(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
2021年9月10日(10.09.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/176503 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2020/008639

(22) 国際出願日： 2020年3月2日(02.03.2020)

(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: 日本電信電話株式会社 (**NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1008116 東京都千代田区大手町一丁目５番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 橋本 優生 (**HASHIMOTO, Yuki**); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町３丁目９－１１ ＮＴＴ 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 石原 隆子(**ISHIHARA, Takako**); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町３丁目９－１１ ＮＴＴ 知的財産センタ内 Tokyo (JP). 桑原 啓(**KUWABARA, Kei**); 〒1808585 東京都武蔵野市緑町３丁目９－１１ ＮＴＴ 知的財産センタ内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 山川 茂樹, 外(**YAMAKAWA, Shigeki** et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町２丁目１１番１号 山王パークタワー４階 山川国際特許事務所内 Tokyo (JP).

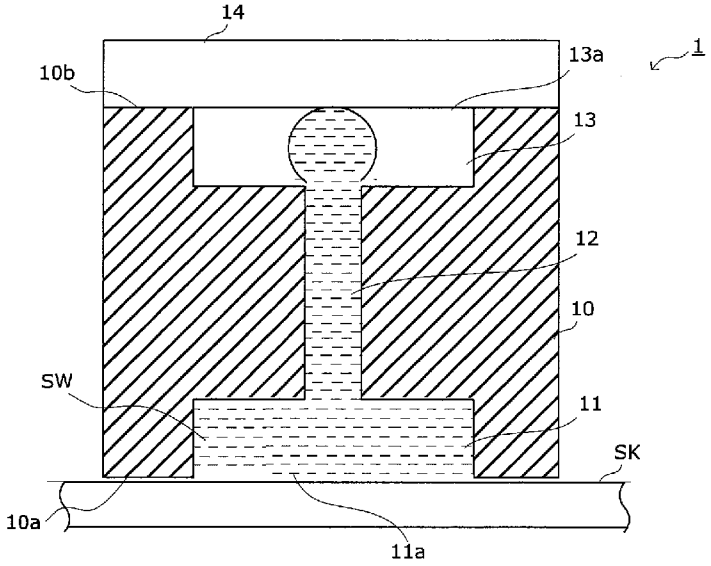
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,

WO 2021/176503 A1

(54) **Title:** WEARABLE DEVICE, PERSPIRATION ANALYSIS APPARATUS, AND PERSPIRATION ANALYSIS METHOD

(54) 発明の名称： ウェアラブルデバイス、発汗分析装置、および発汗分析方法

[図1]



(57) **Abstract:** A wearable device (1) comprising: a base material (10) that has a first surface (10a), and is disposed such that the first surface (10a) is in contact with the skin (SK) of a biological body; a first recessed portion (11) that is formed on the first surface (10a) of the base material (10); a flow passage (12) that is formed in the base material (10), and has a first end that opens to inside the first recessed portion (11) and a second end that opens to a second surface (10b) on the side of the base material (10) opposite from the first surface (10a); a moisture-absorbing structure (14) that is provided to the second surface (10b), and is configured so as to absorb the sweat (SW) secreted from the skin (SK) and transported

[続葉有]

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, 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, 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))

from the first recessed portion (11) via the flow passage (12); and a sensor (15) that is configured so as to measure a physical quantity related to the sweat (SW) flowing in the flow passage (12) and output a measurement signal.

(57) 要約:ウェアラブルデバイス(1)は、第1面(10a)を有し、第1面(10a)が生体の皮膚(SK)に接して配置される基材(10)と、基材(10)の第1面(10a)に形成された第1凹部(11)と、基材(10)に形成され、第1端が第1凹部(11)内に開口し、第2端が基材(10)の第1面(10a)と反対側の第2面(10b)に開口する流路(12)と、第2面(10b)に設けられ、第1凹部(11)から流路(12)を介して輸送される皮膚(SK)から分泌された汗(SW)を吸収するように構成された吸水構造体(14)と、流路(12)を流れる汗(SW)に関する物理量を測定し、測定信号を出力するように構成されたセンサ(15)と、を備える。

明　細　書

発明の名称 ：

ウェアラブルデバイス、発汗分析装置、および発汗分析方法

技術分野

[0001] 本発明は、ウェアラブルデバイス、発汗分析装置、および発汗分析方法に関する。

背景技術

[0002] 人体などの生体には筋肉や神経等の電気的な活動を行う組織があり、これらを正常に稼働させ続けるために、主に自律神経系と内分泌系の働きにより、体内の電解質濃度を一定に保つ仕組みが備わっている。

[0003] 例えば、人体が暑熱環境に長時間にわたって暴露されたり、過度な運動等を行うと、発汗で体内の水分が大量に失われ、電解質濃度が正常値から外れることが生じ得る。このような場合、熱中症に代表されるさまざまな諸症状が人体に生じることとなる。そのため、身体の脱水状況を把握する上では、発汗量や汗の中の電解質濃度をモニタリングすることは、有益な手法の１つといえる。

[0004] 例えば、非特許文献１では、従来の代表的な発汗量の計測技術として、発汗時の水蒸気量の変化を計測している。非特許文献１に記載の技術では、外気との湿度差に基づいて発汗量が推定されるため、エアーポンプを用いて計測系の空気を入れ替える必要がある。

[0005] ところで、近年、ＩＣＴ産業の発展やコンピュータの小型化および軽量化により、ユーザに装着されるウェアラブルデバイスが普及しつつある。ウェアラブルデバイスは、ヘルスケアやフィットネス分野での活用が注目されている。

[0006] 例えば、ユーザの発汗量や汗の中の電解質濃度をモニタリングする測定技術をウェアラブルデバイスで実現する場合においても、デバイスの小型化は必要不可欠である。例えば、非特許文献１に記載されている発汗量の測定技

術をウェアラブルデバイスで実現しようとした場合、計測系の空気を入れ替えるためのエアーポンプが比較的大きな体積を占めてしまうため、装置全体の小型化に課題があるといえる。

先行技術文献

非特許文献

[0007] 非特許文献1：鶴岡　典子，河野　隆宏，松永　忠雄，永富　良一，芳賀　洋一，“小型発汗計の開発とストレス負荷及び温熱負荷時の発汗計測”，生体医工学，５４巻５号，ｐｐ．２０７－２１７，２０１６．

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 本発明は、上述した課題を解決するためになされたものであり、計測系の空気を入れ替えるためのエアーポンプを用いることなく、汗の物理量を測定することができるウェアラブルデバイス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

[0009] 上述した課題を解決するために、本発明に係るウェアラブルデバイスは、第１面を有し、前記第１面が生体の皮膚に接して配置される基材と、前記基材の前記第１面に形成された第１凹部と、前記基材に形成され、第１端が前記第１凹部内に開口し、第２端が前記基材の前記第１面と反対側の第２面に開口する流路と、前記第２面に設けられ、前記第１凹部から前記流路を介して輸送される前記皮膚から分泌された汗を吸収するように構成された吸水構造体と、前記流路を流れる前記汗に関する物理量を測定し、測定信号を出力するように構成されたセンサとを備える。

[0010] 上述した課題を解決するために、本発明に係る発汗分析装置は、上記前記センサより出力された前記測定信号の極大値または極小値の発生の頻度より、前記生体の発汗に関する物理量を算出するように構成された第１算出回路と、算出された前記発汗に関する物理量を出力するように構成された出力部とを備える。

[0011] 上述した課題を解決するために、本発明に係る発汗分析方法は、生体の皮膚から分泌された汗を、基材の第１面に形成された第１凹部から流入させて、前記第１凹部内に第１端が開口し、かつ、第２端が前記基材の前記第１面と反対側の第２面に開口する流路に、前記汗を輸送させる第１ステップと、前記流路で輸送される前記汗に関する物理量をセンサで測定し、測定信号を出力する第２ステップと、前記第２ステップで出力された前記測定信号から、前記生体の発汗に関する物理量および前記汗に含まれる所定の成分の濃度の少なくともいずれかを算出する第３ステップと、前記第３ステップでの算出結果を出力する第４ステップとを備える。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、第１面が生体の皮膚に接して配置され、第１面とは反対側の第２面を有する基材の第１面に形成された第１凹部と、第１端が第１凹部内に開口し、第２端が第２面に開口する流路と、第２面に設けられ、第１凹部から流路を介して輸送される皮膚から分泌された汗を吸収するように構成された吸水構造体基材とを備える。そのため、エアーポンプを用いることなく、汗に関する物理量を測定できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]図１は、本発明の第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図2]図２は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図3]図３は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図4]図４は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスを備えた発汗分析装置の機能構成を示すブロック図である。

[図5]図５は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスを備えた発汗分析装置のハードウェア構成の一例を示すブロック図である。

[図6]図６は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスを備えた発汗分

析装置の動作を説明するためのフローチャートである。

[図7]図７は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスで得られた測定信号を説明するための図である。

[図8]図８は、図７の測定信号に対応する流路内の汗の状態を説明するための図である。

[図9]図９は、第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの効果を説明するための図である。

[図10]図１０は、第１の実施の形態の変形例１に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図11]図１１は、第１の実施の形態の変形例１に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図12]図１２は、第１の実施の形態の変形例１に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図13]図１３は、第２の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図14]図１４は、第２の実施の形態に係るウェアラブルデバイスの断面図である。

[図15]図１５は、第２の実施の形態に係るウェアラブルデバイスで得られた測定信号を説明するための図である。

[図16]図１６は、図１５の測定信号に対応する流路内の汗の状態を説明するための図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明の好適な実施の形態について、図１から図１６を参照して詳細に説明する。

[0015] ［発明の概要］

まず、本発明の実施の形態に係るウェアラブルデバイス１の概要について、図１および図２を参照して説明する。

[0016] 図１および図２は、ウェアラブルデバイス１の断面を模式的に示した図で

ある。ウェアラブルデバイス１は、ユーザ（生体）に装着される基材１０と、基材１０に設けられた、ユーザの皮膚ＳＫの汗腺から分泌された汗ＳＷを液体の状態で回収し、一定体積ごとに汗ＳＷを流路１２の外へ排出する機構とを備える。

[0017] 本実施の形態において、汗ＳＷを回収して、流路１２の外へ排出する機構は、ユーザの皮膚ＳＫに接して配置される基材１０の第１面１０ａに形成された第１凹部１１と、基材１０に形成され、第１端が第１凹部１１内に開口し、第２端が第２面１０ｂに開口する流路１２と、第２面１０ｂに設けられ、第１凹部１１から流路１２を介して輸送される皮膚ＳＫの汗腺から分泌された汗ＳＷを吸収するように構成された吸水構造体１４とを含む。

[0018] ［第１の実施の形態］

次に、本発明の第１の実施の形態について図１から図９を参照して説明する。

[0019] 図１および図２は、ウェアラブルデバイス１が備えるセンサ１５を省略した構成の断面図である。図３は、センサ１５を備えるウェアラブルデバイス１の断面の模式図である。

[0020] ウェアラブルデバイス１は、ユーザに装着される基材１０と、基材１０に設けられた第１凹部１１と、流路１２と、第２凹部１３と、吸水構造体１４と、センサ１５とを備える。

[0021] 基材１０は、第１面１０ａがユーザの皮膚ＳＫに接して配置される。基材１０は、第１面１０ａとは反対側の第２面１０ｂを有する。第２面１０ｂは、基材１０において、皮膚ＳＫから遠ざかる位置に形成された面である。基材１０は、例えば、直方体の外形を有する。基材１０の材料としては、非導電性あるいは導電性の樹脂、合金などを用いることができるが、本実施の形態では、非導電性の材料を用いる場合を例に挙げて説明する。

[0022] 第１凹部１１は、基材１０の第１面１０ａに形成されている。第１凹部１１は、基材１０の第２面１０ｂに向かって凹んだ形状を有する。第１凹部１１は、底面（凹部底面）と周面と、周面の端部に形成された第１凹部１１の

入口１１ａ（凹部入口）とを備える。第１凹部１１の入口１１ａは、第１面１０ａに開口を形成している。

[0023] 第１凹部１１の入口１１ａは、皮膚ＳＫに接して配置され、入口１１ａから汗ＳＷが収集される。皮膚ＳＫの汗腺から継続的に汗ＳＷが分泌されると、液体の汗ＳＷの水位が第１凹部１１の底面にまで到達する。図１から図３に示すように、第１凹部１１は、例えば、円柱状や直方体の空間を有する。

[0024] 流路１２は、基材１０に形成され、第１端が第１凹部１１内に開口し、第２端が後述の第２凹部１３に開口する。流路１２は、孔状に形成され、第１凹部１１の底面の一部の領域から、第２面１０ｂにわたって基材１０を貫通する。図１から図３に示すように、流路１２は、第１凹部１１と後述の第２凹部１３とを連通する。また、流路１２の径は、第１凹部１１および第２凹部１３の入口１１ａ、１３ａの径よりも小さい径としてもよい。流路１２の径の形状は、例えば、円形、矩形などとすることができる。

[0025] より具体的には、汗腺から分泌された汗ＳＷは、その浸透圧により第１凹部１１から流路１２内を流れ、第２凹部１３へ輸送されるが、例えば、図１から図３に示すように、流路１２の径を、第１凹部１１の径に対して十分に小さくすることで、毛細管現象をさらに利用してもよい。

[0026] 第２凹部１３は、基材１０の第２面１０ｂに形成され、第１面１０ａに向かって凹んだ形状を有する。第２凹部１３は、底面（凹部底面）と周面と、周面の端部に形成された孔状の入口１３ａ（凹部入口）とを有する。第２凹部１３は、流路１２によって、第１凹部１１と連通している。例えば、図１から図３に示すように、流路１２は、第２凹部１３の底面の中心部分で接続している。

[0027] 第２凹部１３は、少なくとも、流路１２の第２端が開口する底面は疎水性表面（撥水性）を有する。また、第２凹部１３は、流路１２で輸送された汗ＳＷが形成する液滴の少なくとも１滴分の体積を保持することができる容積を有する。図１から図３に示すように、例えば、第２凹部１３は、円柱状や直方体の空間を有していてもよい。

[0028] このように、基材１０に形成された第１凹部１１と、流路１２と、第２凹部１３とによって、基材１０を貫通する孔が形成される。

[0029] 吸水構造体１４は、基材１０の第２面１０ｂに設けられ、第１凹部１１から流路１２を介して輸送される汗ＳＷを吸収する。より詳細には、吸水構造体１４は、第２凹部１３の入口１３ａに設けられて、第１凹部１１から流路１２を介して第２凹部１３に輸送される汗ＳＷを吸収する。吸水構造体１４は、綿や絹などの繊維、多孔質セラミック基板、親水性の流路などで実現することができる。また、吸水構造体１４は、基材１０の第２面１０ｂの形状に対応する、例えば、矩形のシート状あるいは板状の形状とすることができる。

[0030] 図１に示すように、皮膚ＳＫの汗腺から汗ＳＷが分泌されると、汗ＳＷは第１凹部１１から流路１２へ流入し、さらに汗ＳＷが流路１２の出口（第２端の開口）より第２凹部１３に流出する。すると、汗ＳＷは第２凹部１３で液滴を形成する。ユーザの発汗量の増加とともに、液滴の体積は増加し、最終的に汗ＳＷの液滴は、吸水構造体１４に接触する。

[0031] その後、図２に示すように、汗ＳＷの液滴が吸水構造体１４に接触すると、図２の破線の位置に形成されていた汗ＳＷの液滴が吸水構造体１４に吸収される。その後、ユーザの発汗量の増加とともに、再び第２凹部１３で汗ＳＷの液滴が形成され（図１）、吸水構造体１４に液滴が接触すると、汗ＳＷの液滴は、吸水構造体１４に吸収され（図２）、ユーザの発汗量に応じてこのサイクルが繰り返される。

[0032] センサ１５は、流路１２を流れる汗ＳＷに関する物理量を測定し、測定信号を出力する。本実施の形態では、センサ１５は、第１凹部１１から流路１２を流れる汗ＳＷに含まれる所定の成分に由来する電気信号を検出する。センサ１５は、電気信号を含む測定信号を出力する。

[0033] より詳細には、センサ１５は、電極１５ａ（第１電極）、１５ｂ（第２電極）、および電極１５ａ、１５ｂ間での通電を検知する電流計を備える。例えば、図３に示すように、センサ１５は、直流電源を備えていてもよい。あ

るいは、電極１５ａ、１５ｂを標準電極電位の異なる材料で構成することで、起電力を発生させることもできる。

[0034] 電極１５ａは、例えば、図３に示すように、第１凹部１１の底面に露出して汗ＳＷと接触するように基材１０の内部に配置される。なお、電極１５ａは、流路１２の内壁あるいは第２凹部１３の底面に露出して配置されていてもよい。

[0035] 電極１５ｂは、電極１５ａと離間して、第１凹部１１から流路１２を流れる汗ＳＷと接触するように基材１０に配置される。例えば、図３に示すように、電極１５ｂは、電極１５ａと接触しないように、かつ、吸水構造体１４の基材１０の第２面１０ｂと向かい合うように、第２凹部１３の入口１３ａに接して配置される。

[0036] 電極１５ｂは、例えば、メッシュ電極が用いられる。例えば、吸水構造体１４の表面にめっき技術により形成された多孔質金属薄膜によりメッシュ電極を実現することができる。あるいは、吸水構造体１４の繊維に含侵させた導電性高分子によりメッシュ電極を実現することもできる。あるいは、繊維に金属を蒸着などによりコーティングしたものを吸水構造体１４に編み込んだメッシュ電極を用いることもできる。

[0037] また、図３に示すように、流路１２に隣接して配置された電極１５ａ、１５ｂのそれぞれに配線が接続されている。また、電極１５ａ、１５ｂと、電流計と直流電源とは直列に接続されている。皮膚ＳＫの汗腺より分泌された汗ＳＷが、第２凹部１３で液滴を形成し、発汗量の増加に伴い、汗ＳＷの液滴が電極１５ｂに接触すると、汗ＳＷに含まれるナトリウムイオンやカリウムイオンなどの電解質により通電し、電流が流れる。汗ＳＷの液滴が吸水構造体１４に吸収されると、電極１５ｂは、空気のみと接触することになり、電流は流れなくなる。センサ１５は、電流計で検知される電流信号を測定し、測定信号として出力する。

[0038] 上述したウェアラブルデバイス１は、例えば、直方体の基材１０に第１凹部１１および第２凹部１３を形成し、その後、第１凹部１１と第２凹部１３

とを連通する流路１２を形成し、さらに、電極１５ａを挿入する孔を基材１０に形成して電極１５ａを挿入する。最後に、メッシュ電極である電極１５ｂが形成された吸水構造体１４の面を基材１０の第２面１０ｂと貼り合わせることで、ウェアラブルデバイス１とすることができる。

[0039] ［発汗分析装置の機能ブロック］

次に、上述したウェアラブルデバイス１を備える発汗分析装置１００の機能構成について、図４のブロック図を参照して説明する。

[0040] 発汗分析装置１００は、ウェアラブルデバイス１と、取得部２０と、第１算出回路２１と、第２算出回路２２と、記憶部２３と、出力部２４とを備える。

[0041] 取得部２０は、測定信号をウェアラブルデバイス１から取得する。取得部２０は、取得した測定信号の増幅、ノイズの除去、ＡＤ変換などの信号処理を行う。取得された測定信号の時系列データは、記憶部２３に蓄積される。

[0042] 第１算出回路２１は、ウェアラブルデバイス１で得られた測定信号の極大値の発生の頻度より、ユーザの発汗に関する物理量を算出する。例えば、第１算出回路２１は、発汗量や発汗速度を算出することができる。発汗量を算出する場合には、第１算出回路２１は、予め求められている汗ＳＷの液滴の体積に、通電回数を乗じた値を算出する。発汗速度を算出する場合には、第１算出回路２１は、汗ＳＷの液滴の体積を通電周期で除した値を算出する。

[0043] 第２算出回路２２は、ウェアラブルデバイス１で得られた測定信号から、汗ＳＷに含まれる所定の成分の濃度を算出する。例えば、第２算出回路２２は、汗ＳＷに含まれる成分（水、塩化ナトリウム、尿素、乳酸など）のうち、ナトリウムイオンなどの電解質の濃度を算出する。例えば、第２算出回路２２は、電極１５ａ、１５ｂ間の印加電圧と、通電時の電流値から汗ＳＷに含まれる電解質濃度に依存した平均抵抗値（導電率）を算出する。

[0044] 記憶部２３は、取得部２０によってウェアラブルデバイス１から取得された測定信号の時系列データを記憶する。また、記憶部２３には、汗ＳＷが形成する液滴の体積、および電極１５ａ、１５ｂ間の印加電圧の値が予め記憶

されている。

[0045] 出力部２４は、第１算出回路２１および第２算出回路２２で算出された発汗量、発汗速度、および電解質濃度を出力する。出力部２４は、例えば、図示されない表示装置に算出結果を表示することができる。あるいは、出力部２４は、後述の通信Ｉ／Ｆ１０５より、図示されない外部の通信端末装置に算出結果を送出してもよい。

[0046] ［発汗分析装置のハードウェア構成］

次に、上述した機能を有するウェアラブルデバイス１を備える発汗分析装置１００を実現するハードウェア構成の一例について、図５を参照して説明する。

[0047] 図５に示すように、発汗分析装置１００は、例えば、バスを介して接続されるＭＣＵ１０１、メモリ１０２、ＡＦＥ１０３、ＡＤＣ１０４、通信Ｉ／Ｆ１０５を備えるコンピュータと、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。発汗分析装置１００には、例えば、外部に設けられたウェアラブルデバイス１がバスを介して接続されている。また、発汗分析装置１００は、電源１０６を備え、図４および図５に示すウェアラブルデバイス１以外の装置全体への電源供給を行う。

[0048] メモリ１０２には、ＭＣＵ（Ｍｉｃｒｏ Ｃｏｎｔｒｏｌ Ｕｎｉｔ）１０１が各種制御や演算を行うためのプログラムが予め格納されている。ＭＣＵ１０１とメモリ１０２とによって、図４に示した取得部２０、第１算出回路２１、第２算出回路２２を含む発汗分析装置１００の各機能が実現される。

[0049] ＡＦＥ（Ａｎａｌｏｇ Ｆｒｏｎｔ Ｅｎｄ）１０３は、ウェアラブルデバイス１で測定されたアナログの電流値を示す微弱な電気信号である測定信号を増幅する回路である。

[0050] ＡＤＣ（Ａｎａｌｏｇ－ｔｏ－Ｄｉｇｉｔａｌ Ｃｏｎｖｅｒｔｅｒ）１０４は、ＡＦＥ１０３で増幅されたアナログ信号を所定のサンプリング周波数でデジタル信号に変換する回路である。ＡＦＥ１０３およびＡＤＣ１０４

は、図４で説明した取得部２０を実現する。

[0051] メモリ１０２は、フラッシュメモリなどの不揮発性メモリや、ＤＲＡＭなどの揮発性メモリなどで実現される。メモリ１０２は、ＡＤＣ１０４より出力された信号の時系列データを一時的に記憶する。メモリ１０２は、図４で説明した記憶部２３を実現する。

[0052] また、メモリ１０２は、発汗分析装置１００が発汗分析処理を行うためのプログラムを格納するプログラム格納領域を有する。さらには、例えば、上述したデータやプログラムやなどをバックアップするためのバックアップ領域などを有していてもよい。

[0053] 通信Ｉ／Ｆ１０５は、通信ネットワークＮＷを介して各種外部電子機器との通信を行うためのインターフェース回路である。

[0054] 通信Ｉ／Ｆ１０５としては、例えば、ＬＴＥ、３Ｇ、４Ｇ、５Ｇ、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ Ｌｏｗ Ｅｎｅｒｇｙ、Ｅｔｈｅｒｎｅｔ（登録商標）などの有線や無線によるデータ通信規格に対応した通信インターフェースおよびアンテナが用いられる。通信Ｉ／Ｆ１０５によって、図４で説明した出力部２４が実現される。

[0055] なお、発汗分析装置１００は、ＭＣＵ１０１に内蔵されている時計、あるいは、図示されないタイムサーバから時刻情報を取得してサンプリング時刻として用いる。

[0056] ［発汗分析方法］

次に、上述した構成を有するウェアラブルデバイス１を備えた発汗分析装置１００の動作について、図６のフローチャートを用いて説明する。事前にウェアラブルデバイス１がユーザに装着されて、電源１０６がＯＮとなり発汗分析装置１００が起動すると、以下の処理が実行される。

[0057] まず、取得部２０は、ウェアラブルデバイス１から測定信号を取得する（ステップＳ１）。次に、取得部２０は、測定信号を増幅する（ステップＳ２）。より詳細には、ＡＦＥ１０３は、ウェアラブルデバイス１で測定された微弱な電流信号を増幅する。

[0058] 次に、取得部２０は、ステップＳ２で増幅された測定信号をＡＤ変換する（ステップＳ３）。具体的には、ＡＤＣ１０４が、ＡＦＥ１０３で増幅されたアナログ信号を所定のサンプリング周波数でデジタル信号に変換する。デジタル信号に変換された測定信号の時系列データは記憶部２３に記憶される（ステップＳ４）。

[0059] ここで、図７を参照して測定信号の時系列データについて説明する。図７の縦軸は、電流値であり、横軸は時間を示す。測定信号の時系列データは、周期的なパルス電流のような波形を有する。図７に示す時刻（ａ）では、図８の（ａ）に示すように、ウェアラブルデバイス１において、汗ＳＷの液滴が、電極１５ｂに接触した際に電極１５ａ、１５ｂ間で通電し、電流が流れ始める。その後、図７の時刻（ｂ）では、図８の（ｂ）に示すように、汗ＳＷの液滴が吸水構造体１４で吸収されると、電極１５ｂは、第２凹部１３の空気のみと接触することになり、電流は流れなくなる。

[0060] 図７の時刻（ｃ）では、図８の（ｃ）に示すように、ユーザの皮膚ＳＫの汗腺からの分泌される汗ＳＷが増加することに伴い、再び汗ＳＷの液滴が一定の時間をかけて第２凹部１３で形成され、電極１５ｂに接触すると、再び通電し、電流が流れる。

[0061] 図６のフローチャートに戻り、第１算出回路２１は、測定信号の極大値の発生の頻度より、ユーザの発汗量を算出する（ステップＳ５）。その後、第１算出回路２１は、測定信号の極大値の発生の頻度より発汗速度を算出する（ステップＳ６）。

[0062] 次に、第２算出回路２２は、測定信号から、汗ＳＷに含まれる成分濃度、例えば、ナトリウムイオンなど特定の電解質濃度を算出する（ステップＳ７）。その後、測定が終了すると（ステップＳ８：ＹＥＳ）、出力部２４は、発汗量、発汗速度、および成分濃度を含む算出結果を出力する（ステップＳ９）。一方、測定が終了していない場合には（ステップＳ８：ＮＯ）、処理は、ステップＳ１に戻される。

[0063] なお、第１算出回路２１は、発汗量および発汗速度のいずれかを算出する

構成としてもよい。また、設定により、発汗量、発汗速度、および成分濃度のうちのいずれか１つあるいは２つの値を算出する構成とすることもでき、これらの値が算出される順番は任意である。

[0064] ここで、本実施の形態に係るウェアラブルデバイス１を用いて、汗ＳＷのモデル液（ＮａＣｌ水溶液，１５０ｍＭ）をウェアラブルデバイス１内に一定流量（２μＬ／ｍｉｎ）流した際に測定された出力電流（測定信号）を図９に示す。

[0065] 図７および図８で模式的に説明したように、ウェアラブルデバイス１で測定された電流値は、汗ＳＷの液滴の形成および吸水構造体１４での吸収に応じて一定の時間間隔で変化していることが図９の測定結果からも確認できる。

[0066] 以上説明したように、第１の実施の形態によれば、ウェアラブルデバイス１は、第１凹部１１から流路１２を介して第２凹部１３に輸送された汗ＳＷによって第２凹部１３で形成される液滴の体積ごとに汗ＳＷを吸収する吸水構造体１４を備える。ウェアラブルデバイス１は、一対の電極１５ａ、１５ｂを、第１凹部１１から流路１２を流れる汗ＳＷに接触するように互いに離間して基材１０に配置することで、エアーポンプを用いることなく、電気的に汗に関する物理量を測定することができる。また、測定された汗に関する物理量から、発汗量や発汗速度などの発汗に関する物理量や汗に含まれる成分を測定できる。

[0067] 第１の実施の形態に係るウェアラブルデバイス１は、エアーポンプを用いることなく汗ＳＷを液体の状態で回収し、一定体積ごとに流路１２から排出するので、ウェアラブルデバイス１のサイズをより小型化できる。また、その結果として、発汗分析装置１００のサイズを小型化することができる。

[0068] なお、説明した実施の形態では、電極１５ａ、１５ｂは、図５で説明したように、一方の電極１５ａが第１凹部１１の底面から露出するように配置され、他方の電極１５ｂが、第２凹部１３の入口１３ａと、吸水構造体１４との間に配置される構成を例に挙げて説明した。しかし、電極１５ａ、１５ｂ

の配置や構成は上記に限定されない。例えば、第１凹部１１および第２凹部１３を絶縁性の材料で形成し、流路１２を導電性の金属で表面加工し、流路１２全体を電極１５ａ、１５ｂとすることで同様にユーザの発汗を電気的にモニタすることができる。

[0069] また、説明した実施の形態では、基材１０が非導電性の材料で形成されている場合を例に挙げて説明したが、基材１０は、導電性材料で構成されていてもよい。導電性の基材１０を用いた場合、基材１０自体が電極１５ａとして機能する。

[0070] ［変形例１］

次に、上述した第１の実施の形態の変形例１に係るウェアラブルデバイス１Ａについて、図１０から図１２の断面図を参照して説明する。なお、以下の説明では、上述した第１の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0071] 第１の実施の形態では、ウェアラブルデバイス１が第２凹部１３を備える構成について説明した。これに対し、変形例１に係るウェアラブルデバイス１Ａは、第２凹部１３を備えていない点において上述した第１の実施の形態と構成が異なる。

[0072] 図１０から図１２に示すように、ウェアラブルデバイス１Ａは、第１凹部１１が基材１０の第１面１０ａに形成され、第１凹部１１の底面の一部の領域から基材１０を貫通する流路１２が形成されている。基材１０の第２面１０ｂには、流路１２が貫通することで開口１２ａが形成されている。本変形例では、流路１２の開口１２ａが吸水構造体１４に接するように配置される。

[0073] なお、センサ１５は、図１２に示すように、第１の実施の形態と同様に、一対の電極１５ａ、１５ｂが基材１０の内部に配置される。メッシュ電極を形成する電極１５ｂは、流路１２の開口１２ａに接するように、吸水構造体１４の基材１０の第２面１０ｂ側の面に設けられる。

[0074] ウェアラブルデバイス１Ａにおいて、皮膚ＳＫの汗腺より分泌された汗Ｓ

Wは、第１凹部１１に流入し、発汗量の増加に伴い、流路１２を流れて開口１２ａに到達する。流路１２の開口１２ａに到達した汗ＳＷは、吸水構造体１４に接触して、流路１２に溜まっていた汗ＳＷが吸水構造体１４に吸収される（図１１の破線）。このように、流路１２の体積分の汗ＳＷが一定の間隔で吸水構造体１４に吸収される。

[0075] ウェアラブルデバイス１Ａが備えるセンサ１５は、電極１５ａ、１５ｂ間が通電して流れる電流値を測定し、測定信号として出力する。また、ウェアラブルデバイス１Ａを備える発汗分析装置１００は、流路１２の体積は予め設計により既知であるため、ウェアラブルデバイス１Ａで測定される電流信号から、第１の実施の形態と同様に、第１算出回路２１および第２算出回路２２によって発汗量、発汗速度、および成分濃度が算出される。

[0076] 以上説明したように、変形例１に係るウェアラブルデバイス１Ａを用いた場合にも、第１の実施の形態と同様に、エアーポンプを用いることなく、電気的に汗に関する物理量を測定し、汗に関する物理量に基づいて、発汗量や発汗速度を含む発汗に関する物理量および汗に含まれる成分濃度を測定することができる。

[0077] また、変形例１に係るウェアラブルデバイス１Ａは、第２凹部１３を省略した構成であるため、ウェアラブルデバイス１Ａの構成をより小型化することができる。

[0078] ［第２の実施の形態］

次に、本発明の第２の実施の形態について説明する。なお、以下の説明では、上述した第１の実施の形態と同じ構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

[0079] 第１の実施の形態では、電極１５ａ、１５ｂを備えるセンサ１５によって、汗に関する物理量が電気的に測定される場合について説明した。これに対し、第２の実施の形態では、センサ１５Ｂが光学的に汗に関する物理量を測定する。

[0080] 図１３は、本実施の形態に係るウェアラブルデバイス１Ｂの断面を模式的

に示した図である。なお、本実施の形態に係るウェアラブルデバイス１Ｂのセンサ１５Ｂ以外の構成については、第１の実施の形態と同様である。以下、第１の実施の形態と異なる構成を中心に説明する。

[0081] センサ１５Ｂは、光源１６と受光素子１７とを備える。

光源１６は、例えば、レーザダイオードなどで構成される。光源１６は、基材１０に配置され、第１凹部１１から流路１２を介して汗ＳＷが輸送される方向と交差する方向に光を出射する。例えば、光源１６は、汗ＳＷが輸送される第２凹部１３に向けて光を出射する。光源１６は、図１３に示すように、第２凹部１３の深さ方向に沿った一方の周面あるいは側面に配置される。

[0082] 受光素子１７は、フォトダイオードなどで構成される。受光素子１７は、光源１６と向かい合うように基材１０に配置される。受光素子１７は、光源１６から出射され、例えば、第２凹部１３を透過した光を受光する。受光素子１７は、受光した光を電気信号に変換して出力する。受光素子１７は、図１３に示すように、例えば、光源１６と向かい合うように、第２凹部１３の深さ方向に沿った他方の周面あるいは側面に配置される。このように、光源１６と受光素子１７とは、互いに第２凹部１３を挟んで配置され、光源１６から受光素子１７までの光路は第２凹部１３を交差する。

[0083] なお、図１４に示す第１の実施の形態の変形例１に係るウェアラブルデバイス１Ａにおいても同様に、流路１２の汗ＳＷが輸送される方向に直交する方向に出射光が流路１２を透過するように、光源１６および受光素子１７は互いに流路１２を挟んで配置される。つまり、光源１６から受光素子１７までの光路は、流路１２を交差する。

[0084] また、図１３および図１４に示すウェアラブルデバイス１Ｂのいずれにおいても、光路中に導波路を配置してもよい。

[0085] ウェアラブルデバイス１Ｂは、例えば、第１凹部１１、第２凹部１３、および第１端が第１凹部１１に開口し、第２端が第２凹部１３に開口する流路１２の型を形成し、光源１６および受光素子１７を第２凹部１３あるいは流

路１２を挟む位置に配置する。その後、センサ１５Ｂを配置した流路１２の型の外部に基材１０の材料となる樹脂などを覆い、最後に型を取り出してウェアラブルデバイス１Ｂとすることができる。

[0086] ここで、図１５および図１６を参照して、ウェアラブルデバイス１Ｂで光学的に検出される測定信号について説明する。

[0087] 図１５は、図１３で示した構成を有するウェアラブルデバイス１Ｂを用いて光学的に測定された測定信号の例を示している。図１５の縦軸は受光素子１７によって受光された光の受光量（測定信号）を示しており、横軸は時間を示す。また、図１６は、図１５の各時刻（ａ）、（ｂ）、（ｃ）での第２凹部１３に形成される汗ＳＷの液滴の状態を示している。

[0088] 図１５の測定信号の時系列データは、周期的なパルス波形のような波形を有する。図１５に示す時刻（ａ）では、図１６の（ａ）に示すように、ウェアラブルデバイス１Ｂにおいて、第２凹部１３で汗ＳＷの液滴が形成され、光源１６からの光は、第２凹部１３を透過する際に、汗ＳＷを透過し、受光素子１７で受光される。

[0089] 発汗量の増加に応じて、汗ＳＷの液滴が吸水構造体１４と接触する際に、光源１６から入射される光が、第２凹部１３の空気層、液滴層、空気層の順に、媒質が変化しながら受光素子１７で受光される。

[0090] 図１５の時刻（ｂ）では、図１６の（ｂ）に示すように、光源１６から出射された光は、第２凹部１３の空気層のみを介して受光素子１７で受光される。その後、一定の時間にわたって発汗量が生ずると、図１５の時刻（ｃ）に対応する図１６の（ｃ）に示すように、再び汗ＳＷの液滴が第２凹部１３で形成され、光源１６からの光が空気層と汗ＳＷの液滴層、さらに空気層の順に媒質が変化しながら受光素子１７で受光される。

[0091] このように、受光素子１７で受光される光の受光量は、汗ＳＷの液滴を透過する場合には、空気層のみを透過した場合と比較して受光量（光強度）が減少する。

[0092] また、本実施の形態に係るウェアラブルデバイス１Ｂを備える発汗分析装

置１００は、第１の実施の形態と同様の構成により実現される（図４、図５）。より詳細には、発汗分析装置１００は、図４に示す機能ブロックと同様に、ウェアラブルデバイス１Ｂと、取得部２０と、第１算出回路２１と、第２算出回路２２と、記憶部２３と、出力部２４とを備える。

[0093] 取得部２０は、ウェアラブルデバイス１Ｂで得られた光の受光量を示す測定信号を取得する。取得された測定信号の時系列データは記憶部２３に記憶される。

[0094] 第１算出回路２１は、測定信号の極小値の発生の頻度より発汗に関する物理量を算出する。例えば、第１算出回路２１は、測定信号の時系列データから、予め求められている汗ＳＷの液滴の体積に、液滴の形成回数（図１５のピークの数）を乗ずることで、発汗量を算出する。

[0095] また、第１算出回路２１は、汗ＳＷの液滴の体積を、液滴の形成周期と、センサ１５Ｂで覆われた皮膚面積で除することで、単位面積当たりの発汗速度を算出することができる。

[0096] 第２算出回路２２は、光源１６のレーザ波長を特定の汗ＳＷの成分の吸収波長とし、汗ＳＷの液滴が生成される際の受光素子１７での光の受光量から、特定の汗の成分濃度を算出することができる。

[0097] 出力部２４は、第１算出回路２１および第２算出回路２２で算出された発汗量、発汗速度、および成分濃度を、例えば、図示されない外部の通信端末装置などに送出することができる。

[0098] 以上説明したように、第２の実施の形態によれば、光源１６と受光素子１７とを含むセンサ１５Ｂが、流路１２または第２凹部１３を挟むように配置され、流路１２または第２凹部１３内を流れる汗ＳＷを透過した光の受光量を測定信号として測定する。そのため、エアーポンプを用いることなく、光学的に発汗に関する物理量を測定し、測定信号から発汗に関する物理量や汗に含まれる成分を測定できる。

[0099] 以上、本発明のウェアラブルデバイス、発汗分析装置、および発汗分析方法における実施の形態について説明したが、本発明は説明した実施の形態に

限定されるものではなく、請求項に記載した発明の範囲において当業者が想定し得る各種の変形を行うことが可能である。

符号の説明

[0100] １…ウェアラブルデバイス、１０…基材、１０ａ…第１面、１０ｂ…第２面、１１…第１凹部、１１ａ、１３ａ…入口、１２…流路、１３…第２凹部、１４…吸水構造体、１５…センサ、１５ａ、１５ｂ…電極、２０…取得部、２１…第１算出回路、２２…第２算出回路、２３…記憶部、２４…出力部、１００…発汗分析装置、１０１…ＭＣＵ、１０２…メモリ、１０３…ＡＦＥ、１０４…ＡＤＣ、１０５…通信Ｉ／Ｆ、１０６…電源、ＳＷ…汗、ＳＫ…皮膚。

請求の範囲

[請求項1] 第１面を有し、前記第１面が生体の皮膚に接して配置される基材と、

前記基材の前記第１面に形成された第１凹部と、

前記基材に形成され、第１端が前記第１凹部内に開口し、第２端が前記基材の前記第１面と反対側の第２面に開口する流路と、

前記第２面に設けられ、前記第１凹部から前記流路を介して輸送される前記皮膚から分泌された汗を吸収するように構成された吸水構造体と、

前記流路を流れる前記汗に関する物理量を測定し、測定信号を出力するように構成されたセンサと

を備えるウェアラブルデバイス。

[請求項2] 請求項１に記載のウェアラブルデバイスにおいて、

前記基材の前記第２面に形成された第２凹部をさらに備え、

前記流路の前記第２端は、前記第２凹部に開口し、

前記吸水構造体は、前記第２凹部の凹部入口に設けられて、前記第１凹部から前記流路を介して前記第２凹部に輸送される前記汗を吸収する

ことを特徴とするウェアラブルデバイス。

[請求項3] 請求項２に記載のウェアラブルデバイスにおいて、

前記第２凹部が備える少なくとも凹部底面は、疎水性表面を有する

ことを特徴とするウェアラブルデバイス。

[請求項4] 請求項１から３のいずれか１項に記載のウェアラブルデバイスにおいて、

前記センサは、

前記第１凹部から前記流路を介して輸送される前記汗と接触するように前記基材に配置された第１電極と、

前記第１電極と離間して、前記第１凹部から前記流路を介して輸送

される前記汗と接触するように前記基材に配置された第２電極と

を備え、

前記センサは、前記第１電極と前記第２電極とを用いて、前記第１凹部から前記流路を介して輸送される前記汗に含まれる所定の成分に由来する電気信号を検出し、前記電気信号を含む前記測定信号を出力するように構成されている

ことを特徴とするウェアラブルデバイス。

[請求項5] 請求項１から３のいずれか１項に記載のウェアラブルデバイスにおいて、

前記センサは、

前記基材に配置され、前記第１凹部から前記流路を介して前記汗が輸送される方向と交差する方向に光を出射するように構成された光源と、

前記光源と向かい合うように前記基材に配置され、前記光源から出射された前記光を受光して、受光した前記光を電気信号に変換するように構成された受光素子と

を有し、

前記センサは、前記受光素子で受光された前記光を示す前記電気信号を含む前記測定信号を出力するように構成されている

ことを特徴とするウェアラブルデバイス。

[請求項6] 請求項１から５のいずれか１項に記載のウェアラブルデバイスと、

前記センサより出力された前記測定信号の極大値または極小値の発生の頻度より、前記生体の発汗に関する物理量を算出するように構成された第１算出回路と、

算出された前記発汗に関する物理量を出力するように構成された出力部と

を備える発汗分析装置。

[請求項7] 請求項６に記載の発汗分析装置において、

前記センサより出力された前記測定信号から、前記汗に含まれる所定の成分の濃度を算出するように構成された第２算出回路をさらに備え、

前記出力部は、前記第２算出回路で算出された前記濃度を出力するように構成されている

ことを特徴とする発汗分析装置。

[請求項8] 生体の皮膚から分泌された汗を、基材の第１面に形成された第１凹部から流入させて、前記第１凹部内に第１端が開口し、かつ、第２端が前記基材の前記第１面と反対側の第２面に開口する流路に、前記汗を輸送させる第１ステップと、

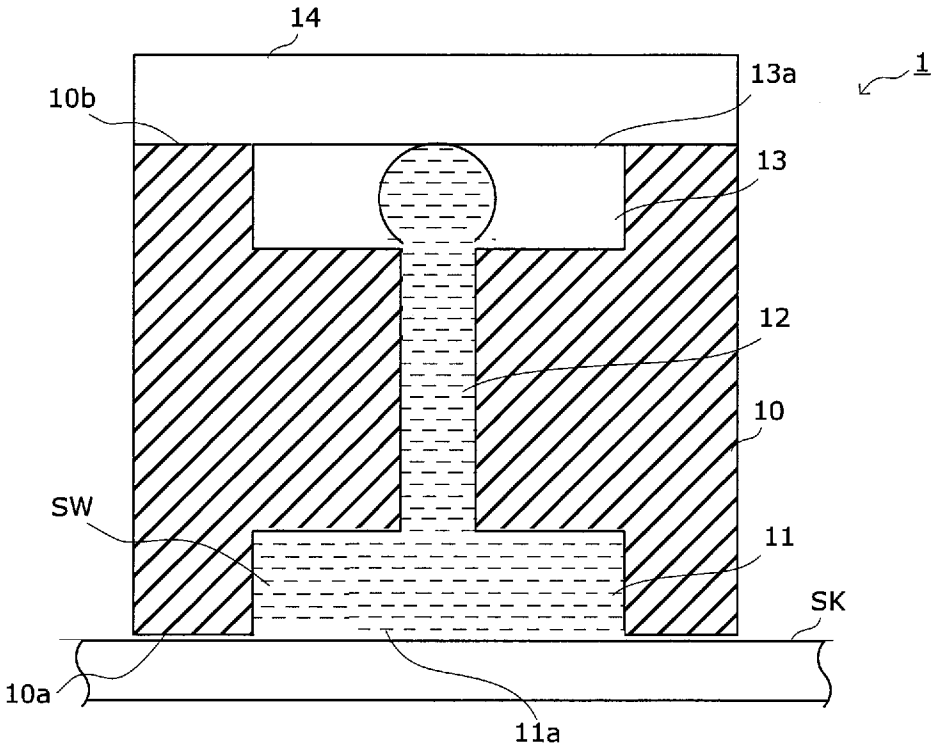
前記流路で輸送される前記汗に関する物理量をセンサで測定し、測定信号を出力する第２ステップと、

前記第２ステップで出力された前記測定信号から、前記生体の発汗に関する物理量および前記汗に含まれる所定の成分の濃度の少なくともいずれかを算出する第３ステップと、

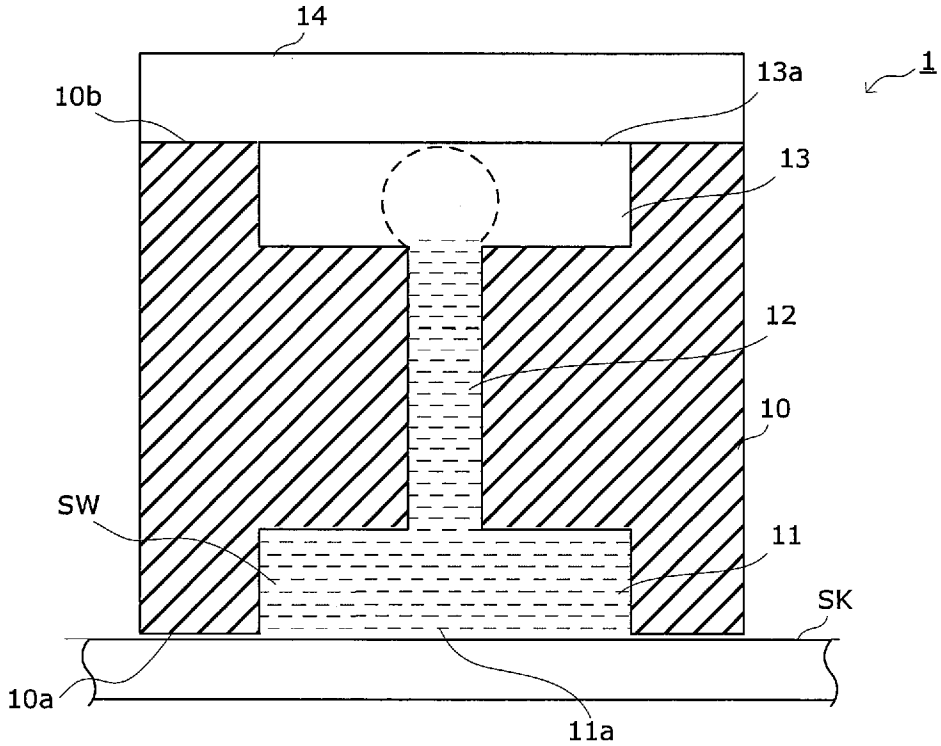
前記第３ステップでの算出結果を出力する第４ステップと

を備える発汗分析方法。

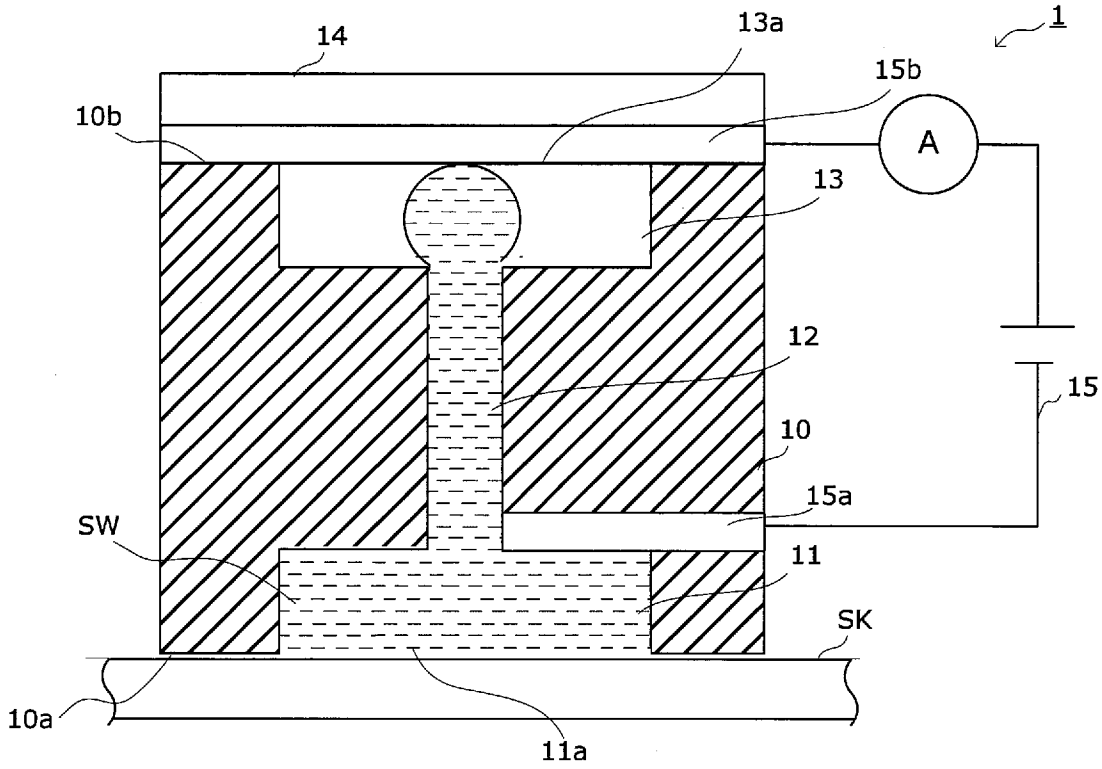
[図1]


14
13a
1
10b
13
12
10
SW
11
SK
10a
11a

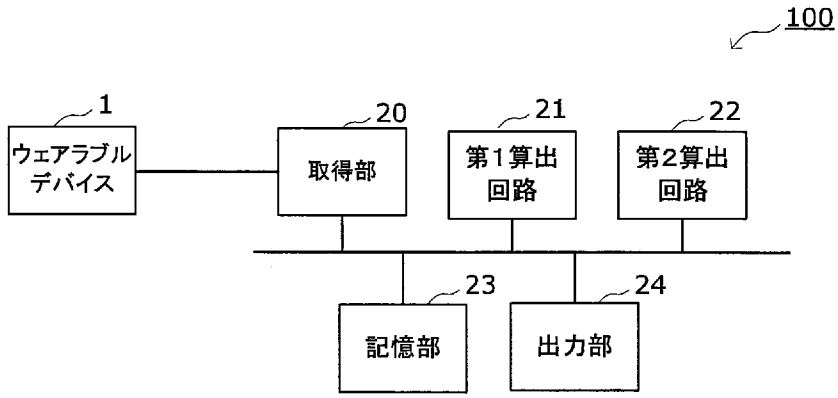
[図2]


14
13a
1
10b
13
12
10
SW
11
SK
10a
11a

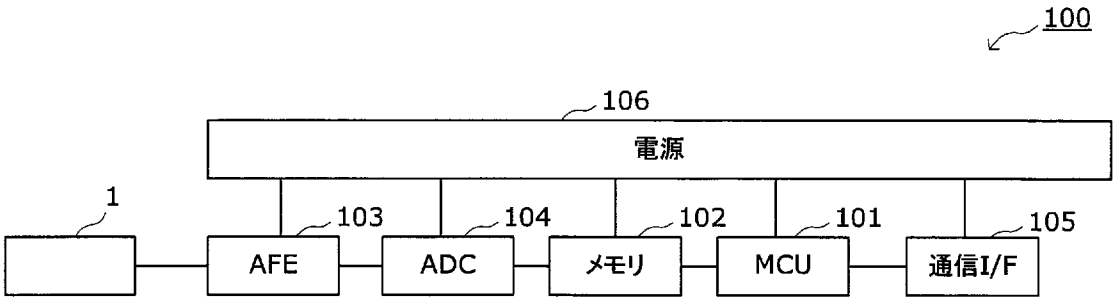
[図3]


1
14
13a
15b
10b
A
13
12
15
10
15a
SW
11
SK
10a
11a

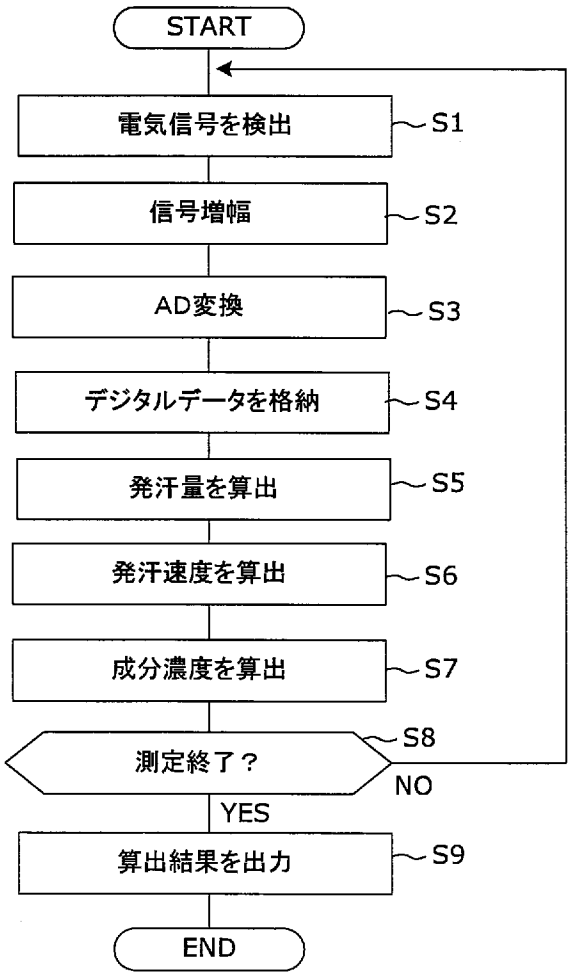
[図4]


100
1
ウェアラブル
デバイス
20
取得部
21
第1算出
回路
22
第2算出
回路
23
記憶部
24
出力部

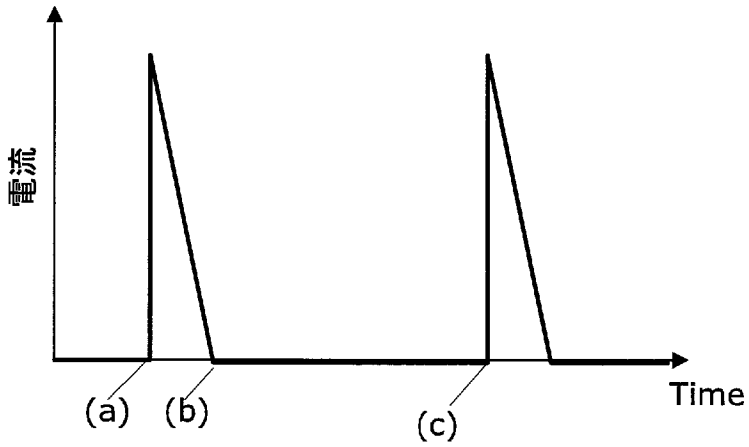
[図5]


100
106
電源
1
103
104
102
101
105
AFE
ADC
メモリ
MCU
通信I/F

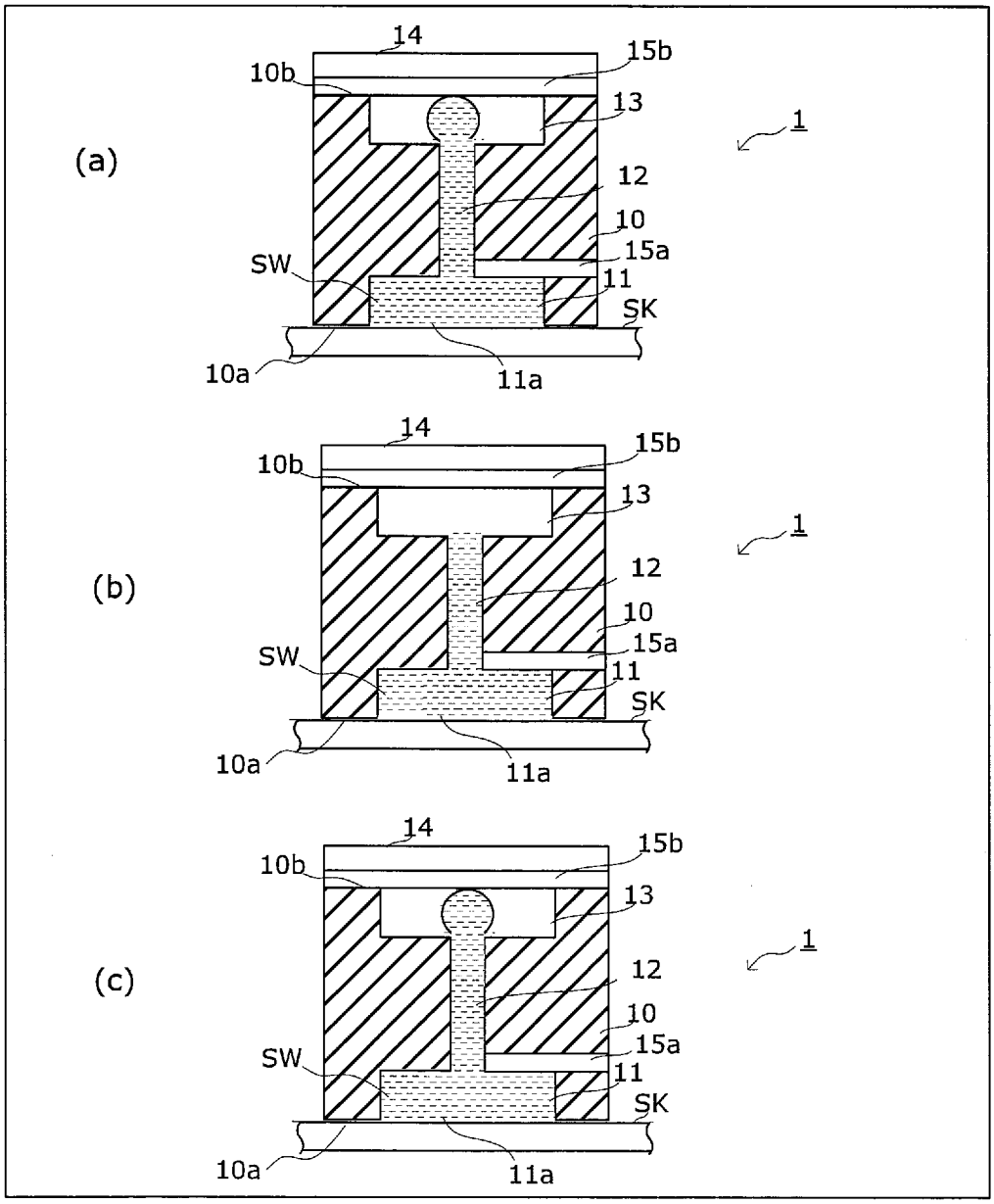
[図6]


START
電気信号を検出
S1
信号増幅
S2
AD変換
S3
デジタルデータを格納
S4
発汗量を算出
S5
発汗速度を算出
S6
成分濃度を算出
S7
測定終了？
S8
NO
YES
算出結果を出力
S9
END

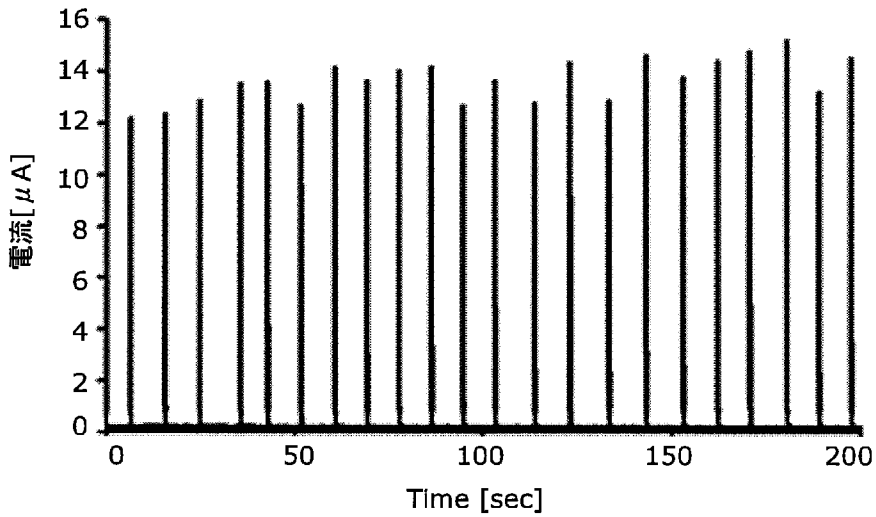
[図7]



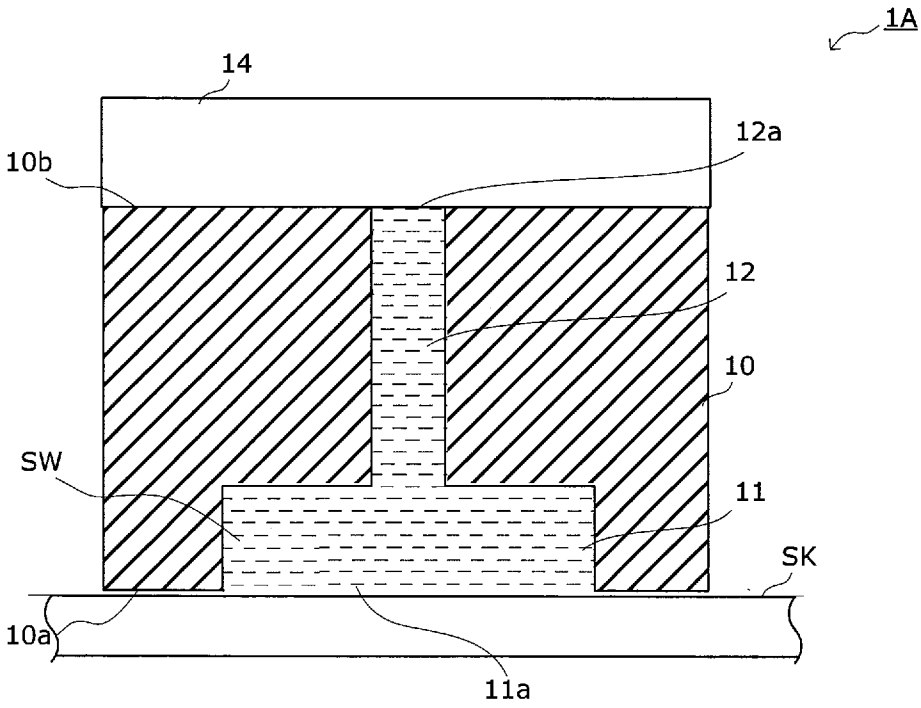
[図8]



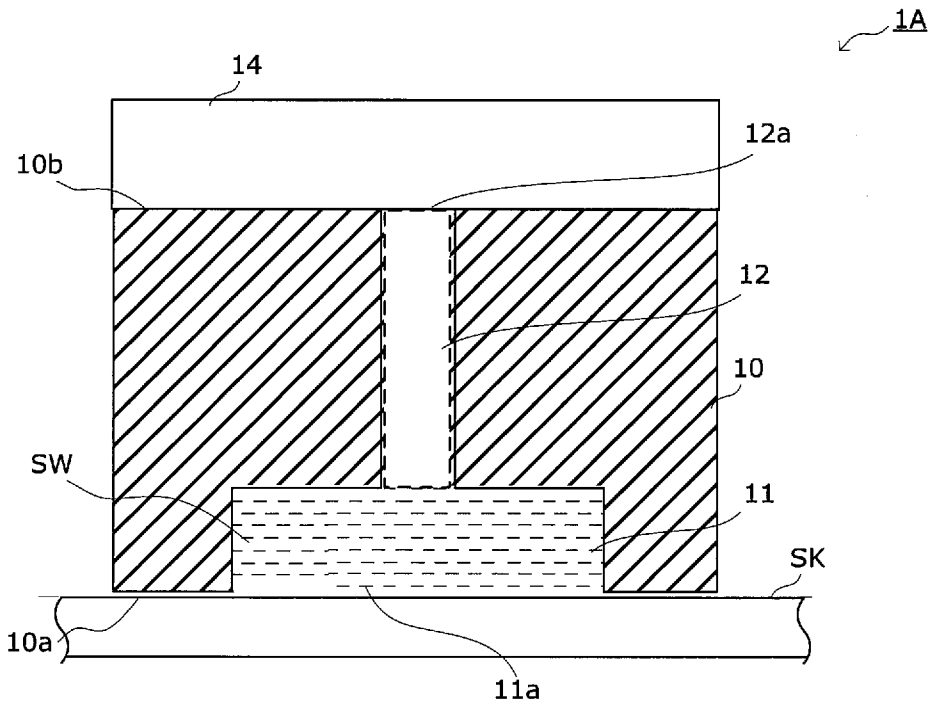
[図9]


16
14
12
10
8
6
4
2
0
電流[μA]
0
50
100
150
200
Time [sec]

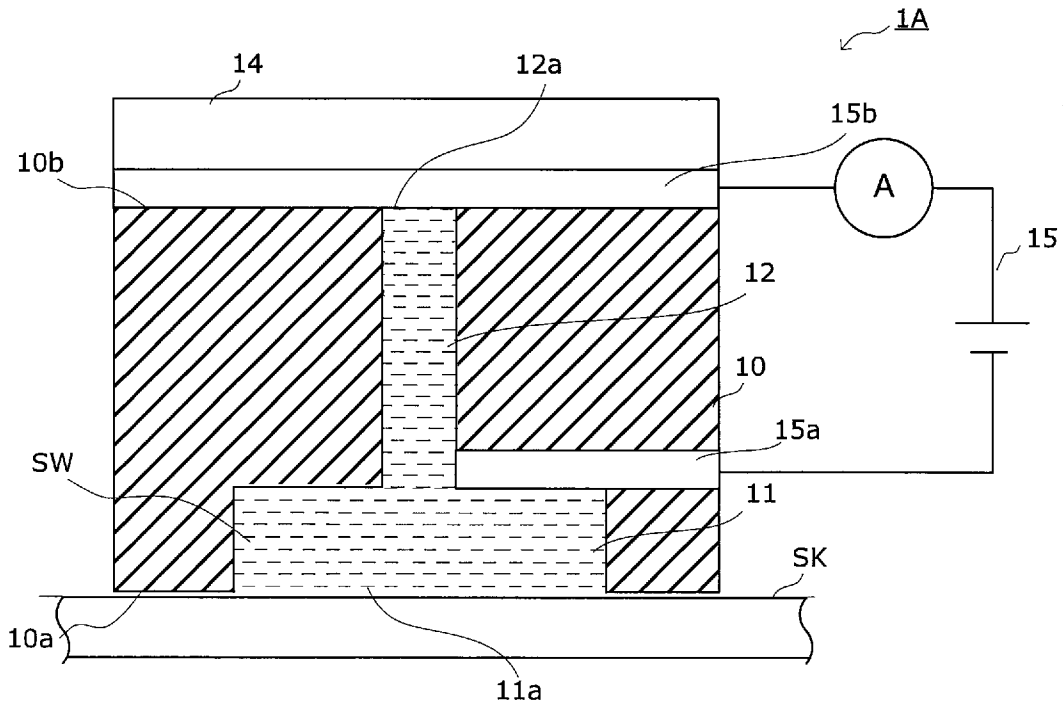
[図10]


1A
14
12a
10b
12
10
SW
11
SK
10a
11a

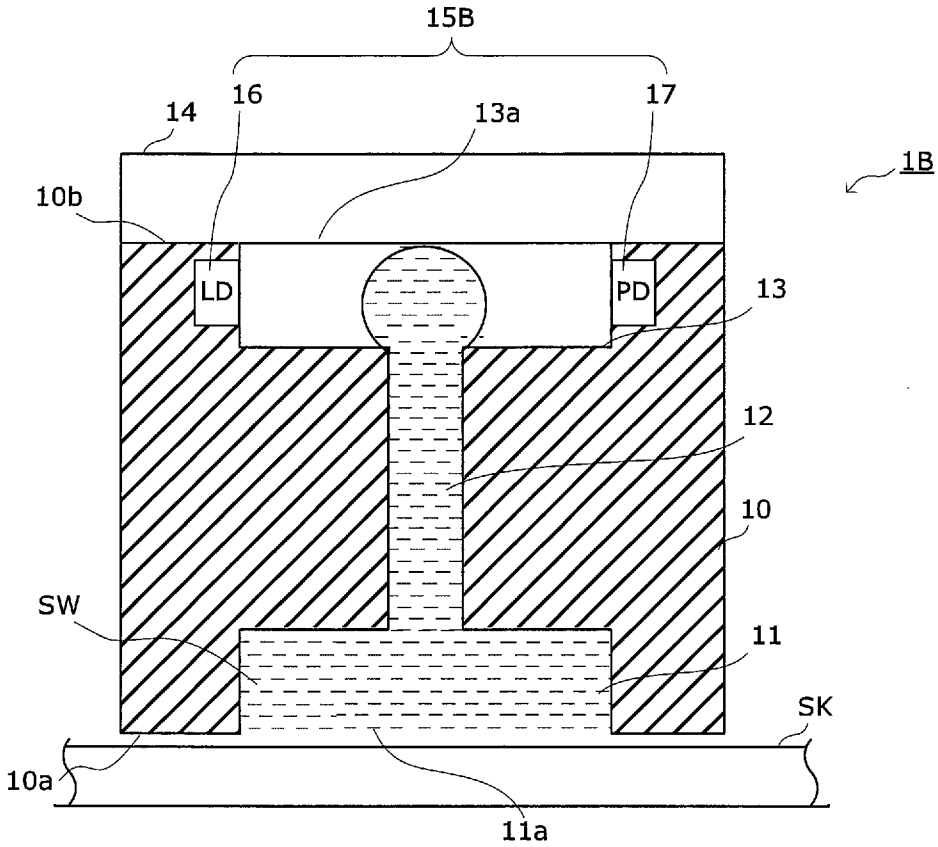
[図11]


1A
14
12a
10b
12
10
SW
11
SK
10a
11a

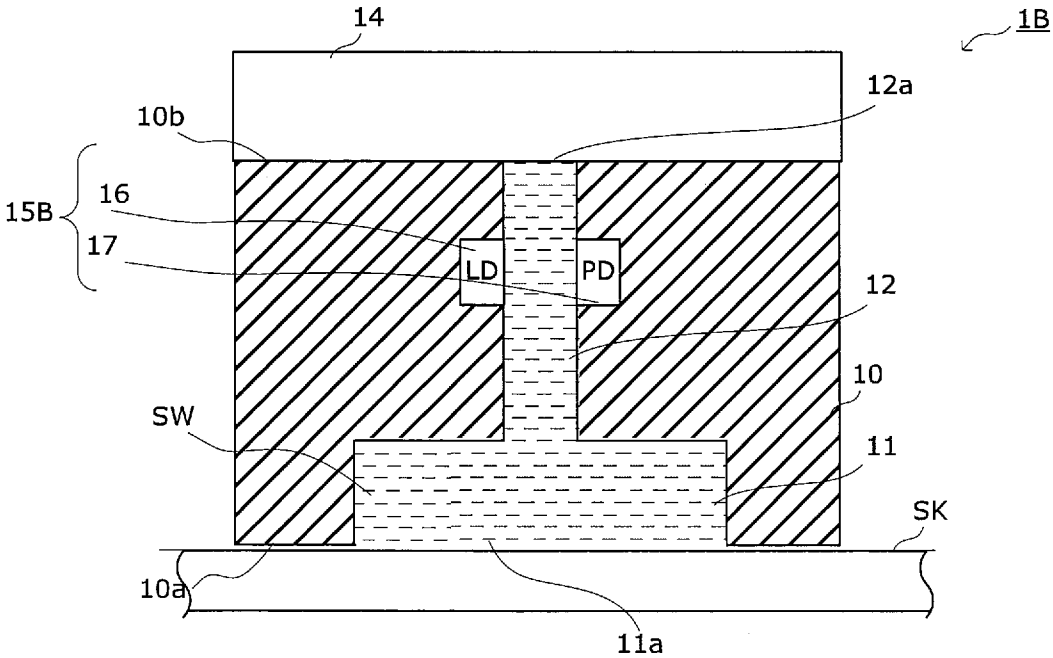
[図12]


1A
14
12a
15b
10b
A
15
12
10
15a
SW
11
SK
10a
11a

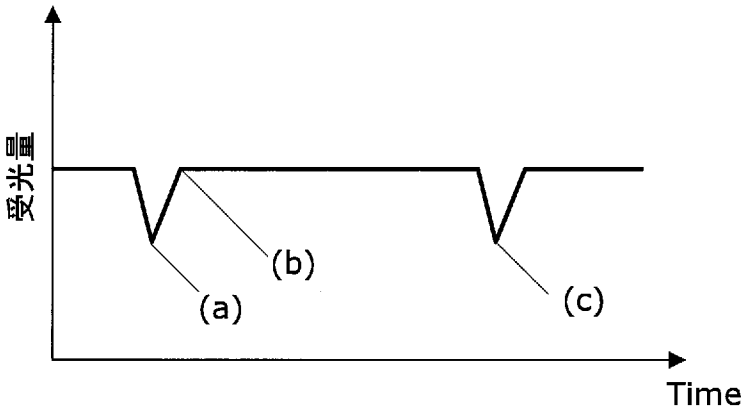
[図13]


15B
16
17
14
13a
1B
10b
LD
PD
13
12
10
SW
11
SK
10a
11a

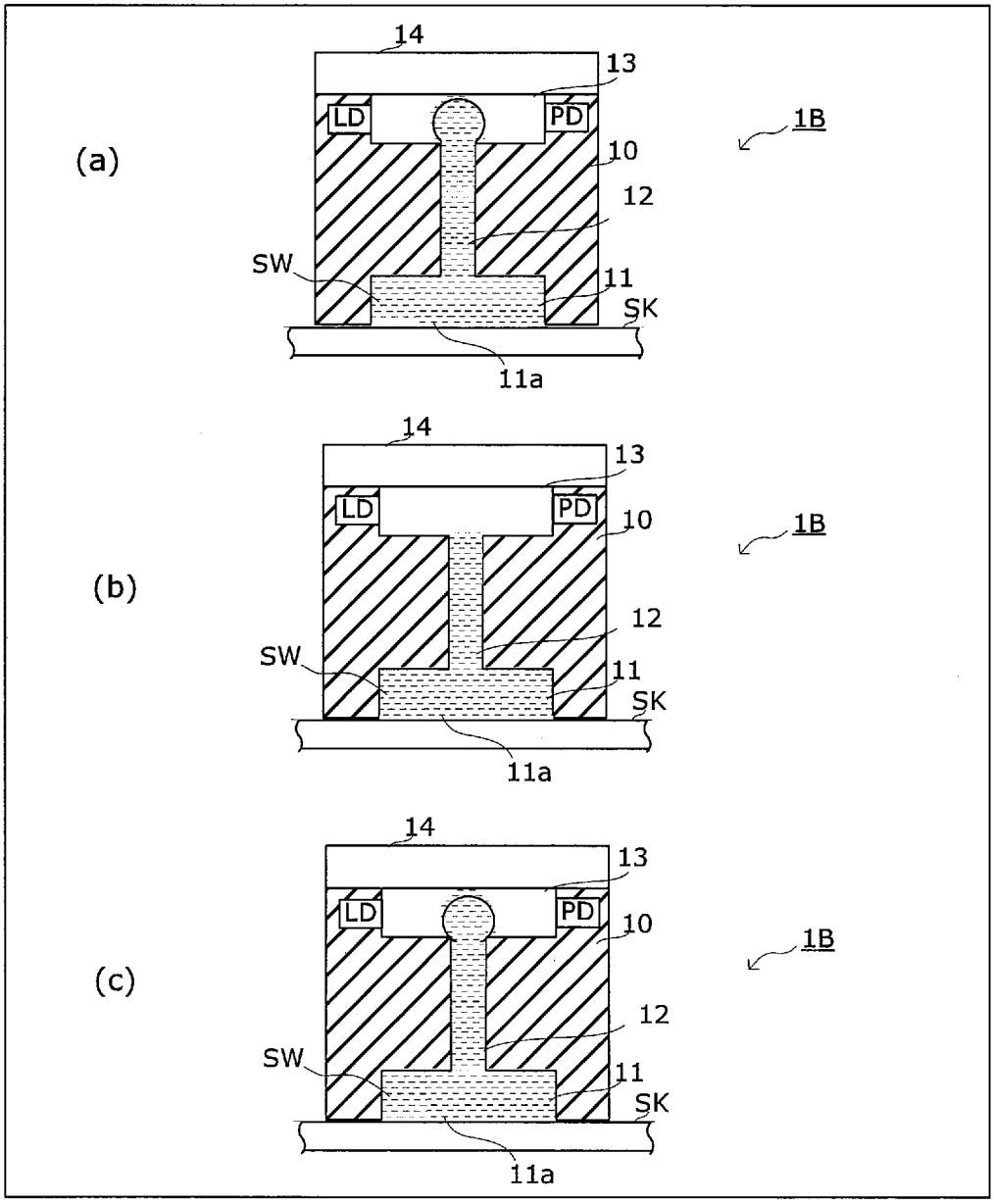
[図14]


14
1B
12a
10b
15B
16
17
LD
PD
12
10
SW
11
SK
10a
11a

[図15]



[図16]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2020/008639

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/00(2006.01)i
FI: A61B5/00N
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)
Int.Cl. A61B5/00

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 1971-2020
Registered utility model specifications of Japan 1996-2020
Published registered utility model applications of Japan 1994-2020

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), PubMed; IEEE Xplore

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	FRANCIS, J., et al., Digital nanoliter to milliliter flow rate sensor with in vivo demonstration for continuous sweat rate measurement, Lab on a Chip, 2018.12.07, vol. 19, no. 1, pp. 178-185, fig. 1	1-4, 6, 8 5, 7
X Y	JP 2017-198577 A (SEIKO EPSON CORPORATION) 02.11.2017 (2017-11-02) paragraphs [0035], [0045]-[0058], fig. 2A, 2B paragraphs [0042]-[0044]	1, 5, 8 7
Y	JP 2005-49273 A (AISIN SEIKI CO., LTD.) 24.02.2005 (2005-02-24), paragraphs [0031], [0035], fig. 2, 5	5-6
Y	WO 2019/232305 A1 (DONALDSON COMPANY, INC.), 05.12.2019 (2019-12-05), paragraphs [0061]-[0098], [0151], [0152], fig. 2-5C, 20, 21	6
Y	JP 2013-517091 A (AVERY DENNISON CORP.) 16.05.2013 (2013-05-16), paragraphs [0026], [0031], fig. 1, 2	7

☒ 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
18.06.2020	30.06.2020
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2020/008639

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2019/0231236 A1 (UNIVERSITY OF CINCINNATI) 01.08.2019 (2019-08-01), paragraphs [0036], [0041], [0054]-[0060], fig. 11A-13	1-8

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/008639

JP 2017-198577 A	02.11.2017	(Family: none)
JP 2005-49273 A	24.02.2005	(Family: none)
WO 2019/232305 A1	05.12.2019	(Family: none)
JP 2013-517091 A	16.05.2013	US 2011/0175735 A1 paragraphs [0025], [0030], fig. 1, 2 WO 2011/090869 A2 CN 102791189 A KR 10-2012-0112808 A
US 2019/0231236 A1	01.08.2019	WO 2018/057695 A1 CN 110049711 A

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2020/008639

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/00(2006.01)i
FI: A61B5/00 N

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））

A61B5/00

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	１９７１－２０２０年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２０年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２０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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII); PubMed; IEEE Xplore

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	FRANCIS, J., et al., Digital nanoliter to milliliter flow rate sensor with in vivo demonstration for continuous sweat rate measurement, Lab on a Chip, 2018.12.07, Vol.19, No.1, pp.178-185 Fig.1	1-4,6,8
Y		5,7
X	JP 2017-198577 A (セイコーエプソン株式会社) 02.11.2017 (2017-11-02) 段落[0035],[0045]-[0058],図2A-2B	1,5,8
Y	段落[0042]-[0044]	7
Y	JP 2005-49273 A (アイシン精機株式会社) 24.02.2005 (2005-02-24) 段落[0031],[0035],図2,5	5-6
Y	WO 2019/232305 A1 (DONALDSON COMPANY, INC) 05.12.2019 (2019-12-05) 段落[0061]-[0098],[0151]-[0152],図2-5C,20-21	6
Y	JP 2013-517091 A (エイブリィ デニソン コーポレーション) 16.05.2013 (2013-05-16) 段落[0026],[0031],図1-2	7

☑ 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
18.06.2020	30.06.2020

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

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	US 2019/0231236 A1 (UNIVERSITY OF CINCINNATI) 01.08.2019 (2019-08-01) 段落[0036],[0041],[0054]-[0060],図11A-13	1-8

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/JP2020/008639

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2017-198577 A	02.11.2017	（ファミリーなし）	
JP 2005-49273 A	24.02.2005	（ファミリーなし）	
WO 2019/232305 A1	05.12.2019	（ファミリーなし）	
JP 2013-517091 A	16.05.2013	US 2011/0175735 A1 段落[0025],[0030],図1-2 WO 2011/090869 A2 CN 102791189 A KR 10-2012-0112808 A	
US 2019/0231236 A1	01.08.2019	WO 2018/057695 A1 CN 110049711 A	