

(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
2025年1月2日(02.01.2025)



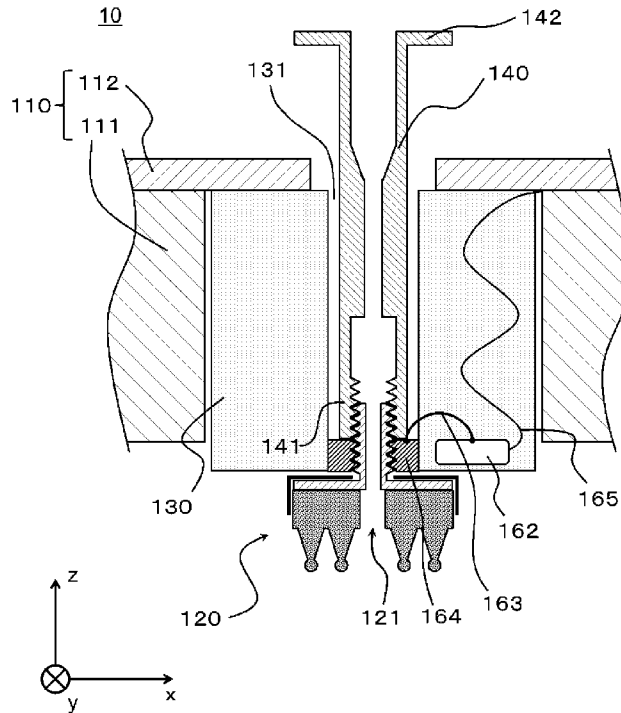
(10) 国際公開番号

WO 2025/004932 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/291 (2021.01) A61B 5/256 (2021.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2024/022235
- (22) 国際出願日: 2024年6月19日(19.06.2024)
- (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 2023-104863 2023年6月27日(27.06.2023) JP
- (71) 出願人: 住友ベークライト株式会社(SUMITOMO BAKELITE CO., LTD.) [JP/JP];
〒1400002 東京都品川区東品川2丁目5番8号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 石川 英治(ISHIKAWA Eiji); 〒1400002
東京都品川区東品川2丁目5番8号 住友ベークライト株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 速水 進治(HAYAMI Shinji); 〒1410031
東京都品川区西五反田7丁目9番2号 KDX五反田ビル9階 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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY,

(54) Title: ELECTROENCEPHALOGRAPH MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 脳波測定装置



(57) Abstract: This electroencephalogram measurement device (10) is provided with a support body (110), an elastic member (130), an electroencephalogram electrode member (120), and a holding member (140). The support body (110) can be attached to the head. The elastic member (130) is elastically deformable and is provided with a first through-hole (131). The electroencephalogram electrode member (120) is held by the support body (110) via the elastic member (130). The holding member (140) passes through the first through-hole (131), one end (141) holding the electroencephalogram



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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

electrode member (120), and the other end (142) being exposed to the outside of the support body (110).

(57) 要約: 脳波測定装置 (10) は、支持体 (110)、弾性部材 (130)、脳波電極部材 (120)、および保持部材 (140) を備える。支持体 (110) は頭部に装着可能である。弾性部材 (130) は、弾性変形可能であり、弾性部材 (130) には第1貫通孔 (131) が設けられている。脳波電極部材 (120) は弾性部材 (130) を介して支持体 (110) に保持されている。保持部材 (140) は、第1貫通孔 (131) を通り、一端 (141) が脳波電極部材 (120) を保持し、他端 (142) が支持体 (110) の外部に露出している。

明 細 書

発明の名称：脳波測定装置

技術分野

[0001] 本発明は脳波測定装置に関する。

背景技術

[0002] 脳波測定では、電極を頭部に接触させて電気的な測定を行う。

[0003] 特許文献 1 には、弾性部材に支持された電極ピンの先端を頭皮に接触させて脳波の測定を行うことが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開 2 0 2 0－0 0 0 2 6 8 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、脳波電極と頭皮との間に頭髮が介在することがあり、脳波電極と頭皮との良好な接触を確保するためには、頭髮をかき分ける必要があった。特許文献 1 に記載の構造では、脳波電極を自由に動かすことができないため、頭髮のかき分けがうまく行えなかった。

[0006] 本発明は、脳波電極を安定して頭皮に接触させることができる脳波測定装置を提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一形態によれば、以下の脳波測定装置が提供される。

[0008] 1. 頭部に装着可能な支持体と、
弾性変形可能であり、第 1 貫通孔が設けられている弾性部材と、
前記弾性部材を介して前記支持体に保持されている脳波電極部材と、
前記第 1 貫通孔を通り、一端が前記脳波電極部材を保持し、他端が前記支持体の外部に露出している保持部材とを備える
脳波測定装置。

2. 1. に記載の脳波測定装置において、

前記保持部材は、前記脳波電極部材に対して脱着可能である
脳波測定装置。

3. 1. または 2. に記載の脳波測定装置において、

前記保持部材が前記脳波電極部材を保持した状態で、前記保持部材の前記
支持体に対する角度が可変である
脳波測定装置。

4. 1. から 3. のいずれか一つに記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材は弾性材料からなる
脳波測定装置。

5. 4. に記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材は、ウレタンスポンジ、ポリエチレンスポンジ、ポリプロピ
レンスポンジ、およびシリコンゴムスポンジから選択される一以上からなる
脳波測定装置。

6. 4. に記載の脳波測定装置において、

前記弾性材料の、J I S K 6400-2・A法で測定される硬さは3
0 N以上200 N以下である
脳波測定装置。

7. 1. から 6. のいずれか一つに記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材のうち前記頭部に対向させる面の面積は3 c m²以上25 c m²
以下である
脳波測定装置。

8. 1. から 7. のいずれか一つに記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材のうち前記頭部に対向させる面に、垂直な方向の前記弾性部
材の厚さは、前記支持体が前記頭部に装着されていない状態において10 m
m以上100 m m以下である
脳波測定装置。

9. 1. から 8. のいずれか一つに記載の脳波測定装置において、

前記支持体は、前記頭部に装着している状態で、前記頭部側に位置する基体と、前記頭部側とは反対側に位置する被覆部材とを備え、

前記保持部材は、前記被覆部材に設けられた第２貫通孔と、前記第１貫通孔とを通った状態で前記脳波電極部材を保持し、

前記第２貫通孔の孔径は、前記第１貫通孔の孔径より大きい脳波測定装置。

発明の効果

[0009] 本発明によれば、脳波電極を安定して頭皮に接触させることができる脳波測定装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0010] [図1]実施形態に係る脳波測定装置の部分的な断面を例示する図である。

[図2]実施形態に係る脳波測定装置を例示する斜視図である。

[図3]実施形態に係る脳波測定装置を例示する斜視図である。

[図4]支持体を人の頭部に装着した状態を例示する図である。

[図5]支持体の内側の状態を例示する図である。

[図6]支持体を頭部の頭皮に押し当てた状態を例示する図である。

[図7]保持部材の動かし方を例示する図である。

[図8]支持体に管を取り付けた状態を例示する図である。

[図9]測定中の脳波電極部材およびその周辺の状態を例示する断面図である。

[図10]保持部材および脳波電極部材を支持体から取り外した状態の、脳波測定装置の部分的な断面を例示する図である。

[図11]脳波電極部材の頭部に対向させる側の構造を例示する図である。

[図12]脳波電極部材の側面図である。

[図13]図１１のＡ－Ａ断面図である。

[図14]凸部と管との関係を例示する図である。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。尚、すべての図面において、同様な構成要素には同様の符号を付し、適宜説明を省略す

る。

[0012] 図1は、実施形態に係る脳波測定装置10の部分的な断面を例示する図である。脳波測定装置10は、支持体110および脳波電極部材120を備える。支持体110は、頭部に装着可能である。脳波電極部材120は、支持体110に保持されている。

[0013] 脳波測定装置10の脳波電極部材120を頭部に接触させることにより、脳波を測定することができる。

[0014] 図2および図3は、本実施形態に係る脳波測定装置10を例示する斜視図である。図4は、支持体110を人の頭部20に装着した状態を例示する図である。図5は、支持体110の内側（頭部20を挿入する側）の状態を例示する図である。図2～図5の例において、支持体110はヘルメット型をしている。支持体110はヘルメット型をしている場合、支持体110は、頭部20を挿入する凹部を有する。支持体110はヘルメット型をしている支持体110を頭部20に装着した状態で、一以上の脳波電極部材120が頭部20に接触するように、脳波測定装置10が構成されている。脳波測定装置10は、図5のように、支持体110を頭部20に対して固定するためのベルト170を備えてもよい。

[0015] 以後、支持体110の頭部20に対向させる側を、支持体110の内側と呼び、内側とは反対側を支持体110の外側と呼ぶ。図1において、支持体110の内側から外側に向かう方向をz方向とする。x方向、y方向、およびz方向は互いに直交する。z方向は、概ね頭皮22の法線方向である。なお、x方向、y方向、およびz方向は、脳波測定装置10において、脳波電極部材120ごとに異なる方向として定義されうる。

[0016] 詳しく後述する保持部材140は、支持体110に対して脱着可能であってよい。図2は、支持体110に保持部材140が取り付けられた状態を示し、図3および図4は、支持体110から保持部材140を取り外した状態を示している。

[0017] 図2～図5の例において、支持体110は、複数の脳波電極部材120を

保持している。支持体 110 を頭部 20 に装着した状態で、各脳波電極部材 120 を、頭部 20 の所定の位置に接触させることができる。そして、複数の脳波電極部材 120 により脳波が測定される。たとえば支持体 110 は、7 個の脳波電極部材 120 を保持することができる。7 個の脳波電極部材 120 の位置は、国際 10-20 電極配置法における F3、F4、C3、C4、P3、Pz、および P4 の位置に対応しうる。支持体 110 に設けられる脳波電極部材 120 の数や位置は特に限定されず、用途等に応じて設定されうる。

[0018] 図 1 の例において、脳波電極部材 120 には、第 3 貫通孔 121 が設けられている。第 3 貫通孔 121 は、頭部 20 に液体を供給するための孔である。脳波電極部材 120 に第 3 貫通孔 121 が設けられていることで、頭皮に液体を容易に注入できる。たとえば脳波の測定に先立ち、頭部 20 に電解質を含んだ補助液を供給すれば、頭皮と脳波電極部材 120 との電氣的接触を向上させることができる。脳波電極部材 120 および脳波の測定方法については詳しく後述する。

[0019] 図 1 の例において、脳波測定装置 10 は、弾性部材 130 および保持部材 140 をさらに備える。弾性部材 130 は、弾性変形可能である。弾性部材 130 には第 1 貫通孔 131 が設けられている。保持部材 140 は、第 1 貫通孔 131 を通り、一端 141 が脳波電極部材 120 を保持し、他端 142 が支持体 110 の外部に露出している。脳波電極部材 120 は弾性部材 130 を介して支持体 110 に保持されている。

[0020] 支持体 110 はたとえば、平均的な頭部形状を元に、その形状が決定されている。しかし、頭部形状は個人差が大きく、その差を吸収する要素が必要である。脳波電極部材 120 が弾性部材 130 を介して支持体 110 に保持されている脳波測定装置 10 においては、支持体 110 を頭部 20 に装着した状態において、弾性部材 130 が弾性変形する。そうすることで、頭部形状に個人差（凹凸や表面の角度）があっても、安定して脳波電極部材 120 を頭皮に接触させ、脳波の測定をすることができる。

- [0021] また、脳波測定装置 10 が弾性部材 130 と保持部材 140 とを合わせ持つことにより、保持部材 140 を用いて脳波電極部材 120 を動かすことができる。すなわち、脳波電極部材 120 で頭髮をかき分け、脳波電極を安定して頭皮に接触させることができる。
- [0022] 脳波測定装置 10 の一例において、保持部材 140 は、脳波電極部材 120 に対して脱着可能である。そうすることで、測定時に支持体 110 からの突出部を解消し、頭部 20 に装着した状態での重心を安定させることができる。くわえて、支持体 110 を装着した状態で被測定者が横になることができ、体動などに由来するノイズを低減できる。また、被測定者が動き回りながら、脳波測定が行われてもよい。
- [0023] また、脳波電極部材 120 は支持体 110 に対して脱着可能である。そうすることで、必要に応じて脳波電極部材 120 を交換したり、タイプの異なる脳波電極部材 120 を測定ごとに使い分けたりすることができる。
- [0024] 脳波測定装置 10 の使用方法について、以下に説明する。まず、図 1 に示すように、脳波電極部材 120 および保持部材 140 が取り付けられた状態の支持体 110 を、頭部 20 に装着する。ただし、保持部材 140 は、支持体 110 を頭部 20 に装着した後に、脳波電極部材 120 に対して取り付けてもよい。
- [0025] 図 6 は、支持体 110 を頭部 20 の頭皮 22 に押し当てた状態を例示する図である。図 6 は、脳波測定装置 10 の部分的な断面図である。図 6 で示す断面は、図 1 で示した断面に対応する。支持体 110 を頭部 20 の頭皮 22 に押し当てた状態では、押し当てる前に比べて、弾性部材 130 が縮んでいる。支持体 110 を頭部 20 に装着すると、脳波電極部材 120 が頭皮 22 に接触する。そして、支持体 110 に対する頭皮 22 の位置や、角度に応じて、弾性部材 130 が変形する。また、弾性部材 130 の弾性に応じた力で、脳波電極部材 120 が頭皮 22 に対して押し当てられる。すなわち、弾性部材 130 が収縮することで、支持体 110 を基準とした脳波電極部材 120 先端の位置および角度が、頭部 20 の形状に沿うよう変化可能である。

[0026] 図7は、保持部材140の動かし方を例示する図である。図7は、脳波測定装置10の部分的な断面図である。図7で示す断面は、図1で示した断面に対応する。保持部材140が脳波電極部材120を保持した状態で、保持部材140の支持体110に対する角度は可変である。また、弾性部材130の収縮具合に応じて、保持部材140のうち支持体110から外側に露出する部分の長さは可変である。支持体110を頭部20に装着した後、たとえば脳波測定装置10の操作者は、支持体110を基準として保持部材140を動かす。

[0027] 具体的には、操作者は、保持部材140の支持体110に対する角度、すなわち頭部20に対する角度を、変化させるように、保持部材140を動かすことができる。特に、脳波電極部材120を支点として、保持部材140の他端142を旋回させるように、保持部材140を動かすことが有効である。また、操作者は、保持部材140を支持体110に対して、すなわち頭部20に対して、押し引きすることができる。保持部材140のこれらの動きにより、頭皮22の毛髪をかき分け、脳波電極部材120と頭皮22との接触状態を向上させることができる。

[0028] 次いで、操作者は、支持体110に対して管を取り付ける。本実施形態に係る脳波測定装置10は、脳波電極部材120に設けられた第3貫通孔121を通る管をさらに備える。管は、脳波電極部材120の第3貫通孔121に対して抜き差し可能である。

[0029] 図8は、支持体110に管151を取り付けた状態を例示する図である。図8は、脳波測定装置10の部分的な断面図である。図8で示す断面は、図1で示した断面に対応する。また、図6は、管151を取り外した状態の支持体110を示していると言える。図8の例において、脳波測定装置10は、管151内に液体30を注入するための注入部材152をさらに備える。また、図8の例において、脳波測定装置10は接続部材153をさらに備える。接続部材153は、注入部材152に管151を接続するための接続部材である。

[0030] 操作者は、支持体 110 に対して管 151 を取り付けると、管 151 に補助液を注入することで頭皮 22 に補助液を供給し、図 8 に例示するように頭皮 22 を濡らす。補助液は液体 30 の一例である。補助液は脳波電極部材 120 と頭皮 22 との電気抵抗を低下させることができれば特に限定されないが、たとえば電解質を含む。ただし、脳波測定装置 10 を用いて補助液を供給することなく、脳波測定を行うことも可能である。

[0031] 次いで、操作者は、保持部材 140 を支持体 110 から取り外し、脳波測定を開始する。

[0032] 本実施形態によれば、脳波測定装置 10 は第 3 貫通孔 121 を有する脳波電極部材 120 と、第 3 貫通孔 121 を通る管 151 を備える。したがって、脳波電極部材 120 と頭皮 22 とが接触する領域に対して、効率よく補助液を供給できる。

[0033] また、脳波電極部材 120 を頭皮 22 に接触させた後、測定の直前に補助液を供給できる。したがって、粘度の低い液体を補助剤として用いることが可能である。たとえば、脳波電極部材を頭部にあてる前に補助剤を塗る場合には、測定を開始するまでに補助剤が流れ落ちてしまったり、蒸発してしまったりする心配があり、ペースト状またはジェル状の補助剤を使用する必要がある。ペースト状の補助剤を用いる場合には、補助剤の粘度が非常に高いことから、手作業で毛髪をかき分けて塗りつける必要があり、手間がかかる。また、ジェル状の補助剤を用いる場合には、頭髪の影響で頭皮に達し難く、また、過剰に塗った場合には液垂れして電極間が短絡する問題がある。一方、測定の直前に補助液を供給できる場合には、これらの心配がない。本実施形態に係る脳波測定装置 10 によれば、予め保持部材 140 を操作して頭髪をかき分け、頭皮のすぐ近くに少量の補助液を注入することができる。また、水と同等の低粘度の補助液を用いることで、さらに頭髪の影響を受けにくく、少ない液量で、接触抵抗を大幅に下げることができる。

[0034] 図 9 は、測定中の脳波電極部材 120 およびその周辺の状態を例示する断面図である。図 9 で示す断面は、図 1 で示した断面に対応する。脳波測定は

、管 1 5 1 および保持部材 1 4 0 を支持体 1 1 0 から取り外した状態で行うことができる。

[0035] 脳波測定装置 1 0 の各構成要素について、以下に詳しく説明する。

[0036] 支持体 1 1 0 は、頭部 2 0 の少なくとも一部を覆うことが可能な形状をしている。本実施形態において、支持体 1 1 0 は、基体 1 1 1 と被覆部材 1 1 2 とを備える。基体 1 1 1 は、支持体 1 1 0 を頭部 2 0 に装着している状態で、頭部 2 0 側に位置する。被覆部材 1 1 2 は、支持体 1 1 0 を頭部 2 0 に装着している状態で、頭部 2 0 側とは反対側に位置する。

[0037] 基体 1 1 1 はたとえば発泡スチロールを用いて構成されている。被覆部材 1 1 2 は、たとえば樹脂を用いて構成されている。被覆部材 1 1 2 は基体 1 1 1 よりも固く、頭部 2 0 を保護することができる。ただし、支持体 1 1 0 は、被覆部材 1 1 2 を備えなくてもよい。

[0038] ただし、支持体 1 1 0 は頭部 2 0 に装着可能であればよく、たとえば布またはゴムで構成されてもよい。支持体 1 1 0 はたとえばヘルメット状、帽子状、またはバンド状でありうる。

[0039] 図 1 0 は、保持部材 1 4 0 および脳波電極部材 1 2 0 を支持体 1 1 0 から取り外した状態の、脳波測定装置 1 0 の部分的な断面を例示する図である。図 1 0 で示す断面は、図 1 で示した断面に対応する。図 1 0 には、後述する配線 1 6 3、回路 1 6 2、および配線 1 6 5 は描かれていない。弾性部材 1 3 0 は、支持体 1 1 0 に設けられた孔に収容されている。弾性部材 1 3 0 の外形および大きさは、支持体 1 1 0 に設けられた孔の内形および大きさにほぼ一致しており、弾性部材 1 3 0 は支持体 1 1 0 の孔にはめ込まれている。支持体 1 1 0 を頭部 2 0 に装着していない状態で、弾性部材 1 3 0 は、支持体 1 1 0 に設けられた孔のうち、第 1 貫通孔 1 3 1 以外の部分全体を埋めていてよい。また、図 1 0 に示すように、弾性部材 1 3 0 の一部は支持体 1 1 0 の孔からはみ出している。被覆部材 1 1 2 には第 2 貫通孔 1 1 4 が設けられている。弾性部材 1 3 0 に設けられた第 1 貫通孔 1 3 1 と、被覆部材 1 1 2 に設けられた第 2 貫通孔 1 1 4 とは連通している。たとえば図 1 に

示すように、保持部材 140 は、第 1 貫通孔 131 と第 2 貫通孔 114 とを通った状態で脳波電極部材 120 を保持する。

[0040] ここで、第 2 貫通孔 114 の孔径 d_2 は、第 1 貫通孔 131 の孔径 d_1 より大きいことが好ましい。第 2 貫通孔 114 の孔径 d_2 をこのように大きくすることで、保持部材 140 を支持体 110 に対して大きく傾けることができる。

[0041] 弾性部材 130 は弾性材料からなる。弾性材料はたとえばウレタンスポンジ、ポリエチレンスポンジ、ポリプロピレンスポンジ、およびシリコンゴムスポンジから選択される一以上からなる。弾性材料は発泡体であってよく、発泡体の例として、低反発スポンジ、および低反発弾性フォームが挙げられる。

[0042] 弾性部材 130 は、バネを含まない構成とすることができる。バネを用いる場合、バネの反発力はバネの変形量に比例して強くなる。したがって、変形量が多い場合に過剰な反発力が生じて、被測定者が痛みを感じやすい。一方、発泡体の弾性材料を用いる場合、変形量の増大に対して反発力があまり上がらない（比例しない）変位量範囲が存在する。このような変位量範囲でできるように弾性部材 130 を構成することで、脳波電極部材 120 の位置に応じて変形量が様々であったとしても、適切な反発力を得ることができる。

[0043] 弾性材料の、JIS K 6400-2・A法で測定される硬さ H はたとえば 30N 以上 200N 以下である。被測定者への負担をより軽減する観点から、硬さ H は 100N 以下であることが好ましい。また、脳波電極部材 120 を頭皮 22 に、より安定的に押し付ける観点から、硬さ H は 50N 以上であることが好ましい。

[0044] 弾性部材 130 の厚さ t は、支持体 110 が頭部 20 に装着されていない状態において、たとえば 10mm 以上 100mm 以下である。ここで、厚さ t は、弾性部材 130 のうち、頭部 20 に対向させる面 132 に、垂直な方向の厚さである。弾性部材 130 は支持体 110 にその一端で固定されてお

り、弾性部材 130 の厚さ t が、その厚さ方向に受ける力に応じて可変である。具体的には弾性部材 130 は、面 132 とは反対側の面 133 で支持体 110 に対して固定されている。弾性部材 130 の厚さ t は、支持体 110 が頭部 20 に装着されていない状態において、20 mm 以上 60 mm 以下であることが好ましい。

[0045] 弾性部材 130 のうち前記頭部に対向させる面 132 の面積は、たとえば 3 cm^2 以上 25 cm^2 以下である。面 132 の形状は特に限定されない。面 132 の形状の例としては、円形、四角形、卵型、楕円形等が挙げられる。

[0046] 弾性部材 130 の第 1 貫通孔 131 の内部には導電部 164 が固定されている。導電部 164 はたとえば金属である。導電部 164 には、貫通孔が設けられており、その貫通孔の内側には脳波電極部材 120 を固定するためのネジ溝が設けられている。

[0047] 図 11 は、脳波電極部材 120 の、頭部 20 に対向させる側の構造を例示する図（底面図）である。図 12 は、脳波電極部材 120 の側面図である。図 13 は、図 11 の A-A 断面図である。脳波電極部材 120 は、ベース 122 と、ベース 122 に設けられた一以上の凸部 123 とを備える。第 3 貫通孔 121 は、ベース 122 に設けられている。本実施形態において、脳波電極部材 120 は導電部材 124、配線 127、およびカバー 129 をさらに備える。

[0048] 導電部材 124 は、たとえば金属であり、第 1 部分 124 a および第 2 部分 124 b を有する。第 1 部分 124 a と第 2 部分 124 b とは一体に形成されている。

[0049] 第 1 部分 124 a は管状である。導電部材 124 に設けられた貫通孔とベース 122 に設けられた貫通孔とは互いに連通しており、これらの貫通孔によって第 3 貫通孔 121 が構成されている。第 1 部分 124 a の外側にはネジ溝が設けられている。

[0050] 第 2 部分 124 b は板状である。図 13 の例において、カバー 129 は導電部材 124 の一部およびベース 122 の一部を覆っている。カバー 129

はたとえば樹脂を用いて形成されており、絶縁性である。ベース 1 2 2 は第 2 部分 1 2 4 b の主面に固定されている。

[0051] 凸部 1 2 3 は、第 1 部分 1 2 3 a と導電部 1 2 3 b および第 2 部分 1 2 3 c を有する。ベース 1 2 2 の、導電部材 1 2 4 側とは反対側の面には、複数の凸部 1 2 3 が設けられている。ベース 1 2 2 と第 1 部分 1 2 3 a はゴム状の弾性体によって一体に設けられている。凸部 1 2 3 は 1 0 個以上設けられていてもよい。第 1 部分 1 2 3 a の形状はたとえば、円錐または多角錐等の錐体である。導電部 1 2 3 b は第 1 部分 1 2 3 a を覆うように設けられている。また、第 1 部分 1 2 3 a の先端は、第 2 部分 1 2 3 c で覆われている。第 2 部分 1 2 3 c は、内部に水分を含有するゲル状材料（ハイドロゲルともいう）を球状とした部材であって、第 1 部分 1 2 3 a の先端部分に突き刺さるように取り付けられている。

[0052] 脳波測定のために脳波電極部材 1 2 0 が頭部 2 0 に押しつけられると、第 2 部分 1 2 3 c が頭部 2 0 に接触する。このとき、頭皮 2 2 の電解物質（一般には塩分）が第 2 部分 1 2 3 c に取り込まれる。その結果、脳波電極部材 1 2 0 と頭皮 2 2 とが電氣的に導通した状態になる。なお、第 2 部分 1 2 3 c の形状は球に限定されない。また、第 2 部分 1 2 3 c を構成するゲル状材料としては、十分な含水が可能であって、頭部 2 0 に押しつけられたときに十分な強度と柔軟性を実現できれば特に限定しないが、例えば、アクリル系ハイドロゲルやシリコン系ハイドロゲルを用いることができる。

[0053] ベース 1 2 2 および第 1 部分 1 2 3 a の材料について説明する。ベース 1 2 2 および第 1 部分 1 2 3 a は、ゴム状の弾性体を有して構成されている。ゴム状の弾性体として、具体的にはゴムや熱可塑性エラストマー（単に「エラストマー（TPE）」ともいう）である。ゴムとしては、例えばシリコンゴムがある。熱可塑性エラストマーとして、たとえば、スチレン系 TPE（TPS）、オレフィン系 TPE（TPO）、塩化ビニル系 TPE（TPVC）、ウレタン系 TPE（TPU）、エステル系 TPE（TPEE）、アミド系 TPE（TPAE）などが挙げられる。

- [0054] 導電部 1 2 3 b は、例えば、良導性金属を含むペーストを用いて形成される。導電部 1 2 3 b はたとえば、銅、銀、金、ニッケル、錫、鉛、亜鉛、ビスマス、アンチモン、或いはこれらの合金からなる群から選択される一種以上を含む。
- [0055] 第 1 部分 1 2 3 a の内部には、導電部 1 2 3 b に接続する配線 1 2 7 が設けられている。配線 1 2 7 は、導電部 1 2 3 b と導電部材 1 2 4 とを電氣的に接続している。配線 1 2 7 は、たとえば、導電繊維で構成され得る。導電繊維としては、金属繊維、金属被覆繊維、炭素繊維、導電性ポリマー繊維、導電性ポリマー被覆繊維、および導電ペースト被覆繊維からなる群から選択される一種以上を用いることができる。これらを単独で用いても 2 種以上を組み合わせ用いてもよい。
- [0056] 図 8 を参照し、保持部材 1 4 0 および管 1 5 1 について説明する。本実施形態において、保持部材 1 4 0 の外形は略棒状である。保持部材 1 4 0 の内側には、貫通孔が設けられている。保持部材 1 4 0 の貫通孔は、保持部材 1 4 0 を支持体 1 1 0 に取り付けた状態で、支持体 1 1 0 の内側と外側とを繋いでいる。
- [0057] 導電部材 1 2 4 の第 1 部分 1 2 4 a を導電部 1 6 4 にねじ込むことにより、脳波電極部材 1 2 0 は導電部 1 6 4 に取り付けられる（すなわち弾性部材 1 3 0 に取り付けられる）。脳波電極部材 1 2 0 を導電部 1 6 4 に取り付けた状態で、第 1 部分 1 2 4 a は導電部 1 6 4 を貫通し、第 1 部分 1 2 4 a の先端は導電部 1 6 4 の外側にはみ出ている。そして、保持部材 1 4 0 の一端 1 4 1 の内側には、ネジ溝が設けられている。保持部材 1 4 0 の一端 1 4 1 のネジ溝と第 1 部分 1 2 4 a のうち導電部 1 6 4 からはみ出た部分とを螺合させることにより、保持部材 1 4 0 が脳波電極部材 1 2 0 を保持できる。操作者は、保持部材 1 4 0 の他端 1 4 2 を保持し、z 方向を軸として保持部材 1 4 0 を回転させることで、保持部材 1 4 0 を脳波電極部材 1 2 0 に取り付けたたり、外したりすることができる。
- [0058] 保持部材 1 4 0 の他端 1 4 2 には、注入部材 1 5 2 を取り付けるための接

続部が設けられている。接続部は、保持部材 140 の貫通孔の一部であり、接続部材 153 をはめ込むことができるように構成されている。注入部材 152 はたとえばシリンジであり、液体収容部を有する。管 151 はたとえば金属製である。注入部材 152 に接続部材 153 と管 151 が取り付けられた状態で、管 151 を第 3 貫通孔 121 に挿入し、接続部材 153 を保持部材 140 の接続部にはめ込む。そうすることで、管 151 が保持部材 140 の貫通孔および脳波電極部材 120 の第 3 貫通孔 121 に挿入された状態で、注入部材 152 と管 151 は、接続部材 153 を介して保持部材 140 に固定される。

[0059] 管 151 が脳波電極部材 120 の第 3 貫通孔 121 に挿入された状態で、管 151 はベース 122 を貫通している。注入部材 152 から押し出された液体は、管 151 を通って頭皮 22 に供給される。

[0060] 図 14 は、凸部 123 と管 151 との関係を例示する図である。管 151 が脳波電極部材 120 の第 3 貫通孔 121 に挿入された状態で、管 151 のベース 122 からの突出高さ h_1 は、凸部 123 のベース 122 からの突出高さ h_2 より小さい。そうすることで、管 151 の先端が頭皮 22 に触れて傷をつけたりするようなことを避けられる。

[0061] 図 3、5、9、および 13 を参照し、脳波測定装置 10 における電気的な接続関係について以下に説明する。脳波測定装置 10 は、配線 163、回路 162、配線 165、信号処理部 160、基準電位測定用配線 161 をさらに備える。これらのうち導電部 164、配線 163、回路 162、および配線 165 は、脳波電極部材 120 ごとに設けられる。配線 163 および回路 162 は、導電部 164 と共に弾性部材 130 に固定されている。

[0062] 第 2 部分 123c に頭皮 22 が接触すると、頭皮 22 からの電気信号は、第 2 部分 123c、導電部 123b、配線 127 を介して導電部材 124 に伝わる。このように各脳波電極部材 120 で得られた電気信号は、脳波電極部材 120 の導電部材 124 から、導電部 164、配線 163、回路 162、および配線 165 を介して信号処理部 160 に送られる。回路 162 はた

例えば、脳波電極部材 120 からの電気信号を増幅するプリアンプを含む。信号処理部 160 は、複数の脳波電極部材 120 から（回路 162 から）電気信号を取得する。信号処理部 160 はたとえば脳波の電気信号の増幅や、アナログ・デジタル変換、周波数フィルタリング等の処理を行う。また、信号処理部 160 は、これらの処理を行って得た脳波信号データを、信号処理部 160 内に設けられた記録部に記録させることができる。また、信号処理部 160 は、脳波信号データを有線通信または無線通信により、外部の装置に送信することができる。信号処理部 160 は、たとえば集積回路を用いて実現される。信号処理部 160 には電池が内蔵されていることが好ましい。そうすることで、信号処理部 160 に電力供給のために電源線を繋ぐ必要がない。ひいては、被測定者が測定中に、ある程度自由に運動や活動をすることができる。また、電源の周波数に依存したノイズを防ぐことができる。基準電位測定用配線 161 は、信号処理部 160 と、リファレンス電極（不図示）とを互いに接続する。リファレンス電極は、脳波信号の測定において基準となる基準電位を取得するための電極である。リファレンス電極はたとえば、耳たぶや外耳の上部にクリップで取り付けられたり、外耳裏面の骨のあたりに貼り付けられたりして、基準電位を取得する。

[0063] 次に、本実施形態の作用および効果について説明する。本実施形態によれば、脳波測定装置 10 は、支持体 110、弾性部材 130、脳波電極部材 120、および保持部材 140 を備える。支持体 110 は頭部 20 に装着可能である。弾性部材 130 は、弾性変形可能であり、弾性部材 130 には第 1 貫通孔 131 が設けられている。脳波電極部材 120 は弾性部材 130 を介して支持体 110 に保持されている。保持部材 140 は、第 1 貫通孔 131 を通り、一端 141 が脳波電極部材 120 を保持し、他端 142 が支持体 110 の外部に露出している。したがって、毛髪をかき分け、脳波電極を安定して頭皮に接触させることができる。

[0064] 以上、図面を参照して本発明の実施形態について述べたが、これらは本発明の例示であり、上記以外の様々な構成を採用することもできる。

[0065] この出願は、2023年6月27日に出願された日本出願特願2023-104863号を基礎とする優先権を主張し、その開示の全てをここに取り込む。

符号の説明

[0066] 10 脳波測定装置
20 頭部
22 頭皮
110 支持体
111 基体
112 被覆部材
114 第2貫通孔
120 脳波電極部材
121 第3貫通孔
122 ベース
123 凸部
124 導電部材
127 配線
129 カバー
130 弾性部材
131 第1貫通孔
140 保持部材
151 管
152 注入部材
153 接続部材
160 信号処理部
161 基準電位測定用配線
162 回路
163, 165 配線

1 6 4 導電部

1 7 0 ベルト

請求の範囲

- [請求項1] 頭部に装着可能な支持体と、
弾性変形可能であり、第1貫通孔が設けられている弾性部材と、
前記弾性部材を介して前記支持体に保持されている脳波電極部材と
、
前記第1貫通孔を通り、一端が前記脳波電極部材を保持し、他端が
前記支持体の外部に露出している保持部材とを備える
脳波測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の脳波測定装置において、
前記保持部材は、前記脳波電極部材に対して脱着可能である
脳波測定装置。
- [請求項3] 請求項1または2に記載の脳波測定装置において、
前記保持部材が前記脳波電極部材を保持した状態で、前記保持部材
の前記支持体に対する角度が可変である
脳波測定装置。
- [請求項4] 請求項1から3のいずれか一項に記載の脳波測定装置において、
前記弾性部材は弾性材料からなる
脳波測定装置。
- [請求項5] 請求項4に記載の脳波測定装置において、
前記弾性部材は、ウレタンスポンジ、ポリエチレンスポンジ、ポリ
プロピレンスポンジ、およびシリコンゴムスポンジから選択される一
以上からなる
脳波測定装置。
- [請求項6] 請求項4に記載の脳波測定装置において、
前記弾性材料の、J I S K 6400-2・A法で測定される硬
さは30N以上200N以下である
脳波測定装置。
- [請求項7] 請求項1から6のいずれか一項に記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材のうち前記頭部に対向させる面の面積は 3 cm^2 以上
 25 cm^2 以下である

脳波測定装置。

[請求項8]

請求項1から7のいずれか一項に記載の脳波測定装置において、

前記弾性部材のうち前記頭部に対向させる面に、垂直な方向の前記弾性部材の厚さは、前記支持体が前記頭部に装着されていない状態において 10 mm 以上 100 mm 以下である

脳波測定装置。

[請求項9]

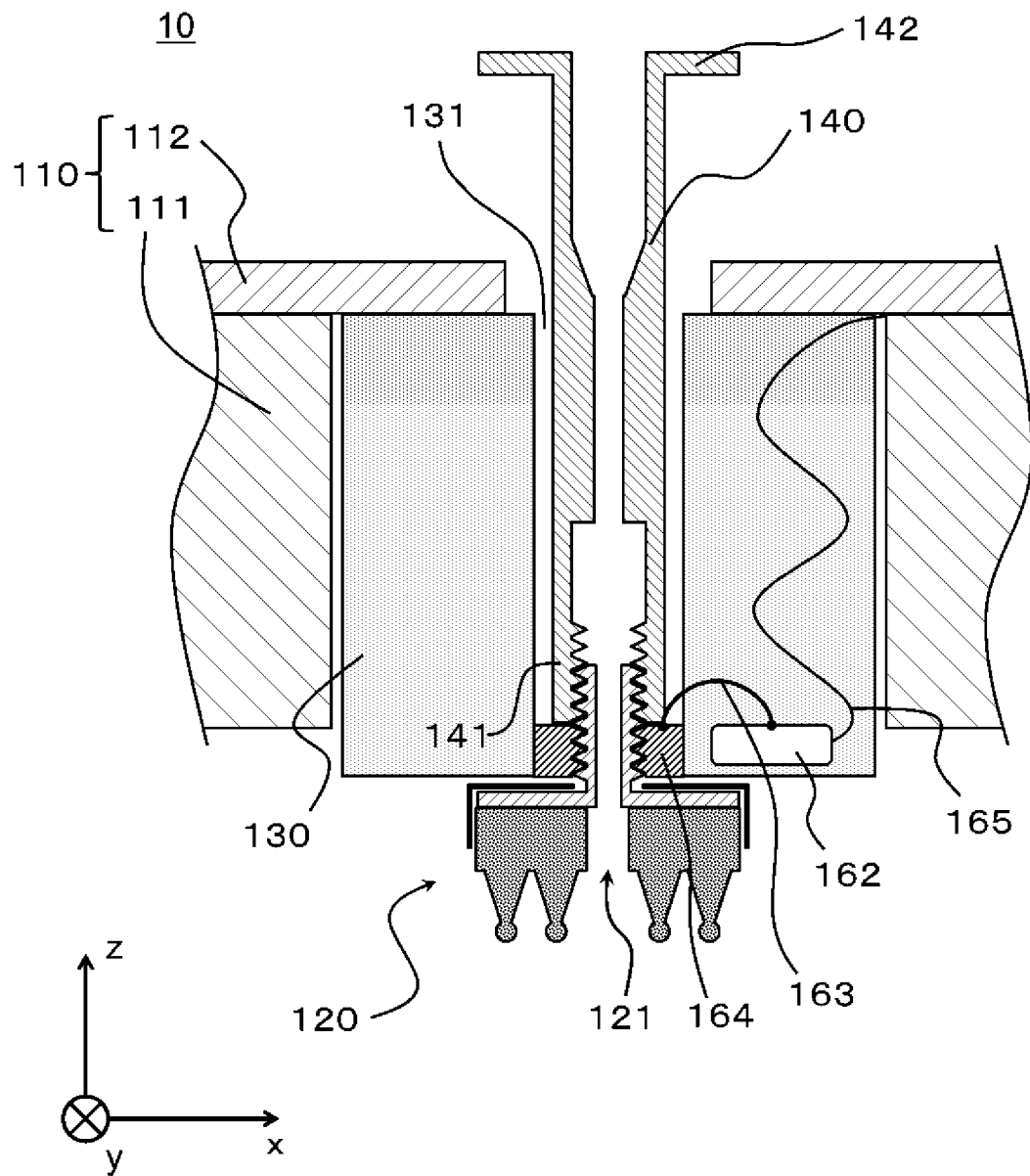
請求項1から8のいずれか一項に記載の脳波測定装置において、

前記支持体は、前記頭部に装着している状態で、前記頭部側に位置する基体と、前記頭部側とは反対側に位置する被覆部材とを備え、

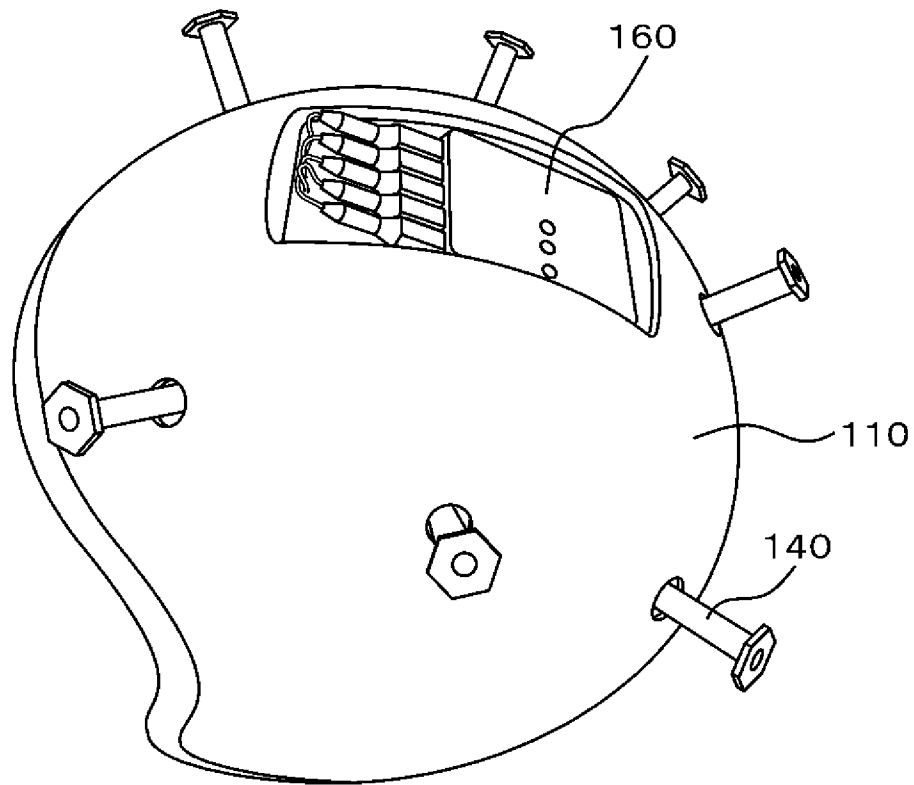
前記保持部材は、前記被覆部材に設けられた第2貫通孔と、前記第1貫通孔とを通った状態で前記脳波電極部材を保持し、

前記第2貫通孔の孔径は、前記第1貫通孔の孔径より大きい
脳波測定装置。

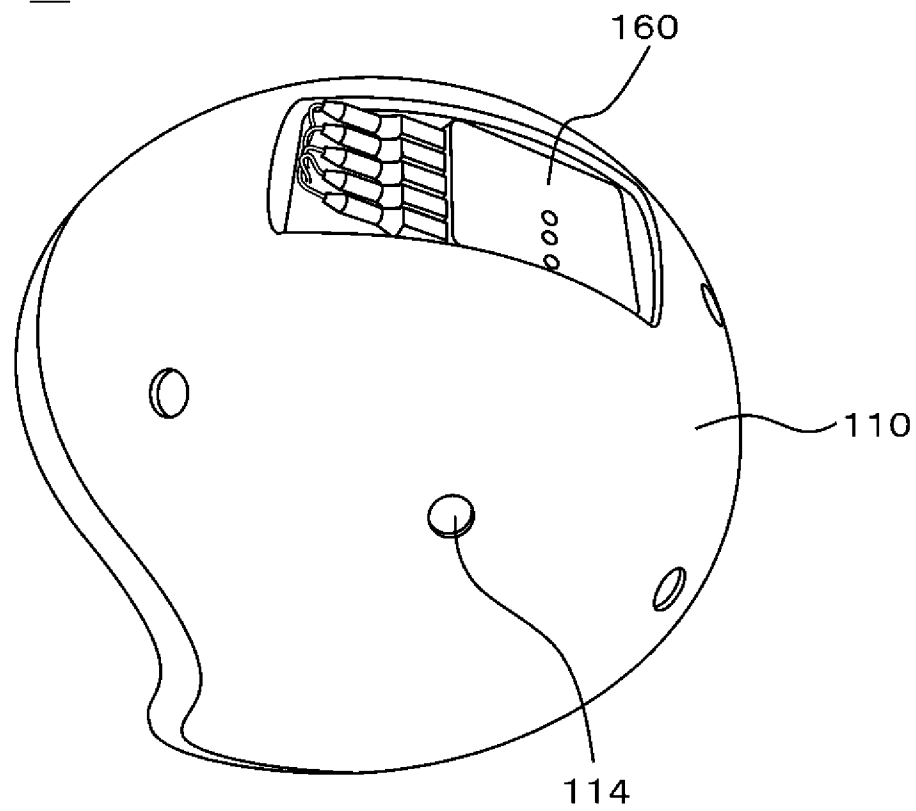
[図1]



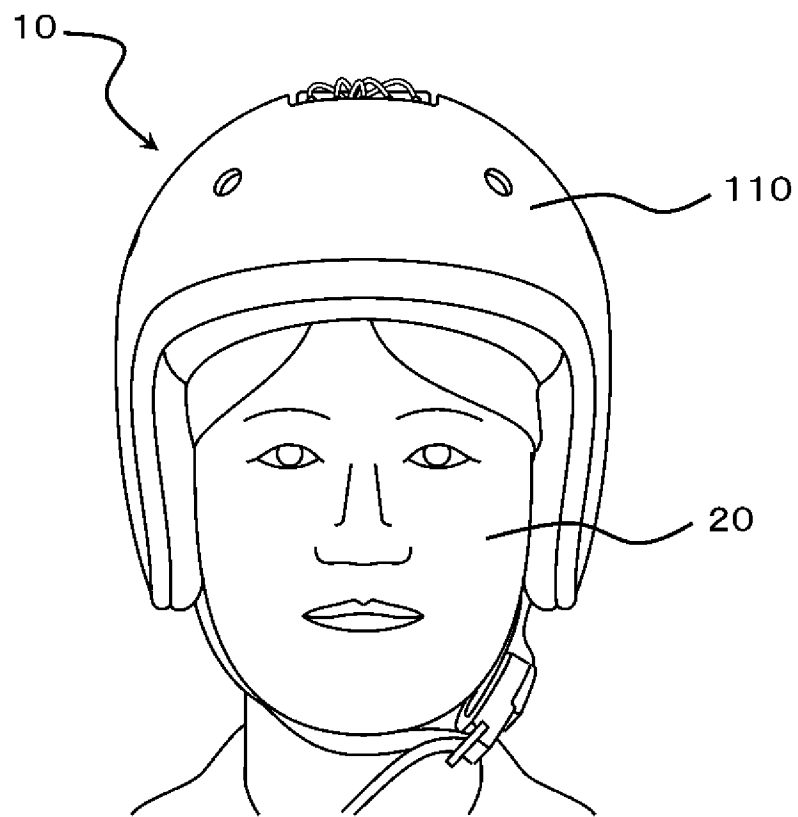
[図2]

10

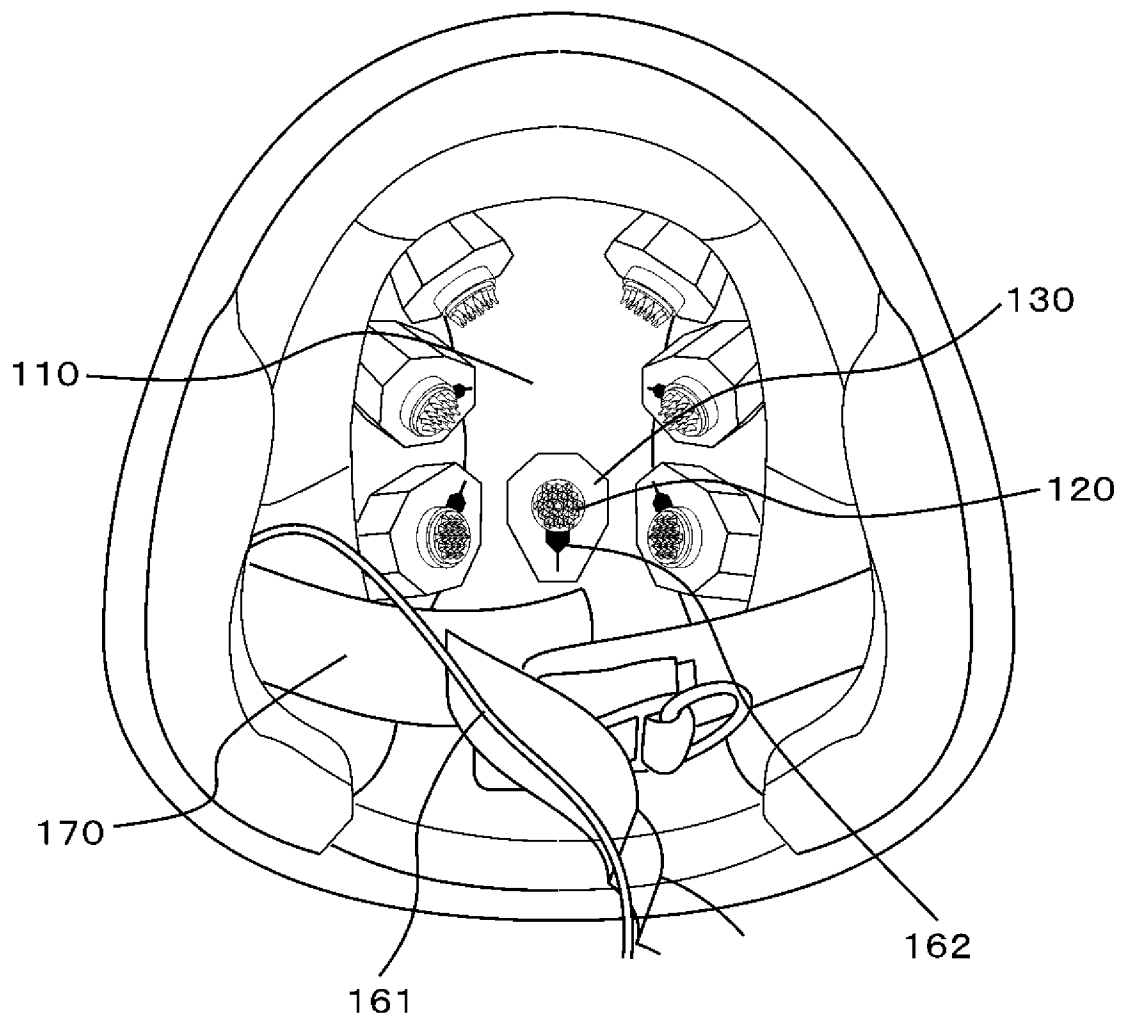
[図3]

10

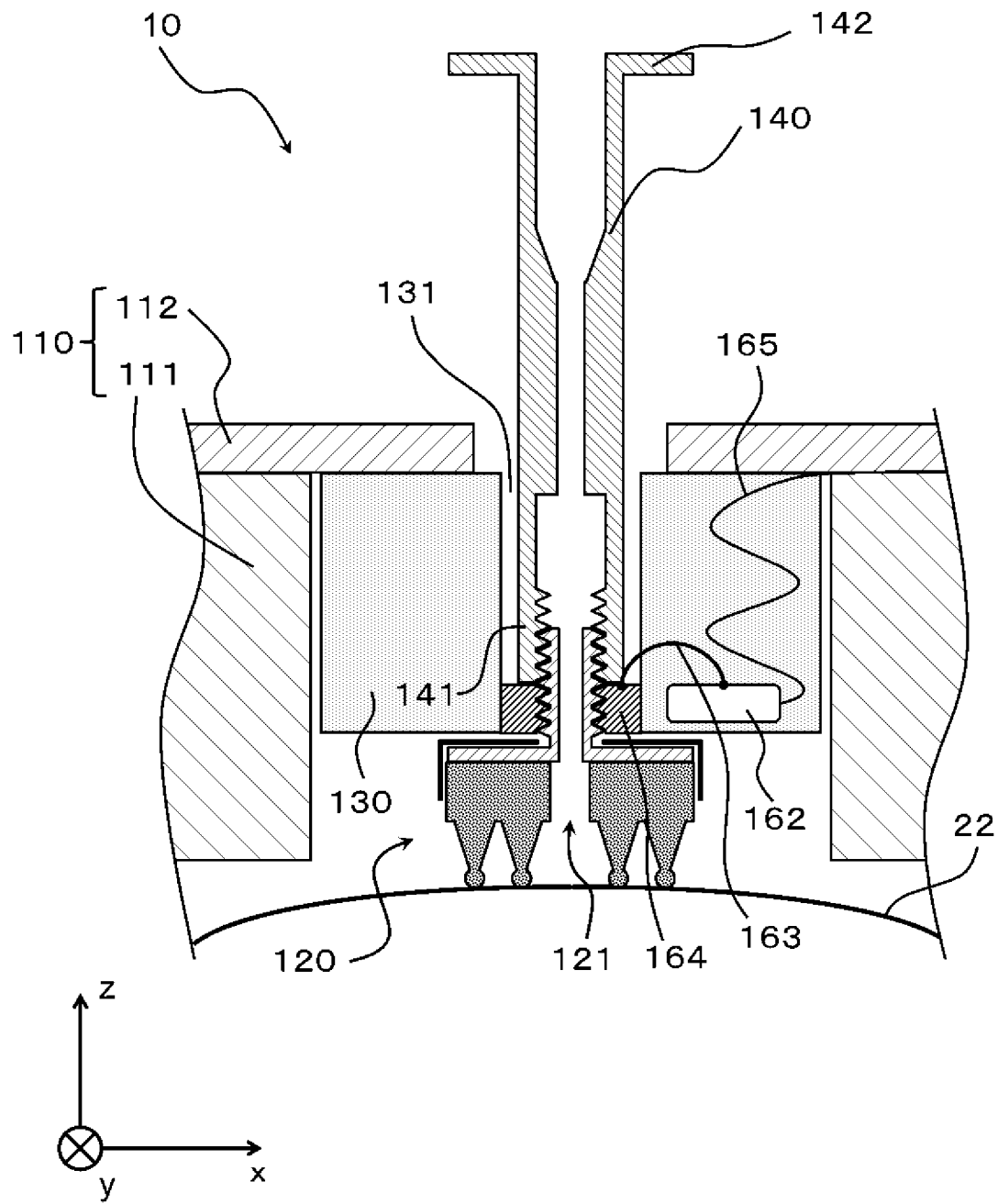
[図4]



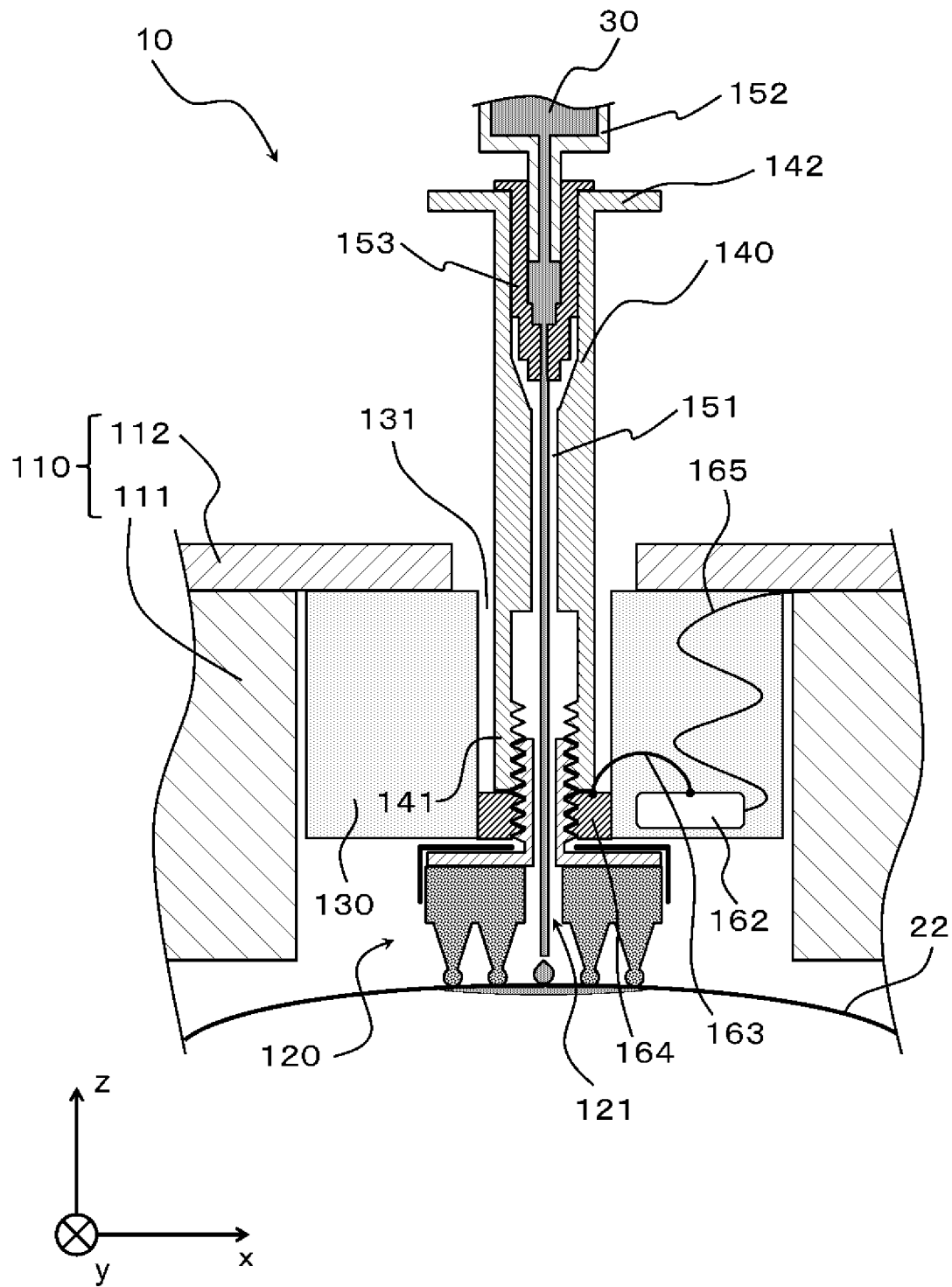
[図5]



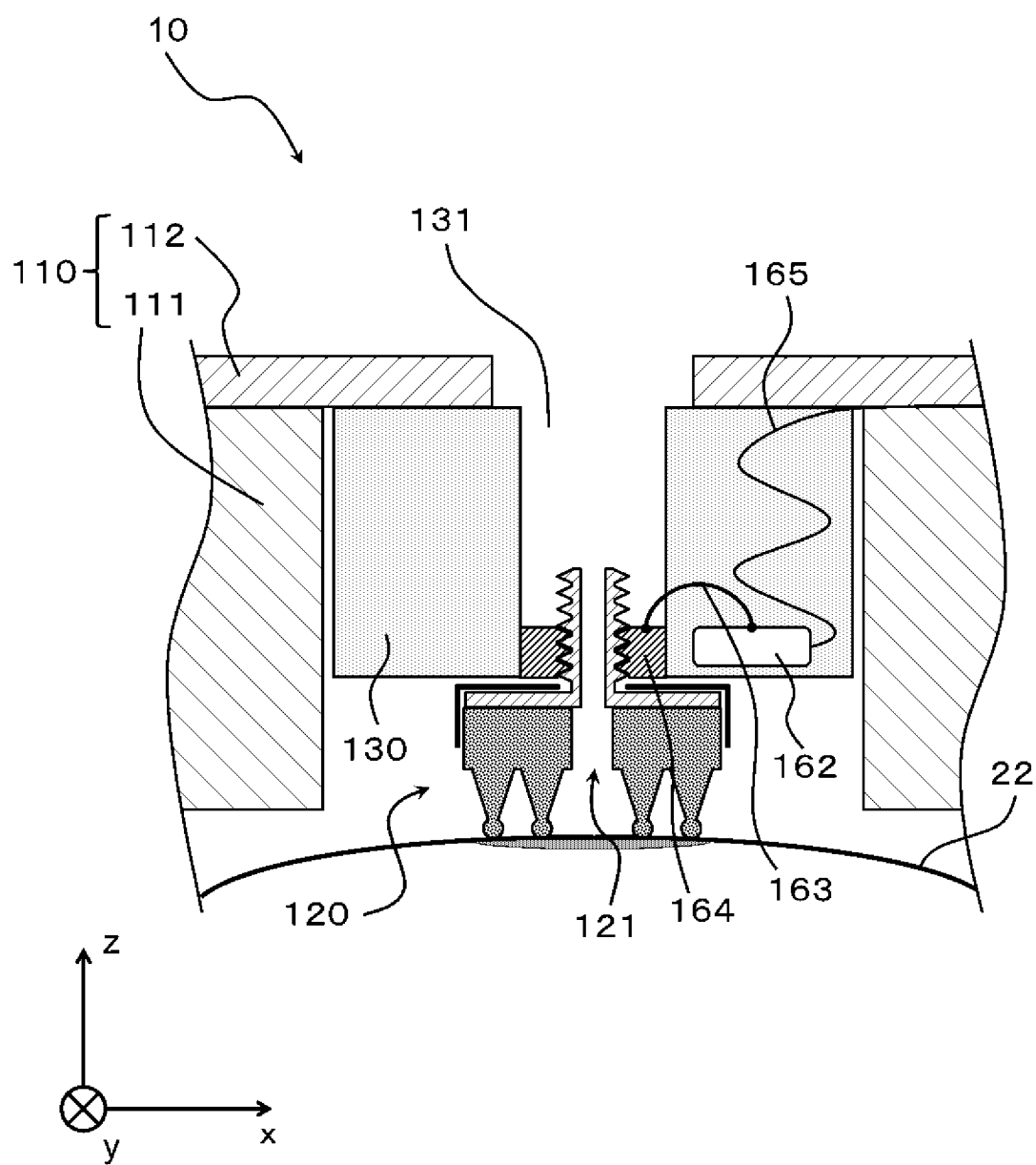
[図6]



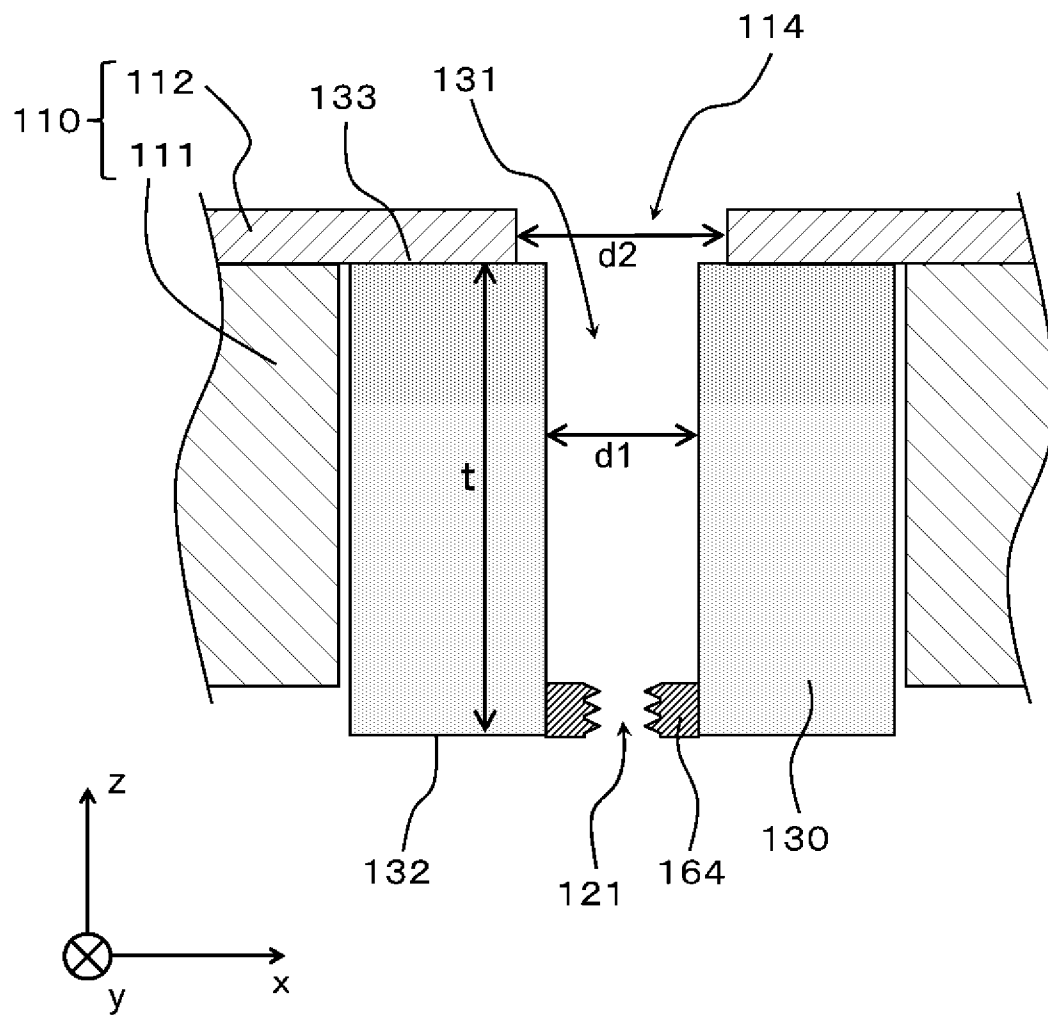
[図8]



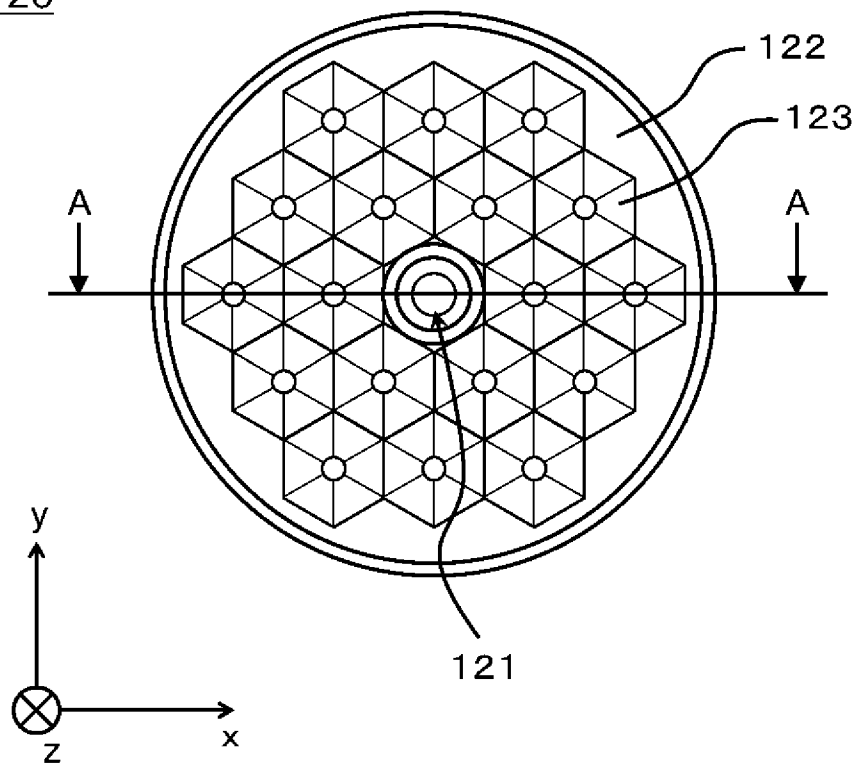
[図9]



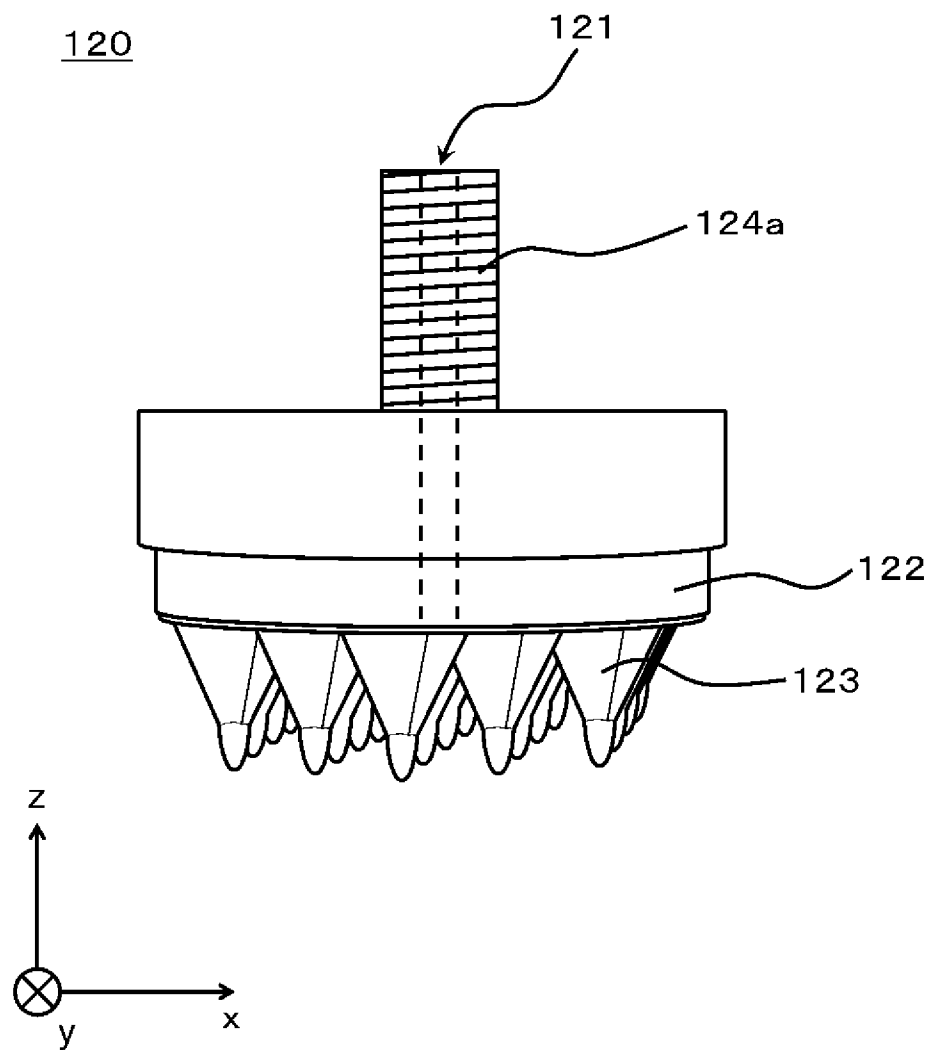
[図10]



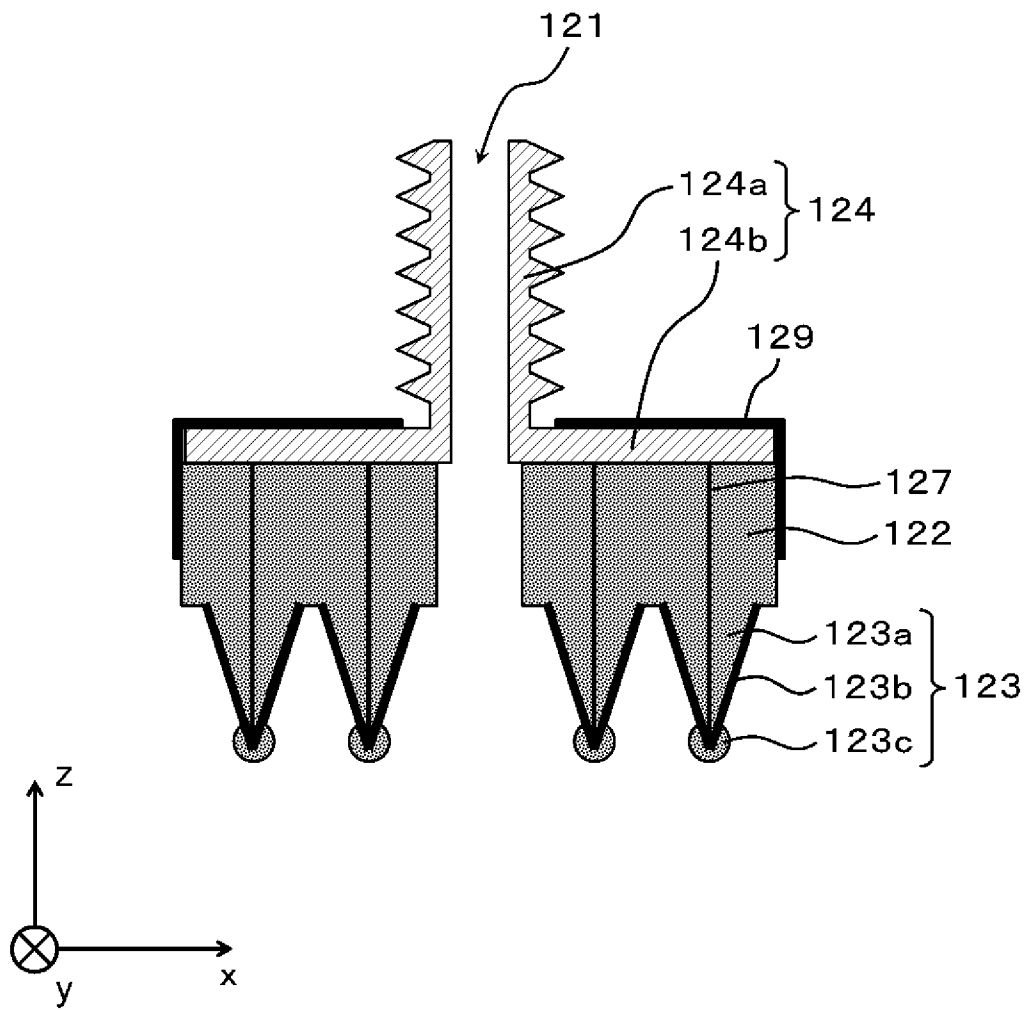
[図11]

120

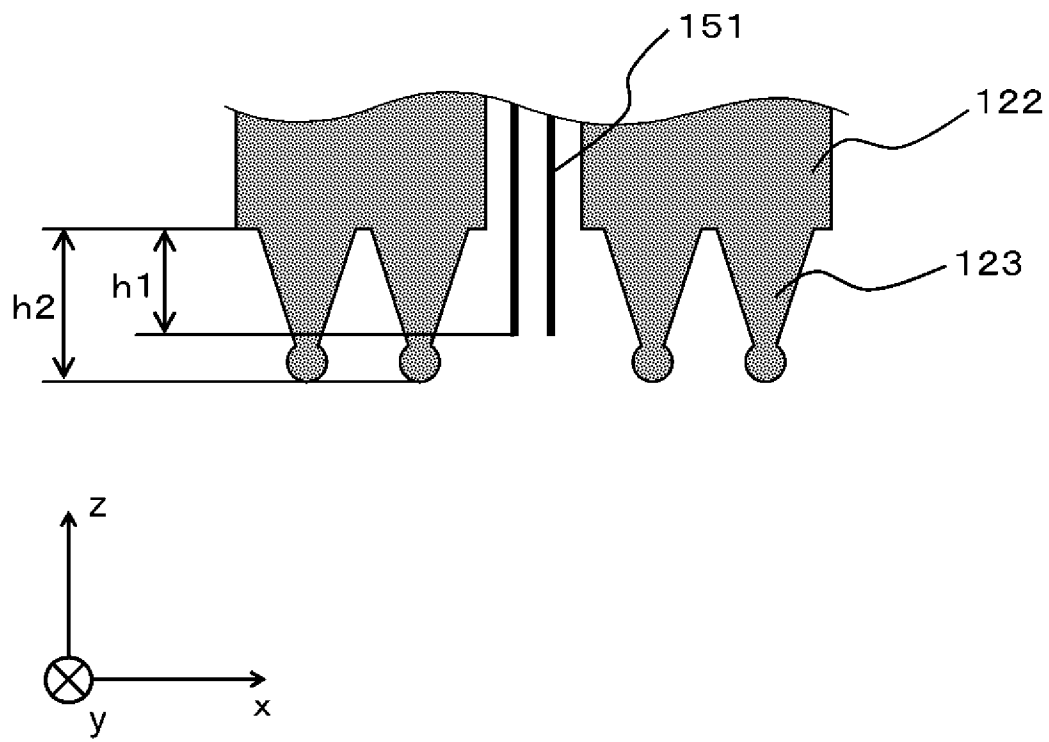
[図12]



[図13]

120(A-A)

[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2024/022235

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B 5/291 (2021.01)i; A61B 5/256 (2021.01)i FI: A61B5/291; A61B5/256 110 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) A61B5/291; A61B5/256 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2024 Registered utility model specifications of Japan 1996-2024 Published registered utility model applications of Japan 1994-2024 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	CN 114886428 A (FIRST AFFILIATED HOSPITAL HENAN UNIV SCIENCE & TECHNOLOGY) 12 August 2022 (2022-08-12) paragraphs [0026]-[0037], fig. 1-8	1-9
A	US 6161030 A (ADVANCED BRAIN MONITORING INC.) 12 December 2000 (2000-12-12) column 5, line 10 to column 7, line 64, fig. 1-8	1-9
A	JP 2011-120866 A (JAPAN HEALTH SCIENCE FOUND) 23 June 2011 (2011-06-23) paragraphs [0033]-[0040], [0051]-[0056], fig. 1-5, 14	1-9
A	JP 2021-094157 A (ALPSALPINE CO., LTD.) 24 June 2021 (2021-06-24) abstract, paragraphs [0015]-[0081], fig. 1-10	1-9
A	JP 2006-006667 A (OLYMPUS CORPORATION) 12 January 2006 (2006-01-12) abstract, paragraphs [0024]-[0034], fig. 1-2	1-9
☐ 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 “D” document cited by the applicant in the international application “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 26 August 2024		Date of mailing of the international search report 03 September 2024
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2024/022235

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
CN	114886428	A	12 August 2022	(Family: none)	
US	6161030	A	12 December 2000	WO 2000/045701	A1
JP	2011-120866	A	23 June 2011	(Family: none)	
JP	2021-094157	A	24 June 2021	(Family: none)	
JP	2006-006667	A	12 January 2006	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

A61B 5/291(2021.01)i; A61B 5/256(2021.01)i

FI: A61B5/291; A61B5/256 110

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））

A61B5/291; A61B5/256

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 - 2024年

日本国実用新案登録公報

1996 - 2024年

日本国登録実用新案公報

1994 - 2024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
A	CN 114886428 A (THE FIRST AFFILIATED HOSPITAL OF HENAN UNIVERSITY OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 12.08.2022 (2022 - 08 - 12) 段落[0026]-[0037], 図1-8	1-9
A	US 6161030 A (ADVANCED BRAIN MONITORING, INC.) 12.12.2000 (2000 - 12 - 12) 第5欄第10行-第7欄第64行, 図1-8	1-9
A	JP 2011-120866 A (財団法人ヒューマンサイエンス振興財団) 23.06.2011 (2011 - 06 - 23) 段落[0033]-[0040], [0051]-[0056], 図1-5, 14	1-9
A	JP 2021-094157 A (アルプスアルパイン株式会社) 24.06.2021 (2021 - 06 - 24) 要約, 段落[0015]-[0081], 図1-10	1-9
A	JP 2006-006667 A (オリンパス株式会社) 12.01.2006 (2006 - 01 - 12) 要約, 段落[0024]-[0034], 図1-2	1-9

☐ 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

“D” 国際出願で出願人が先行技術文献として記載した文献

“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抵触するものではなく、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

26.08.2024

国際調査報告の発送日

03.09.2024

名称及びあて先

日本国特許庁(ISA/JP)

〒100-8915

日本国

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

権限のある職員（特許庁審査官）

▲高▼原 悠佑 2Q 8358

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

様式 PCT/ISA/210（第2ページ）（2022年7月）

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2024/022235

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
CN	114886428	A	12.08.2022	(ファミリーなし)	
US	6161030	A	12.12.2000	WO	2000/045701 A1
JP	2011-120866	A	23.06.2011	(ファミリーなし)	
JP	2021-094157	A	24.06.2021	(ファミリーなし)	
JP	2006-006667	A	12.01.2006	(ファミリーなし)	