

(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
2017年12月7日(07.12.2017)



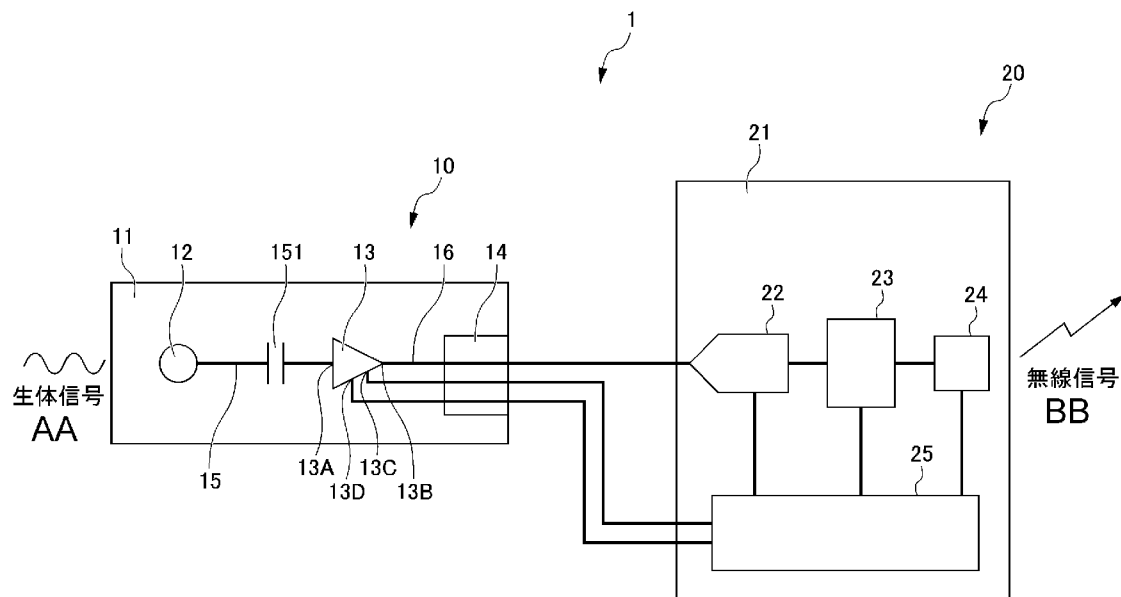
(10) 国際公開番号

WO 2017/208977 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/0476 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/019621
- (22) 国際出願日: 2017年5月25日(25.05.2017)
- (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 2016-112076 2016年6月3日(03.06.2016) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人大阪大学 (OSAKA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 Osaka (JP).
- (72) 発明者: 関谷 毅 (SEKITANI, Tsuyoshi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 植村 隆文 (UEMURA, Takafumi); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 荒木 徹平 (ARAKI, Teppei); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP). 吉本 秀輔 (YOSHIMOTO, Shuusuke); 〒5650871 大阪府吹田市山田丘1番1号 国立大学法人大阪大学内 Osaka (JP).
- (74) 代理人: 正林 真之, 外 (SHOBAYASHI, Masayuki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内1-7-1 2 サピアタワー Tokyo (JP).

(54) Title: ELECTRODE SHEET AND BIOLOGICAL SIGNAL MEASURING DEVICE INCLUDING ELECTRODE SHEET

(54) 発明の名称: 電極シート及びこの電極シートを備える生体信号計測装置



AA Biological signal
BB Radio signal

(57) Abstract: The present invention provides: an electrode sheet capable of suppressing an influence of noise that is applied on a wire; and a biological signal measuring device that uses the electrode sheet capable of suppressing an influence of noise that is applied on the wire. The electrode sheet is provided with: a sheet (11); a biological signal receiving electrode (12) that is formed at the sheet (11) and that is exposed from the sheet (11); a biological signal amplifier (13) that is formed at the sheet (11); an interface part (14) that is for connection to an external biological signal processing unit (20); a



(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, DJ, 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, KH, KN, KP, KR, KW, 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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

first wire (15) that connects the biological signal receiving electrode (12) and an input part (13A) of the biological signal amplifier (13) to each other; and a second wire (16) that connects the interface part (14) and an output part (13B) of the biological signal amplifier (13) to each other. The biological signal measuring device uses the electrode sheet.

(57) 要約: 配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを提供すること。また、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを使用した生体信号計測装置を提供すること。シート(11)と、シート(11)に形成され、シート(11)上に露出している生体信号受信用電極(12)と、シート(11)に形成された生体信号増幅器(13)と、外部の生体信号処理部(20)に接続するためのインターフェース部(14)と、生体信号受信用電極(12)と生体信号増幅器(13)の入力部(13A)とを接続する第1配線(15)と、インターフェース部(14)と生体信号増幅器(13)の出力部(13B)とを接続する第2配線(16)と、を備えた電極シート。また、この電極シートを使用した生体信号計測装置。

明 細 書

発明の名称：

電極シート及びこの電極シートを備える生体信号計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、電極シート及びこの電極シートを備える生体信号計測装置に関する。

背景技術

[0002] 従来、複数の電極１２と、リード線３２と、送信手段１８と、を備える生体信号計測装置が知られている。送信手段１８は、増幅手段３０、システムコントローラ４４、送信機２８等を備えている。この生体信号計測装置においては、複数の電極１２で受信された脳波信号（生体信号）がリード線３２を介して送信手段１８に入力される。送信手段１８に入力された脳波信号（生体信号）は、増幅手段３０で増幅された後、システムコントローラ４４中のアナログデジタル変換器（Ａ／Ｄ変換器）でデジタル信号に変換された後、送信機２８からオペレータ・インタフェース２２に無線送信される。オペレータ・インタフェース２２は、脳波信号（生体信号）の波形解析等を行う（特許文献１参照）。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献１：特表平１１－５１１３６７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 特許文献１の生体信号計測装置において、リード線３２は、ノイズを受信するアンテナとして機能してしまう。そのため、複数の電極１２で受信され、リード線３２を伝送する脳波信号には、リード線３２で受信されたノイズが印加されることになる。よって、複数の電極１２で受信された脳波信号はノイズの影響を受けることになる。特に、脳波信号は、生体信号の中でも振

幅は1～10 μ V程度と小さいため、ノイズの影響を受け易い。

[0005] ノイズの影響を受けた脳波信号を計測するためには、使用するA/D変換器のビット数を大きくする必要がある（例えば、20ビット以上）。しかし、A/D変換器のビット数を大きくすると、A/D変換器の価格は一般的に高価になる。このように、ノイズの影響を受けた脳波信号を計測するためには、相対的に高価な計測装置が必要となり、望ましくない。よって、配線に印加されるノイズの影響は抑制されることが望ましい。

[0006] 本発明は、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを提供することを目的とする。また、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを使用した生体信号計測装置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

[0007] (1) 本発明は、シートと、前記シートに形成され、前記シート上に露出している生体信号受信用電極と、前記シートに形成された生体信号増幅器と、外部の生体信号処理部に接続するためのインターフェース部と、前記シートに形成された第1配線であって、前記生体信号受信用電極と前記生体信号増幅器の入力部とを接続する第1配線と、前記シートに形成された第2配線であって、前記インターフェース部と前記生体信号増幅器の出力部とを接続する第2配線と、を備えた電極シートに関する。

[0008] (2) 前記第1配線の長さは、前記第2配線の長さよりも短くてもよい。

[0009] (3) 前記生体信号受信用電極及び前記生体信号増幅器は複数形成されており、前記生体信号受信用電極及び前記生体信号増幅器の数は同じであってもよい。

[0010] 前記シートは、伸縮性を有するシートであり、前記シートにおける前記生体信号増幅器が形成された部分の伸縮性は、前記シートにおける前記生体信号増幅器が形成されていない部分の伸縮性よりも小さくてもよい。

[0011] (5) 前記生体信号増幅器は、前記シート上に露出しなくてもよい。

[0012] (6) 前記第1配線は直流除去用コンデンサを介して前記生体信号受信用電

極と前記生体信号増幅器の入力部とを接続していてもよい。

[0013] (7) 前記シートは、人の額に収まる大きさであり、前記生体信号増幅器は、10kHz以下の交流信号を増幅可能であってもよい。

[0014] (8) また、本発明は、(1)～(7)のいずれかの電極シートと、前記インターフェース部に接続された生体信号処理部と、を備え、前記生体信号受信電極で受信した生体信号は前記生体信号増幅器で増幅され、増幅された前記生体信号は、前記インターフェース部を介して前記生体信号処理部に入力され、前記生体信号処理部は、入力された前記生体信号に対して所定の処理を行う生体信号計測装置に関する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを提供することができる。また、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である電極シートを使用した生体信号計測装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の一実施形態の生体信号計測装置のブロック図である。

[図2]本発明の一実施形態の生体信号計測装置の外観図である。

[図3]本発明の一実施形態の生体信号計測装置の被験者への装着例を示す図である。

[図4]本発明の一実施形態の電極シートの分解斜視図である。

[図5] (A)～(B)は、本発明の一実施形態の電極シートに形成される生体信号増幅器13の回路構成を示す図であり、(A)は生体信号増幅器の回路構成の一例を示す図、(B)は生体信号増幅器の回路構成の他の一例を示す図である。

[図6]本発明の一実施形態の電極シートの第2伸縮性シートにおける、生体信号増幅器13を構成するFETが形成されている部分の断面図である。

[図7]本発明の一実施形態の電極シートにおける生体信号増幅器を構成するFETの斜視図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、本発明の一実施形態について、図面を参照しながら説明する。図1は、本発明の一実施形態の生体信号計測装置のブロック図である。図2は、本発明の一実施形態の生体信号計測装置の外観図である。図3は、本発明の一実施形態の生体信号計測装置の被験者への装着例を示す図である。

[0018] 図1や図2に示されるように、生体信号計測装置1は、電極シート10と、生体信号処理部20と、を備える。電極シート10は、シートとしての伸縮性シート11と、生体信号受信用電極12と、生体信号増幅器13と、インターフェース部14と、第1配線15と、直流除去用コンデンサ151と、第2配線16と、電源供給線17と、グランド供給線18と、を備える。図1に示されるように、生体信号処理部20は、実装用基板21と、A/D変換器22と、デジタル信号処理部23と、無線部24と、電源管理部25と、を備える。なお、A/D変換器の前段には、適宜フィルタ（バンドパスフィルタ、ハイパスフィルタ、ローパスフィルタ等）が配置される（不図示）。

[0019] 図1においては、生体信号受信用電極12、生体信号増幅器13、第1配線15、直流除去用コンデンサ151、第2配線16、電源供給線17及びグランド供給線18は、簡略化のために、1系統分しか図示されていない。しかし、図2に示されるように、本実施形態では、生体信号受信用電極12、生体信号増幅器13、第1配線15、直流除去用コンデンサ151、第2配線16、電源供給線17及びグランド供給線18は、6系等分（複数系統分）存在する。

[0020] 図2においては、A/D変換器22と、デジタル信号処理部23、無線部24及び電源管理部25の図示は省略されている。実装用基板21において、A/D変換器22と、デジタル信号処理部23、無線部24及び電源管理部25の実装位置は、様々に変更され得る。また、図2において、電源供給線17及びグランド供給線18の図示は、簡略化のため、省略されている。

[0021] 図2には、直流除去用コンデンサ151の一方の電極である直流除去用コ

ンデンサ入力側電極 151A が図示されている。直流除去用コンデンサ入力側電極 151A は、生体信号受信用電極 12 の近傍に配置されており、長方形の形状を有する。直流除去用コンデンサ 151 の全体構造は、図 4 を用いて後述する。また、生体信号増幅器 13 は、伸縮性シート 11 に内蔵されているため、図 2 では図示されていない。生体信号増幅器 13 の配置については、図 4 を用いて後述する。

[0022] 伸縮性シート 11 は、全方向に伸縮可能なシートであり、伸縮性を有する種々の材料で形成され得る。本実施形態において、伸縮性シート 11 は、人の額に収まる大きさである。人の額に収まる大きさとは、例えば、5 cm × 15 cm の矩形に収まる大きさである。また、伸縮性シート 11 は、粘着性を有している。

[0023] ただし、生体信号増幅器 13 や直流除去用コンデンサ 151 の形状が伸縮によって変化すると、生体信号増幅器 13 の信号増幅特性（例えば、周波数ごとの利得等。）が変化し得る。また、生体信号増幅器 13 が破損する事もあり得る。よって、伸縮性シート 11 における生体信号増幅器 13 が形成された部分及び直流除去用コンデンサ 151 が形成された部分の伸縮性は、伸縮性シート 11 における他の部分（生体信号増幅器 13 が形成された部分や直流除去用コンデンサ 151 が形成されていない部分）の伸縮性よりも小さくされている。すなわち、伸縮性シート 11 は、全体としては伸縮性を有するものであり、且つ、伸縮性の異なる 2 つの部分有している。2 つの異なる部分は、伸縮性の異なる材料で形成され得る。

[0024] 生体信号受信用電極 12 は、伸縮性シート 11 上に印刷された円形状の伸縮性導体である。伸縮性導体は、例えば、銀ナノワイヤーで形成された導体である。生体信号受信用電極 12 は、伸縮性シート 11 の伸縮に追随して伸縮可能である。図 2 に示されるように、生体信号受信用電極 12 は、伸縮性シート 11 上に 6 つ（複数）形成されている。生体信号受信用電極 12 は、伸縮性シート 11 上に露出している。

[0025] 生体信号増幅器 13 は、入力部 13A と、出力部 13B と、電源端子 13

Cと、グランド端子13Dと、を有する。生体信号増幅器13は、電源端子13Cに所定の電圧が供給され、グランド端子13Dにグランド電位が供給されることによって動作する。生体信号増幅器13は、入力部13Aに入力された生体信号を増幅し、出力部13Bから出力する。生体信号増幅器13は、10kHz以下の交流信号を線形増幅可能な増幅器である。生体信号増幅器13は、10kHzより大きい交流信号に対しては、増幅を行わない（正の利得を有さない）。生体信号増幅器13は、伸縮性シート11に内蔵されている（図4を用いて後述。）。なお、線形増幅可能とは、入力信号の振幅や位相が、生体信号処理部20において解析可能な程度に保存されるように、入力信号を増幅可能なことをいう。また、10kHzは、てんかん症状が発生した被験者の額から検出され得る周波数成分である。この10kHzの周波数以下の周波数を解析できれば、ほぼすべての脳波信号の周波数成分を解析することができる。てんかん症状を検出する必要がない場合、生体信号増幅器13は、1kHz以下の交流信号を線形増幅可能な増幅器であってよい。

[0026] インターフェース部14は、電極シート10を外部の生体信号処理部20に接続するために、電極シート10に備えられた部分である。インターフェース部14は、ブリッジ部14Aと、コネクタ14Bと、を備える。ブリッジ部14Aは、伸縮性シート11につながっている。ブリッジ部14Aも伸縮性を有する材料で形成されている。ブリッジ部14Aは、伸縮性シート11と一体的に形成されていてもよい。コネクタ14Bは、一般的な携帯電子機器で使用されるコネクタが使用され得る。

[0027] 第1配線15は、生体信号受信用電極12と生体信号増幅器13の入力部13Aとを接続する配線である。本実施形態においては、第1配線15は、直流除去用コンデンサ151を介して、生体信号受信用電極12と生体信号増幅器13の入力部13Aとを接続している。本実施形態においては、第1配線15は、直流除去用コンデンサ151よりも生体信号受信用電極12側の配線（生体信号受信用電極12と直流除去用コンデンサ入力側電極151

Aとを接続する配線）と、直流除去用コンデンサ151よりも生体信号増幅器13側の配線（直流除去用コンデンサ出力側電極151Bと生体信号増幅器13とを接続する配線）とで構成されることになる。

[0028] 直流除去用コンデンサ151は、生体信号受信用電極12と生体信号増幅器13の入力部との間に直列に接続されていることになる。直流除去用コンデンサ151は、生体信号の直流成分を除去するためのコンデンサである。本実施形態においては、第1配線15は、生体信号受信用電極12と生体信号増幅器13の入力部13Aとを交流的に接続している。

[0029] 第2配線16は、生体信号増幅器13の出力部13Bとインターフェース部14とを接続する配線である。第1配線15は、第2配線16に比べて短い。

[0030] 電源供給線17は、生体信号増幅器13の電源端子13Cとインターフェース部14とを接続する配線である。グランド供給線18は、生体信号増幅器13のグランド端子13Dとインターフェース部14とを接続する配線である。

[0031] 第1配線15、直流除去用コンデンサ151、第2配線16、電源供給線17及びグランド供給線18は、生体信号受信用電極12と同様に、伸縮性シート11上に印刷された銀ナノワイヤーのような伸縮性導体である。第1配線15、第2配線16、電源供給線17及びグランド供給線18も、生体信号受信用電極12と同様に、伸縮性シート11の伸縮に追随して伸縮可能である。ただし、上述したように、直流除去用コンデンサ151は伸縮性シート11における伸縮性が小さい部分に形成されるため、伸縮可能な材料で形成されているものの、第1配線15、第2配線16、電源供給線17及びグランド供給線18のように伸縮しない。

[0032] 実装用基板21は、柔軟性を有さない一般的なプリント配線基板や柔軟性を有するフレキシブル基板等が使用される。A/D変換器22は、アナログ信号をデジタル信号に変換する機能を有する。このA/D変換器22は、8ビット程度の比較的安価なものが使用される。デジタル信号処理部23は、

デジタル信号に所定の処理を行う回路である。無線部 24 は、外部のコンピュータ（サーバーやスマートフォン等）との無線通信を行う回路である。無線部 24 は、例えば、ブルートゥース（登録商標）モジュールや W i - F i モジュール等が使用される。

[0033] 電源管理部 25 は、A/D変換器 22、デジタル信号処理部 23 及び無線部 24 に電源電位及びグランド電位を供給する回路である。また、電源管理部 25 は、インターフェース部 14 を介して、生体信号増幅器 13 に電源電位及びグランド電位を供給する。電源電位の供給には、電源供給線 17 が用いられる。グランド電位の供給には、グランド供給線 18 が供給される。

[0034] 次に、図 3 を参照しながら、生体信号計測装置 1 の使用方法について説明する。生体信号計測装置 1 は、インターフェース部 14 のブリッジ部 14A において折り畳まれる。よって、生体信号処理部 20 は、伸縮性シート 11 に重ね合わせられることになる。電極シート 10 に重ねられた生体信号処理部 20 は、粘着性のゲル材等（不図示）によって伸縮性シート 11 に固定される。

[0035] この様に折り畳まれた生体信号計測装置 1 は、露出した生体信号受信用電極 12 が額に密着するように、被験者の額に取り付けられる。伸縮性シート 11 が粘着性を有しているため、生体信号計測装置 1 は、被験者の額に固定される。生体信号計測装置 1 は、被験者の額に固定された状態で、生体信号受信用電極 12 から人の脳波を取得する。

[0036] 次に、図 1 を参照しながら、生体信号計測装置 1 の動作について、説明する。生体信号受信用電極 12 で受信された脳波は、第 1 配線 15 及び直流除去用コンデンサ 151 を介して生体信号増幅器 13 に入力される。生体信号増幅器 13 は、入力された生体信号を線形増幅する。増幅された生体信号は、第 2 配線 16 及びインターフェース部 14 を介して、生体信号処理部 20 に出力される。

[0037] 生体信号は、生体信号処理部 20 における A/D変換器 22 によってデジタル信号に変換され、デジタル信号処理部 23 に出力される。デジタル信号

処理部 23 は、デジタル信号に所定の処理を行う。所定の処理が行われたデジタル信号は、無線部 24 に出力される。無線部 24 は、デジタル信号を外部のコンピュータに無線信号として送信する。

[0038] また、無線部 24 は、外部のコンピュータからの指示信号を無線で受信することも可能である。この指示信号は、例えば、生体信号処理部 20 の各種動作を指示するための信号である。無線部 24 は、指示信号をデジタル信号処理部 23 等に出力する。デジタル信号処理部 23 は、指示信号に基づいて、信号処理の内容やタイミングを変更することが可能である。

[0039] 生体信号計測装置 1 においては、生体信号増幅器 13 が電極シート 10 側に配置されている。よって、生体信号受信用電極 12 で受信された振幅の小さい脳波信号 (μV オーダー程度) は、すぐに増幅され、振幅が大きい信号 (mV オーダー) になる。よって、第 2 配線 16 がノイズを受信するアンテナとして機能し、第 2 配線 16 を伝送する脳波信号にノイズが印加されたとしても、脳波信号はすでに振幅が大きくなっているため、受けるノイズの影響は小さい。

[0040] なお、生体信号計測装置 1 においても、第 1 配線 15 において印加されるノイズは、脳波信号に対して相対的に大きな影響を与え得る。しかし、生体信号計測装置 1 においては、第 1 配線 15 は、第 2 配線 16 よりも短くなっているため、増幅される前の生体信号に印加されるノイズの影響も小さい。よって、生体信号増幅器 13 が備わった電極シート 10 を使用することによって、ノイズの影響は抑制され得る。

[0041] 特許文献 1 の生体信号計測装置の場合、リード線 32 が受信するすべてのノイズが印加された後で、脳波信号は増幅される。そのため、脳波信号はノイズに埋もれた状態となる。この様なノイズに埋もれた脳波信号をデジタル変換するためには、相対的に大きいダイナミックレンジの A/D 変換器 (例えば、20 ビット以上) が必要となってしまう。

[0042] 一方、本実施形態の生体信号計測装置 1 では、生体信号増幅器 13 によってノイズの影響が抑制されているため、生体信号がノイズに埋もれ難い。よ

って、相対的に小さいダイナミックレンジのA/D変換器（例えば、8ビット程度）が使用可能である。そのため、生体信号処理部20のA/D変換器22は、比較的安価なものを使用可能となる。

[0043] 次に、図4を参照しながら、電極シート10の構造について説明する。図4は、本発明の一実施形態の電極シートの分解斜視図である。電極シート10を構成する伸縮性シート11は、第1伸縮性シート11Aと、第2伸縮性シート11Bと、で構成される。図2に示されていたのは、伸縮性シート11における第1伸縮性シート11A側の部分である。

[0044] 第1伸縮性シート11Aには、生体信号受信用電極12と、第1配線15と、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aと、第2配線16と、が印刷により形成されている。上述したように、第1伸縮性シート11Aにおける直流除去用コンデンサ入力側電極151Aが形成された部分は、第1伸縮性シート11Aにおける他の部分に比べて、伸縮性が小さい。

[0045] 第2伸縮性シート11Bには、直流除去用コンデンサ出力側電極151B（直流除去用コンデンサ151の他方の電極）と、生体信号増幅器13と、が配置されている。生体信号増幅器13は、6つ（複数）形成されている。生体信号増幅器13は、生体信号受信用電極12の数と同じである。なお、生体信号増幅器13は、簡略化のため、シンボル図で示されている。生体信号増幅器13の回路構成の一例は、図5で後述する。

[0046] 上述したように、第2伸縮性シート11Bにおける生体信号増幅器13が形成されている部分及び直流除去用コンデンサ出力側電極151Bが形成されている部分の伸縮性は、第2伸縮性シート11Bにおける他の部分の伸縮性よりも小さい。例えば、第2伸縮性シート11Bにおける生体信号増幅器13が形成されている部分は、生体信号増幅器13の特性変化が無視できる程度にしか伸縮しないように形成されている。

[0047] 第1伸縮性シート11Aは、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aが形成された部分を除き、伸縮性を有している。また、第2伸縮性シート11Bにおける生体信号増幅器13又は直流除去用コンデンサ出力側電極151

Bが形成されていない部分は、第1伸縮性シート11Aと略同じ（又は正確に同じ）伸縮性を有している。第1伸縮性シート11Aと第2伸縮性シート11Bとは、略同じ（又は正確に同じ）形状である。第1伸縮性シート11Aと第2伸縮性シート11Bは、重ねられて密着固定される。その結果、第1伸縮性シート11Aと第2伸縮性シート11Bは、一枚の電極シート10として使用可能となる。なお、生体信号増幅器13は、第2伸縮性シート11Bに形成されており、第1伸縮性シート11Aに覆われることになる。よって、生体信号増幅器13は、伸縮性シート11上に露出しない。

[0048] 第1伸縮性シート11Aと第2伸縮性シート11Bは重ねられるため、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aと直流除去用コンデンサ出力側電極151Bとは対向することになる。直流除去用コンデンサ出力側電極151Bは、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aと同じ大きさであり、且つ、同じ長方形の形状を有する。対向する直流除去用コンデンサ入力側電極151Aと直流除去用コンデンサ出力側電極151Bは、全体として1つの直流除去用コンデンサ151として機能することになる。また、生体信号増幅器13の出力部13Bと、第1伸縮性シート11Aの第2配線16とは、第1伸縮性シート11Aに形成された貫通電極によって接続される。貫通電極は、図4における点線で示されている。

[0049] 上述したように、第1伸縮性シート11Aにおける直流除去用コンデンサ入力側電極151Aが形成された部分、第2伸縮性シート11Bにおける直流除去用コンデンサ出力側電極151Bが形成された部分、及び第2伸縮性シート11Bにおける生体信号増幅器13が形成されている部分は、他の部分に比べて伸縮性が小さい。よって、第1伸縮性シート11Aと第2伸縮性シート11Bとが重ねられた伸縮性シート11全体としても、直流除去用コンデンサ151及び生体信号増幅器13が形成されている部分の伸縮性は、他の部分の伸縮性に比べて小さくなる。

[0050] なお、図4においても、電源供給線17及びグランド供給線18の図示は省略されている。電源供給線17及びグランド供給線18は、第1伸縮性シ

ート 1 1 A に形成されていてもよいし、第 2 伸縮性シート 1 1 B に形成されていてもよいし、第 1 伸縮性シート 1 1 A 及び第 2 伸縮性シート 1 1 B に形成されていてもよい。

[0051] 次に、図 5 を用いて、生体信号増幅器 1 3 の回路構成について説明する。

図 5 (A) は、本発明の一実施形態の電極シートに形成される生体信号増幅器 1 3 の回路構成の一例を示す図である。図 5 (B) は、本発明の一実施形態の電極シートに形成される生体信号増幅器 1 3 の回路構成の他の一例を示す図である。

[0052] 図 5 (A) に示されるように、生体信号増幅器 1 3 は、4 つの FET 1 3 1 A ~ 1 3 1 D と、抵抗 R と、で構成される。4 つの FET 1 3 1 A ~ 1 3 1 D は、それぞれ P 型の電界効果トランジスタである。生体信号増幅器 1 3 の入力部は、FET 1 3 1 A のゲート及び FET 1 3 1 C のゲートに対応する。生体信号増幅器 1 3 の出力部は、FET 1 3 1 C と FET 1 3 1 D との接続部に対応する。抵抗 R の一端は、FET 1 3 1 A のゲート及び FET 1 3 1 C のゲートに接続されており、抵抗 R の他端は、FET 1 3 1 C と FET 1 3 1 D との接続部に接続される。抵抗 R は、フィードバック用の抵抗である。4 つの FET 1 3 1 A ~ 1 3 1 D によって、インバータが構成されており、インバータの入力と出力とをフィードバック用の抵抗 R で接続することにより、全体として線形増幅器として機能する生体信号増幅器 1 3 が構成されることになる。

[0053] 図 5 (B) に示されるように、更に調整用の FET 1 3 1 E を追加して生体信号増幅器 1 3 を調整機能付増幅器として構成することも可能である。調整用の FET 1 3 1 E を追加することにより、生体信号増幅器 1 3 の特性を安定させることも可能である。調整用の FET 1 3 1 E に対する調整用の信号は、インターフェース部 1 4 を介して、生体信号処理部 2 0 から供給され得る。

[0054] 図 6 には、第 2 伸縮性シート 1 1 B における、生体信号増幅器 1 3 を構成する FET が形成されている部分の断面図が示されている。第 2 伸縮性シ

ト 1 1 B は、F E T 封止部 1 1 B 1 と、F E T 非封止部 1 1 B 2 と、下地部 1 1 B 3 と、で構成される。

[0055] F E T 封止部 1 1 B 1 には、F E T 1 3 1 が内蔵される（配置される）。F E T 非封止部 1 1 B 2 は、F E T 1 3 1 が内蔵されない（配置されない）部分である。下地部 1 1 B 3 は、F E T 封止部 1 1 B 1 及び F E T 非封止部 1 1 B 2 の下側に共通して設けられたフィルム状の部材である。

[0056] F E T 非封止部 1 1 B 2 及び下地部 1 1 B 3 は、略同じ（又は正確に同じ）伸縮性を有する部材である。F E T 封止部 1 1 B 1 は、F E T 1 3 1 の特性変化が無視できる程度の伸縮性しか有さない部材である。F E T 封止部 1 1 B 1 は、上述の第 2 伸縮性シート 1 1 B における生体信号増幅器 1 3 が形成されている部分に含まれる部分である。

[0057] F E T 1 3 1 は、F E T 本体部 1 3 1 0 と、F E T 基板部 1 3 2 0 と、F E T 封止部 1 3 3 0 と、で構成される。F E T 本体部 1 3 1 0 は、F E T として機能する半導体素子の部分である。F E T 本体部 1 3 1 0 の構造は、図 7 を用いて後述する。F E T 基板部 1 3 2 0 は、F E T 本体部 1 3 1 0 を配置するための基板である。F E T 封止部 1 3 3 0 は、F E T 本体部 1 3 1 0 を封止する部分である。

[0058] 第 2 伸縮性シート 1 1 B は、上述した構造となっているため、全体としては伸縮性を有する。ただし、F E T 非封止部 1 1 B 2 （生体信号増幅器 1 3 が設けられていない部分）の伸縮性に比べて、F E T 封止部 1 1 B 1 （生体信号増幅器 1 3 が設けられている部分）の伸縮性は小さい。

[0059] 次に、図 7 を使用して F E T 1 3 1 の構造について、説明する。図 7 は、F E T 1 3 1 の構造を示す図である。上述したように、F E T 1 3 1 は、F E T 本体部 1 3 1 0 と、F E T 基板部 1 3 2 0 と、F E T 封止部 1 3 3 0 と、で構成される。

[0060] F E T 本体部 1 3 1 0 は、ゲート電極 1 3 1 1 と、酸化膜 1 3 1 2 と、修飾膜 1 3 1 3 と、有機半導体層 1 3 1 4 と、ソース電極 1 3 1 5 と、ドレイン電極 1 3 1 6 と、で構成される。図 7 に示されるように、F E T 本体部 1

310は、ゲート電極1311、酸化膜1312、修飾膜1313、有機半導体層1314の順に積層され、最後にソース電極1315及びドレイン電極1316が積層された薄膜トランジスタの構造となっている。

[0061] ゲート電極1311は、一例としてアルミニウムから構成することができる。酸化膜1312は、一例として、アルミニウム酸化膜から構成できる。修飾膜1313は、一例として自己組織化単分子膜（SAM）を用いることができる。自己組織化単分子膜とは、基板を溶液等に浸すことにより自己組織化的に単分子の膜を形成する有機分子のことであり、一般的には表面修飾等に用いられる膜である。具体的には、*n*オクタデシルホスホン酸（C-18）が用いられ得る。有機半導体層1314には、一例として、ジナフトチエノチオフェン（DN TT）が用いられ得る。ソース電極1315及びドレイン電極1316には、一例として、金電極が用いられ得る。アルミニウム酸化膜9を自己組織化単分子膜の修飾層で修飾することでハイブリッド型のゲート絶縁膜が構成される。その結果、FET本体部1310は、3Vで駆動可能な有機FETとなる。

[0062] この様な有機FETは、シリコン系半導体等に比較して歪による電子移動度の低下が少ないので、伸縮性シートに内蔵されるFETとして好適である。

[0063] 本実施形態の電極シート10は、伸縮性シート11と、伸縮性シート11に形成され、伸縮性シート11上に露出している生体信号受信用電極12と、伸縮性シート11に形成された生体信号増幅器13と、外部の生体信号処理部20に接続するためのインターフェース部14と、伸縮性シート11に形成された第1配線15であって、生体信号受信用電極12と前記複数の生体信号増幅器13の入力部13Aとを接続する第1配線15と、伸縮性シート11に形成された第2配線16であって、インターフェース部14と生体信号増幅器13の出力部13Bとを接続する複数の第2配線16と、を備えた電極シート。よって、本実施形態の電極シート10によれば、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である。

- [0064] 本実施形態の電極シート 10 において、第 1 配線 15 の長さは、第 2 配線 16 の長さよりも短い。よって、本実施形態の電極シート 10 によれば、配線に印加されるノイズの影響をより効率的に抑制可能である。
- [0065] 本実施形態の電極シート 10 において、生体信号受信用電極 12 及び生体信号増幅器 13 は 6 つ（複数）形成されており、生体信号受信用電極 12 及び生体信号増幅器 13 の数は共に 6 つで同じである。よって、本実施形態の電極シート 10 によれば、生体信号の多様な脳波計測が可能となる。また、本実施形態の電極シート 10 によれば、生体信号の高精度な脳波計測が可能となり得る。
- [0066] 本実施形態の電極シート 10 において、伸縮性シート 11 に生体信号増幅器 13 が形成された部分の伸縮性は、伸縮性シート 11 における生体信号増幅器 13 が形成されていない部分の伸縮性よりも小さくされている。また、本実施形態の電極シート 10 において、生体信号増幅器 13 は、伸縮性シート 11 上に露出しない。よって、本実施形態の電極シート 10 によれば、より簡易な取り扱いが可能となる。
- [0067] 本実施形態の電極シート 10 において、第 1 配線 15 は直流除去用コンデンサ 151 を介して前記生体信号受信用電極 12 と生体信号増幅器 13 の入力部 13A とを接続する。よって、本実施形態の電極シート 10 によれば、生体信号をより高精度に増幅可能となる。
- [0068] 本実施形態の電極シート 10 において、伸縮性シート 11 は、人の額に収まる大きさであり、生体信号増幅器 13 は、10 kHz 以下の交流信号を増幅可能である。よって、本実施形態の電極シート 10 によれば、脳波信号の計測に最適な電極シートを提供できる。
- [0069] 本実施形態の生体信号計測装置 1 において、電極シート 10 と、インターフェース部 14 に接続された生体信号処理部 20 と、を備え、生体信号受信用電極 12 で受信した生体信号は生体信号増幅器 13 で増幅され、増幅された生体信号は、インターフェース部 14 を介して生体信号処理部 20 に入力され、生体信号処理部 20 は、入力された生体信号に対して所定の処理を行

う。よって、生体信号計測装置 1 は、配線に印加されるノイズの影響を抑制可能である。

[0070] 以上、本発明の本実施形態について説明した。しかし、本発明は、上記実施形態に限定されることはなく、特許請求の範囲に記載された技術的範囲において種々に変形可能である。

[0071] 上記実施形態では、伸縮性シート 11 が使用されていたが、伸縮性シート 11 の代わりに伸縮性を有さないシートが使用されてもよい。また、伸縮性シート 11 は、粘着性を有さないシートであってもよい。伸縮性シート 11 が粘着性を有さない場合、伸縮性シート 11 は、ヘッドバンド等によって人の額に固定され得る。また、伸縮性シート 11 の代わりに、伸縮性及び粘着性を有さないシートが使用されてもよい。例えば、伸縮性シート 11 の代わりに、伸縮性及び粘着性のいずれか一方又は両方を有さない柔軟性シート（柔軟性を有するシート）が使用されてもよい。

[0072] 上記実施形態では、第 1 配線の長さが第 2 配線の長さよりも短かったが、これに限定されない。第 1 配線の長さが第 2 配線の長さと同じ又は長くても、ノイズの影響は抑制され得る。第 1 配線の長さが第 2 配線の長さと同じ又は長くても、生体信号増幅器 13 が存在するによって、生体信号増幅器 13 が存在しない場合と比べて、ノイズの影響は抑制され得るからである。

[0073] 上記実施形態では、生体信号増幅器は、10 kHz 以下の交流信号を増幅可能であったが、これに限定されない。生体信号増幅器 13 は、1 kHz 以下の交流信号を増幅可能であってもよい。てんかん症状を有する被験者を除くと、被験者から計測できる脳波に含まれる周波数成分は、1 kHz 以下である。よって、1 kHz 以下の交流信号が増幅できれば、ほぼすべての脳波信号の周波数成分を増幅可能だからである。

[0074] 上記実施形態では、生体信号受信用電極 12、生体信号増幅器 13、第 1 配線 15、直流除去用コンデンサ 151、第 2 配線 16、電源供給線 17 及びグランド供給線 18 は、6 系統分（複数系統分）存在していたが、必要に応じて、1 系統のみであってもよい。生体信号受信用電極 12、第 1 配線 1

5、第2配線16、直流除去用コンデンサ151等は、上記実施形態の形状や配置に限定されない。例えば、直流除去用コンデンサ入力側電極151A及び直流除去用コンデンサ出力側電極151Bの形状は長方形であるが、要求される直流除去用コンデンサ151の容量に応じて、様々な形状（正方形、円形、楕円形等）が採用され得る。また、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aの形状が生体信号受信用電極12を取り囲むコの字形状とされ、直流除去用コンデンサ入力側電極151Aと対向する直流除去用コンデンサ出力側電極151Bの形状も同じコの字形状とされてもよい。生体信号増幅器13の配置、回路構成、FETの構造やFETを構成する材料等は、上記実施形態のものに限定されない。

[0075] また、生体信号受信用電極12の数と生体信号増幅器13の数は、共に6つ（同数）であったが、これに限定されない。生体信号増幅器13の数は、生体信号受信用電極12の数より少なくてもよい場合があり得る。例えば、特定の生体信号受信用電極12が振幅の大きな生体信号を受信するためのものである場合、この特定の生体信号受信用電極12には、生体信号増幅器13が接続されていなくてもよい。

[0076] 上記実施形態では、直流除去用コンデンサ151が使用されていたが、計測する生体信号や生体信号増幅器13の構成によっては、直流除去用コンデンサ151が使用されないこともあり得る。

[0077] 上記実施形態では、測定対象となる生体信号は脳波信号であったが、これに限定されない。測定対象となる生体信号は、脳波信号以外の生体信号、例えば、筋電位の変動（筋電位信号）等であってもよい。

符号の説明

- [0078] 1 生体信号計測装置
 10 電極シート
 11 伸縮性シート（シート）
 12 生体信号受信用電極
 13 生体信号増幅器

- 1 3 A 入力部
- 1 3 B 出力部
- 1 4 インターフェース部
- 1 5 第 1 配線
- 1 5 1 直流除去用コンデンサ
- 1 6 第 2 配線
- 2 0 生体信号処理部

請求の範囲

- [請求項1] シートと、
前記シートに形成され、前記シート上に露出している生体信号受信用電極と、
前記シートに形成された生体信号増幅器と、
外部の生体信号処理部に接続するためのインターフェース部と、
前記シートに形成された第1配線であって、前記生体信号受信用電極と前記生体信号増幅器の入力部とを接続する第1配線と、
前記シートに形成された第2配線であって、前記インターフェース部と前記生体信号増幅器の出力部とを接続する第2配線と、
を備えた電極シート。
- [請求項2] 前記第1配線の長さは、前記第2配線の長さよりも短い請求項1に記載の電極シート。
- [請求項3] 前記生体信号受信用電極及び前記生体信号増幅器は複数形成されており、
前記生体信号受信用電極及び前記生体信号増幅器の数は同じである請求項1又は2に記載の電極シート。
- [請求項4] 前記シートは、伸縮性を有するシートであり、
前記シートにおける前記生体信号増幅器が形成された部分の伸縮性は、前記シートにおける前記生体信号増幅器が形成されていない部分の伸縮性よりも小さい請求項1～3のいずれかの請求項に記載の電極シート。
- [請求項5] 前記生体信号増幅器は、前記シート上に露出しない請求項1～4のいずれかの請求項に記載の電極シート。
- [請求項6] 前記第1配線は直流除去用コンデンサを介して前記生体信号受信用電極と前記生体信号増幅器の入力部とを接続する請求項1～5のいずれかの請求項に記載の電極シート。
- [請求項7] 前記シートは、人の額に収まる大きさであり、前記生体信号増幅器

は、10kHz以下の交流信号を増幅可能である請求項1～6のいずれかの請求項に記載の電極シート。

[請求項8]

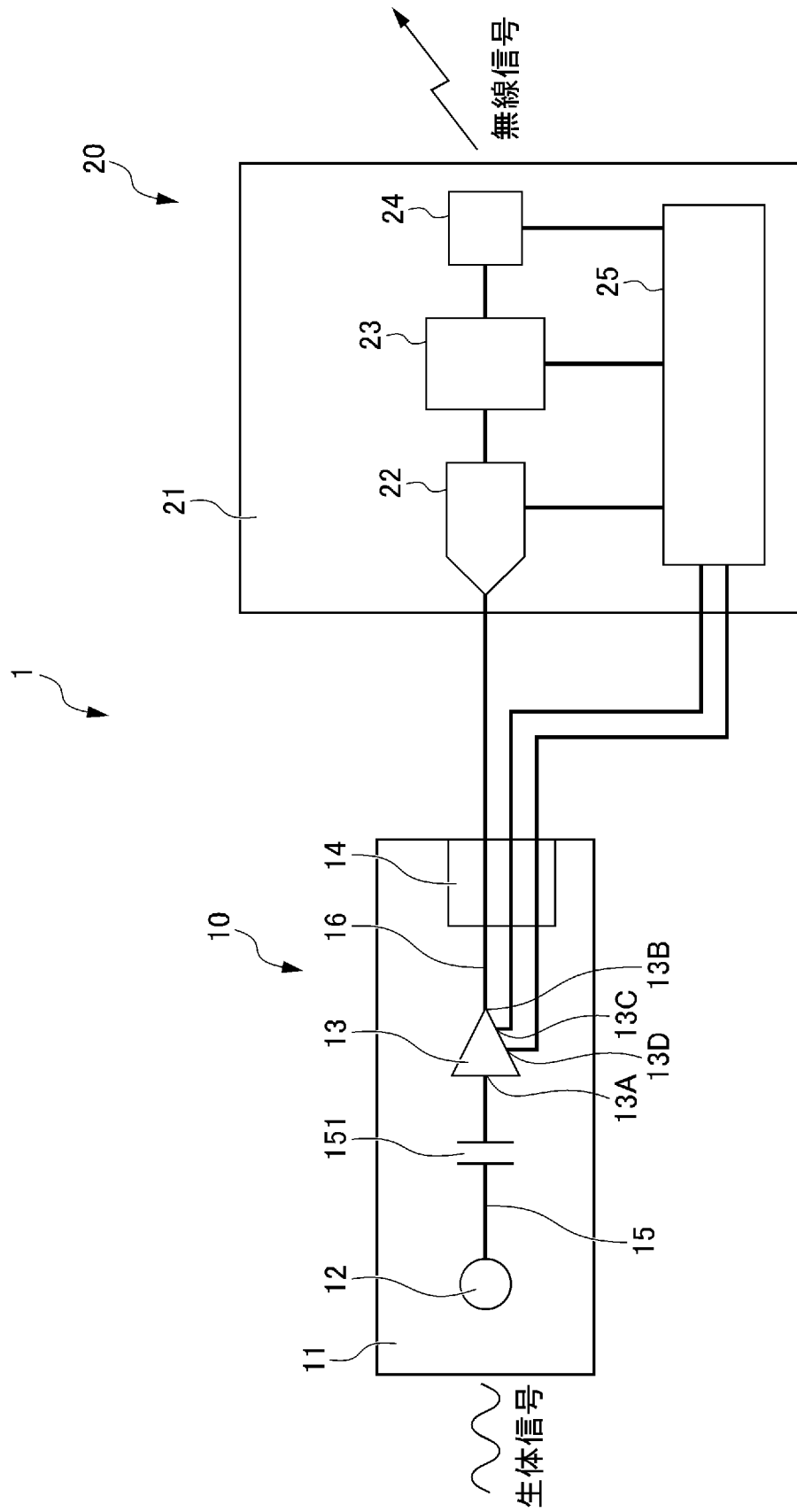
請求項1～7のいずれかの請求項に記載の電極シートと、

前記インターフェース部に接続された生体信号処理部と、を備え、

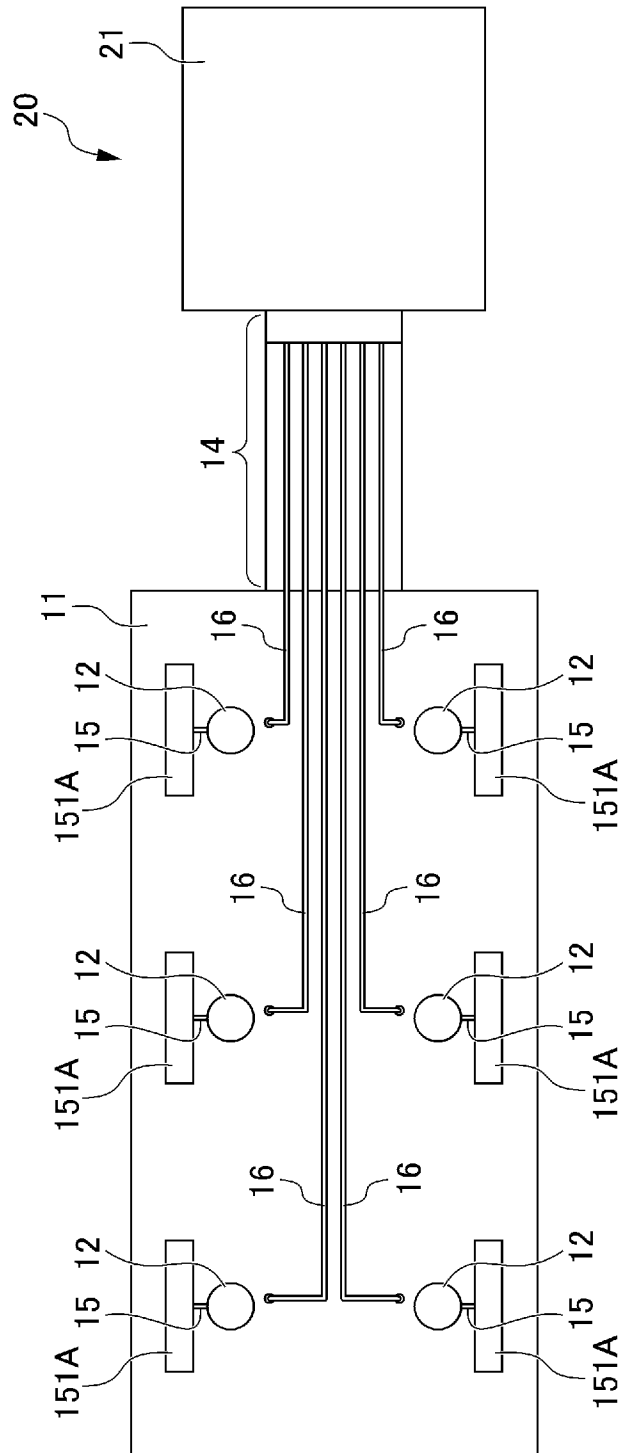
前記生体信号受信用電極で受信した生体信号は前記生体信号増幅器で増幅され、増幅された前記生体信号は、前記インターフェース部を介して前記生体信号処理部に入力され、

前記生体信号処理部は、入力された前記生体信号に対して所定の処理を行う生体信号計測装置。

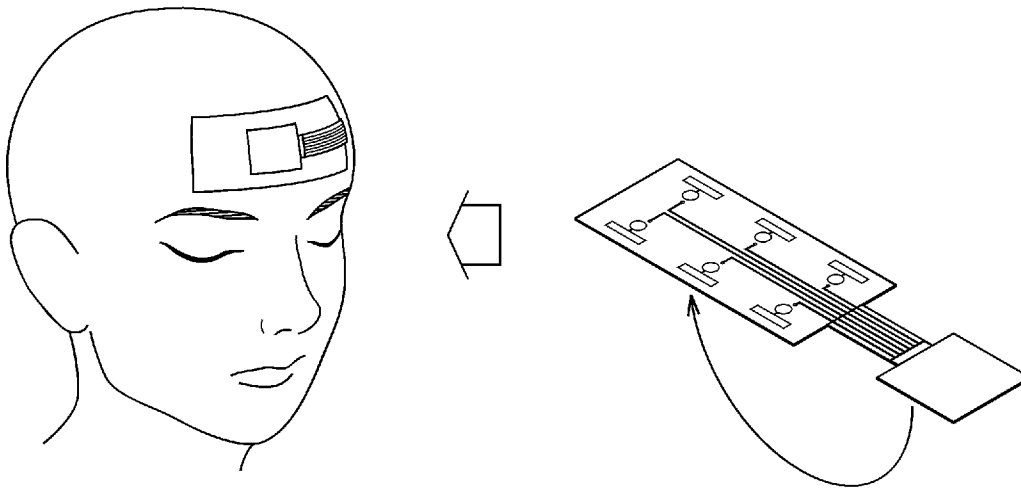
[図1]



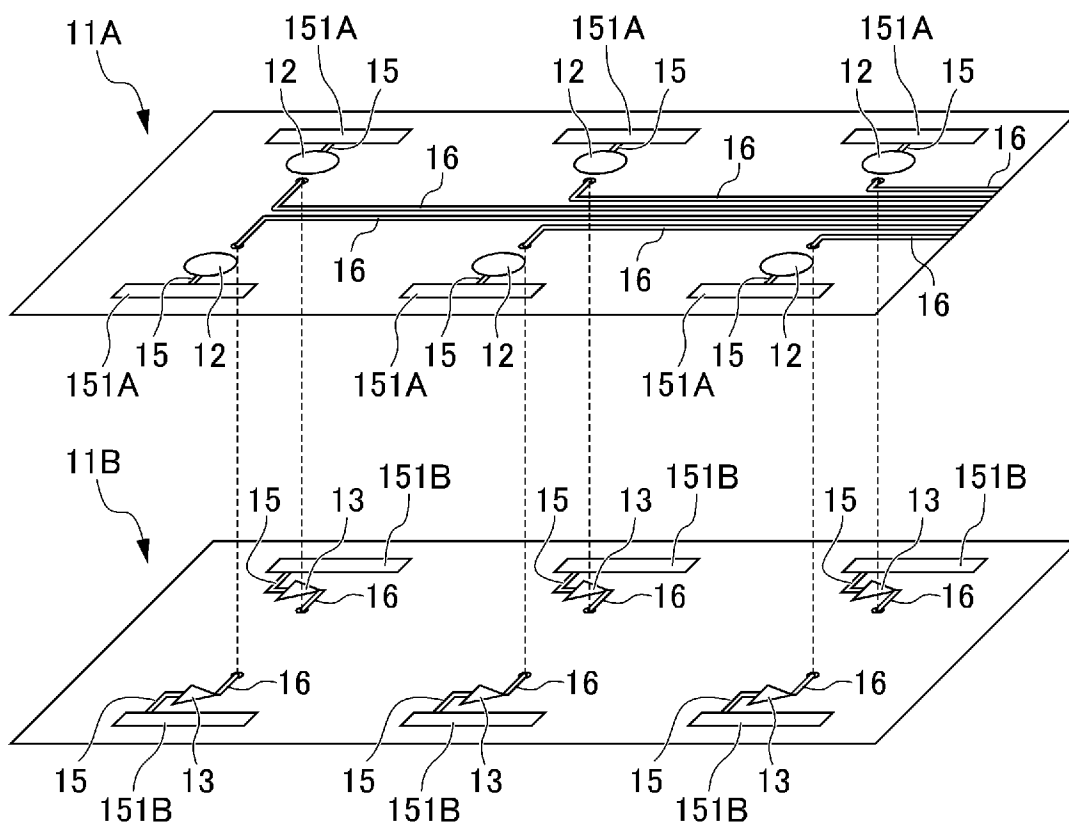
[図2]



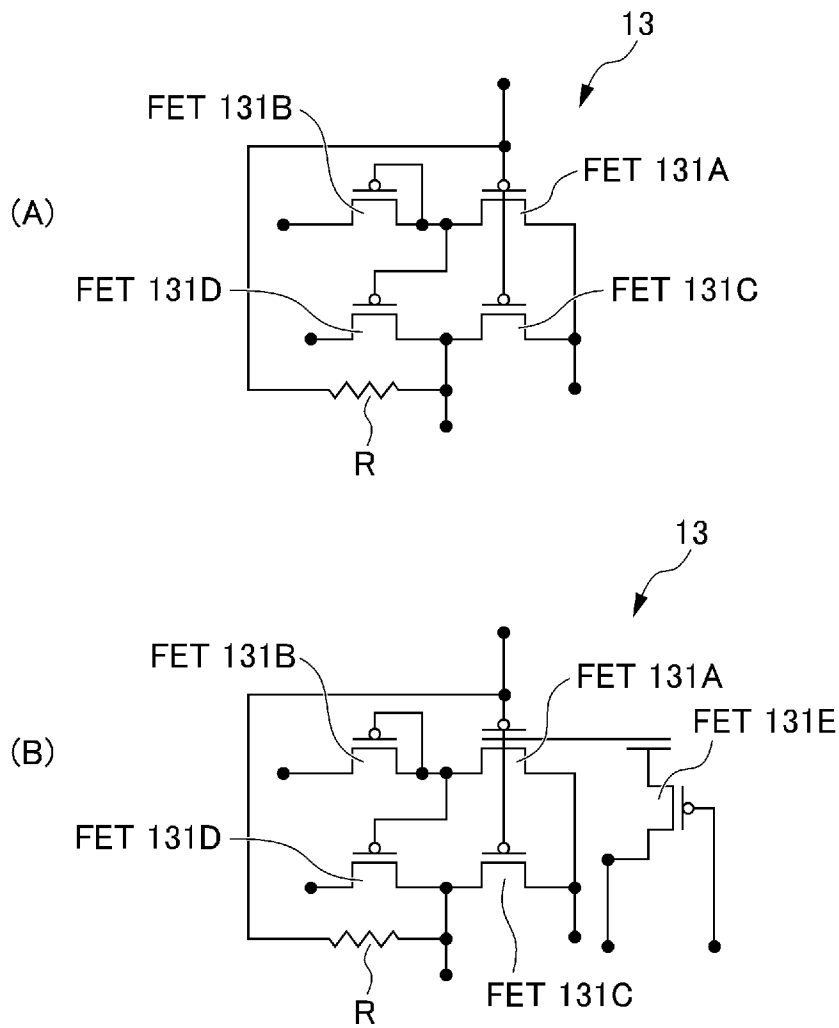
[図3]



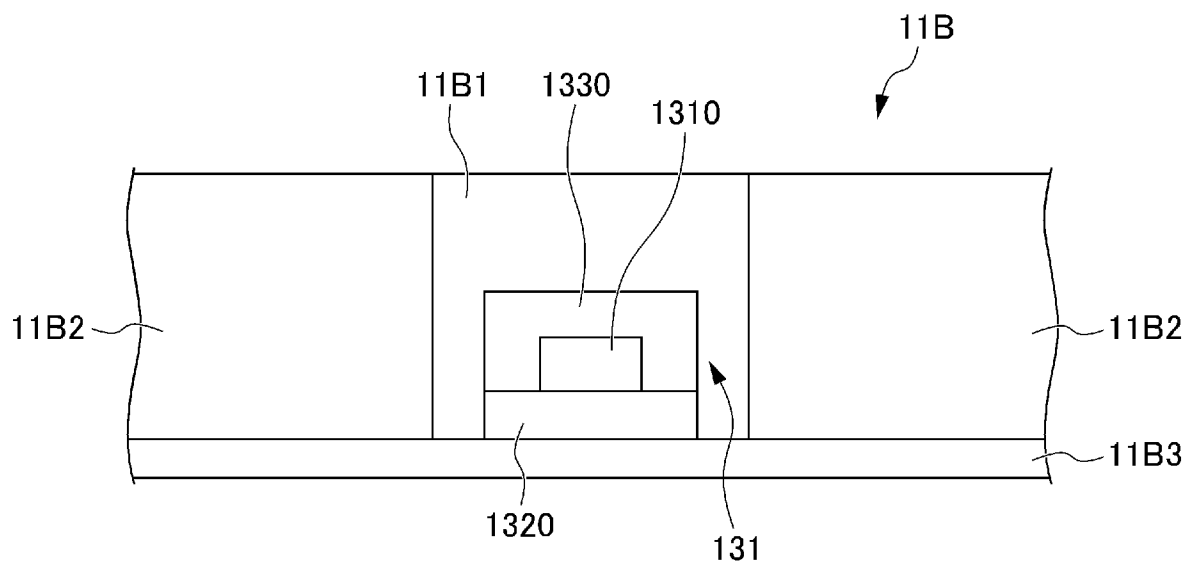
[図4]



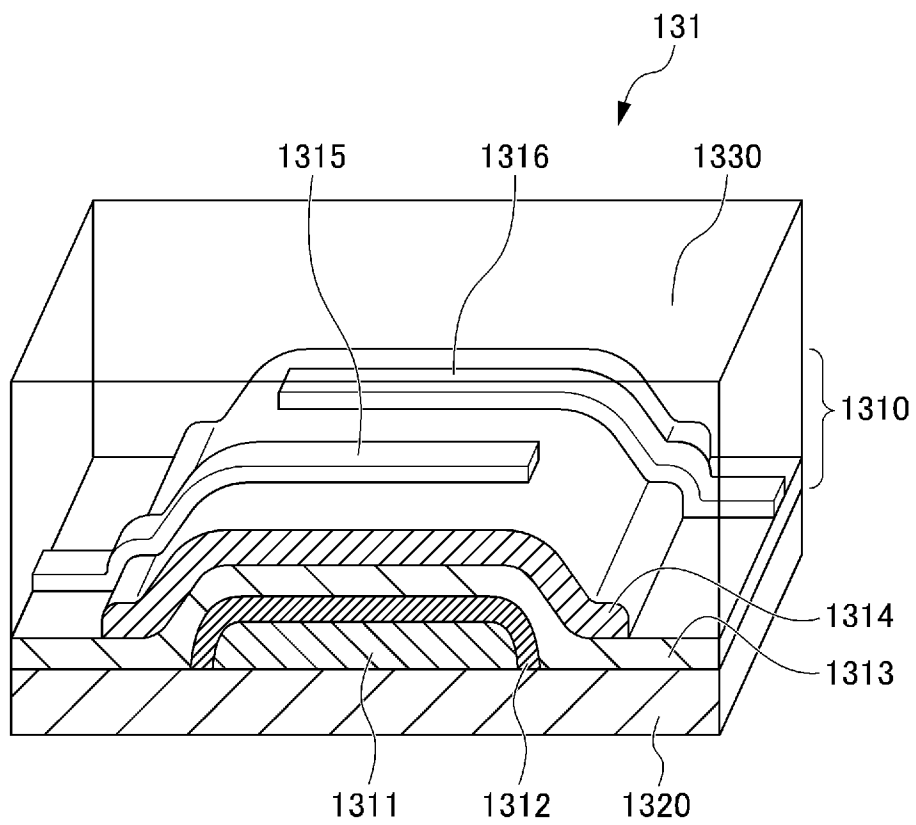
[図5]



[図6]



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/019621

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, 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, A61B5/0476, A61B5/0478

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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.
X	WO 2014/054586 A1 (Japan Science and Technology Agency), 10 April 2014 (10.04.2014), paragraphs [0009] to [0032] & US 2015/0276430 A1 paragraphs [0035] to [0062] & EP 2904970 A1 & CN 104684469 A	1-3, 5-8
A	JP 2001-061799 A (Nabco Ltd.), 13 March 2001 (13.03.2001), paragraphs [0014] to [0032] (Family: none)	1-8
A	JP 08-229132 A (Hitachi, Ltd.), 10 September 1996 (10.09.1996), paragraphs [0048] to [0103] & CN 1131529 A	1-8

☐ 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
07 August 2017 (07.08.17)

Date of mailing of the international search report
15 August 2017 (15.08.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0476(2006.01)i, 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, A61B5/0476, A61B5/0478

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	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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
X	WO 2014/054586 A1（独立行政法人科学技術振興機構） 2014.04.10, 段落[0009]-[0032] & US 2015/0276430 A1, 段落[0035]-[0062] & EP 2904970 A1 & CN 104684469 A	1-3, 5-8
A	JP 2001-061799 A（株式会社ナブコ） 2001.03.13, 段落[0014]-[0032] （ファミリーなし）	1-8

☒ 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

07.08.2017

国際調査報告の発送日

15.08.2017

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）

佐藤 高之

2Q

3604

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
A	JP 08-229132 A (株式会社日立製作所) 1996.09.10, 段落[0048]-[0103] & CN 1131529 A	1-8