文献1：本田学、戦略的創造研究推進事業CREST、研究領域「先進的統合センシング技術」、研究課題「脳に安全な情報環境をつくるウェアラブル

基幹脳機能統合センシングシステム」

非特許文献2：g-tec社製アクティブドライ電極「g. SAHARA」、インターネット＜URL：http://www.gtec.at/Products/Electrodes-and-Sensors/g. SAHARA-Specs-Features＞

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0007] 上記非特許文献1，2の電極は、マルチピンが硬質な金属で構成されているため、導通は十分に確保されるものの、被験者が不快に感じ頭皮への負担が大きいという問題がある。
- [0008] 特許文献1の電極では、ゴムからなる突起部に所望の導電性を付与するために、多量の導電性材料が配合される。これによって、ゴム本来の柔軟性やクッション性が低下して硬質となり、頭皮に接触させた際に被験者の痛みに繋がる。また、硬質であることから頭皮との密着性が悪く、脳波を正確に測定することが困難になる。高価な導電性材料が用いられる場合には、製造コストを抑えることができない。
- [0009] 特許文献2の電極においては、構造の複雑さ故に接触点で導通不良が発生して、脳波測定が良好に行われないことも起こり得る。また、構造が複雑であることから製造コストが高く、量産には不向きである。
- [0010] そこで本発明は、導電性ペーストを用いずに頭皮と接触して導通を十分に確保でき、しかも、被験者の負担を軽減できる脳波測定用電極を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0011] 本発明に係る脳波測定用電極は、弾性体からなる母材と、前記母材の表面に形成された構造体とを備える脳波測定用電極であって、前記母材は、頭皮に接触する接触面を有する突出部を備え、前記構造体は、複数のナノ炭素材料を含み、前記複数のナノ炭素材料が、互いに接続されたネットワーク構造を形成していると共に、前記母材の表面に固定されていることを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、脳波測定用電極は、弾性体からなる母材を含み、この母材における突出部の一部（接触面）が被験者の頭皮に接する。構造体においては、ナノ炭素材料同士が接続されてネットワーク構造を形成している。こうした構造体は、母材に付着、固定している。これにより、導電性ペーストを用いずに頭皮と接触して、導通を十分に確保することができる。弾性体は、柔軟性、クッション性を有しているので、圧力が加えられた際にも被験者に痛みなどの不快感を与えるとはなく、負担を軽減することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本実施形態に係る脳波測定用電極の構成を示す斜視図である。
[図2]変形例に係る脳波測定用電極の構成を示す斜視図である。
[図3]実施例で作製した脳波測定用電極を示す斜視図である。
[図4]実施例で作製した脳波測定用電極における母材を示す図であり、図4 Aは平面図、図4 Bは図4 AにおけるA－A断面図である。
[図5]電極接触抵抗測定に用いたアクティブ電極の構成を示す概略図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

[0015] 1. 全体構成

図1に示すように、脳波測定用電極10は、円板状の支持部12aと、この支持部12aの一表面に形成された突出部12bとを有する母材12を備える。母材12の表面には、図示しない構造体が形成されている。この構造体は導電性を有するものであり、この構造体によって母材12の表面に導電パスが形成される。

[0016] 本実施形態の場合、母材12は、柔軟性、クッション性を有する弾性体で形成されており、例えば熱可塑性エラストマーで形成される。より具体的には、熱可塑性エラストマーとしては、ウレタン系熱可塑性エラストマー等が挙げられる。母材12のショアA硬度が大きすぎる場合には、突出部12bを頭皮に接触させた際に被験者が痛みを感じる。一方、母材12のショアA

硬度が小さすぎる場合には、頭皮に押し付けられた突出部 1 2 b が過度に湾曲して、頭皮と突出部 1 2 b との接触が不安定なる。母材 1 2 のショア A 硬度は、6 8 ～ 7 5 A 程度であることが好ましい。ウレタン系熱可塑性エラストマーで形成された母材 1 2 のショア A 硬度は、例えば 7 5 A 程度である。

[0017] 母材 1 2 における突出部 1 2 b の数は限定されないが、突出部 1 2 b は複数設けられている方が望ましい。本実施形態では、突出部 1 2 b は円柱形状であり、支持部 1 2 a と同じ材料によって一体的に形成されている。こうした突出部 1 2 b の先端は、頭皮に接触する接触面 1 2 c を有する。實際上、頭皮は接触面 1 2 c 上に形成された構造体と接する。

[0018] 本実施形態においては、脳波測定用電極 1 0 は、弾性体からなる母材 1 2 と、母材 1 2 表面の構造体とから構成されており、金属部材は含まれていない。

[0019] 弾性体からなる母材 1 2 においては、例えば、支持部 1 2 a の直径は、5 ～ 2 0 mm 程度、厚さは 1 ～ 1 0 mm 程度とすることができる。突出部 1 2 b については、例えば、直径は 1 ～ 1 0 mm 程度、高さは 5 ～ 2 0 mm 程度とすることができる。

[0020] 母材 1 2 の表面の図示しない構造体は、複数のナノ炭素材料を含む。本実施形態においては、ナノ炭素材料としてはカーボンナノチューブ（以下、C N T という）を用いる。複数の C N T は、互いに接続されており、ネットワーク構造を有する構造体を形成している。ここでいう接続とは、物理的な接続（単なる接触）を含む。C N T は、それ自体導電性が高いことから、複数の C N T によるネットワーク構造を有する構造体となった後も高い導電性を維持でき、脳波測定用電極 1 0 として好適に用いられる。

[0021] C N T のネットワーク構造を有する構造体は、一般的な接着剤等を C N T に混合して形成し母材 1 2 表面へ固定してもいいし、接着剤等を使わずに C N T の持つファンデルワールス力を使って形成し母材 1 2 表面へ直接付着させ固定してもよい。

[0022] 接着剤等を使わない場合は、C N T の繊維自体の表面を接着剤等が覆わな

いことで、CNT同士を介在物が無い状態で直接接続して、ネットワーク構造を有する構造体を形成できるので、CNTの持つ高い導電性がそのまま脳波測定用電極10に使用できるという利点を持つ。

[0023] CNTは、一般的なアーク放電法、気相成長法、レーザ蒸発法などによって製造される。例えば、Co、Mgなどの金属を含む触媒を用い、CO（一酸化炭素）、H₂を含むガスを原料とする気相成長法により製造されたCNTを用いることができる。また、CNTは、チューブ状のものだけでなく、加熱等により、形状が変化したものも用いることができる。

[0024] 2. 製造方法

次に、脳波測定用電極10の製造方法を説明する。脳波測定用電極10は、CNTを含む分散液を作製し、当該分散液を用いて母材12表面に構造体を形成することにより製造することができる。

[0025] 分散液の作製に先立ち、混酸を用いてCNTに対し前処理を行う。混酸は、例えば、硝酸と硫酸の1：1混合溶媒を用いることができる。混合溶媒にCNTを投入後、攪拌し、次いで、超音波を照射することにより、CNTを単離分散させる。その後、減圧濾過してCNTを取り出し、アンモニア水等を用いてCNT表面を中和する。そして純水で表面を洗浄した後、乾燥して粉状のCNTを得る。

[0026] 上記のようにして前処理が終わった粉状のCNTを、例えば0.01～10wt%の濃度となるように、超音波処理又は高圧分散処理にて分散液を得る。分散液中におけるCNTの濃度は0.1～5wt%程度がより好ましく、0.5～2wt%程度が最も好ましい。溶媒は、N，N-ジメチルホルムアミド(DMF)や各種のアルコール等を用いることができる。なおこの分散液に、分散剤、界面活性剤、接着剤などの適当な添加剤等を添加して使用してもよい。ただし、このような添加剤を分散液に加えると、これらの添加剤がCNTの繊維表面をコーティングしてしまい、CNT本来の導電性を阻害するおそれがある。これらのことから上記のような添加剤を加えない分散液で、CNTのネットワーク構造を有する構造体を形成し、母材12へ固定さ

せた方が導電性向上の観点からみても好ましいといえる。

[0027] 次いで、母材 1 2 である弾性体を上記分散液に浸漬する。分散液に上記の添加剤を加えない場合は、C N T は、母材 1 2 表面との間に作用するファンデルワールス力により、C N T のネットワーク構造を有する構造体を形成し、さらに母材 1 2 における突出部 1 2 b および支持部 1 2 a および接触面 1 2 c の表面に直接付着する。また、分散液に接着剤等を加えた場合は、上記のファンデルワールス力に加えて、接着剤等の力も加味され、強力に母材 1 2 へ付着することになる。

[0028] その後、母材 1 2 を分散液から引き出し、乾燥させることにより、母材 1 2 表面に C N T が付着、固定される。このようにして、C N T が互いに接続されたネットワーク構造を有する構造体が母材 1 2 表面に形成される。なお、浸漬及び乾燥の工程を繰り返すことにより、所定厚さの構造体を得ることができる。

[0029] 上記のように母材 1 2 を分散液に浸漬すると、C N T は母材 1 2 における突出部 1 2 b および支持部 1 2 a および接触面 1 2 c の表面に付着する。したがって、母材 1 2 の表面に C N T が付着した脳波測定用電極 1 0 を容易に形成することができる。

[0030] 3. 作用及び効果

上記のように構成された脳波測定用電極 1 0 においては、突出部 1 2 b を有する母材 1 2 の表面に構造体が形成されており、構造体によって導電パスが母材 1 2 の表面に形成される。こうした脳波測定用電極 1 0 を用いて脳波を測定する際には、突出部 1 2 b は頭髮の間に入り込んで接触面で頭皮に接触する。導電性ペーストを用いなくても、脳波測定用電極 1 0 と被験者の頭部との間の導通を確保して、接触インピーダンスを極めて低いレベルまで下げることが可能となる。その結果、脳波測定用電極 1 0 は頭部からの微弱な電気信号を正確に検出することができる。

[0031] しかも、突出部 1 2 b を含む母材 1 2 は弾性体からなり、柔軟性、クッション性を有している。こうした突出部 1 2 b が被験者の頭部に接触すること

で、圧力が加えられた際にも被験者が不快に感じることはなく、負担は軽減されることとなる。

[0032] 本実施形態の場合、構造体は、複数のCNTが互いに接続されたネットワーク構造を形成しているので、CNT由来の機能である電気導電性を発揮することができる。特に複数のCNTが互いに何も介在しない状態で直接接続されネットワーク構造を有する構造体を形成している場合は、特にその電気導電性は高く、脳波測定用電極10としては好適となる。

[0033] また、導電パスが母材12の表面に形成されることから、母材12の内部に導電パスが存在する場合と比較して、測定された脳波を効率的に伝達することができる。

[0034] また構造体が接着剤等を用いずに、CNT同士を直接接続してネットワークを形成し、当該母材12に固定している場合、つまり接着剤等を用いずに構造体が形成され、当該構造体が母材12に固定しているので、導電性の良さに加えて母材12の柔軟性、クッション性を保持することができる。したがって脳波測定用電極10は、全体として柔軟性、クッション性を有することにより、被験者の負担を軽減することができる。構造体が母材12の表面に存在しているので、CNTの使用量は最小限とすることができ、製造コストの削減にも繋がる。

[0035] なお、本実施形態に係る脳波測定用電極10は、弾性体からなる母材12と、母材12表面の構造体とから構成されている。金属部材が含まれていないため、本実施形態に係る脳波測定用電極10を頭部に装着したままX線コンピュータ断層撮影（CT：Computed Tomography）や核磁気共鳴画像法（MRI：Magnetic Resonance Imaging）により画像情報を取得しても、アーチファクトの発生を防止することができる。したがって脳波測定用電極10は、X線CTやMRI等による画像情報と、脳波電極による脳波を同時に取得することができる。

[0036] 金属部材が含まれていないことから、脳波測定用電極10は、金属アレルギーをもつ被験者に使用することもできる。本実施形態に係る脳波測定用電

極 10 は、使い捨ても可能であり、衛生面でも優れている。弾性体からなる母材 12 は、支持部 12a と突出部 12b とを一体成型することができる。こうした脳波測定用電極 10 は、量産性に優れ、製造コストを削減することも可能となる。

[0037] 4. 変形例

本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨の範囲内で適宜変更することが可能である。

[0038] 上記実施形態においては、構造体を形成するナノ炭素材料として CNT を用いたが、CNT に限定されずグラフェンを用いることもできる。グラフェンは、CNT と同様に高い導電性を有するナノ炭素材料である。CNT をグラフェンに変更する以外は上述と同様の手法により、母材 12 における突出部 12b、支持部 12a、および接触面 12c の表面にグラフェンを付着させて、脳波測定用電極 10 を得ることができる。

[0039] グラフェンは、溶媒に分散させて、例えば 0.01～10wt% の濃度の分散液として用いることができる。分散液中におけるグラフェンの濃度は、0.1～5wt% 程度がより好ましく、0.5～2wt% 程度が最も好ましい。

[0040] また、上記実施形態では、母材 12 を熱可塑性エラストマーで形成する場合について説明したが、本発明はこれに限らず、任意の弾性体を用いて母材 12 を形成することができる。例えば、樹脂、ゴム等で母材 12 を形成することとしてもよい。熱可塑性エラストマーとしては、例えばオレフィン系熱可塑性エラストマー (TPO)、スチレン系熱可塑性エラストマー、エステル系熱可塑性エラストマー (TPC)、ウレタン系熱可塑性エラストマー (TPU)、ポリアミド系熱可塑性エラストマー (TPAE)、塩ビ系熱可塑性エラストマー (TPVC) 等が挙げられ、樹脂としては、例えば AS 樹脂、ABS 樹脂、エポキシ樹脂、テトラフルオロエチレン・エチレン共重合体 (ETFE)、テトラフルオロエチレン・ヘキサフルオロプロピレン共重合体 (FEP)、ヘキサフルオロプロピレン・エチレン共重合体 (EFEP)

、ポリビニリデンフルオロライド（PVDF）、ポリクロロトリフルオロエチレン（PCTFE）、クロロトリフルオロエチレン・エチレン共重合体（ECTFE）、ポリカプロアミド（ナイロン6）、ポリヘキサメチレンアジパミド（ナイロン66）、ポリテトラメチレンアジパミド（ナイロン46）、ポリヘキサメリレンセバカミド（ナイロン610）、ポリヘキサメリレンドデカミド（ナイロン612）、ポリドデカンアミド（ナイロン12）、ポリウンデカンアミド（ナイロン11）、ポリヘキサメチレンテレフタルアミド（ナイロン6T）、ポリキシリレンアジパミド（ナイロンXD6）、ポリノナメチレンテレフタルアミド（ナイロン9T）、ポリウンデカンメチレンテレフタルアミド（ナイロン11T）、ポリデカメチレンドデカンアミド（ナイロン1010）、ポリデカメチレンドデカンアミド（ナイロン1012）アミド系エラストマー（TPA）、ポリブチレンテレフタレート（PBT）、ポリブチレンナフタレート（PBN）、ポリエチレンナフタレート（PEN）ポリカーボネート（PC）、直鎖状低密度ポリエチレン（LLDPE）、超低密度ポリエチレン、低密度ポリエチレン（LDPE）、中密度ポリエチレン（MDPE）、高密度ポリエチレン（HDPE）、架橋ポリエチレン、エチレン・酢酸ビニル共重合体（EVA）、エチレン・ビニルアルコール共重合体（EVOH）、ブテンジオール・ビニルアルコール共重合体（BVOH）、ポリビニルアルコール（PVA）、ポリブテン（PB）、ウレタン系エラストマー（TPU）、エステル系エラストマー（TPC）、オレフィン系エラストマー（TPO）、スチレン系エラストマー（TPS）、変性ポリフェニレンエーテル（変性PPE）、液晶ポリマー（LCP）、シクロオレフィンコポリマ（COC）、ポリエーテルケトン（PEK）、ポリグリコール酸（PGA）、ポリアリレート（PAR）、ポリメチルペンテン（PMP）、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK）、ポリエーテルサルホン（PES）、ポリエチレンテレフタレート（PET）、フェノール樹脂（PF）、テトラフルオロエチレン・パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体（PFA）、ポリイミド（PI）、ポリエーテルイミド（PEI）、アクリ

ル樹脂（PMMA）、ポリアセタール（POM）、ポリプロピレン（PP）、ポリフェニレンサルファイド（PPS）、ポリスチレン（PS）、ポリサルホン（PSU）、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）、ポリ塩化ビニル（PVC）等が挙げられる。

[0041] ゴムとしては、例えば天然ゴム（NR）、エチレン・プロピレングム（EPM、EPDM）、クロロプレングム（CR）、ブチルゴム（IIR）、ポリウレタングム（U）、シリコングム（VMQ、FVMQ）、アクリルゴム（ACM）、エピクロルヒドリンゴム（ECO）、フッ素系ゴム（FKM、FEPM、FFKM）、ニトリルゴム（NBR）、水素化ニトリルゴム（HNBR）、塩素化ポリエチレン（CPE）、クロロスルホン化ポリエチレン（CSM）、ブタジエングム（BR）、スチレン・ブタジエングム（SBR）等が挙げられる。

[0042] オレフィン系熱可塑性エラストマー（TPO）で形成された母材12のショアA硬度は、例えば73程度である。エステル系熱可塑性エラストマー（TPC）で形成された母材12のショアA硬度は、例えば68程度である。ポリアミド系熱可塑性エラストマー（TPAE）で形成された母材12のショアA硬度は、例えば75A程度である。

[0043] 母材12における支持部12aおよび突出部12bは、柔軟性、クッション性が損なわれない範囲で、必要に応じて、多色成形やインサート成形などにより、異なる材料を用いてもよい。

[0044] さらに母材12は、発泡ウレタンなどのクッション性のある発泡材料や木材、コルクなどの多孔質材料、各種繊維を撚って糸状にした材料や、繊維を織ったり編んだりしたものを固めて形成した材料、不織材料で形成してもよい。要は弾性を示す材料であれば、上記材料に限定することなく好適に使用可能である。

[0045] 特に母材12に繊維材料や多孔質材料、発泡材料などを使った場合は、その表面の凹凸にCNTの繊維が絡みつきやすいことから、接着剤を使わなくても母材12の表面に各CNTの繊維が複数絡みあいながらCNTのネット

ワーク構造を有する構造体を形成でき、同時に母材 12 へも直接固定できる。これにより上記したように導電性が向上した脳波測定用電極 10 を得ることができる。

[0046] 母材 12 における突出部 12b は、円柱形状に限らず、多角柱形状、多角錐などの形状であってもよい。さらには、追って説明するような軸部と接触部とからなる形状で、突出部 12b を形成することもできる。

[0047] アーチファクトについての配慮が要求されない場合には、突出部 12b の柔軟性、クッション性が損なわれない範囲で、脳波測定用電極 10 の一部に金属板等の金属部材が含まれていてもよい。例えば、母材 12 における支持部 12a の底面に金属板を配置することができる。金属板を設けることで、電気信号を伝達し易くすることができる。この場合、突出部 12b との導通を確保するための導線が設けられていれば、必ずしも支持部 12a の表面に構造体が形成されている必要はない。

[0048] 母材 12 における支持部 12a の形状、突出部 12b の配置は、適宜変更することができる。例えば図 2 に示すように、矩形板状の支持部 22a の一表面に、長辺および短辺に沿って突出部 22b を配置して母材 22 としてもよい。図 2 に示す脳波測定用電極 20 においては、突出部 22b は、直径の細い軸部 22b₁ と、この軸部 22b₁ の先端に設けられた接触部 22b₂ とから構成されている。この場合には、接触部 22b₂ の端面が接触面 22c となる。

[0049] 脳波の微弱電位の変化を捉えることができれば、突出部の形状や数、接触面の形状や面積などは特に限定されず、適宜変更することができる。突出部を有し弾性体からなる母材 12 の表面に、上述したような構造体が形成された脳波測定用電極 20 は、同様の効果を得ることができる。

実施例

[0050] <脳波測定用電極の作製>

熱可塑性エラストマーとしてポリアミド系熱可塑性エラストマーを用いて母材 12 を射出成形し、図 3 に示すような脳波測定用電極 10 を作製した。

用いたポリアミド系熱可塑性エラストマーは、具体的にはアルケマ（株）製ペバックス2533SA01である。母材12は、円板状の支持部12aと3本の突出部12bとを備えている。支持部12aの一表面には、円筒部12eが支持部12aと同心円状に設けられている。3本の突出部12bは、円筒部12eから延びるように、均等に配置されている。支持部12aの外径d1は10mmである。円筒部12eは、肉厚中心径d2が5.0mmである（図4A参照）。

[0051] 母材12は、支持部12aの端面12dから接触面12cまでの距離h1が10mm、支持部12aの厚さt1が2mm、円筒部12eの高さh2は、2.5mmである（図4B参照）。円筒部12eは、基端の肉厚t2が1mm、先端の肉厚t3が0.8mmである。3本の突出部12bは、先細りの円柱状を有している。突出部12bは、基端の直径d4が2mmであり、先端の直径d5が1mmである。母材12のショアA硬度は、75であった。

[0052] 0.6wt%の濃度のCNT分散液を用い、上述した方法により母材12にCNTコーティングを施して、実施例1の脳波測定用電極10を作製した。また、1wt%の濃度のグラフェン分散液を用いる以外は同様の手法により母材12にグラフェンコーティングを施して、実施例2の脳波測定用電極10を作製した。

[0053] <インピーダンスの測定>

LCRメータ（日置電機（株）製IM3590）を用いて、実施例1の脳波測定用電極10のインピーダンスを測定した。インピーダンスの測定は、母材12の所定の2か所をクリップで挟んで行なった。周波数は10Hzとした。支持部12aにおける外周の2か所（直径上）をクリップで挟んで測定したインピーダンスは、600Ωであった。また、支持部12aの外周の1点と、この点から直近にある突出部12bの先端とをクリップで挟んで測定したインピーダンスは、6kΩであった。インピーダンスが30kΩ以下程度であれば、脳波測定用電極として好適に用いることができる。

[0054] 母材 12 を構成しているポリアミド系熱可塑性エラストマー単体のインピーダンスは、 $1 \times 10^{12} \Omega$ 以上である。このような母材 12 に CNT コーティングを施したことによって、インピーダンスを大幅に低下させることができた。同様の母材 12 にグラフェンコーティングを施した場合も、インピーダンスは同様に低下する。

[0055] <電極接触抵抗の測定>

実施例の脳波測定用電極 10 をアクティブ電極（皿電極）と組み合わせて、額および頭髪部について電極接触抵抗を測定した。測定に当たっては、ミユキ技研製のワイヤレス生体電気信号測定装置（ポリメイトミニ）を用いた。

[0056] 図 5 に示すように、アクティブ電極 30 は、一面に皿表面 30a を有し、その皿表面 30a に脳波測定用電極 10 を取り付けるための端子押さえ 34 を他面に備え、導線 32 が接続されている。脳波測定用電極 10 は、母材 12 における支持部 12a の端面 12d（図 4 B 参照）がアクティブ電極 30 の皿表面 30a に接するように取り付けられる。

[0057] リファレンス及びアース電極は、右耳に接続した。この際、リファレンスの接触抵抗を下げるために、右耳に研磨ジェルを使用し、電極には導電ペーストを塗布した。これによって、リファレンスの電極接触抵抗は $10 \text{ K} \Omega$ となった。

[0058] 脳波測定用電極 10 の接触面 12c を額部または頭髪部に接触させて、リファレンスに対する電極接触抵抗を測定した。額部については、測定前に研磨ジェルを使用することで接触抵抗を下げて測定した。実施例 1 の脳波測定用電極 10 では、額部での電極接触抵抗は $25 \text{ k} \Omega$ 、頭髪部での電極接触抵抗は $30 \text{ k} \Omega$ であった。実施例 2 の脳波測定用電極 10 では、額部での電極接触抵抗は $40 \text{ k} \Omega$ 、頭髪部での電極接触抵抗は $80 \text{ k} \Omega$ であった。実施例の脳波測定用電極 10 は、頭髪部においても低い電極接触抵抗となることが確認された。

[0059] 比較のために、アクティブ電極 30 のみを用いて同様にして、額部および

頭髪部について電極接触抵抗を測定した。額部での電気接触抵抗は実施例の脳波測定用電極 10 と同程度であったものの、頭髪部については 300 k Ω 以上と大きな値であった。アクティブ電極 30 は、頭髪を避けて頭皮に接触することができない。アクティブ電極 30 のみでは、頭髪が障害となって、頭髪部についての電極接触抵抗が高くなってしまうため、脳波を正確に測定することができない。

[0060] 実施例の脳波測定用電極 10 では、弾性体からなる突出部 12 b が頭髪部の頭髪を掻き分けながら頭皮に達し、突出部 12 b の接触面 12 c は頭髪に妨害されることなく頭皮に接触する。接触面 12 c には、複数の CNT が互いに接続されたネットワーク構造からなる構造体が存在していることによって、導電性ペーストなしで十分な導電性を確保することができる。実施例の脳波測定用電極 10 を用いた場合には、頭髪部においても低い抵抗値を得ることができ、高い精度で脳波を測定することが可能となった。しかも、脳波測定用電極 10 は、弾性体からなる突出部 12 b を備えているので、被験者の負担を軽減できる。

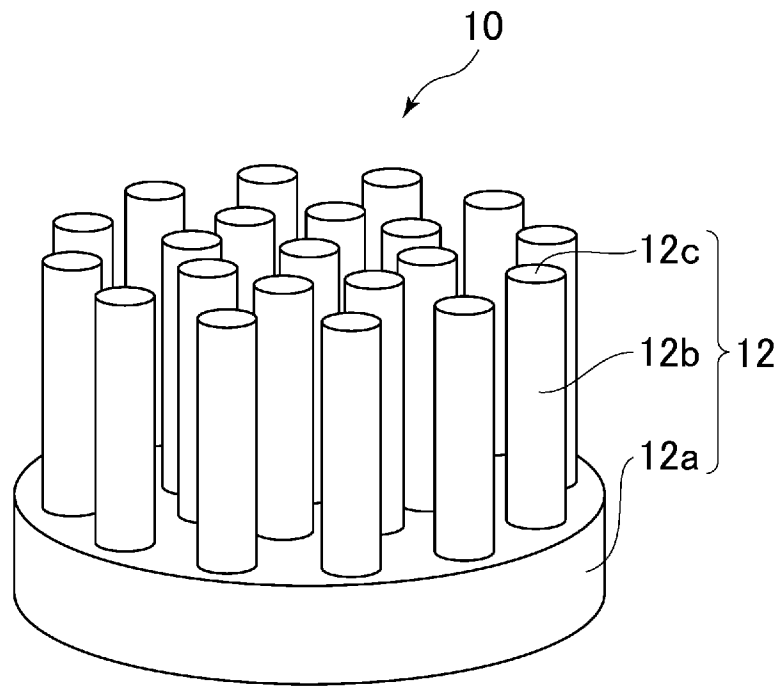
符号の説明

[0061]	10, 20	脳波測定用電極
	12, 22	母材
	12 a, 22 a	支持部
	12 b, 22 b	突出部
	12 c, 22 c	接触面
	12 d	12 a の端面
	12 e	円筒部
	22 b ₁	軸部
	22 b ₂	接触部
	30	アクティブ電極
	30 a	皿表面
	34	端子押さえ

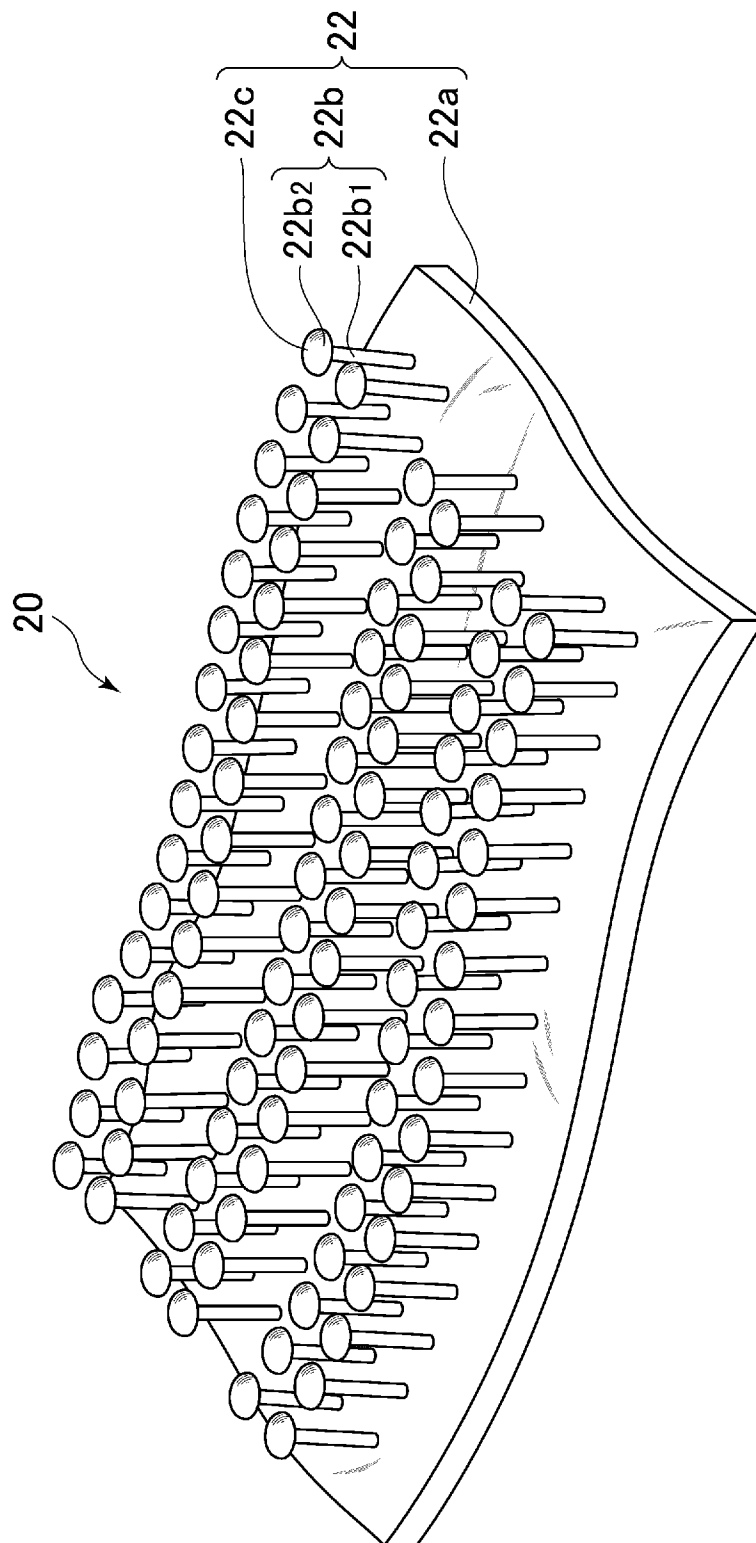
請求の範囲

- [請求項1] 弾性体からなる母材と、前記母材の表面に形成された構造体とを備える脳波測定用電極であって、
- 前記母材は、頭皮に接触する接触面を有する突出部を備え、
- 前記構造体は、複数のナノ炭素材料を含み、前記複数のナノ炭素材料が、互いに接続されたネットワーク構造を形成していると共に、前記母材の表面に固定されている
- ことを特徴とする脳波測定用電極。
- [請求項2] 前記母材は前記突出部を支持する支持部を含み、前記突出部は前記支持部と一体成型されていることを特徴とする請求項1記載の脳波測定用電極。
- [請求項3] 前記弾性体は、樹脂、熱可塑性エラストマー、およびゴムから選択されることを特徴とする請求項1または2記載の脳波測定用電極。
- [請求項4] 前記複数のナノ炭素材料は、カーボンナノチューブおよびグラフェンから選択されることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項記載の脳波測定用電極。
- [請求項5] 金属部材を含まないことを特徴とする請求項1～4のいずれか1項記載の脳波測定用電極。

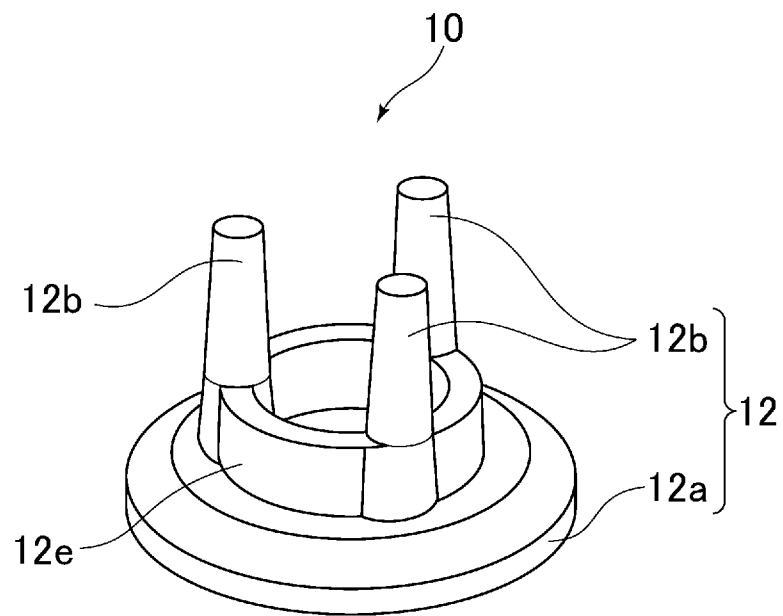
[図1]



[図2]



[図3]



[図4]

図4A

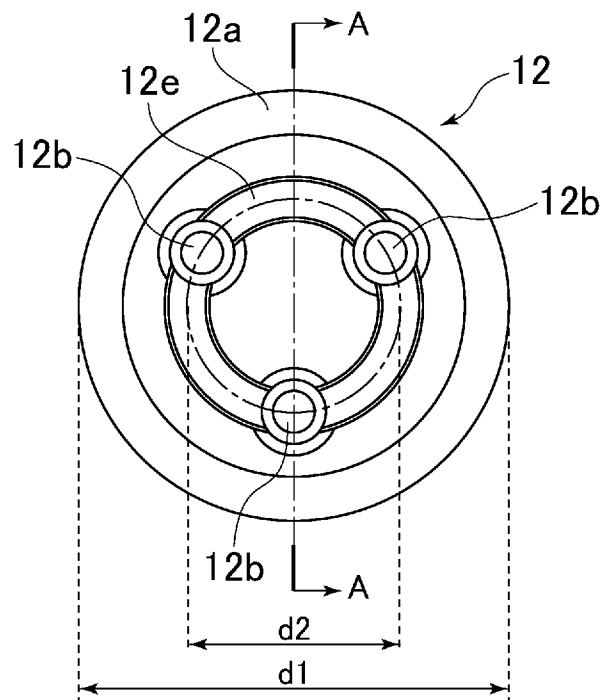
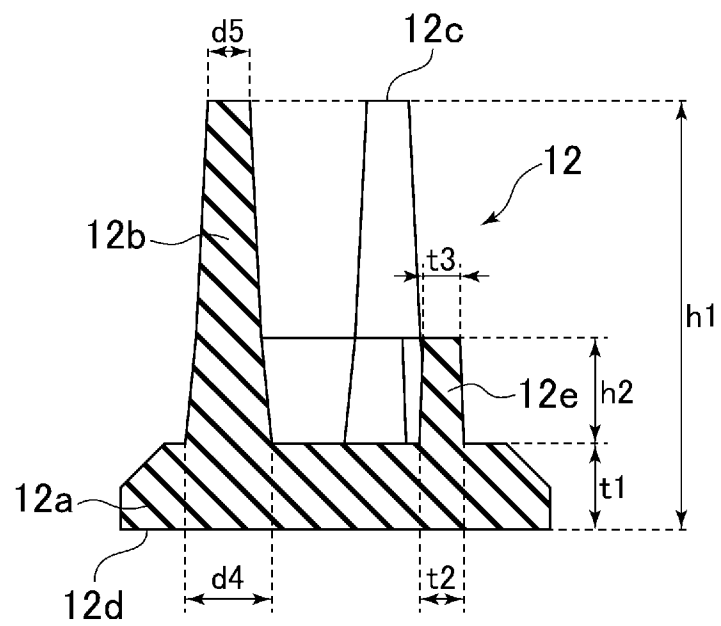
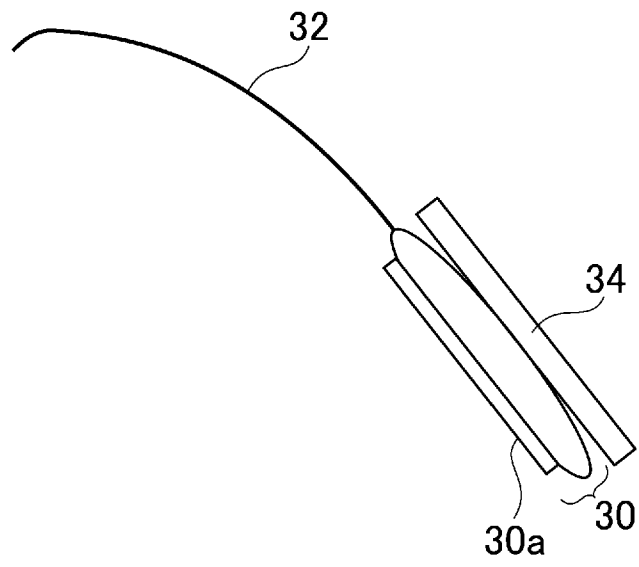


図4B



[図5]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/054896

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0478(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)

A61B5/0408, 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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y	JP 2011-120866 A (Japan Health Sciences Foundation), 23 June 2011 (23.06.2011), paragraphs [0034], [0039], [0056] to [0058], [0071] to [0072]; fig. 2 (Family: none)	1-5
Y	JP 3153409 U (Osaka Bioscience Institute), 03 September 2009 (03.09.2009), abstract; fig. 1 (Family: none)	1-5
Y	WO 2015/166752 A1 (Murata Mfg. Co., Ltd.), 05 November 2015 (05.11.2015), paragraph [0029] (Family: none)	1-5

☒ 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
06 May 2016 (06.05.16)

Date of mailing of the international search report
17 May 2016 (17.05.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/054896

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2005/089642 A1 (Dainippon Pharmaceutical Co., Ltd.), 29 September 2005 (29.09.2005), paragraph [0101] & US 2009/0012408 A1 paragraph [0165] & EP 1731090 A1 & CN 1933776 A & JP 4788915 B2	1-5

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0478(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. A61B5/0408, 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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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
Y	JP 2011-120866 A（財団法人ヒューマンサイエンス振興財団） 2011.06.23, [0034], [0039], [0056]-[0058], [0071]-[0072], 図2（ファミリーなし）	1-5
Y	JP 3153409 U（財団法人大阪バイオサイエンス研究所）2009.09.03, 要約, 図1（ファミリーなし）	1-5
Y	WO 2015/166752 A1（株式会社村田製作所）2015.11.05, [0029]（ファミリーなし）	1-5

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

06.05.2016

国際調査報告の発送日

17.05.2016

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）

門田 宏

2 Q

9 2 2 4

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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
Y	WO 2005/089642 A1 (大日本製薬株式会社) 2005.09.29, [0101] & US 2009/0012408 A1, [0165] & EP 1731090 A1 & CN 1933776 A & JP 4788915 B2	1-5