(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
2024年8月8日(08.08.2024)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2024/161641 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/256 (2021.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2023/003629

(22) 国際出願日： 2023年2月3日(03.02.2023)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

(71) 出願人: 合同会社ユニバーサル・ブレイン (**UNIVERSAL BRAIN LLC.**) [JP/JP]; 〒1130033 東京都文京区本郷５丁目２５番１８号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 長谷川 文也 (**HASEGAWA Fuminari**); 〒7050132 岡山県備前市三石３４７２番地 Okayama (JP). 寒川 雅之 (**SOHGAWA Masayuki**); 〒9502181 新潟県新潟市西区五十嵐二の町８０５０新潟大学五十嵐キャンパス総合研究棟 Niigata (JP).

(74) 代理人: 小笠原 匡隆 (**OGASAWARA Masataka**); 〒1350061 東京都江東区豊洲三丁目２番２４号豊洲フォレシア１０階法律事務所ＺｅＬｏ・外国法共同事業 Tokyo (JP).

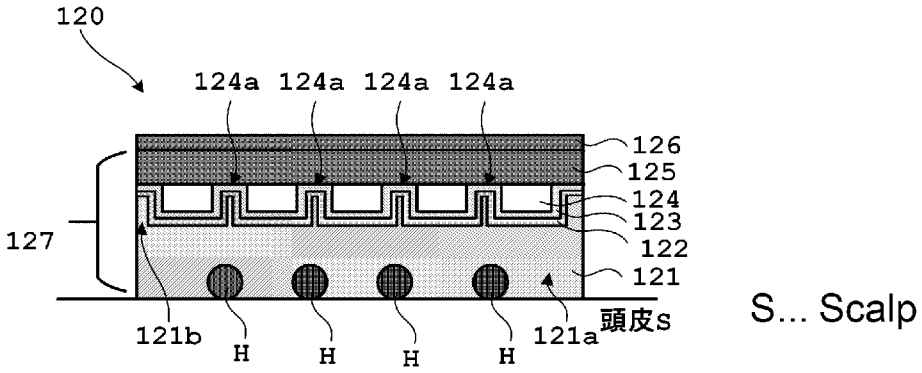
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, 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, 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,

(54) **Title:** BIOELECTRIC SIGNAL-MEASURING ELECTRODE, BIOELECTRIC SIGNAL-MEASURING DEVICE, AND METHOD FOR PRODUCING BIOELECTRIC SIGNAL-MEASURING ELECTRODE

(54) 発明の名称： 生体電気信号計測電極、生体電気信号計測装置及び生体電気信号計測電極の製造方法

[図2]



(57) **Abstract:** The present invention includes: a first conductive section that is brought into direct contact with the skin of a living body and has flexibility allowing said first conductive section to stretch and contract while avoiding foreign matter on the skin; a dielectric body layered on the first conductive section; and a second conductive section layered on the dielectric body. The first conductive section, the dielectric body, and the second conductive section form a capacitor on the skin, the first conductive section and the second conductive section are each formed from a flat section and a protruding section protruding from the surface of the flat section, and the dielectric body is formed in an irregular shape between the first conductive section and the second conductive section.

WO 2024/161641 A1

[続葉有]

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)）

(57) 要約：生体の皮膚に直接接触し、前記皮膚上の異物を避けて伸縮する柔軟性を有する第１導電部と、前記第１導電体上に積層された誘電体と、前記誘電体上に積層された第２導電部と、前記第１導電部、前記誘電体、及び前記第２導電部は、前記皮膚上においてコンデンサを形成し、前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部及び前記平坦部の表面から突出した凸部から構成され、前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成されていること。

明　細　書

発明の名称 ：

生体電気信号計測電極、生体電気信号計測装置及び生体電気信号計測電極の製造方法

技術分野

[0001] 本開示は、生体電気信号を形成するため生体電気信号計測電極、これを備える生体電気信号計測装置、及び生体電気信号計測電極の製造方法に関する。

背景技術

[0002] 従来より、脳波等の生体電気信号を検出するための電極として、誘電体になる髪の毛を頭皮とはさみ込みコンデンサを形成する静電容量型電極が知られている。このような静電容量型電極は、接触インピーダンスの影響を考慮して、オペアンプ等の増幅回路を含んでおり、アクティブ電極とも呼ばれている。

[0003] 例えば、特許文献１には、アクティブ電極の一例として、「皮膚接触部、金属製の基体、酸化イリジウムを含むコーティング、を備える皮膚表面上の生体電気信号を検出するための電極であって、上記コーティングが上記電極の上記皮膚接触部の少なくとも一部を覆っており、上記コーティングがナノ構造化表面パターンを備えていることを特徴とする、皮膚表面上の生体電気信号を検出するための電極。」が開示されている。

[0004] しかしながら、使用現場からは人体への装着性及び検出精度の更なる向上が要求されている。また、生体電気信号を測定される被検者は、人体に影響がなく、且つ測定ストレスが少なく検査が終了することを望んでいる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特表２０２１－５１４７２７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 本開示は、上述した背景からなされたものであり、生体への装着性及び検査精度を向上し、生体の負担を低減することができる生体電気信号計測電極、生体電気信号計測装置、及び生体電気信号計測電極の製造方法を提供する。

課題を解決するための手段

[0007] 本開示の一態様によれば、「生体の皮膚に直接接触し、前記皮膚上の異物を避けて伸縮する柔軟性を有する第１導電部と、前記第１導電部上に積層された誘電体と、前記誘電体上に積層された第２導電部と、を備え、前記第１導電部体、前記誘電体、及び前記第２導電部は、前記皮膚上においてコンデンサを形成し、前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部及び前記平坦部の表面から突出した凸部から構成され、前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成されている、生体電気信号計測電極。」が提供される。

[0008] 本開示の一態様によれば、「生体の皮膚に直接接触し、前記皮膚上の異物を避けて伸縮する柔軟性を有する第１導電部と、前記第１導電部上に積層された誘電体と、前記誘電体上に積層された第２導電部と、を備え、前記第１導電部、前記誘電体、及び前記第２導電部は、前記皮膚上においてコンデンサを形成し、前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部及び前記平坦部の表面から突出した凸部から構成され、前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成されている、生体電気信号計測電極、及び前記生体電気信号計測電極に接続され、前記生体電気信号計測電極から受信する生体信号を外部装置に対して送信する処理装置を含む生体電気信号計測装置。」が提供される。

[0009] 本開示の一態様によれば、「皮膚上の異物を避けて延びる柔軟性を有する第１導電部、交流電場が作用すると所定の周波数の交流電流が生じる材料から選択された誘電体、及び前記誘電体を前記第１導電部と挟む第２導電部を、積層してコンデンサを形成する工程を備える生体電気信号計測電極の製造

方法であって、前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部の表面から凸部が突出するように形成され、前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成される、生体電気信号計測電極の製造方法。」が提供される。

発明の効果

[0010] 本開示によれば、生体への装着性及び検査精度を向上し、生体の負担を低減することができる生体電気信号計測電極、生体電気信号計測装置、及び生体電気信号計測電極の製造方法を提供することができる。

[0011] なお、上記効果は説明の便宜のための例示的なものであるにすぎず、限定的なものではない。上記効果に加えて、又は上記効果に代えて、本開示中に記載されたいかなる効果や当業者であれば明らかな効果を奏することも可能である。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]図１は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測システム１の概略的な構成を示す図である。

[図2]図２は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の断面図である。

[図3]図３は、本開示の実施形態１に係る処理装置１３０の構成の例を示すブロック図である。

[図4A]図４Ａは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。

[図4B]図４Ｂは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。

[図4C]図４Ｃは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。

[図4D]図４Ｄは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。

[図4E]図４Ｅは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の

製造工程における断面図である。

[図4F]図４Ｆは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。

[図5]図５は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における平面図である。

[図6]図６は、本開示の実施形態１の変形例に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における平面図である。

[図7]図７は、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の断面図である。

[図8A]図８Ａは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。

[図8B]図８Ｂは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。

[図8C]図８Ｃは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。

[図8D]図８Ｄは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。

[図8E]図８Ｅは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、本発明の実施形態の例示として、本発明を生体電気信号計測システムに適用した場合を例にとり、添付図面を参照して各実施形態を説明する。なお、図面における共通する構成要素には同一の参照符号が付されている。

[0014] ＜実施形態１＞

１．本開示に係る生体電気信号計測システム１の概要

図１は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測システム１の概略的な構成を示す図である。図１に示すように、実施形態１に係る生体電気信号計測システム１は、生体電気信号として脳波を計測し、被検者Ｐの脳の状態

及び精神状態を解析するために用いられる。具体的に、図１に示された生体電気信号計測システム１は、生体電気信号計測を受ける被検者Ｐの頭部に装着される生体電気信号計測装置１００、生体電気信号計測装置１００によって計測された生体電気信号を受信する携帯端末装置（外部装置）２００、及び特定条件下において当該生体電気信号を受信する端末装置（外部装置）３００を備える。特に、図１においては、生体電気信号計測装置１００、携帯端末装置２００、及び端末装置３００の間におけるデータ通信のための接続関係が示されている。

[0015] 図１に示すように、生体電気信号計測装置１００は、被検者Ｐの頭部に装着される本体部（ヘッドギア）１１０、本体部１１０の内側に配置された複数の生体電気信号計測電極１２０、各計測電極と電気的に接続された処理装置１３０を備える。本体部１１０は、被検者Ｐの頭部に装着することができれば、どのような形状であってもよく、頭部を全体的に覆うタイプ、又は頭部の一部を覆うタイプであってもよい。生体電気信号計測電極１２０は、図２を参照して後述するが、脳波を測定するために本体部１１０の所定の位置に取付けられており、頭皮に直接接触して脳波を計測する。処理装置１３０は、図３を参照して上述するが、生体電気信号計測装置１００の動作を制御するための装置であって、回路基板上に各動作の実行及び制御を行うための部品が実装された構造を有している。

[0016] 携帯端末装置２００は、被検者Ｐが使用する端末装置又は計測を行う医療従事者が使用する端末装置である。携帯端末装置２００は、生体電気信号計測装置１００の処理装置１３０とデータ通信可能に接続され、計測された生体電気信号である脳波を受信する。また、携帯端末装置２００は、受信した脳波を解析し、解析結果を被検者Ｐ又は医療従事者に対して表示する。解析の一例としては、受信した脳波に基づいて、被検者Ｐの脳の状態、うつなどの精神状態、及び全体的な健康状態を把握することが挙げられる。

[0017] 例えば、携帯端末装置２００は、典型的には、スマートフォンに代表される無線通信可能な端末装置が挙げられるが、当該装置のみには当然限られな

い。例えば、端末装置としては、フィーチャーフォン、携帯情報端末、ＰＤＡ、ラップトップパソコン、デスクトップパソコン、携帯型ゲーム機、据え置き型ゲーム機など、上述した解析及び結果表示が可能であれば、いずれでも好適に適用することが可能である。また、当然のことながら、被検者Ｐの携帯端末装置２００及び医療従事者の携帯端末装置２００が互いに同一又は異なる種類であって、生体電気信号計測装置１００の処理装置１３０に対して、同時又は順次通信可能に接続してもよい。

[0018] 端末装置３００は、生体電気信号計測装置１００が別の医療機器（図示せず）とともに使用される場合において、携帯端末装置２００に代わり、生体電気信号である脳波を受信するための装置である。例えば、端末装置３００は、ラップトップパソコン、又はデスクトップパソコンであってもよい。当該医療機器としては、例えば、ＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）装置であるが、これに限定されることはない。すなわち、その周辺において電波を使用できないＭＲＩ装置と併用して生体電気信号計測装置１００による測定が行われる場合には、生体電気信号計測装置１００と有線接続された端末装置３００が利用され、生体電気信号の処理が行われる。したがって端末装置３００は、携帯端末装置２００と同様に、生体電気信号計測装置１００の処理装置１３０とデータ通信可能に接続され、計測された生体電気信号である脳波を受信する。更に、端末装置３００も、受信した脳波を解析して表示する。

[0019] 当該医療機器がＭＲＩ装置の場合には、ＭＲＩ検査を行いつつ、生体電気信号計測装置１００による脳波計測が行われることになる。そして、脳波計測の結果が端末装置３００において表示され、医療従事者に対して被検者Ｐの各種の状態結果が提供される。すなわち、実施形態１に係る生体電気信号計測システム１においては、一般的な医療機器による検査を実施しつつも、脳波計測も合わせて行うような場合が想定されている。これにより、一般的な医療機器による検査と脳波の解析結果とを関係づけることが可能となり、被検者Ｐの各種状態をより詳細に把握及び予測することができる。

[0020] 上記においては、被検者Ｐの脳波を計測することが前提となっていたが、これに限定されることはない。例えば、生体電気信号計測装置１００を被検者Ｐの腕、足、又は胸（心臓の手前）に固定し、筋肉の動きを生体電気信号として受信し、解析してもよい。すなわち、生体電気信号計測システム１及び生体電気信号計測装置１００は、人体の脳波の計測に限定されず、人体のみならず人以外の動物も含む生体の電気信号を計測するために適用することができる。

[0021] また、上記においては、携帯端末装置２００及び端末装置３００が生体電気信号計測装置１００とデータ通信可能に接続されていたが、生体電気信号計測システム１の形態としては、携帯端末装置２００又は端末装置３００のいずれかのみが接続されたものでもよい。すなわち、生体電気信号計測システム１としては、携帯端末装置２００及び端末装置３００の２つが必須の構成ではなく、いずれかを有していればよい。

[0022] ２．本開示に係る生体電気信号計測電極１２０の構造

図２は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の断面図である。特に、図２は、生体電気信号計測電極１２０を頭皮Ｓ及び髪の毛Ｈに対してどのように接触しているかを示している。

[0023] 図２に示すように、生体電気信号計測電極１２０は、被検者Ｐの皮膚である頭皮Ｓに対して直接接触するように設置される。生体電気信号計測電極１２０は、頭皮Ｓの上方に、第１導電体（第１導体部）１２１、誘電体１２２、第２導電体１２３、樹脂体１２４、第３導電体１２５、外部金属端子１２６が順次積層された構造を有する。また、第１導電体１２１、誘電体１２２、第２導電体１２３、及び第３導電体１２５によってコンデンサ１２７が形成されている。

[0024] 図１に示すように、第１導電体１２１は、被検者Ｐの頭皮Ｓに対して直接接触している。また、第１導電体１２１は、頭皮Ｓ上に存在する髪の毛Ｈの周囲及び髪の毛Ｈ同士の間に入り込んでいる。すなわち、第１導電体１２１は、頭皮Ｓ上の異物の一種である髪の毛Ｈを避けて伸縮し、頭皮Ｓと直接接

触している。ここで、異物とは、生体電気信号の測定に不要な物質のことであり、髪の毛Ｈ以外にも、皮脂の塊、又はその他の一般的なごみなども含まれる。更に、第１導電体１２１は、頭皮Ｓと接触する平坦部１２１ａと、当該平坦部１２１ａから突出した複数の凸部１２１ｂから構成されている。

[0025] 第１導電体１２１は、上述したような髪の毛Ｈを含む異物を避けて伸縮する柔軟性を有するために、例えば、導電性シリコーンであってもよい。この場合には、第１導電体１２１は、当該柔軟性を備えた母材であるシリコーンゴムに導電材料を含有させた材料から構成される。より具体的に、第１導電体１２１は、母材の一例であるＰＤＭＳ（ジメチルシロキサン：dimethylpolysiloxane）に、導電材料としてカーボンブラック又はカーボンナノチューブ（ＣＮＴ：carbon nanotube）を含有させた材料である。

[0026] 第１導電体１２１の母材の材料は、上記材料に限定されることなく、コンデンサ１２７の形成材料として機能し、且つ上述した柔軟性を有していれば、様々な材料を用いることができる。例えば、ウレタン系の樹脂、ポリビニルアルコールにホウ砂（スライム）を添加したもの、でんぷん（葛、片栗粉等）、ジェランガム（生物由来高分子）、ジェル（メタクリル酸エステルモノマー、アクリル酸オリゴマー、及び光重合開始剤（フォトイニシエーター）の混合剤）

、又は高吸水性ポリマーが考えられる。

[0027] 第１導電体１２１の導電材料は、上記材料に限定されることなく、ＣＮＴ若しくはグラファイト等のカーボン系材料、金（Ａｕ）、銀（Ａｇ）、銅（Ｃｕ）、亜鉛（Ｚｎ）、塩化ナトリウム（ＮａＣｌ）、白金（Ｐｔ）、アルミニウム（Ａｌ）、クロム（Ｃｒ）、モリブデン（Ｍｏ）、ナトリウム（Ｎａ）、チタン（Ｔｉ）、ジルコニウム（Ｚｒ）、ステンレス鋼、鉄（Ｆｅ）、コバルト（Ｃｏ）、ニッケル（Ｎｉ）、若しくはガドリニウム（Ｇｄ）、又はこれらの組合せであってもよい。ここで、組合せとは、２種類以上の材料からなる合金とすること、１つの材料を他の材料によって被覆すること、及び２種類以上の材料を母材に混ぜることが含まれる。

[0028] また、第１導電体１２１の導電材料は、第１導電体１２１が生体の皮膚である頭皮Ｓに直接接触するため、生体適合性を備えることが好ましい。ここで、生体適合性とは、生体組織又は器官と親和性があり、異物反応や拒絶反応などを生じない性質である。すなわち、当該導電材料によって生体に何らかの影響が生じることがない材料を導電材料として選択することが好ましい。例えば、金、ステンレス鋼、コバルト、又はチタン等が好ましい材料として挙げられる。

[0029] より具体的な材料の一例としては、Ag-(Sn-In-Zn)、Ag-Pd-Cu-Au、Ag-Pd-Cu-Zn、Ag-Sn-(Cu)アマルガム、Au-Cu、Au-Cu-Ag、Au-Cu-Ag-Pt-Pd、Au-Pt-Pd、Co-Cr、Co-Cr-Fe-Ni、Co-Cr-Mo、Co-Cr-Ni-Cu、Co-Cr-Ni-Mo-Fe、Co-Cr-Ni-W-Fe、Co-Cr-Ta-Ni、Co-Cr-W-Ni、Co-Ni-Cr-Mo、Fe-Cr-Ni-Co、Nd-Fe-B、Ni-Co、Ni-Cr、Pt、Pt-Fe-Nb、Pt-In、Pt-Ir、Sm-Co、SUS301、SUS316、SUS316L、SUS420J1、SUS420J2、SUS430F、SUS444、SUS447J1、Ta、Ti-15Mo-5Zr-3AI、Ti-6AI-2Nb-1Ta-0.8Mo、Ti-6AI-4V、Ti-6AI-7Nb、Ti-Mo、Ti-Niがある。

[0030] 更に、本実施形態１においては、ＭＲＩ測定を行いながら脳波計測を行う場合も想定されているため、医療機器であるＭＲＩ測定に影響のない金属が好ましい。例えば、金、銀、銅、亜鉛、アルミニウム酸化物、若しくは塩化ナトリウム等の反磁性体、又は白金、アルミニウム、クロム、モリブデン、ナトリウム、チタン、ジルコニウム、若しくはステンレス鋼等の常磁性体が好ましい導電材料となる。ここで、反磁性体とは、外部から強い磁界を加えると、非常に弱い反対方向の磁気を帯び、当該磁界をゼロにすると、当該磁気がゼロとなる材料である。一方、常磁性体とは、外部から磁界を加えると当該磁界と同じ方向の磁気を弱く帯びるものの、当該磁界をゼロにすると磁気を帯びなくなる材料である。なお、外部から磁界を加えると当該磁界と同じ方向の磁気を強く帯び、当該磁界をゼロにしても磁気が残る材料を強磁性体と称する。このような強磁性体としては、鉄、コバルト、ニッケル、又はガドリニウムがあり、これらの材料はＭＲＩ測定に影響を与える可能性が高い。

[0031] 以上から、第１導電体１２１の導電材料として、上述した生体適合性を有し、且つＭＲＩ測定に影響がない材料がより好ましくなる。例えば、金又はチタン等が挙げられる。より具体的な材料の一例としては、Ag-(Sn-In-Zn)、Ag-Pd-Cu-Au、Ag-Pd-Cu-Zn、Ag-Sn-(Cu)アマルガム、Au-Cu、Au-Cu-Ag、Au-Cu-Ag-Pt-Pd、Au-Pt-Pd、Pt、Pt-Fe-Nb、Pt-In、Pt-Ir、SUS301、SUS316、SUS316L、SUS420J1、SUS420J2、SUS430F、SUS444、SUS447J1、Ta、Ti-15Mo-5Zr-3AI、Ti-6AI-2Nb-1Ta-0.8Mo、Ti-6AI-4V、Ti-6AI-7Nb、Ti-Moがある。

[0032] そして、第１導電体１２１の厚みは、例えば、５０ｎｍから１０００ｎｍである。ただし、第１導電体１２１の厚みは、接触する生体の部位によって適宜変更してもよい。

[0033] 誘電体１２２は、コンデンサ１２７の２つの導電体（第１導電体１２１及び第２導電体１２３）に挟まれ、凹凸状に形成されている。また、誘電体１２２は、所定の絶縁特性を有する材料である。特に、コンデンサ１２６に交流電場が作用すると、所定の周波数の交流電流が生じる材料である。ここで、所定の周波数とは、０．０５Ｈｚ～１００Ｈｚである。すなわち、誘電体１２２は、周波数による所定の誘電緩和特性を有していることになる。当該誘電緩和特性は、脳波等の微弱な電圧を計測するために重要なパラメータとなる。なお、筋電の有効周波数帯域は５Ｈｚ～５００Ｈｚ近辺であり、心電の有効周波数帯域は０．０５Ｈｚ～１００Ｈｚ近辺である。

[0034] 誘電体１２２は、例えば、ポリマー系材料から構成される。具体的に、誘電体１２２は、パラキシレンから得られるポリマーの一種であるパリレンが用いられる。ここで、パリレンには、パリレンＮ、パリレンＣ、パリレンＤ、パリレンＨＴ、又はパリレンＣ－ＵＶＦ等があるが、静電正接が大きいこと（上記の誘電緩和特性への対応）及び誘電率が小さいことを考慮すると、パリレンＣが特に好ましい。なお、誘電率が小さいという観点からは、感光性ポリイミドコーティング剤、フッ素系コーティング剤、又はＰＤＭＳも使用可能であり、フッ素系コーティング剤については静電正接も大きく、より好ましい材料と考えられる。

[0035] そして、誘電体１２２の厚みは、微弱な脳波を計測するために重要なパラメータとなる。この点については、後述するコンデンサ１２６の説明の際に合わせて行う。例えば、１００ｎｍ以上１０００ｎｍ以下である。具体的に、パリレンＣを誘電体１２２として用いる場合、誘電体１２２の厚みは約５００ｎｍとなる。ただし、誘電体１２２の厚みは、接触する生体の部位によって適宜変更してもよい。

[0036] 第２導電体１２３は、第１導電体１２１とは異なり、頭皮Ｓと直接接触しないことから、電気信号の引き出し効率を向上させるために、金属単体から構成されている。例えば、第２導電体１２３は、金／チタンの積層体から構成される。また、第２導電体１２３は、誘電体の形状に沿うように、凹凸状に形成されている。そして、第２導電体１２３は、コンデンサ１２７の電極板（第２導電部）の平坦部となる第３導電体１２５の表面から突出しており、当該電極板の凸部に該当する。

[0037] 第２導電体１２３は、上記材料に限定されることなく、銀、銅、亜鉛、アルミニウム酸化物、塩化ナトリウム、白金、アルミニウム、クロムモリブデン、ナトリウム、チタン、ジルコニウム、ステンレス鋼、鉄、コバルト、ニッケルクロム、タンタル、ニオブ、タングステン、若しくはガドリニウム、又はこれらの組合せであってもよい。ここで、組合せとは、２種類以上の材料からなる合金とすること、２種類以上の材料を積層することが含まれる。

[0038] また、第２導電体１２３の材料としては、第１導電体１２１の導電材料の選定と同様に、ＭＲＩ測定を行いながら脳波計測を行う場合も想定されているため、医療機器であるＭＲＩ測定に影響のない金属が好ましい。例えば、金、銀、銅、亜鉛、アルミニウム酸化物、若しくは塩化ナトリウム等の反磁性体、又は白金、アルミニウム、クロム、モリブデン、ナトリウム、チタン、ジルコニウム、若しくはステンレス鋼等の常磁性体が好ましい材料となる。

[0039] 樹脂体１２４は、第２導電体１２３と第３導電体１２５との間に配置されている。樹脂体１２４には、複数の貫通孔１２４ａが形成されている。樹脂

体１２４の貫通孔１２４ａには、第１導電体１２１、誘電体１２２、及び第２導電体１２３が充填されている。樹脂体１２４の材料は、例えば、レジスト材料であってもよい。より具体的に、樹脂体１２４の材料として、その形状を容易に形成するために、ネガティブフォトレジストであるＳＵ－８が用いられる。樹脂体１２４の材料は、上述したものに限定されることない。

[0040] そして、樹脂体１２４の厚みは、例えば、１００μｍから１０００μｍである。ただし、樹脂体１２４の厚みは、計測する生体電気信号の特性に対応させて、適宜変更してもよい。

[0041] 第３導電体１２５は、第２導電体１２３と同様に、頭皮Ｓと直接接触しないことから柔軟性は必要なく、生体電気信号計測電極１２０の製造プロセスを考慮して、比較的に硬い導電性の基板を用いることができる。例えば、第３導電体１２５としては、平板状のシリコン基板を用いることができる。すなわち、第３導電体１２５は、コンデンサ１２７の電極板（第２導電部）の平坦部に該当する。なお、第３誘電体１２５としてはＭＥＭＳ加工ができれば他の材料も使用することが可能であり、例えば、チタン、チタン合金、モリブデン、タンタル、又はニオブを使用することが可能である。

[0042] 第３導電体１２５は、第２導電体１２３とともに、後述するコンデンサ１２７の片側の電極板（第２導電部）として機能する。このような構造とする理由は、後述するコンデンサの反対側の電極板（第１導電部）として機能する第１導電体１２１と同等の厚み及び特性を備えさせるためである。このため、第３導電体１２５の厚みは、例えば、１０μｍから１０００μｍである。

[0043] 外部金属端子１２６は、処理装置１３０につながる配線が接続されるための端子である。また、外部金属端子１２６は、第１導電体１２１とは異なり、頭皮Ｓと直接接触しないため、電気信号の引き出し効率を向上させるために、金属単体から構成されている。例えば、外部金属端子１２６は、銅から構成される。

[0044] 外部金属端子１２６は、上記材料に限定されることなく、金、銀、亜鉛、

アルミニウム酸化物、塩化ナトリウム、白金、アルミニウム、クロムモリブデン、ナトリウム、チタン、ジルコニウム、ステンレス鋼、鉄、コバルト、ニッケル、若しくはガドリニウム、又はこれらの組合せであってもよい。ここで、組合せとは、２種類以上の材料からなる合金とすること、２種類以上の材料を積層することが含まれる。

[0045] また、第１導電体１２１の導電材料の選定と同様に、本実施形態１においては、ＭＲＩ測定を行いながら脳波計測を行う場合も想定されているため、医療機器であるＭＲＩ測定に影響のない金属が好ましい。例えば、金、銀、銅、亜鉛、アルミニウム酸化物、若しくは塩化ナトリウム等の反磁性体、又は白金、アルミニウム、クロム、モリブデン、ナトリウム、チタン、ジルコニウム、若しくはステンレス鋼等の常磁性体が好ましい料となる。

[0046] コンデンサ１２７は、上述したように、頭皮Ｓ上に配置される第１導電体１２１、誘電体１２２、第２導電体１２３、及び第３導電体１２４から構成されている。すなわち、生体電極信号を形成するためのコンデンサの構成要素として、頭皮Ｓを電極板の一部として利用したり、髪の毛Ｈを絶縁材料である誘電体として利用することがない。このため、何等かの理由によって、生体電気信号計測電極１２０に逆電流が生じる場合であっても、絶縁特性を有する誘電体１２２において当該逆電流が止まることになり、当該逆電流が被検者Ｐに流れることがない。すなわち、頭皮Ｓ上に配置される第１導電体１２１、誘電体１２２、第２導電体１２３によってコンデンサ１２７を形成することにより、逆電流による被検者Ｐへの悪影響を防止することができる。

[0047] 実施形態１に係る生体電気信号計測装置１００は、微弱な脳波を計測するために用いられることから、当該脳波の検出を正確かつ容易に行うために、コンデンサ１２７の構造に関して以下のことが重要となる。先ず、計測すべき脳波の電気量Ｑについては、以下の数式（１）が成立する。

$$Q_S = CV \cdots (1)$$

ここで、Ｓはコンデンサ１２７の積層方向に垂直な方向の断面積（第１導電

体１２１と誘電体１２２との界面の面積、又は誘電体１２２と第２導電体１２３との界面の面積）である。また、Ｃはコンデンサ１２７の電気容量である。更に、Ｖはコンデンサ１２７に生じる電圧（第１導電体１２１と第２導電体１２３との間に生じる電位差）である。

[0048] 上記数式（１）において、計測すべき脳波の電気量Ｑが非常に小さいため、コンデンサ１２７に生じる電圧Ｖを大きくして脳波計測を正確かつ容易にするためには、断面積Ｓを大きくし、電気容量Ｃを小さくすることが重要となる。すなわち、数式（１）の左辺の数値をできる限り大きくし、右辺における電気容量Ｃをできる限り小さくすることによって、出力される電圧Ｖを大きくすることが可能となり、脳波計測が正確かつ容易となる。

[0049] ここで、コンデンサ１２７の電気容量Ｃは、一般に、以下の式（２）となる。

Ｃ＝ε×Ｓ／ｄ・・・（２）

ここで、εは誘電体１２２の比誘電率である。また、ｄは誘電体１２２の厚みである。なお、Ｓは数式（１）と同様であり、コンデンサ１２７の積層方向に垂直な方向の断面積である。

[0050] 上述したように、数式（１）から電気容量Ｃをできる限り小さくすることが重要となるが、断面積Ｓを大きくする必要もあるため、数式（２）においては、比誘電率εを小さくするとともに、誘電体１２２の厚みｄを大きくする必要がある。すなわち、誘電体１２２として、比誘電率εが小さい材料を選択することが重要であり、更には誘電体１２２の厚みを材料に関係なくできる限り大きくすることも重要である。

[0051] 一方で、コンデンサ１２７における電界の強さＥは、以下の数式（３）となる。

Ｅ＝Ｖ／ｄ・・・（３）

ここで、Ｖ及びｄは数式（１）、（２）と同様であり、Ｖはコンデンサ１２７に生じる電圧、ｄは誘電体１２２の厚みである。

[0052] コンデンサ１２７による脳波計測を正確かつ容易にするためには、電界の

強さＥもできる限り大きくする必要がある。このため、数式（３）において、電圧Ｖを大きくすることは数式（１）と同様であるものの、誘電体１２２の厚みｄについては、できる限り小さくする必要がある。すなわち、数式（２）における考え方とは逆となり、数式（２）及び数式（３）は誘電体１２２に関してトレードオフとなる。

[0053] そこで、本願の発明者は、微弱な生体電気信号を正確かつ容易にするためには、コンデンサ１２７を構成する誘電体１２２の厚みｄが重要なパラメータとなり、当該厚みｄを所定の範囲に設定する必要があることを見出した。また、所定の範囲に設定する際に、誘電体１２２の比誘電率εも考慮することが重要であることも見出した。このような考えのもと、誘電体１２２の厚みｄについては、１００ｎｍ以上１０００ｎｍ以下とすることが好ましいことを導きだｋした。すなわち、当該誘電体１２２の厚みがこのように設定されることにより、微弱な生体電気信号を正確かつ容易にすることができるコンデンサ１２７の特性を実現することができる。

[0054] ３．処理装置１３０の構成

図３は、本開示の実施形態１に係る処理装置１３０の構成の例を示すブロック図である。なお、処理装置１３０は、図３に示す構成要素の全てを備える必要はなく、一部を省略した構成をとることも可能であるし、他の構成要素を加えることも可能である。

[0055] 図３によると、処理装置１３０は、ＲＡＭ、ＲＯＭ、及び不揮発性メモリ、ＨＤＤ等を含むメモリ１３１、ＣＰＵ等から構成されるプロセッサ１３２及び通信インターフェイス１３３を含む。そして、これらの各構成要素が制御ライン及びデータラインを介して互いに電気的に接続される。

[0056] メモリ１３１は、ＲＡＭ、ＲＯＭ、不揮発性メモリ、ＨＤＤを含み、記憶部として機能する。ＲＯＭは、生体電気信号処理に係るアプリケーションやＯＳを実行するための指示命令をプログラムとして記憶する。このようなプログラムは、プロセッサ１３２によってロードされ実行される。ＲＡＭは、ＲＯＭに記憶されたプログラムがプロセッサ１３２によって処理されている

間、データの書き込み及び読み込みを実行するために用いられる。不揮発性メモリは、当該プログラムの実行によってデータの書き込み及び読み込みが実行されるメモリであって、ここに書き込まれたデータは、当該プログラムの実行が終了した後でも保存される。

[0057] プロセッサ１３２は、ＦＰＧＡ（Field Programmable Gate Array）又はＣＰＵ（マイクロコンピュータ：マイコン）から構成され、メモリ１３１に記憶された各種プログラムに基づいて、接続された他の構成要素を制御するための制御部として機能する。具体的には、プロセッサ１３２は、生体電気信号処理に係るアプリケーションを実行するためのプログラムやＯＳを実行するためのプログラムをメモリ１３１から読み出して実行する。なお、プロセッサ１３２は、単一のＣＰＵで構成されても良いが、複数のＣＰＵで構成しても良い。

[0058] 通信インターフェイス１３３は、通信処理回路及びアンテナを介して、生体電気信号計測電極１２０、携帯端末装置２００、及び端末装置３００との間で情報（生体電気信号）の送受信をする通信部として機能する。特に、当該通信処理回路は、生体電気信号計測電極１２０から供給される生体電気信号を受信するための処理をする。また、当該通信処理回路は、受信した生体電気信号を当該アンテナを介して携帯端末装置２００に送信し、又は受信した生体電気信号を接続された通信配線を介して端末装置３００に送信する。

[0059] 当該通信処理回路は、ＬＴＥ方式に代表されるような広帯域の無線通信方式に基づいて処理されるが、ＩＥＥＥ８０２．１１に代表されるような無線ＬＡＮやＢｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）のような狭帯域の無線通信に関する方式や非接触無線通信に関する方式に基づいて処理することも可能である。また、無線通信に加えて、有線通信を用いることも可能である。

[0060] ４．生体電気信号計測電極１２０の製造方法

図４Ａ～Ｆは、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における断面図である。また、図５は、本開示の実施形態１に係る生体電気信号計測電極１２０の製造工程における平面図である。具体的に、

図４Ａ～Ｆは、各製造工程における中間体の積層方向における部分的な断面図である。図５は、図４Ｂの段階における中間体の部分的な平面図である。

[0061] 先ず、第３導電体１２５となるシリコンウエハを準備する（図４Ａ）。ここで、当該シリコンウエハは本製造工程において、支持体として機能する。当該シリコンウエハの寸法は、一度に製造する生体電気信号計測電極１２０の数量に応じて決定される。例えば、シリコンウエハの直径は、１５０ｎｍである。

[0062] 次に、準備されたシリコンウエハである第３導電体１２５の上面に、樹脂体１２４を形成する（図４Ｂ）。具体的には、スピンコートによってＳＵ－８を約２５０μｍ塗布する。その後、樹脂体１２４に対して複数の貫通孔１２４ａを形成する。より具体的には、樹脂体１２４にネガティブレジスト材料であるＳＵ－８を使用する場合、貫通孔１２４ａとなる部分を被覆するようなマスクを形成し、当該マスク形成面に対してＵＶ光を照射し、更に加熱する。その後、当該マスクの除去とともに、ＵＶ光が照射されていない部分も除去され、貫通孔１２４ａが形成された状態の樹脂体１２４が形成される。特に、図５に示すように、ダイシングラインＤＬによって囲まれた正方形内おいて、破線で示される生体電気信号計測電極１２０の領域にマトリックス状に貫通孔１２４ａが形成される。

[0063] 次に、樹脂体１２４を覆うように、第２導電体１２３を積層する（図４Ｃ）。具体的には、スパッタリング法によってクロム及び金を順次成膜する。例えば、金の厚みは約３０ｎｍであり、チタンの厚みは約１５ｎｍである。続いて、第２導電体１２３を覆うように、誘電体１２２を形成する（図４Ｄ）。具体的には、化学気相成長法（ＣＶＤ：chemical vapor deposition）によってパリレンＣを第２導電体１２３の上面に成膜する。

[0064] ここで、誘電体１２２については、上述したように、比誘電率ができる限り小さい材料を選択しつつ、その厚みについては、当該比誘電率、第１導電体１２１と誘電体１２２との界面の面積（断面積Ｓ）、コンデンサに作用する電界の強さＥに基づいて調整される。

[0065] 次に、誘電体１２２を覆うように、第１導電体１２１が形成される（図４Ｅ）。具体的には、誘電体１２２が形成された状態である中間体を所定の型に挿入し、当該型を真空引きした後に、導電性シリコーンを流し込み硬化する。本工程を経て、第１導電体１２１、誘電体１２２、第２導電体１２３、及び第３導電体１２５からなるコンデンサ１２７が形成される。生体電気信号計測電極１２０の製造が完了する。

[0066] 次に、シリコンウエハである第３導電体１２５の裏面（樹脂体１２４が形成されている面とは反対の面）に、外部金属端子１２６を形成する（図４Ｆ）。例えば、公知のメッキ技術を用いて銅を成膜する。その後、図５に示すダイシングラインＤＬに沿って小片化がなされ、チップサイズの生体電気信号計測電極１２０の製造が完了する。なお、第１導電体１２１については、当該小片化後において、誘電体１２２を覆うように形成されてもよい。

[0067] なお、生体電気信号計測電極１２０の構成材料の形成順序は上記内容に限定されず、適宜変更することができる。例えば、外部金属端子１２５樹脂体１２４の形成前に行ってもよい。また、各構成部材の成膜方法については、電子ビーム方法、蒸着、スパッタ、メッキ等の各種の成膜技術から選択することができ、成膜する材料に合わせて適宜選択されることになる。

[0068] また、上述した実施形態においては、樹脂体１２４がマトリックス状に離散して配置されていたが、このような形状に限定されない。例えば、図６に示すように、樹脂体１２４は、マトリックス状（島状）に離間して形成された凸部１２４ｂ、及び当該凸部１２４ｂのそれぞれ連結する連結部１２４ｃから構成されてもよい。このような樹脂体１２４の形状により、連結部１２４ｃの側面及び上面にも第１導電体１２１、誘電体１２２、及び第２導電体１２３が形成されることになり、誘電体１２２の表面積をより広くすることが可能になる。これにより、コンデンサ１２７自体の特性の向上も図られる。

[0069] ＜実施形態２＞

５．本開示に係る生体電気信号計測電極１１２０の機械的構造

上述した実施形態においては、コンデンサ１２７の一端の電極板を第２導電体１２３及び第３導電体１２５によって構成していたが、製造プロセスの簡素化の簡単から第３誘電体１２５のみとしてもよい。このような場合を、実施形態２として以下に説明するが、各部材の形状が異なるのみであり、使用される材料等は同一となるため、実施形態１と同一部分についてはその説明は省略する。

[0070] 図７は、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の断面図である。特に、図７は、生体電気信号計測電極１１２０を頭皮Ｓ及び髪の毛Ｈに対してどのように接触しているかを示している。図７に示すように、生体電気信号計測電極１１２０は、被検者Ｐの皮膚である頭皮Ｓに対して直接接触するように設置される。生体電気信号計測電極１１２０は、頭皮Ｓの上方に、第１導電体１２１、誘電体１２２、第３導電体１１２５、及び外部金属端子１２６が順次積層された構造を有する。また、実施形態２においては、第１導電体１２１、誘電体１２２、及び第３導電体１１２５によってコンデンサ１１２７が形成されている。

[0071] 図７に示すように、生体電気信号計測電極１１２０においては、樹脂体が存在しておらず、樹脂体の凸及びマトリックス形状（島形状）を担うように、第３導電体１１２５が形成されている。すなわち、第３導電体１１２５は、実施形態１の第３導電体１２５のように平板状のみに形成されておらず、その表面に凹凸が形成されている。換言すると、第３導電体１１２５は、平坦部１１２５ａ、及び平坦部１１２５ａの表面から突出した凸部１１２５ｂを備えている。ここで、平坦部１１２５ａがコンデンサ１１２７の電極板（第２導電部）の平坦部に該当し、凸部１１２５ｂがコンデンサ１１２７の電極板（第２導電部）凸部に該当する。このような構成により、誘電体１２２を当該凹凸に沿って形成することが可能となり、第１導電体１２１にも誘電体１２２に沿った凹凸を形成することができる。

[0072] また、生体電気信号計測電極１１２０においては、凹凸に形成された第２導電体１２３が存在せず、第３導電体１１２５のみによってコンデンサ１１

２７の一端の電極板が構成されている。すなわち、第３導電体１１２５の表面における凹凸が第２導電体１２３の構造及び特性を担う形で形成されている。

６．生体電気信号計測電極１２０の製造方法

図７Ａ～Ｇは、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における断面図である。また、図８は、本開示の実施形態２に係る生体電気信号計測電極１１２０の製造工程における平面図である。具体的に、図７Ａ～Ｇは、各製造工程における中間体の積層方向における部分的な断面図である。図８は、図７Ｃの段階における中間体の部分的な平面図である。

[0073] 先ず、第３導電体１１２５となるシリコンウエハを準備する（図８Ａ）。ここで、当該シリコンウエハは本製造工程において、支持体として機能する。当該シリコンウエハの寸法は、一度に製造する生体電気信号計測電極１１２０の数量に応じて決定される。例えば、当該シリコンウエハの直径は、約１５０ｎｍである。

[0074] 次に、シリコンウエハである第３導電体１１２５の表面に対して凹部１１２５ｃ及び凸部１１２５ｂを形成する（図８Ｂ）。具体的には、公知のフォトリソグラフィ技術、及びエッチング技術によって第３導電体１１２５の表面に凹凸を形成する。ここで、本実施形態においては、ＭＥＭＳ加工が可能な材料としてシリコンウエハを使用しているため、実施形態１のような樹脂体１２４及び第２導電体１２３がなくても、誘電体１２２を凹凸状に形成するための凹凸構造を形成することができる。また、第３導電体１１２５をエッチング加工により薄くすることも可能であるだけでなく、第３導電体１１２５に集積回路の形成が可能であり信号処理回路との一体化が可能となる。

[0075] 次に、第３導電体１１２５の上面に、誘電体１２２を積層する（図８Ｃ）。具体的には、ＣＶＤによってパリレンＣを第３導電体１１２５の上面に成膜する。

[0076] 次に、誘電体１２２の表面に第１導電体１２１が形成される（図８Ｄ）。

具体的には、誘電体１２２が形成された状態である中間体を所定の型に挿入し、当該型を真空引きした後に、導電性シリコーンを流し込み硬化する。本工程を経て、第１導電体１２１、誘電体１２２、及び第３導電体１１２５からなるコンデンサ１１２７が形成されるとともに、生体電気信号計測電極１１２０の製造が完了する。

[0077] ７．本開示の実施形態のまとめ

本開示の実施形態に係る生体電気信号計測電極は、生体の皮膚である頭皮Ｓに直接接触し、皮膚上の髪の毛Ｈ等の異物を避けて伸縮する柔軟性を有する第１導電部と、第１導電部上に積層された誘電体と、誘電体上に積層された第２導電部と、を備え、第１導電部、誘電体、及び第２導電部は、頭皮Ｓ上においてコンデンサを形成し、第１導電部及び第２導電部は、平坦部及び平坦部の表面から突出した凸部から構成され、誘電体は、第１導電部及び第２導電部の間において凹凸状に形成されている。このような柔軟性を備える第１導電部によって人体への装着が向上され、頭皮Ｓ上に形成されるコンデンサにおいて、所定の周波数の交流電流が流れるため検査精度を向上することができる。これらのことによって、生体電気信号計測電極は、生体への負担を低減することができる。

[0078] 上記構成において、コンデンサに交流電場が作用すると所定の周波数の交流電流が当該誘電体に生じておよい。また、誘電体の厚みは、１００ｎｍ以上１０００ｎｍ以下であってもよい。このような構成により、微弱な生体電気信号であっても当該コンデンサに生じる電圧を大きくすることができ、生体電気信号自体の検出精度を向上することができる。

[0079] 上記構成において、第１導電部は、柔軟性を有する母材に導電材料を含有させた材料から構成されてもよい。また、当該母材はシリコーン系樹脂から構成されてもよい。このような構成により、生体に対する生体電気信号計測電極の取付精度及び取付けやすさを向上することができ、生体に対する負担を低減することができる。

[0080] 上記構成において、当該導電材料は、生体適合性を有していてもよい。こ

のような構成により、生体電気信号計測電極による生体への悪影響を防止することができ、生体に対する負担を低減することができる。

[0081] 上記構成において、生体電気信号計測電極は、第２導電部上に積層された外部金属端子を備えていてもよい。このような構成により、生体電気信号計測電極において計測した生体電気信号を取り出しやすくなる。

[0082] 第２導電部及び外部金属端子は、常磁性体又は反磁性体であってもよい。このような構成により、ＭＲＩ測定を行いながら脳波等の生体電気信号を計測する場合であっても、ＭＲＩ等の医療装置の影響を受けずに生体電気信号を正確に計測することができる。

[0083] また、本開示の実施形態に係る生体電気信号計測装置は、上述した生体電気信号計測電極と、及び当該生体電気信号計測電極に接続され、当該生体電気信号計測電極から受信する生体電気信号を外部装置に対して送信する処理装置と、を備えている。このような構成により、生体電気信号計測装置においても、柔軟性を備える第１導電部によって人体への装着が向上され、頭皮Ｓ上に形成されるコンデンサにおいて、所定の周波数の交流電流が流れるため検査精度を向上することができる。これらのことによって、生体電気信号計測装置は、生体への負担を低減することができる。

[0084] 更に、本開示の実施形態に係る生体電気信号計測電極の製造方法は、頭皮Ｓ上の髪の毛Ｈ等の異物を避けて延びる柔軟性を有する第１導電部、交流電場が作用すると所定の周波数の交流電流が生じる材料から選択された誘電体、及び誘電体を第１導電部と挟む第２導電部を、積層してコンデンサを形成する工程を備える生体電気信号計測電極の製造方法であって、第１導電部及び第２導電部は、平坦部の表面から凸部が突出するように形成され、誘電体は、第１導電部及び第２導電部の間において凹凸状に形成される。このような製造方法によって製造される生体電気信号計測電極においては、柔軟性を備える第１導電体によって人体への装着が向上され、頭皮Ｓ上に形成されるコンデンサにおいて、所定の周波数の交流電流が流れるため検査精度を向上することができる。すなわち、本製造方法によって、生体への負担を低減す

ることができる生体電気信号計測電極の提供が可能となる。

[0085] 上記製造方法において、誘電体の厚みは、第１導電体と誘電体との界面の面積、誘電体の比誘電率、及びコンデンサに作用する電界の強さに基づいて調整されてもよい。このような製造工程により、微弱な生体電気信号であっても当該コンデンサに生じる電圧を大きくすることができ、生体電気信号自体の検出精度を向上することができる。

符号の説明

[0086]

１００	生体電気信号計測装置
１２０、１１２０	生体電気信号計測電極
１２１	第１導電体（第１導体部）
１２２	誘電体
１２３	第２導電体
１２４	樹脂体
１２５、１１２５	第３導電体
１２６	外部金属端子
１２７、１１２７	コンデンサ
１３０	処理装置

請求の範囲

[請求項1] 生体の皮膚に直接接触し、前記皮膚上の異物を避けて延びる柔軟性を有する第１導電部と、

前記第１導電部上に積層された誘電体と、

前記誘電体上に積層された第２導電部と、を備え、

前記第１導電部、前記誘電体、及び前記第２導電部は、前記皮膚上においてコンデンサを形成し、

前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部及び前記平坦部の表面から突出した凸部から構成され、

前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成されている、生体電気信号計測電極。

[請求項2] 前記コンデンサに交流電場が作用すると所定の周波数の交流電流が前記誘電体に生じる、請求項１に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項3] 前記誘電体の厚みは、１００ｎｍ以上１０００ｎｍ以下である、請求項１に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項4] 前記第１導電部は、前記柔軟性を有する母材に導電材料を含有させた材料からなる、請求項１に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項5] 前記母材は、シリコーン系樹脂からなる、請求項４に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項6] 前記金属は、生体適合性を有する、請求項４又は５に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項7] 前記第２導電部上に積層された外部金属端子、を備える請求項１に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項8] 前記第１導電部、前記第２導電部及び前記外部金属端子は、常磁性体又は反磁性体である、請求項６に記載の生体電気信号計測電極。

[請求項9] 請求項１に記載の生体電気信号計測電極と、

前記生体電気信号計測電極に接続され、前記生体電気信号計測電極から受信する生体電気信号を外部装置に対して送信する処理装置と、

を含む生体電気信号計測装置。

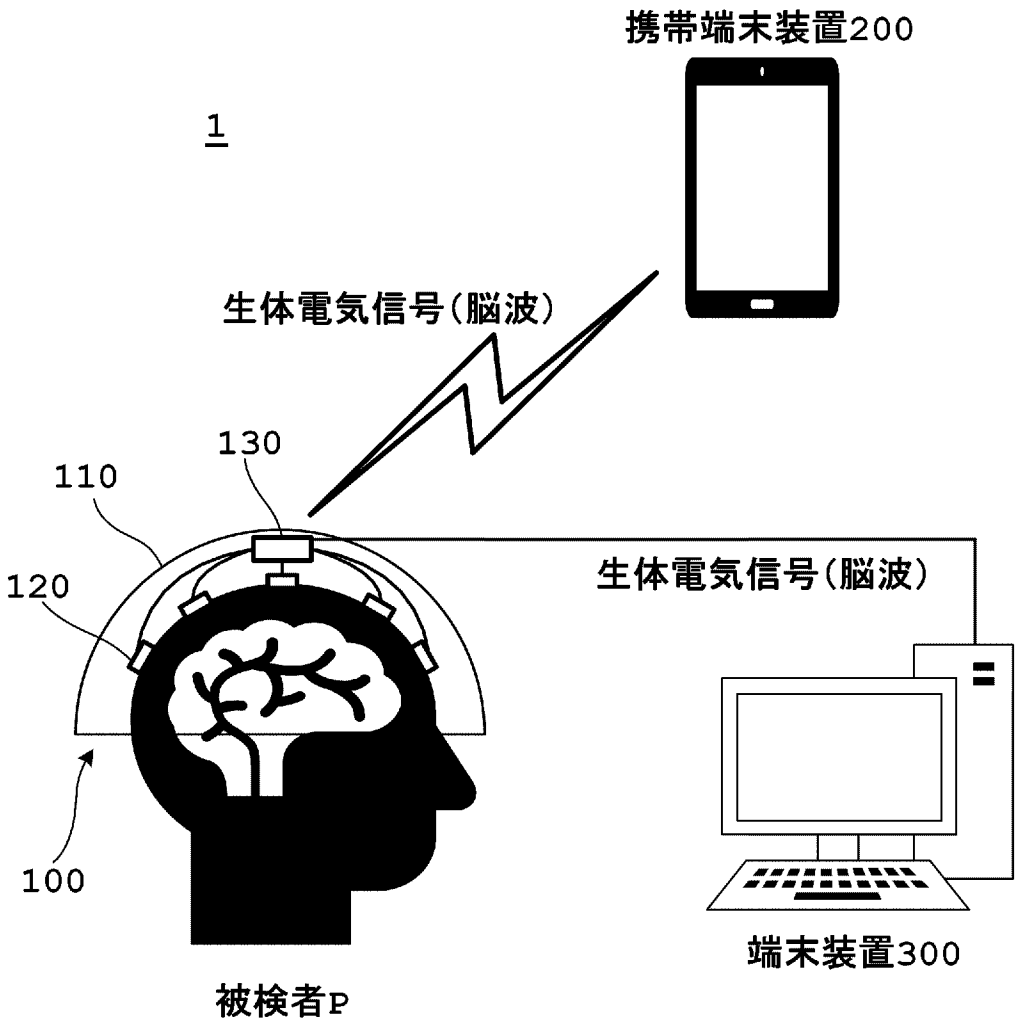
[請求項10] 皮膚上の異物を避けて延びる柔軟性を有する第１導電部、交流電場が作用すると所定の周波数の交流電流が生じる材料から選択された誘電体、及び前記誘電体を前記第１導電部と挟む第２導電部を、積層してコンデンサを形成する工程を備える生体電気信号計測電極の製造方法であって、

前記第１導電部及び前記第２導電部は、平坦部の表面から凸部が突出するように形成され、

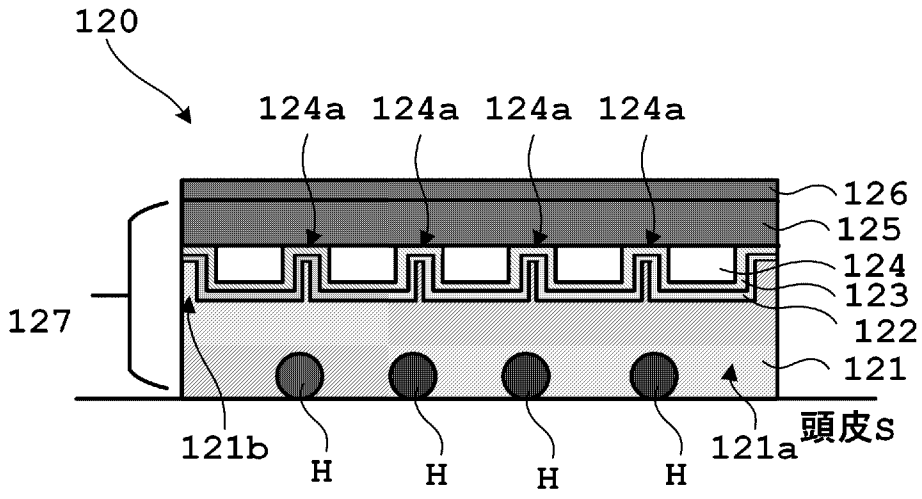
前記誘電体は、前記第１導電部及び前記第２導電部の間において凹凸状に形成される、生体電気信号計測電極の製造方法。

[請求項11] 前記誘電体の厚みは、前記第１導電体と前記誘電体との界面の面積、前記誘電体の比誘電率、及び前記コンデンサに作用する電界の強さに基づいて調整される、請求項１０に記載の生体電気信号計測電極の製造方法。

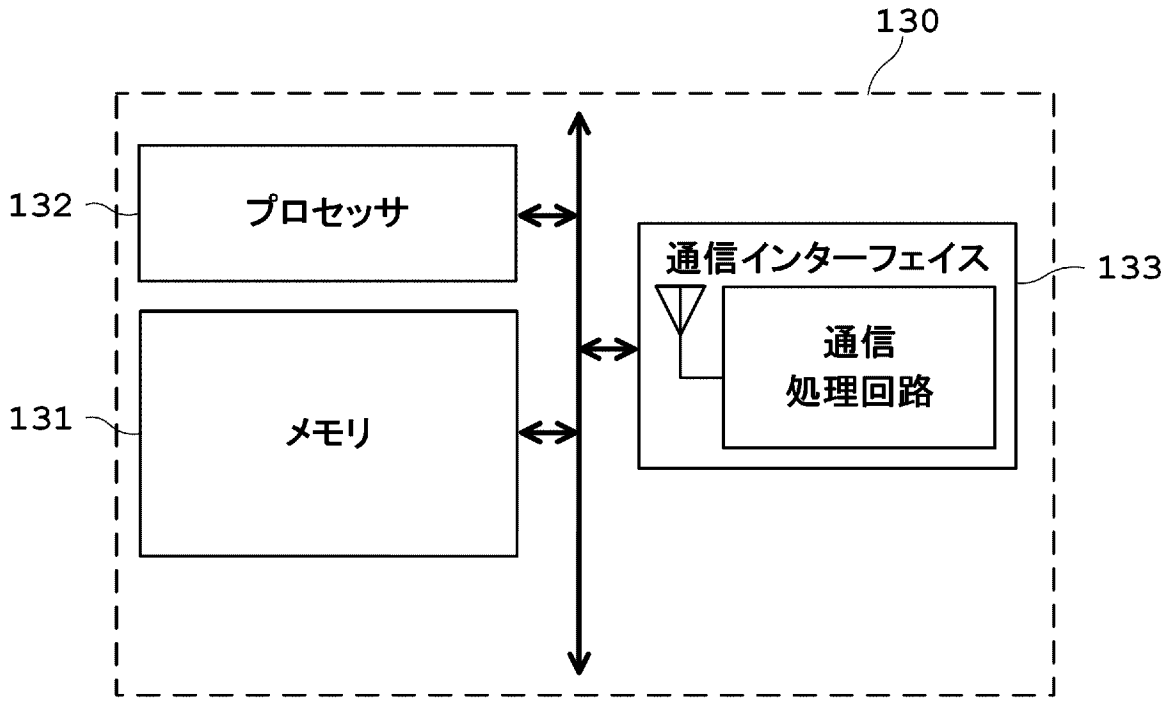
[図1]


携帯端末装置200
1
生体電気信号(脳波)
130
110
120
生体電気信号(脳波)
100
端末装置300
被検者P

[図2]


120
124a 124a 124a 124a
126
125
124
123
122
121
127
121b
H
H
H
H
121a
頭皮S

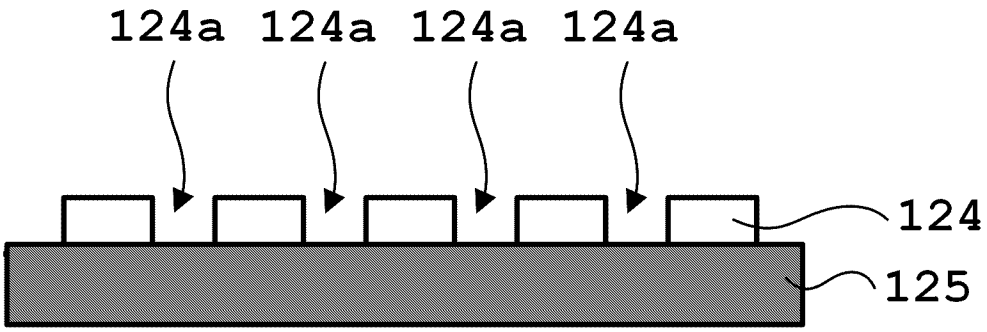
[図3]


130
132
プロセッサ
131
メモリ
通信インターフェイス
133
通信
処理回路

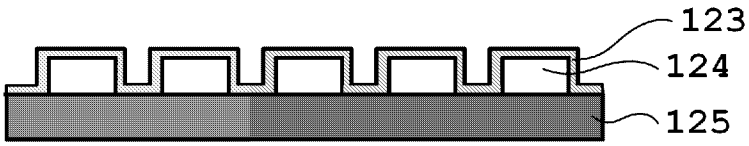
[図4A]


125

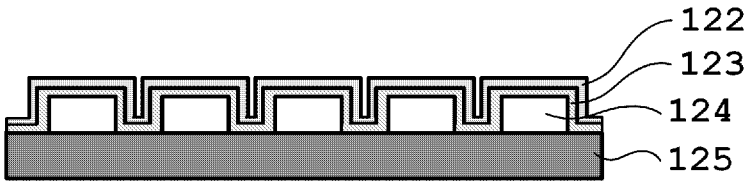
[図4B]


124a 124a 124a 124a
124
125

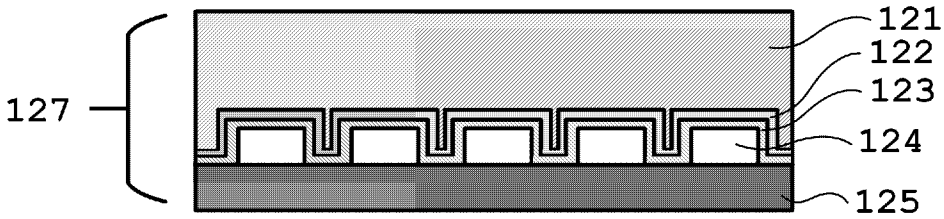
[図4C]



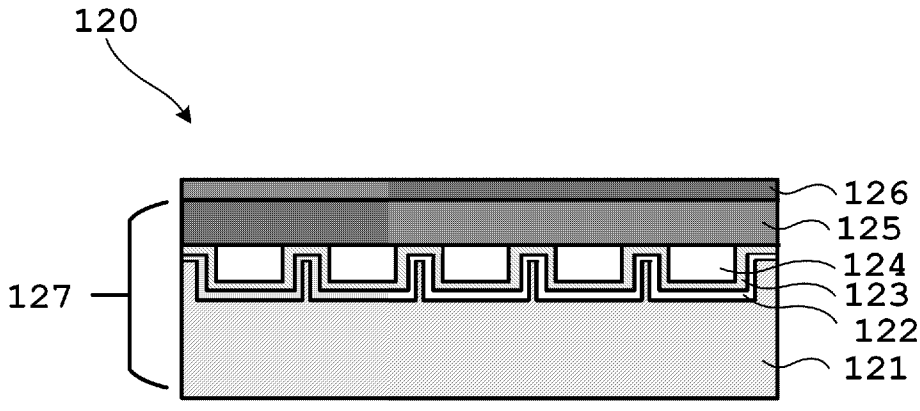
[図4D]



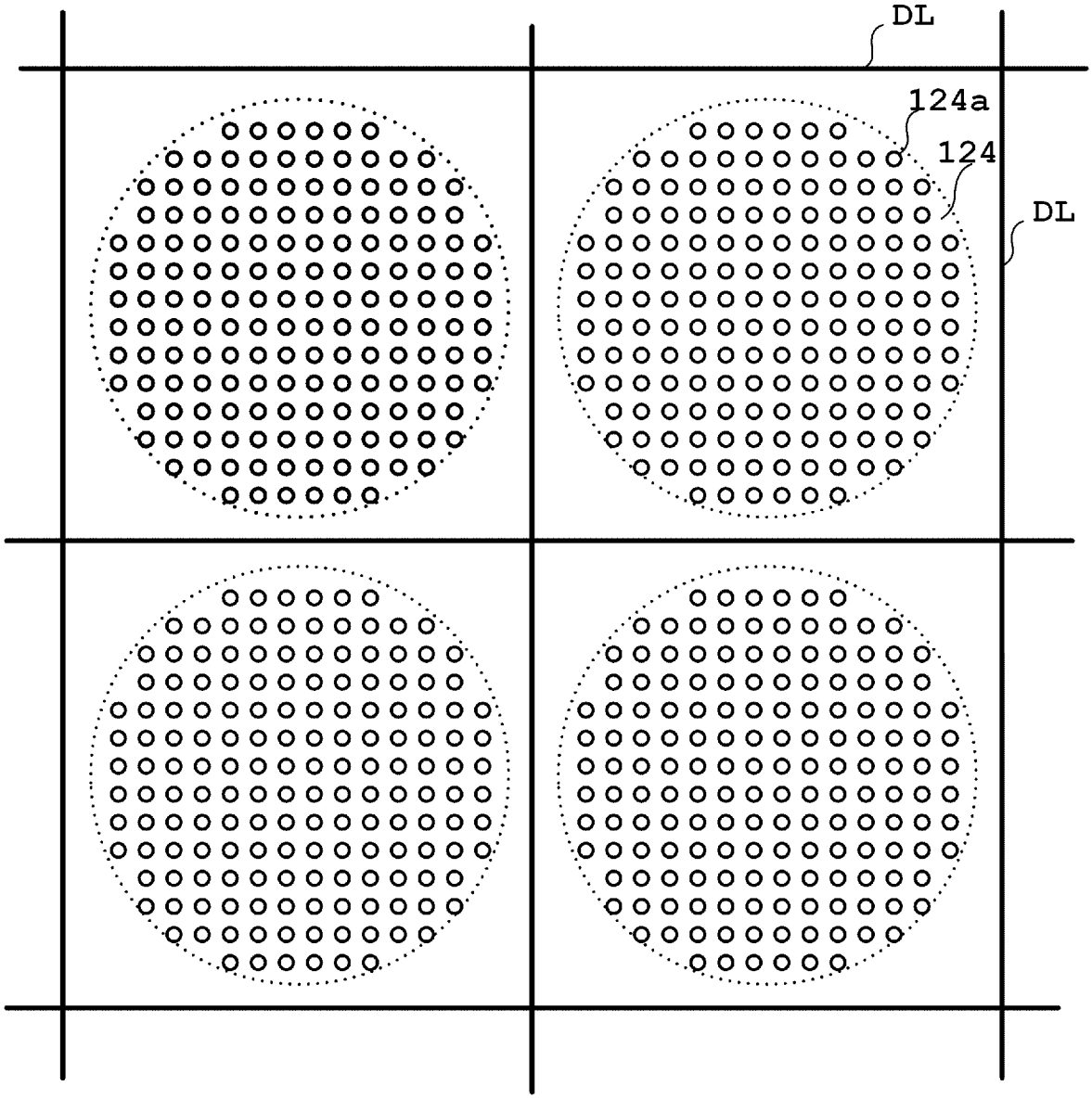
[図4E]



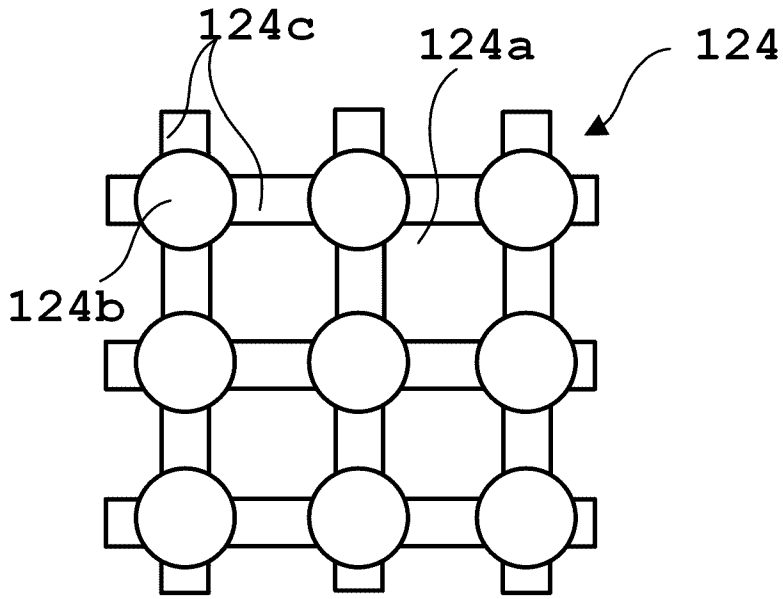
[図4F]



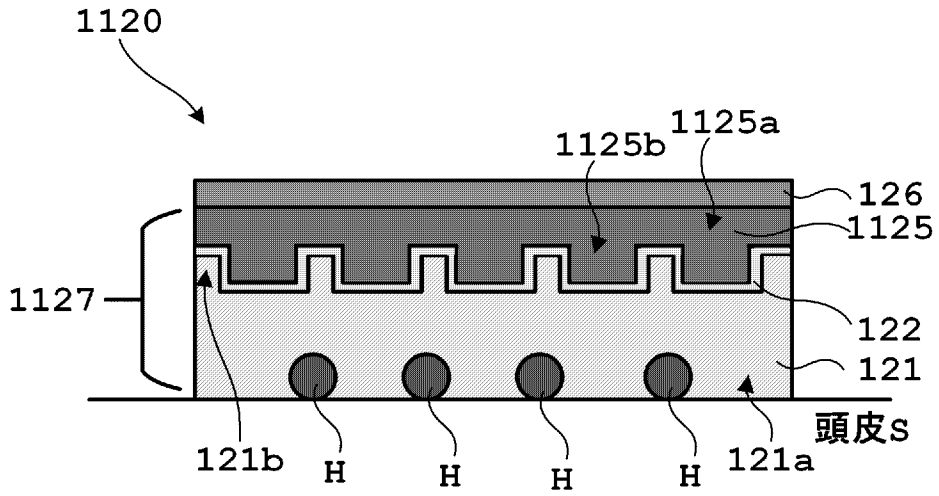
[図5]



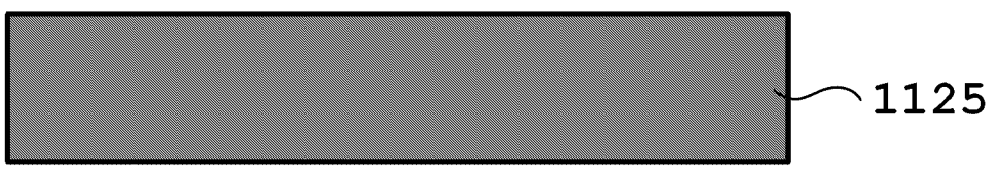
[図6]


124c
124a
124
124b

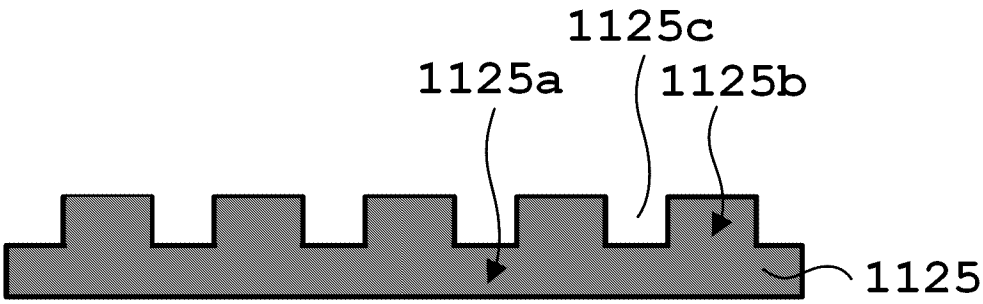
[図7]


1120
1125b
1125a
126
1125
1127
122
121
頭皮s
121b
H
H
H
H
121a

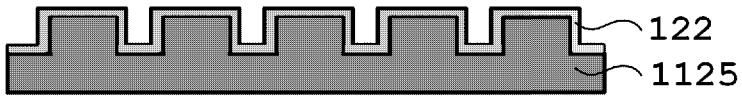
[図8A]


1125

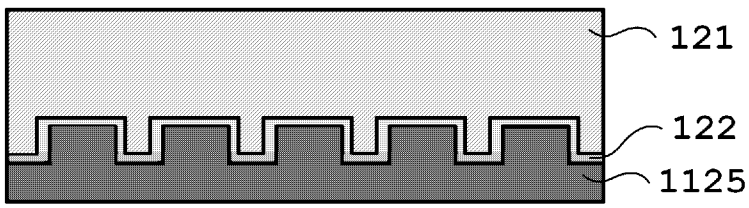
[図8B]



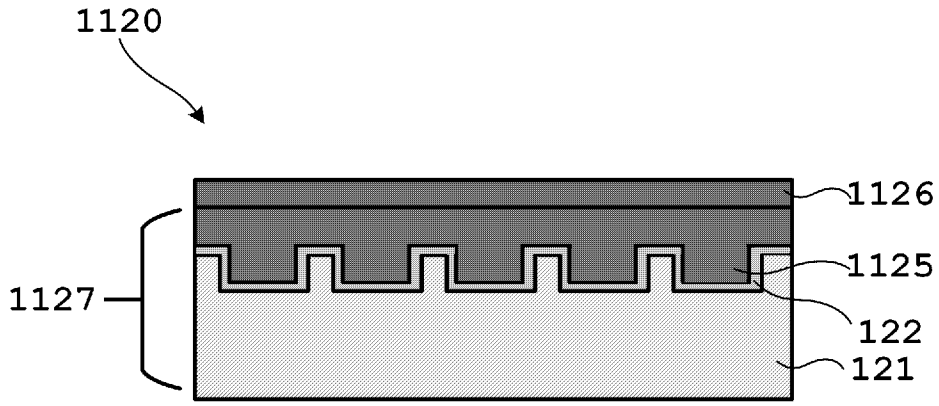
[図8C]



[図8D]



[図8E]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2023/003629

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/256(2021.01)i
FI: A61B5/256 100

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)

A61B5/256

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 1971-2023
Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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	WO 2018/088400 A1 (KURUME UNIVERSITY) 17 May 2018 (2018-05-17) entire text, all drawings	1-11
A	WO 2015/180988 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 03 December 2015 (2015-12-03) entire text, all drawings	1-11
A	JP 2017-213391 A (YANG, Chang-Ming) 07 December 2017 (2017-12-07) entire text, all drawings	1-11
A	JP 2009-101032 A (FUJIMURA DENSHINO GIJUTSU KENKYUSHO KK) 14 May 2009 (2009-05-14) entire text, all drawings	1-11
A	JP 2018-198920 A (PANASONIC INTELLECTUAL PROPERTY MANAGEMENT CO., LTD.) 20 December 2018 (2018-12-20) entire text, all drawings	1-11

☐ 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	Date of mailing of the international search report
14 March 2023	**28 March 2023**
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/JP2023/003629

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO 2018/088400 A1	17 May 2018	US 2019/0313973 A1 entire text, all drawings	
WO 2015/180988 A1	03 December 2015	US 2017/0080216 A1 entire text, all drawings CN 106456038 A	
JP 2017-213391 A	07 December 2017	US 2014/0343392 A1 entire text, all drawings WO 2013/075270 A1 EP 2783725 A1 CN 104302351 A	
JP 2009-101032 A	14 May 2009	(Family: none)	
JP 2018-198920 A	20 December 2018	US 2018/0338719 A1 entire text, all drawings	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2023/003629

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/256(2021.01)i
FI: A61B5/256 100

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））

A61B5/256

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	１９７１－２０２３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２３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	WO 2018/088400 A1 (学校法人　久留米大学) 17.05.2018 (2018-05-17) 全文全図	1-11
A	WO 2015/180988 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 03.12.2015 (2015-12-03) 全文全図	1-11
A	JP 2017-213391 A (ヤン, チャンミン) 07.12.2017 (2017-12-07) 全文全図	1-11
A	JP 2009-101032 A (有限会社藤村電子脳技術研究所) 14.05.2009 (2009-05-14) 全文全図	1-11
A	JP 2018-198920 A (パナソニックＩＰマネジメント株式会社) 20.12.2018 (2018-12-20) 全文全図	1-11

☐ 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	国際調査報告の発送日
14.03.2023	28.03.2023

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）
高松　大 2Q 3310

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

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/JP2023/003629

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2018/088400 A1	17.05.2018	US 2019/0313973 A1 全文全図	
WO 2015/180988 A1	03.12.2015	US 2017/0080216 A1 全文全図 CN 106456038 A	
JP 2017-213391 A	07.12.2017	US 2014/0343392 A1 全文全図 WO 2013/075270 A1 EP 2783725 A1 CN 104302351 A	
JP 2009-101032 A	14.05.2009	（ファミリーなし）	
JP 2018-198920 A	20.12.2018	US 2018/0338719 A1 全文全図	