

(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2017-74411

(P2017-74411A)

(43) 公開日 平成29年4月20日(2017.4.20)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 H	
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 W	
	A 6 1 B 5/04 3 0 0 N	

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-242789 (P2016-242789)
 (22) 出願日 平成28年12月14日 (2016.12.14)
 (62) 分割の表示 特願2015-12702 (P2015-12702)
 の分割
 原出願日 平成24年1月31日 (2012.1.31)
 (31) 優先権主張番号 A402/2011
 (32) 優先日 平成23年3月21日 (2011.3.21)
 (33) 優先権主張国 オーストリア (AT)

(71) 出願人 513233551
 クリストフ グゲル
 GUGER Christoph
 オーストリア共和国 ビバーバッハ A-
 4533 ペルンドルフ 10
 Pellindorf 10, A-4533
 Piberbach Austria
 (71) 出願人 513233562
 グンター エドリンガー
 EDLINGER Guenter
 オーストリア共和国 グラーツ A-80
 20 プランカーガッセ 49
 Prankergasse 49, A-
 8020 Graz Austria

最終頁に続く

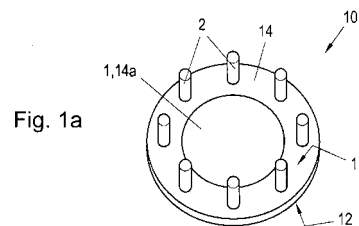
(54) 【発明の名称】 電極アセンブリのための装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 動物または人間の皮膚表面に付着させ、電圧及び電流を皮膚表面から引き込むいくつかの電極アセンブリ及び、弾力性、特に伸長可能な平坦またはフィルム状に形成された成形品を含む保定部品を備える装置を提供する。

【解決手段】 電極アセンブリ 10 は本体部 1 及び、本体部 1 から同一方向に突出するいくつかの電極ピン 2 を備え、電極アセンブリ 10 は保定部品に留められ、それぞれの電極アセンブリ 10 の本体部 1 は全ての電極アセンブリ 10 の電極ピン 2 が同一方向に突出するように保定部品に連結される。

【選択図】 図 1 a



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

動物または人間の皮膚表面(4)に使用され、前記皮膚表面(4)からの電圧と電流を引き込む、複数の電極アセンブリ(10)を備え、平坦またはフィルム状に形成された部品で形成された、弾力性の、特に伸長可能な保定部品(6)を備える装置であって、

前記電極アセンブリ(10)のそれぞれが本体部(1)と、前記本体部(1)から同一方向に突出する複数の電極ピン(2)を含み、

前記電極アセンブリ(10)は前記保定部品(6)に取り付けられ、

それぞれの前記電極アセンブリ(10)の前記本体部(1)が、前記保定部品(6)に結合され、全ての前記電極アセンブリ(10)の前記電極ピン(2)が同一方向に突出し

10

、浸透性の窪み(3)が前記電極アセンブリ(10)の1つ、詳細には全ての電極アセンブリの本体部(1)に形成され、前記電極ピン(2)が前記皮膚表面(4)に付着するときに、ジェルが前記皮膚表面(4)と前記電極ピン(2)との接触抵抗を低減させるために、窪みを通してジェル(5)が前記皮膚表面(4)に塗布されることを特徴とする、装置。

【請求項 2】

前記保定部品(6)はカバー(62)またはスリーブの形状を有することを特徴とする、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記保定部品(6)は複数の窪み(62)を備え、それぞれの窪みの位置は、前記本体部(1)の前記窪み(3)の位置に適合し、ジェル(5)が前記保定部品(6)の前記窪み(62)とそれぞれの前記本体部(1)を通して前記皮膚表面(4)に塗布されることを特徴とする、請求項1に記載の装置。

20

【請求項 4】

前記電極アセンブリ(10)の前記本体部(1)は平坦または皿形で、2つの互いに反対向きの表面領域(11、12)を備え、前記本体部(1)の前記窪み(3)は浸透性の窪みであり、それぞれの前記窪み(3)の前記境界(31)は前記本体部(1)の前記表面領域(11、12)を相互に接続していることを特徴とする、請求項1または3に記載の装置。

30

【請求項 5】

前記電極ピン(2)は前記本体部(1)の前記窪み(3)の境界に固定されていることを特徴とする、請求項1、3、4のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 6】

前記電極アセンブリ(10)の前記窪み(3)は円形であることを特徴とする、請求項1、3～5のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 7】

電極アセンブリ(10)における隣接する2つの電極ピン(2)は、どれも等距離で分離されていることを特徴とする、請求項1に記載の装置。

【請求項 8】

前記電極ピン(2)は、共通の電極リング(14)上に配置され、電氣的に導通接続され、前記電極リング(14)は前記電極ピン(2)と好ましくは同素材であることを特徴とする、請求項1～7のいずれか1項に記載の装置。

40

【請求項 9】

前記電極ピン(2)の個数、及び配置、及び高さまたは長さは、電極ピンが前記皮膚表面(4)上の毛髪を貫通して付着すること、及び/または前記電極ピン(2)の高さが1～30mmであることを特徴とする、請求項1～8のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 10】

前記電極アセンブリ(10)のそれぞれの窪み(3)により切り取られる前記本体部(1)の面積は、 $0.785 \sim 700 \text{ mm}^2$ であること、及び/または前記窪み(3)の半

50

径が1～30mmであることを特徴とする、請求項1～9のいずれか1項に記載の装置。

【請求項11】

前記電極ピン(2)の直径は、前記電極ピン(2)が前記皮膚表面(4)上の毛髪を貫通するが、電氣的接触を可能にする接触圧により皮膚表面を傷めないこと、及び/または前記電極ピン(2)の直径が0.5～5mmであることを特徴とする、請求項1～10のいずれか1項に記載の装置。

【請求項12】

前記本体部(1)の末端である前記電極ピン(2)の先端部は半球状であることを特徴とする、請求項1～11のいずれか1項に記載の装置。

【請求項13】

前記電極ピン(2)は高導電性があり、詳細には金、TiN、または、金及び/またはTiN及び/またはIrO₂の合金であることを特徴とする、請求項1～12のいずれか1項に記載の装置。

【請求項14】

前記電極アセンブリ(10)の各々の、詳細には前記本体部(1)は、アンプアセンブリ(13)を備え、詳細には最も近い前記電極ピン(2)と20mm以下の距離にあり、かつ前記電極ピン(2)が前記アンプアセンブリ(13)に接続されていることを特徴とする、請求項1～13のいずれか1項に記載の装置。

【請求項15】

前記アンプアセンブリ(13)は、前記本体部(1)から取り外し可能で、電氣的及び機械的に接続されたもう1つの本体部(15)に配置され、詳細にはキャッチ接続部(16、19、19a)によって配置されることを特徴とする、請求項1～14のいずれか1項に記載の装置。

【請求項16】

前記保定部品(6)は複数の窪み(62)を備え、前記キャッチ接続部(19、19a)は前記保定部品(6)の前記窪み(62)を通して延びることを特徴とする、請求項15に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、請求項1に記載の、電極アセンブリを人間または動物の皮膚表面に使用するための装置に関する。

【背景技術】

【0002】

以降、電圧または電圧差を測定する対象の動物または人間を“患者”と称する。

【0003】

本発明の電極アセンブリは、詳細には医療分野において脳波または心拍運動の測定のために使用される。

【0004】

乾燥状態で電極を使用し、患者の身体内部の電気信号を検出するには、電極の正確なポジショニングが必須の要件である。当業界では、最大限の保持と電極との良好な接触のために、個々の電極または電極アセンブリを測定される患者の身体部位に固定する、スパイダーと呼ばれるものが使用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

スパイダーは、配置された個々の電極の先端に複数のアームをもつ。この問題点は、個々の電極の位置と向きが、患者の特定の形状に調整されている必要があり、それゆえに、患者に電極を使用するためには多数の異なる調整ステップが実行される必要がある。さらに問題なのは、電極と患者の接触が弱く、患者が動くことによりしばしば容易に外れる

10

20

30

40

50

ことである。

【0006】

本発明は、身体の形状、詳細には患者の頭に対して、個々の電極を簡易に使用することを可能にし、それによって複数の患者に対する調査の進行を迅速にすることを可能にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の請求項1に記載の特徴を有する、電極アセンブリを動物または人間の皮膚表面に適用するための装置によりこの目的は達成される。

【0008】

本発明は、人間または動物の皮膚表面に使用され、皮膚表面からの電圧や電流を引き込む複数の電極アセンブリを備える装置であり、弾力性、特に伸長可能な平坦またはフィルム状に形成された保定部品を備える。本発明によれば、電極アセンブリはそれぞれ本体部を備えると同時に、その本体部から同一方向に突出した複数の電極ピンも備え、電極アセンブリは保定部品に取り付けられている。さらにそれぞれの電極アセンブリの本体部は保定部品に連結されており、全ての電極アセンブリの電極ピンは同一方向に突出している。これにより、電極の容易なポジショニングを可能とすると同時に、患者へ付着させる際のポジショニングも容易にする。

【0009】

身体の特定位位への適合を改善するために、保定部品はカバーまたはスリーブの形状を有する。

【0010】

少なくとも一つの電極アセンブリ、詳細には全ての電極アセンブリの本体部に浸透性の窪みを備え、電極ピンを皮膚表面に付着した際に、その窪みを使ってジェルが皮膚表面に塗布され、皮膚表面と電極ピンとの接触抵抗を低減させるよう形成される。

【0011】

それゆえに、電極ピンと患者の皮膚表面との接触の改善を達成することが可能であるため、測定のプロセスで患者が動くことの影響を最小にする。さらに、接触が良好であれば、ジェルの塗布を省略することで、患者をジェルで汚すことから防ぐ利点がある。十分な接触があるがゆえにジェルの塗布なしで行うことが可能になれば、ジェルによる時間のかかる業務は不必要となる。

【0012】

測定のプロセスでそれぞれの皮膚の位置へのジェルの塗布を容易にするためには、保定部品は窪みを備え、それぞれの窪みの位置は本体部のそれぞれの窪みの位置になされ、ジェルが保定部品の窪み、及び本体部の窪みを通して皮膚表面に塗布されるよう形成される。

【0013】

患者の身体へ特に十分に取付ける、詳細には継続時間の長い測定を達成するためには、本体部が平坦または皿形で、2つの反対向きの表面領域を備え、窪みは浸透性の窪みであり、窪みの境界は2つの表面領域をつなげるよう形成される。

【0014】

電極ピンに有利にジェルを塗布するため、及び電極ピンと皮膚表面との接触圧を低減させるために、電極ピンは本体部の窪みの境界に固定されるよう形成される。

【0015】

塗布するジェルの最適な配分のために、窪みは円形であるよう形成される。

【0016】

さらに、電極アセンブリの患者の皮膚への付着の安定性を改善するために、隣接する2つの電極ピンはどれも等距離で分離されるよう形成される。

【0017】

電極ピンの接触の改善、及び伝送エラーを低減させるために、電極ピンは共通の電極リング上に配置され、電極リングは好ましくは電極ピンと同素材であるよう形成される。

10

20

30

40

50

【0018】

皮膚表面上の毛髪を有利に貫通させ、電極アセンブリを患者の皮膚上に有利にしっかりと適用するために、電極ピンの数、及び配置、及び高さまたは長さは、電極ピンが皮膚表面上の毛髪を貫通ししっかりと適用すること、及び/または電極ピンの高さが1~30mmであるよう形成される。

【0019】

皮膚表面上のジェルを有利に散布するために、窪みの形成により切り取られる本体部の面積は、0.785~700mm²であるよう、及び/または窪みの半径が2~30mmであるよう形成される。

【0020】

皮膚表面と電極ピンとの接触を改善すること、及び機械的に安定した使用のために、電極ピンの直径は電極ピンが皮膚表面上の毛髪を貫通するが、電氣的接触を可能にする接触圧により皮膚表面を傷めないよう、及び/または電極ピンの直径が0.5~5mmであるよう形成される。

【0021】

皮膚表面と電極ピンとの接触を改善すること、及び患者を傷つけないために、本体部の末端である電極ピンの先端部は半球状であるよう形成される。

【0022】

耐久性の高い電氣的接触、及び接触抵抗と接触圧の減少のために、電極ピンは高導電性がある、詳細には金、TiN、または、金及び/またはTiN及び/またはIrO₂の合金であるよう形成される。

【0023】

電氣的じょう乱、例えば電磁干渉を防ぐために、アンブアセンブリを備え、電極アセンブリはアンブアセンブリに接続されるよう形成される。この方法では、高表面摩擦抵抗の場合でも操作が可能となる。

【0024】

本体部にアンブアセンブリを配置することにより電極の簡易接続が可能となる。

【0025】

最少ノイズとなる最適なアンブは、最も近い電極ピンとの距離が最大で20mm以下にあるとき可能となる。

【0026】

アンブアセンブリの数を低減させると同様に、電極の簡易交換を容易にするために、アンブアセンブリは、本体部から取り外し可能で、電氣的及び機械的に接続された、詳細にはキャッチ接続部により接続されたもう1つの本体部に配置されるよう形成される。

【0027】

本発明の装置の単純構造を保証すること、及び欠陥のある電極やもう1つの本体部にあるアンブの迅速な交換のために、保定部品は複数の窪みを備え、キャッチ接続部がその保定部品の窪みを通して延びるよう形成される。

【0028】

本発明を、本発明の全体的な概要を限定することなしに、いくつかの例と添付の図面とにより説明する。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1a】電極アセンブリを別々の視点から示す2つの図である。

【図1b】電極アセンブリを別々の視点から示す2つの図である。

【図1c】電極アセンブリの横断面を示す図である。

【図2a】図1a~図1cに示した電極アセンブリに接続された、もう1つの本体部に別に形成された増幅回路を横から示す図である。

【図2b】図2aに示した装置の横断面を示す図である。

【図3a】電極アセンブリの付いたカバー内側を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3 b】図 3 a に示したカバーの外側を示す図である。

【図 4】患者の皮膚表面にあてた装置の一部の横断面を示す図である。

【図 5】本発明に係る、別の電極アセンブリを示す図である。

【図 6】電極アセンブリに接続された回路基盤に形成された別々の増幅回路を示す図である。

【図 7】複数の電極アセンブリを備えたカバーを示す図である。

【図 8】皮膚表面に適用する装置の一部が患者に適用された際の横断面を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0030】

図 1 a ~ 図 1 c は、電極アセンブリ 10 の実施形態を示す。これは回路基盤の形で本体部 1 を構成する。本体部 1 は本質上平坦で、1.2 mm の厚さを備える。本体部 1 の互いに反対向きの 2 つの表面領域 11, 12 は、平坦及び互いに平行である。本体部 1 は円形である。

10

【0031】

円形な本体部 1 の境界領域上に、表面領域 11 の一方から突出する電極ピン 2 が 8 本配置される。この電極 2 の個数は、患者 7 の皮膚表面 4 への安定した付着を促進するには有利に 3 以上である。一方、電極 2 と皮膚表面 4 との間に患者 7 個人の毛髪が絡まないように、電極ピン 2 の数は、電極ピン 2 間に十分な距離が与えられるよう選択される。隣接した電極ピン 2 間の距離は、電極ピン 2 の直径の約 2 倍である。

【0032】

20

本実施形態においては、電極ピン 2 は長さ 7 mm 及び直径 2.5 mm である。電極ピン 2 の先端は半球状である。

【0033】

本実施形態においては、電極ピン 2 は最小限の不純物を含む純金である。

【0034】

しかし、或いは合金の使用も可能であり、有利には電極ピン 2 は低電気抵抗を特徴とする。電極ピン 2 の機械的安定性が高く、詳細には曲げ強さ及び破壊強度、例えば TiN または IrO₂ の合金、を備えるとさらに有利である。

【0035】

本体部 1 は高導電性の電極リング 14 を境界領域の、電極ピン 2 に背を向ける領域に備え、リングは金合金から構成され、電極ピン 2 がはんだ付けされている。本実施形態においては、電極リング 14 は本体部 1 の一部を形成し、中空の円筒形の層を形成し、層の厚さ 1.2 mm、及び内径 1.1 mm、外形 1.7 mm である。本体部 1 の内部に配置、及び電極リング 14 に囲まれている 14 a の部分は非導電性である。

30

【0036】

或いは、本体部 1 全体は高導電性の素材、詳細には電極材料から構成されることも可能である。

【0037】

或いは、電極ピン 2 は電極リング 14 に溶接、または導電的及び機械的に接続される。

【0038】

40

そこから電極ピンが突出している表面領域 11 の反対にある表面領域 12 上に、電極リング、従って個々の電極ピン 2 と導通する接続部 19 を備える。この場合、接続部 19 はキャッチ部品の形をなし、もう一つの接続部 19 a と着脱自在に接続される (図 2 a、2 b)。電極ピン 2 により測定された信号を有利に伝達するために、接続部 19 もまた良好な導電性の素材により構成される。

【0039】

図 2 a, 2 b において、図 1 a ~ 1 c に示した電極アセンブリ 10 が接続部 19 を通して、電極アセンブリの接続部と電氣的及び機械的に接続可能なもう一つの接続部 19 a を備えるもう一つの本体部 15 に電氣的及び機械的に接続される。この方法により、2 つの部品で構成された電極アセンブリが図示されており、図 1 a ~ 図 1 c に示した実施形態に

50

対応する電極ピン 2 の構造と同様に本体部 1 を備える。アンプアセンブリ 1 3 はもう一つの本体部 1 5 に配置される。本体部 1 及びもう一つの本体部 1 5 はそれぞれ接続部 1 9 , 1 9 a と導電的に相互接続され、もう一つの本体部はもう一つの接続部 1 9 a 及びアンプ 1 3 との間に連絡線 1 8 を備える。本体部 1 ともう一つの本体部 1 5 の間にあるキャッチ接続部はいかなる機械的損傷も被ることなしに取り外し可能、及び修復可能である。アンプ 1 3 の出力信号はケーブル 1 3 a を通ってデータ処理装置に伝達される。

【 0 0 4 0 】

図 3 a , 図 3 b は、電極アセンブリ及びもう一つの本体部 1 5 を一つのみ備えた、カバー 6 1 の形状をした保定部品 6 を内側及び外側から示す。カバー 6 1 は患者 7 の頭の皮膚表面 4 に適用するために設計されている。電極アセンブリ 1 0 は図 2 a 及び図 2 b に示された電極アセンブリ 1 0 と本質的に一致する。電極アセンブリ 1 0 の本体部は、カバー 6 1 の内側に向かって置き、もう一つの表面領域 1 2 がカバー 6 1 の内面と物理的に接触する。電極ピン 2 はカバー 6 1 の内部に延びる。カバー 6 1 は電極アセンブリ 1 0 のキャッチ接続部 1 6 の領域に窪み 6 2 を備え、窪みがあることで直接もう一つの本体部 1 5 と接続することが可能となる (図 4) ため、患者の皮膚表面はカバー 6 1 を通して直接的に電気接触可能である。

10

【 0 0 4 1 】

もう一つの本体部 1 5 はカバー 6 1 の外側にあり、もう一つの接続部 1 9 a はカバー 6 1 に向いており、カバーの窪み 6 2 を通る接続部 1 9 と電氣的及び機械的に接触している。

20

【 0 0 4 2 】

図 4 は、図 3 a , 図 3 b に示した本発明の実施形態の横断面を示す。カバー 6 2 は図 3 a , 図 3 b に示したように、複数の電極アセンブリ 1 0 を内面に配置する。スリーブ 6 3 の窪み 6 2 は電極アセンブリ 1 0 の本体部ともう一つの本体部の接続部 1 9 , 1 9 a により突き通される。

【 0 0 4 3 】

皮膚表面 4 と本体部 1 との間の毛髪で満たされている中間領域は、陰影をつけ、以後は“毛髪領域 7 2 ”と示す。本体部 1 と患者 7 の皮膚表面 4 は、電極ピン 2 と同様に毛髪により隔てられている。

【 0 0 4 4 】

図 5 では、電極アセンブリの別の実施形態を示す。これは回路基盤の形で本体部 1 を形成している。本体部 1 は本質的には平坦で、1 . 2 mm の厚さを備える。本体部 1 の 2 つの互いに反対向きの表面領域 1 1 , 1 2 は、平面状及び並行である。円形の窪み 3 が本体部 1 に形成される。この本発明の好ましい実施形態では、窪み 3 の直径は 5 mm 、及びそれ故に半径は 2 . 5 mm である。窪み 3 すなわち本体部 1 から切り取られた表面積は約 5 0 mm ² である。

30

【 0 0 4 5 】

窪み 3 の境界領域には、片方の表面領域 1 1 から突出する電極ピン 2 を 7 本備える。患者 7 (図 8) の皮膚表面 4 (図 8) への機械的に安定した付着を促進するためには、有利には電極ピン 2 の個数は 3 以上である。一方、毛髪を受け止め、電極 2 と皮膚表面 4 との間に患者 7 個人の毛髪が絡むことを防ぐために、電極ピン 2 の個数は、電極ピン 2 間に十分な空間が与えられるよう選択される。隣接する電極ピン 2 間の距離は、ほぼ電極ピン 2 の直径である。

40

【 0 0 4 6 】

本実施形態においては、電極ピン 2 は長さ 7 mm を備え、直径 2 . 5 mm である。本体部 1 の末端である電極ピン 2 の先端は半球状である。

【 0 0 4 7 】

本実施形態においては、電極ピンは最小限の不純物を含む純金である。

【 0 0 4 8 】

しかし、或いは他の合金の使用も可能であり、有利には電極ピン 2 は低電気抵抗を備え

50

る。さらに有利には、電極ピン 2 の機械的安定性が高く、詳細には曲げ強さ及び破壊強度を備える、例えば典型的な例では TiN 合金である。

【0049】

本体部 1 は窪み 3 の中に金合金から構成される高導電性の電極リング 1 4 を備え、電極ピン 2 がはんだ付けされている。電極リング 1 4 は 10 mm × 10 mm の矩断面を備える。電極リング 1 4 内側の窪みの半径は 5 mm であり、窪みの面積は 50 mm² である。或いは、電極ピンは電極リング 1 4 に溶接、またはその他の導電的及び機械的手段により接続される。電極リング 1 4 は本体部 1 を完全に貫き、電極リング 1 4 の中央の窪み方向に広がる面は、表面領域 1 1, 1 2 に対して垂直に広がる窪み 3 のシリンダー胴形状 3 1 の境界を形成している。電極リング 1 4 はアンペアアセンブリ 1 3 (図 8) に、片方の表面領域 1 2 に配置された (図 5 には不図示) 高導電性の連絡線により接続される。有利には、本実施形態では、電氣的連絡線は電極ピン 2 と同じ電極材料を含む。

10

【0050】

アンペアアセンブリ 1 3 は個々の電極ピンの近くに配置され、本実施形態においては、電磁干渉を最小限にするために、最も近い電極ピン 2 から 4 mm 離して配置する。

【0051】

図 6 は、2 つの部品で構成された別の電極アセンブリ 1 0 を示し、電極ピン 2 の配置と同様に本体部 1 が、図 5 に示した実施形態に対応する。図 5 に示したものと違い、図 6 に示した別の本体部はアンペアアセンブリ 1 3 を配置したもう 1 つの本体部 1 5 を備える。本体部 1 及びもう 1 つの本体部 1 5 は、本体部 1 上のそれぞれの連絡線 1 7, 1 8、及びキャッチ接続部 1 6 によって導電的に接続される。キャッチ接続部 1 6 は、本体部 1 ともう 1 つの本体部 1 5 の取り外し可能な機械的接続を可能にする。

20

【0052】

本実施形態においては、電氣的連絡線 1 7, 1 8 は本体部 1, 1 5 の表面上の接続層の形状を有する。

【0053】

図 7 は、患者 7 の頭の皮膚 4 表面に適用するためにカバー 6 1 の形状をした保定部品 6 を示す。電極アセンブリ 1 0 は図 5 に示したものと本質的に一致する。電極アセンブリ 1 0 の本体部 1 は、カバー 6 1 内側に置き、もう 1 つの表面領域 1 2 はカバー 6 1 の内面領域と機械的に接触する。電極ピン 2 はカバー 6 1 の内部に延びる。電極アセンブリ 1 0 の窪み 3 が配置される領域では、ジェル 5 (図 8) を外部から直接カバーを通して、患者 7 の皮膚に塗布できるように窪み 6 2 を備える。例えば、図 7 に示す実施形態では、カバー 6 1 の窪み 6 2 はそれぞれの電極アセンブリ 1 0 本体部 1 の窪み 3 と揃っているため、たやすく行える。

30

【0054】

ただし、或いは個々の電極アセンブリ 1 0 を、窪み 6 2 がある範囲のなか連続しているカバー 6 1 の個々の窪み 6 2 に差し込むことは可能である。この場合、電極アセンブリ 1 0 の外周はカバー 6 1 の窪み 6 2 の 1 つの内周と接合する。

【0055】

図 8 は、患者 7 に対して操作中のスリーブ 6 3 の形状をした、一部が異なる実施形態を示す。スリーブ 6 3 は図 7 に示したカバー 6 1 と同様に、内面に複数の電極アセンブリ 1 0 が配置されている。スリーブ 6 3 の窪み 6 2 は、ジェル 5 が患者 7 の皮膚表面 4 に塗布できるよう、電極アセンブリ 1 0 本体部 1 の窪み 3 と揃えられる。ジェル 5 は、窪み 3 を通して塗布された後、皮膚表面 4 と本体部 1 の間、下文では毛髪領域 7 2 と呼ぶ、毛髪で満たされている中間領域 (陰影をつけて示されている) に配置される。本体部 1 と患者 7 の皮膚表面 4 は一方では毛髪により隔てられ、他方では電極ピン 2 により隔てられる。ジェル 5 は、十分に接触抵抗を低減させるために、毛髪領域 7 2 の中に広がり、電極ピン 2 の皮膚表面 4 との付着ポイント 8 に到達する。

40

【0056】

個々の調査において、すでに十分な電氣的接触及び十分な品質の信号が利用可能である

50

ならば、毛髪領域 7 2 の皮膚表面 4 へのジェル 5 の塗布を省略することができる。

【 0 0 5 7 】

ジェル 5 に代えて、水性あわまたはぬれたスポンジ（いずれも不図示）を本体部 1 の窪み 3 と電極ピン 2 との間に配置し、使用することができる。

【 0 0 5 8 】

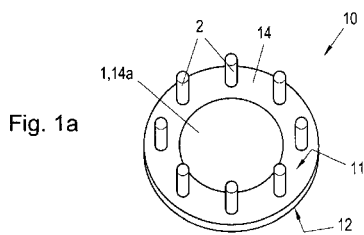
湿気または水分が電極アセンブリ 1 0 にしみ込むことを防ぐために、例えばアンプアセンブリ 1 3 のような電極アセンブリ 1 0 の電気活性の部品は、防水設計されることがある。アンプ 1 3 の出力信号はケーブル（図 5 ~ 図 8 に不図示）によりデータ処理装置に伝達される。

【 0 0 5 9 】

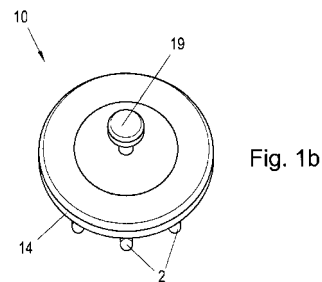
或いは、電極ピン 2 は金及び / または T i N 及び / または I r O ₂ で完全に構成されていない、または金及び / または T i N 及び / または I r O ₂ の合金ではなく、むしろ、例えば先に示した高導電性の合金でコーティングのみされた金属から構成されるものとして形成される。

10

【 図 1 a 】



【 図 1 b 】



【 図 1 c 】

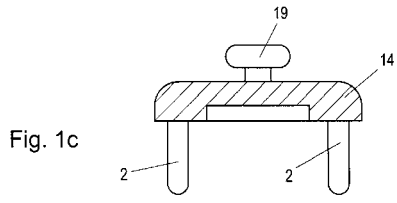


Fig. 1c

【 図 2 a 】

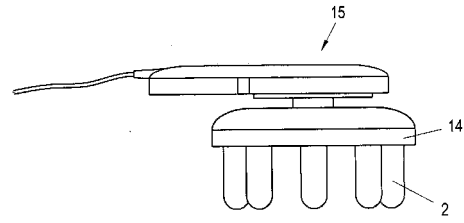


Fig. 2a

【 図 2 b 】

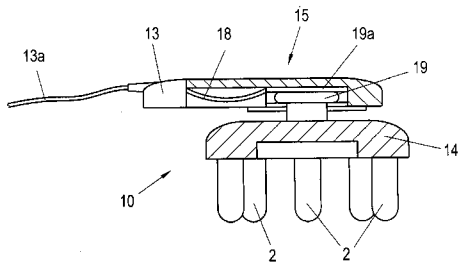


Fig. 2b

【 図 3 a 】

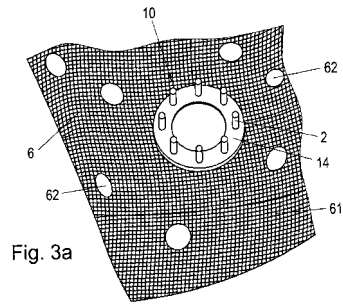
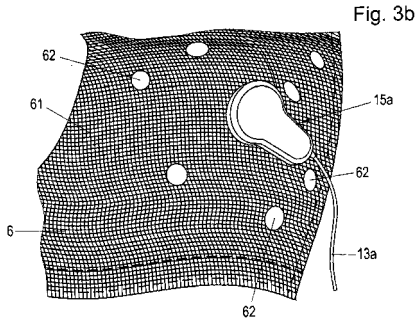
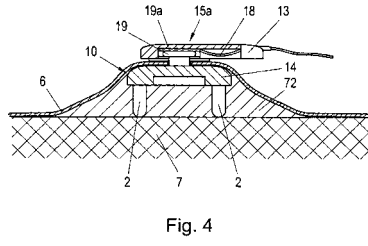


Fig. 3a

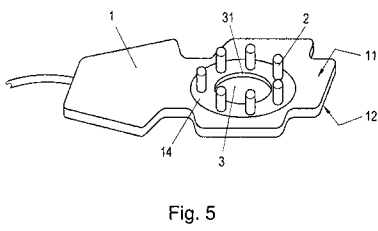
【 図 3 b 】



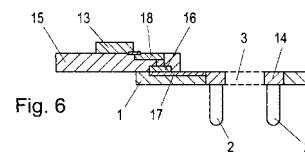
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】



フロントページの続き

(74)代理人 100133503

弁理士 関口 一哉

(72)発明者 クリストフ ゲゲル

オーストリア共和国 ピバーバッハ A - 4 5 3 3 ペルンドルフ 1 0

(72)発明者 ゲンター エドリンガー

オーストリア共和国 グラーツ A - 8 0 2 0 プランカーガッセ 4 9

Fターム(参考) 4C127 AA02 AA03 LL07 LL08 LL15 LL22