(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
2023年5月4日(04.05.2023)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2023/073797 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/039419

(22) 国際出願日： 2021年10月26日(26.10.2021)

(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９－１１ＮＴＴ知的財産センタ内 Tokyo (JP).

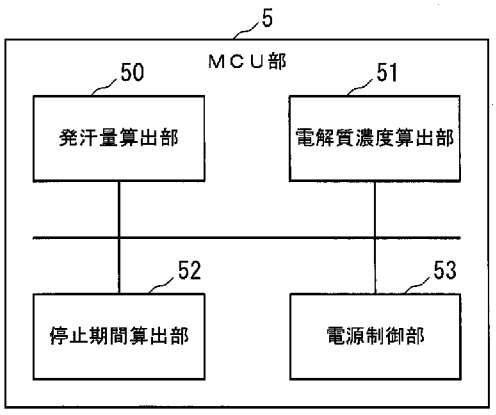
(74) 代理人: 山川 茂樹, 外(**YAMAKAWA, Shigeki** et al.); 〒1006104 東京都千代田区永田町２丁目１１番１号 山王パークタワー４階 山川国際特許事務所内 Tokyo (JP).

(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, IT, JO, JP, 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, 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,

(54) **Title:** PERSPIRATION ANALYSIS DEVICE AND METHOD

(54) 発明の名称： 発汗分析装置および方法



5 MCU unit
50 Perspiration amount calculation unit
51 Electrolyte concentration calculation unit
52 Stop period calculation unit
53 Power supply control unit

(57) **Abstract:** This perspiration analysis device comprises: a wearable sensor that outputs an electrical signal derived from the electrolyte concentration and perspiration amount of sweat secreted from the skin of a wearer; a perspiration amount calculation unit (50) that calculates the perspiration amount of the wearer; an electrolyte concentration calculation unit (51) that calculates the concentration of electrolytes in the sweat of the wearer; a power supply control unit (53) that stops the supply of power to the wearable sensor, the perspiration amount calculation unit (50), and the electrolyte concentration calculation unit (51) when a power supply stop condition is established, and restarts the supply of power when a power supply stop period ends; and a stop period calculation unit (52) that calculates the power supply stop period on the basis of the electrical signal obtained by the wearable sensor.

WO 2023/073797 A1

[続葉有]

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：発汗分析装置は、着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号を出力するウェアラブルセンサと、着用者の発汗量を算出する発汗量算出部（５０）と、着用者の汗中の電解質濃度を算出する電解質濃度算出部（５１）と、電源供給停止条件が成立したときにウェアラブルセンサと発汗量算出部（５０）と電解質濃度算出部（５１）への電源供給を停止し、電源供給停止期間が終了したときに電源供給を再開する電源制御部（５３）と、ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて電源供給停止期間を算出する停止期間算出部（５２）を備える。

明　細　書

発明の名称 ： 発汗分析装置および方法

技術分野

[0001] 本発明は、人体に装着して、着用者の発汗量および汗中電解質濃度を測定する発汗分析装置および方法に関するものである。

背景技術

[0002] 地球温暖化に伴い、世界のほとんどの地域で、熱波の発生件数が増加している。猛暑の頻度の増加に伴い、熱中症の罹患率も増加している。日本においても、近年の熱中症搬送者数は２０１８年をピークに高水準を維持しており、社会問題となっている。

[0003] 熱中症とは、高温環境や激しい運動による代謝の増加によって引き起こされる多臓器不全の状態を表している。一般的に、人の体温は、視床下部前葉によって体温調節のプロセスを経て、約３７℃に維持されている。発汗に関連したいくつかのメカニズム（気化、放射、対流、伝導等）は、体表面を冷却するために機能する。体温が上昇すると、活発な交感神経の働きによる皮膚血管拡張によって皮膚の血流が増加し、温熱性発汗が開始される。皮膚血管拡張は、血管内容積の相対的な減少を引き起こし、熱失神の原因となる。汗による塩分と水分の損失は、脱水と塩分枯渇を引き起こし、熱疲労と痙攣を伴う。塩分と水分がさらに失われると、体温調節機能が低下し、続いて中枢循環から皮膚や筋肉への血液の流出により内臓の血流が低下し、臓器不全に陥り、いわゆる熱中症と呼ばれる状態となる。

[0004] 上記のように、人の体内の水分と塩分は、体温調節に重要な役割を果たしている。熱疲労の原因となる脱水症状を防ぐには、適切な量の水分と塩分を補給することが重要である。汗に含まれる塩分濃度は、発汗量の増加と共に線形に増加することが多くの文献で報告されている。ただし、塩分濃度の増加率は、人の発汗能力や汗腺での塩分再吸収能力によって変化するため、個人差がある。また、個人の発汗能力、塩分再吸収能力は、暑熱順化の影響を

受けて変化することも知られている。そのため、水分と塩分の損失を監視するには、発汗量と汗に含まれる塩分濃度の両方を連続的に監視することが有効と考えられる。

この監視を実現する先行技術として、発汗量と電解質濃度を同時計測するウェアラブルセンサが提案されている（特許文献１参照）。

[0005] 図８は特許文献１に開示されたウェアラブルセンサの断面図、図９は図８の拡大図である。ウェアラブルセンサ１は、液体の流路となる貫通孔１１と貫通孔１１の出口側の端部と連通する凹部１２とを有する基材１０と、貫通孔１１の入口側の端部が開口する基材１０の面に配置された電極１４と、貫通孔１１の出口側の開口から凹部１２に流出した液体と接触するように基材１０の出口側の面に配置された吸水構造体１５と、吸水構造体１５の基材１０と向かい合う面に、貫通孔１１の出口側の開口と向かい合うように配置された吸水性の電極１６とを備えている。

[0006] 図８、図９に示したウェアラブルセンサ１を利用すれば、貫通孔１１から凹部１２に流出した汗１０２による電極１４と１６間の通電特性に基づいて、ウェアラブルセンサ１の着用者の発汗量と電解質濃度を算出することができる。

ただし、図８、図９に示した構造では、汗の液滴１０２ａが電極１６に接触すると、電極１４と１６間が通電し、液滴１０２ａが消失すると、電流が流れなくなる。そのため、電極１４と１６間に液滴１０２ａが存在する期間、電流が流れ続けることになり、消費電力が大きくなるという課題があった。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：国際公開ＷＯ２０２１／０３８７４２

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 本発明は、上記課題を解決するためになされたもので、発汗量と汗中電解質濃度の測定を省電力化して実施することが可能な発汗分析装置および方法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] 本発明の発汗分析装置は、着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号を出力するように構成されたウェアラブルセンサと、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の発汗量を算出するように構成された発汗量算出部と、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を算出するように構成された電解質濃度算出部と、前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部へ電源供給を行うように構成された電源部と、電源供給停止条件が成立したときに前記電源部から前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を停止し、電源供給停止期間が終了したときに前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を再開するように構成された電源制御部と、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記電源供給停止期間を算出するように構成された停止期間算出部とを備えることを特徴とするものである。

[0010] また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記電源制御部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から一定時間が経過したときに前記電源供給停止条件が成立したと判定することを特徴とするものである。

また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記電源制御部は、前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を開始した後に前記電流のピークが発生したときに前記電源供給停止条件が成立したと判定すること

を特徴とするものである。

[0011] また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記電流に生じるピークの、前記着用者の既知の最大発汗量に相当する周期をt_{min}、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、$0<t_2<t_{min}-t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とするものである。

また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記発汗量算出部によって算出された発汗量をＱ、前記電流に生じるピークの、前記発汗量Ｑに相当する周期をｔ、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、$0<t_2<t-t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とするものである。

[0012] また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記発汗量算出部によって算出された発汗量をＱ、前記着用者の既知の最大発汗量をQ_{max}、前記電流に生じるピークの、前記最大発汗量Q_{max}に相当する周期をt_{min}、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、前記発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが前記最大発汗量Q_{max}より少ないときには、前記電流に生じるピークの、発汗量Ｑ＋ΔＱに相当する周期t^*を算出して、$0<t_2<t^*-t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出し、前記発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが前記最大発汗量Q_{max}以上のときには

、$0 < t_2 < t_{min} - t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とするものである。

また、本発明の発汗分析装置の１構成例において、前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、前記発汗量算出部は、前記電流のピークの周期に基づいて前記着用者の発汗量を算出し、前記電解質濃度算出部は、前記電流のピークの値に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を算出することを特徴とするものである。

[0013] また、本発明の発汗分析方法は、着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号をウェアラブルセンサによって検出する第１のステップと、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の発汗量を発汗量算出部によって算出する第２のステップと、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を電解質濃度算出部によって算出する第３のステップと、電源供給停止条件が成立したときに電源部から前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を停止する第４のステップと、前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて電源供給停止期間を算出する第５のステップと、前記電源供給停止期間が終了したときに前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を再開する第６のステップとを含むことを特徴とするものである。

発明の効果

[0014] 本発明によれば、電源制御部と停止期間算出部とを設けることにより、ウェアラブルセンサの電極間に汗が存在する期間のうち、発汗量と電解質濃度の算出に必要な時間だけ、ウェアラブルセンサと発汗量算出部と電解質濃度算出部への電源供給を行うので、発汗分析装置の消費電力を低減することができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1]図１は、従来のウェアラブルセンサで計測される、電極間に流れる電流値の変化の１例を示す図である。

[図2]図２は、本発明の第１の実施例に係る発汗分析装置の構成を示すブロック図である。

[図3]図３は、本発明の第１の実施例に係る発汗分析装置のＭＣＵ部の機能ブロック図である。

[図4]図４は、本発明の第１の実施例に係る発汗分析装置の動作を説明するフローチャートである。

[図5]図５は、本発明の第２の実施例に係る発汗分析装置のウェアラブルセンサの断面図である。

[図6]図６は、図５を拡大した断面図である。

[図7]図７は、本発明の第１、第２の実施例に係る発汗分析装置を実現するコンピュータの構成例を示すブロック図である。

[図8]図８は、従来のウェアラブルセンサの断面図である。

[図9]図９は、図８を拡大した断面図である。

発明を実施するための形態

[0016] ［発明の原理］

本発明の原理の説明のため、特許文献１に開示されたウェアラブルセンサで計測される、電極間に流れる電流値の変化の１例を図１に示す。上記で説明したとおり、図８、図９に示した構造では、２つの電極間に汗の液滴が存在する期間、電流が流れ続けることになり、センサに流入する汗の流量、つまり発汗量の多寡に応じて通電する周期が変化し、電解質濃度の多寡に応じて通電時のピーク電流が変化する。

[0017] 例えば、２つの電極間の通電が始まった時刻をＡ１，Ａ２，・・・・とする。本発明では、時刻Ａ１と時刻Ｂ１間にピーク電流が発生する時刻が含まれるように時刻Ｂ１を設定し、時刻Ａ１とＢ１間だけセンサでの計測を行い、以降はあらかじめ設定した時刻（図１中のＣ１）まで、センサでの計測を行わないように電源を制御する。以降は同様に、センサでの計測を行う期間

と行わない期間を設定して電源制御を行うことで、発汗量および電解質濃度の算出に必要な時間だけセンサでの計測を行い、消費電力を低減する。

[0018] ［第１の実施例］

以下、本発明の実施例について図面を参照して説明する。図２は本発明の第１の実施例に係る発汗分析装置の構成を示すブロック図である。発汗分析装置は、ウェアラブルセンサ１と、ＡＦＥ（Analog Front End）部２と、データ記録部３と、記憶部４と、ＭＣＵ（Micro Control Unit）部５と、通信部６と、電源部７とを備えている。

[0019] ウェアラブルセンサ１は、着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号（例えば図１に示した波形の電流）を出力する。

ＡＦＥ部２は、アナログフロントエンドを備えており、ウェアラブルセンサ１から出力された微弱な電気信号を増幅する。

[0020] データ記録部３は、ＡＤＣ（Analog Digital Converter）を備えており、ＡＦＥ部２によって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データに変換して記憶部４に格納する。

記憶部４は、データ記録部３から出力されたデジタルデータを記憶する。記憶部４は、フラッシュメモリに代表される不揮発性メモリや、ＤＲＡＭ（Dynamic Random Access Memory）のような揮発性メモリ等で実現される。

[0021] ＭＣＵ部５は、記憶部４に格納されているデジタルデータから発汗量および電解質濃度を算出する信号処理と、電源制御とを担う回路である。

通信部６は、ＭＣＵ部５によって得られた計測結果および分析結果を、スマートフォン等の外部装置（不図示）に無線または有線により送信する回路を含む。無線通信の規格としては、例えばＢＬＥ（Bluetooth（登録商標） Low Energy）などがある。また、有線通信の規格としては、例えばイーサネット（登録商標）などがある。

電源部７は、発汗分析装置への電源供給の役割を担う回路である。

[0022] 本実施例におけるウェアラブルセンサ１は、特許文献１に開示されたもの

と同じなので、図８、図９を用いてウェアラブルセンサ１の構造について簡単に説明する。

上記のとおり、ウェアラブルセンサ１は、基材１０と、電極１４，１６と、吸水構造体１５とを備えている。

[0023] 基材１０としては、例えば親水性のガラス材料または樹脂材料からなるものがある。また、撥水性の材料の表面および貫通孔１１の内面に親水性を付与する表面処理が施されたものを基材１０としてもよい。基材１０の上面には、上面を窪ませた形状の凹部１２が貫通孔１１と連通するように形成されている。反対に、基材１０の下面には、下面を窪ませた形状の凹部１３が貫通孔１１と連通するように形成されている。

[0024] 電極１４は、例えば貫通孔１１の入口側の端部が開口する基材１０の面（下面）に形成された金属薄膜からなる。吸水構造体１５の例としては、綿、絹等の繊維や、多孔質セラミック基板等を挙げることができる。電極１６の例としては、吸水構造体１５の表面に例えばめっき技術によって形成した多孔質金属薄膜や、導電性高分子を吸水構造体１５の繊維に含浸させたもの、導電繊維を編みこんだもの等を挙げることができる。

[0025] ウェアラブルセンサ１は、図８に示すように基材１０の下面が着用者の皮膚１００と向かい合うように着用者の身体に装着される。図８の１０１は着用者の汗腺である。

着用者が発汗すると、汗１０２は、毛細管現象により基材１０の凹部１３内から貫通孔１１内に導入されていく。さらに、発汗量の増加により、汗１０２は、貫通孔１１内を上昇して、凹部１２に到達する。

[0026] 図９の拡大図で示すように、凹部１２の内面には撥水部１７が設けられている。基材１０に親水性の材料を用いる場合には、凹部１２の内面に撥水性の表面処理を施すようにして、撥水部１７を形成すればよい。基材１０に撥水性の材料を用いる場合には、凹部１２の内面のみ撥水性の材料のままとすることにより、撥水部１７を設けることができる。

[0027] 汗１０２は、凹部１２に到達すると、図９に示すように球状の液滴１０２

ａとなる。さらに、発汗量が増加すると、液滴１０２ａは、その直径が増して、遂には電極１６と吸水構造体１５とに到達する。電極１６と吸水構造体１５とに到達した液滴１０２ａは、毛細管現象により電極１６の多数の孔および吸水構造体１５の多数の孔を通って、吸水構造体１５内を移動しながら蒸発する。これにより、液滴１０２ａが消失する。こうして、液滴１０２ａの形成と消失により、ウェアラブルセンサ１の電極１４と１６間の通電が繰り返し発生する。

[0028] なお、本実施例では、ウェアラブルセンサ１の構造として、図８、図９の構造を例に挙げて説明しているが、これに限るものではない。着用者の発汗によってウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により電極間に断続的に電流が流れるものであれば、他の構造のウェアラブルセンサを用いてもよい。

[0029] 図３は本実施例のＭＣＵ部５の機能ブロック図である。ＭＣＵ部５は、発汗量算出部５０と、電解質濃度算出部５１と、停止期間算出部５２と、電源制御部５３として機能する。

[0030] 発汗量算出部５０は、ウェアラブルセンサ１の電極間の通電特性に基づいて着用者の発汗量を算出する。

電解質濃度算出部５１は、ウェアラブルセンサ１の電極間の通電特性に基づいて着用者の汗中の電解質濃度を算出する。

[0031] 電源制御部５３は、電源供給停止条件が成立したときに電源部７からウェアラブルセンサ１とＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源供給を停止し、電源供給停止期間が終了したときにウェアラブルセンサ１とＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源供給を再開する。

停止期間算出部５２は、ウェアラブルセンサ１の電極間の通電特性に基づいて電源供給停止期間を算出する。

[0032] 図４は本実施例の発汗分析装置の動作を説明するフローチャートである。まず、電源制御部５３は、停止期間算出部５２によって定められた電源供給

停止期間が終了したかどうかを判定する（図４ステップＳ１）。電源供給停止期間の詳細については後述する。

[0033] 電源制御部５３は、電源供給停止期間が終了したと判定した場合（ステップＳ１においてＹＥＳ）、電源部７からＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源電圧供給を開始させる（図４ステップＳ２）。ウェアラブルセンサ１の電極１４と１６間には、ＡＦＥ部２を通じて電圧が印加される。

なお、初期状態では、電源供給停止期間が設定されていないため、ステップＳ１の判定を実施せずにステップＳ２に進む。

[0034] ＡＦＥ部２は、ウェアラブルセンサ１の電極１４と１６間に流れる電流を検出する（図４ステップＳ３）。

データ記録部３は、ＡＦＥ部２によって検出され増幅された信号を所定のサンプリングレートでデジタルデータに変換して（図４ステップＳ４）、記憶部４に格納する（図４ステップＳ５）。このとき、データ記録部３は、デジタルデータにサンプリング時刻の情報を付加して記憶部４に格納する。こうして、記憶部４には、電流の時系列データが記憶される。

[0035] 発汗量算出部５０は、記憶部４に格納されたデジタルデータに基づいて、ウェアラブルセンサ１の着用者の発汗量Ｑ［Ｌ／（ｃｍ^2・ｍｉｎ）］を算出する（図４ステップＳ６）。具体的には、発汗量算出部５０は、汗の液滴１０２ａの体積Ｖ［Ｌ］を、直前の電流ピークから最新の電流ピークまでの周期ｔ［ｍｉｎ］と、ウェアラブルセンサ１で覆われた着用者の皮膚１００の面積Ｓ［ｃｍ^2］とで除することにより、発汗量Ｑ［Ｌ／（ｃｍ^2・ｍｉｎ）］を算出することができる。

[0036] 特許文献１に記載されているとおり、ウェアラブルセンサ１の電極１４と１６間に生じる汗の液滴１０２ａの体積Ｖは、実際に即した値を予め求めておくことが可能である。また、ウェアラブルセンサ１で覆われた着用者の皮膚１００の面積Ｓも既知の値である。

[0037] 電解質濃度算出部５１は、着用者の汗中の電解質濃度ＣＳＷにより変化す

る汗の電気抵抗率ρを算出し、この電気抵抗率ρから汗中の電解質濃度ＣＳＷを算出する（図４ステップＳ７）。具体的には、電解質濃度算出部５１は、ＡＦＥ部２が電極１４と１６間に印加する既知の電圧の値を、記憶部４に格納されたデジタルデータが示す最新の通電時の電流ピーク値で除することにより、抵抗を算出する。そして、電解質濃度算出部５１は、抵抗と、電極１４と１６間の既知の距離と、電極１４と１６間の汗の断面積とに基づいて電気抵抗率ρを算出する。汗の断面積については、電極１４と１６間の汗の断面積を一定とみなしたときの規定値を使用すればよい。

[0038] 汗の電気抵抗率ρと汗中の電解質濃度ＣＳＷ（主としてＮａＣｌの濃度）との間には直線的な関係があることが知られている。電解質濃度算出部５１は、電気抵抗率ρと電解質濃度ＣＳＷとの既知の関係に基づいて、電気抵抗率ρから電解質濃度ＣＳＷを算出する。

[0039] 通信部６は、発汗量算出部５０の算出結果と電解質濃度算出部５１の算出結果とをスマートフォン等の外部装置（不図示）に送信する（図４ステップＳ８）。

[0040] 次に、電源制御部５３は、電源供給停止条件が成立したかどうかを判定する（図４ステップＳ１０）。本実施例では、ウェアラブルセンサ１の電極１４と１６間に電流が流れ始めた時刻から電源供給停止条件が成立した時刻までの時間をt_1とする。図１の例では、Ａ１からＢ１までの時間、およびＡ２からＢ２までの時間がt_1である。ただし、t_1の長さは、電流ピーク毎に変わることが有り得る。電源供給停止条件の判定方法としては、例えば以下の２つの方法がある。

[0041] ［第１の判定方法］

第１の判定方法では、電極１４と１６間に電流が流れ始めてから電流ピークが発生するまでに要する時間t_3が予め分かっていることが前提となる。この場合、電源制御部５３は、電極１４と１６間に電流が流れ始めた最新の時刻から一定時間が経過したときに電源供給停止条件が成立したと判定すればよい。このときの一定時間がt_1であり、時間t_3以上の値として予め設定され

ている。

[0042] ［第２の判定方法］

第２の判定方法では、時間t_1の長さが電流ピーク毎に変わることが有り得る。具体的には、電源制御部５３は、直前のステップＳ２で電源電圧供給を開始した後に電流ピークが発生したときに電源供給停止条件が成立したと判定する。この場合は、電極１４と１６間に電流が流れ始めた時刻から電流ピークが発生した時刻までの時間がt_1となる。

[0043] 電源制御部５３は、電源供給停止条件が成立したと判定した場合（ステップＳ１０においてＹＥＳ）、電源部７からＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源電圧供給を停止させる（図４ステップＳ１１）。ＡＦＥ部２への電源電圧供給が停止したことにより、電極１４と１６間への電圧印加も停止する。

[0044] 次に、停止期間算出部５２は、電源供給停止時刻から電源供給再開時刻までの時間t_2を算出する（図４ステップＳ１２）。図１の例では、例えば電源供給停止時刻がＢ１であり、電源供給再開時刻がＣ１である。時間t_2（電源供給停止期間）の算出方法としては、例えば以下の３つの方法がある。

[0045] ［第１の算出方法］

上記のとおり、電極１４と１６間に電流が流れ始めた最新の時刻からステップＳ１０で電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1［ｓｅｃ］とする。また、電流ピークの、着用者の最大発汗量Q_{max}に相当する周期をt_{min}［ｓｅｃ］とする。停止期間算出部５２は、以下の式（１）を満たすように時間t_2［ｓｅｃ］を算出する。

$$0 < t_2 < t_{min} - t_1 \quad \cdots (1)$$

[0046] 上記のとおり、発汗量は、汗の液滴の体積と電流ピーク周期とウェアラブルセンサ１で覆われた着用者の皮膚の面積とから算出されるので、最大発汗量Q_{max}に相当する電流ピーク周期t_{min}を予め求めておくことが可能である。最大発汗量Q_{max}としては、過去の測定で得られた既知の値を使用すればよい。停止期間算出部５２は、式（１）の条件を満たす範囲で最も長い時間をt_2とす

ればよい。

[0047] ［第２の算出方法］

ステップＳ６において発汗量算出部５０によって算出された最新の発汗量をＱ、電流ピークの、発汗量Ｑに相当する周期をｔ［ｓｅｃ］とする。電流ピーク周期ｔ［ｓｅｃ］は、ステップＳ６の発汗量Ｑの算出において使用された値である。停止期間算出部５２は、以下の式（２）を満たすように時間t_2［ｓｅｃ］を算出する。

$0 < t_2 < t - t_1$ ・・・（２）

[0048] 式（１）の場合と同様に、停止期間算出部５２は、式（２）の条件を満たす範囲で最も長い時間をt_2とすればよい。

[0049] ［第３の算出方法］

上記のとおり、発汗量算出部５０によって算出された最新の発汗量をＱ、着用者の既知の最大発汗量をQ_{max}とする。停止期間算出部５２は、最新の発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが最大発汗量Q_{max}より少ないときには（$Q + \Delta Q < Q_{max}$）、電流ピークの、発汗量Ｑ＋ΔＱに相当する周期t^*［ｓｅｃ］を算出して、以下の式（３）を満たすように時間t_2［ｓｅｃ］を算出する。

$0 < t_2 < t^* - t_1$ ・・・（３）

[0050] 所定値ΔＱ（ΔＱ＞０）は、着用者の発汗量の増加率に関係するパラメータであり、過去の測定で得られた結果から、実際に即した値を予め設定しておけばよい。式（１）の場合と同様に、停止期間算出部５２は、式（３）の条件を満たす範囲で最も長い時間をt_2とすればよい。

また、停止期間算出部５２は、最新の発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが最大発汗量Q_{max}以上のときには（$Q + \Delta Q \geqq Q_{max}$）、上記の式（１）を満たすように時間$t_2$［ｓｅｃ］を算出する。

[0051] 発汗分析装置は、例えば着用者から測定終了の指示があるまで（図４ステップＳ９においてＹＥＳ）、ステップＳ１～Ｓ８，Ｓ１０～Ｓ１２の処理を繰り返し実行する。

電源制御部５３は、次のステップＳ１の判定において、直前のステップＳ

１０で電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻からの経過時間が、停止期間算出部５２によって算出されたt_2未満のときには、電源供給停止状態のまま待機する。電源制御部５３は、電源供給停止時刻からの経過時間がt_2以上のときに、電源供給停止期間が終了したと判定する。

[0052] 以上、説明したように、本実施例によれば、発汗量と電解質濃度の算出に必要な時間だけ、ウェアラブルセンサ１とＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源電圧供給を行うので、発汗量と電解質濃度等の生体情報の測定をより省電力化して実施することが可能である。

[0053] ［第２の実施例］

次に、本発明の第２の実施例について説明する。本実施例では、ウェアラブルセンサ１として国際公開ＷＯ２０２１／０３８７５８に開示されたものを用いる。

[0054] 図５は本実施例のウェアラブルセンサ１の断面図、図６は図５の拡大図である。ウェアラブルセンサ１は、液体の流路となる貫通孔１１と貫通孔１１の出口側の端部と連通する凹部１２とを有する基材１０と、貫通孔１１の出口側の開口から凹部１２に流出した液体と接触するように基材１０の出口側の面（上面）に配置された吸水構造体１８と、凹部１２内に配置され、基材１０の出口側の面に沿って貫通孔１１の出口側の開口上の位置を通る凹部１２内の経路に光を放射するレーザーダイオード（ＬＤ）１９と、凹部１２内に、貫通孔１１の出口側の開口上の位置を挟んでＬＤ１９と向かい合うように配置され、ＬＤ１９からの光を受光するフォトダイオード（ＰＤ）２０とを備えている。

[0055] 吸水構造体１８の例としては、綿、絹等の繊維や、多孔質セラミック基板等を挙げることができる。なお、吸水構造体１８は、貫通孔１１の出口側の開口と凹部１２の全面を覆う必要はなく、貫通孔１１の出口側の開口から凹部１２に流出した液滴に接触できるように配置されていればよい。

[0056] ウェアラブルセンサ１は、図５に示すように基材１０の下面が着用者の皮

膚１００と向かい合うように着用者の身体に装着される。

着用者が発汗すると、汗１０２は、毛細管現象により基材１０の凹部１３内から貫通孔１１内に導入されていく。さらに、発汗量の増加により、汗１０２は、貫通孔１１内を上昇して、貫通孔１１と連通するように基材１０の上面に設けられた凹部１２に到達する（図６）。

[0057] 第１の実施例と同様に、凹部１２の内面には撥水部１７が設けられている。汗１０２は、凹部１２に到達すると、図６に示すように球状の液滴１０２ａとなる。さらに、発汗量が増加すると、液滴１０２ａは、その直径が増して、遂には吸水構造体１８に到達する。吸水構造体１８に到達した液滴１０２ａは、毛細管現象により吸水構造体１８の多数の孔を通って、吸水構造体１８内を移動しながら蒸発する。これにより、液滴１０２ａが消失する。

[0058] 発光素子であるＬＤ１９は、発汗量の計測時に、図５、図６に示すように基材１０の出口側の面（上面）に沿って貫通孔１１の出口側の開口上の位置を通る凹部１２内の経路に光を放射する。

受光素子であるＰＤ２０は、ＬＤ１９からの光を受光する。

[0059] 汗１０２の液滴１０２ａが形成されると、ＬＤ１９から出射した光１０３は、凹部１２内の空気、液滴１０２ａ、凹部１２内の空気という順番で各媒質中を伝搬しＰＤ２０に入射する。液滴１０２ａが消失すると、光１０３は、凹部１２内の空気中を伝搬してＰＤ２０に入射する。液滴１０２ａが再び形成されると、光１０３は、凹部１２内の空気、液滴１０２ａ、凹部１２内の空気という順番で各媒質中を伝搬しＰＤ２０に入射する。こうして、光１０３が伝搬する媒質の違いがＰＤ２０での受光量に反映される。すなわち、液滴１０２ａの形成と消失により、ＰＤ２０を流れる光電流が変化する。

[0060] 発汗分析装置のＡＦＥ部２とデータ記録部３と記憶部４とＭＣＵ部５と通信部６と電源部７の構成は第１の実施例と同様である。

ＡＦＥ部２は、ＰＤ２０の出力信号（光電流）を増幅すればよい。

[0061] 本実施例では、汗１０２の液滴１０２ａが形成されると、ＰＤ２０の光電流が低下し、液滴１０２ａが消失すると、ＰＤ２０の光電流が増加する。

そこで、第１の実施例の電極１４と１６間に電流が流れ始めた時刻の代わりに、液滴１０２ａによりＰＤ２０の光電流に変化が現れ始めた時刻を採用すればよい。

[0062] 上記のように、液滴１０２ａが形成されると、ＰＤ２０の光電流が低下して電流閾値以下となる。反対に、液滴１０２ａが消失すると、ＰＤ２０の光電流が増加して電流閾値を超える。停止期間算出部５２と電源制御部５３とは、ＰＤ２０の光電流が電流閾値を超えている状態から電流閾値以下となった時刻を、光電流に変化が現れ始めた時刻（第１の実施例における電流が流れ始めた時刻）とすればよい。

[0063] また、第１の実施例では、電極１４と１６間の電流の上向きのピークを検出して電源供給停止条件の成立／不成立の判定と、電源供給停止期間t_2、発汗量Ｑ、電解質濃度ＣＳＷの算出とを行っている。これに対して、本実施例では、ＰＤ２０の光電流の下向きのピークを検出して電源供給停止条件の成立／不成立の判定と、電源供給停止期間t_2、発汗量Ｑ、電解質濃度ＣＳＷの算出を行うようにすればよい。

[0064] また、本実施例では、電源制御部５３は、ステップＳ２において電源部７からウェアラブルセンサ１のＬＤ１９とＰＤ２０とＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源電圧供給を開始させ、ステップＳ１１において電源部７からＬＤ１９とＰＤ２０とＡＦＥ部２とデータ記録部３と発汗量算出部５０と電解質濃度算出部５１と通信部６への電源電圧供給を停止させるようにすればよい。その他の構成は第１の実施例と同じである。

[0065] 第１、第２の実施例では、特許文献１、国際公開ＷＯ２０２１／０３８７５８に記載されているようなウェアラブルセンサによって、ユーザの発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号を検出して、その電気信号の時系列データを基に、電源供給停止と再開のタイミングを制御する例について説明した。

[0066] しかし、ウェアラブルセンサがユーザの心電図波形、呼吸運動、脈波など

の周期性を有する生体情報を測定して、心拍数、呼吸数、脈拍数などの特徴量を算出する場合についても本発明を適用可能である。

[0067] 第１、第２の実施例で説明したデータ記録部３と記憶部４とＭＣＵ部５と通信部６は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）、記憶装置及びインタフェースを備えたコンピュータと、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。このコンピュータの構成例を図７に示す。コンピュータは、ＣＰＵ２００と、記憶装置２０１と、インタフェース装置（Ｉ／Ｆ）２０２とを備えている。Ｉ／Ｆ２０２には、データ記録部３のＡＤＣ等のハードウェアと、通信部６のハードウェアと、電源部７等が接続される。このようなコンピュータにおいて、本発明の発汗分析方法を実現させるためのプログラムは記憶装置２０１に格納される。ＣＰＵ２００は、記憶装置２０１に格納されたプログラムに従って第１、第２の実施例で説明した処理を実行する。

産業上の利用可能性

[0068] 本発明は、発汗量と汗中電解質濃度を分析する技術に適用することができる。

符号の説明

[0069] １…ウェアラブルセンサ、２…ＡＦＥ部、３…データ記録部、４…記憶部、５…ＭＣＵ部、６…通信部、７…電源部、１０…基材、１１…貫通孔、１２，１３…凹部、１４，１６…電極、１５…吸水構造体、１７…撥水部、１８…吸水構造体、１９…レーザーダイオード、２０…フォトダイオード、５０…発汗量算出部、５１…電解質濃度算出部、５２…停止期間算出部、５３…電源制御部。

請求の範囲

[請求項1] 着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号を出力するように構成されたウェアラブルセンサと、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の発汗量を算出するように構成された発汗量算出部と、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を算出するように構成された電解質濃度算出部と、

前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部へ電源供給を行うように構成された電源部と、

電源供給停止条件が成立したときに前記電源部から前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を停止し、電源供給停止期間が終了したときに前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を再開するように構成された電源制御部と、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記電源供給停止期間を算出するように構成された停止期間算出部とを備えることを特徴とする発汗分析装置。

[請求項2] 請求項１記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記電源制御部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から一定時間が経過したときに前記電源供給停止条件が成立したと判定することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項3] 請求項１記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記電源制御部は、前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と

前記電解質濃度算出部への電源供給を開始した後に前記電流のピークが発生したときに前記電源供給停止条件が成立したと判定することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項4] 請求項１乃至３のいずれか１項に記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記電流に生じるピークの、前記着用者の既知の最大発汗量に相当する周期をt_{min}、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、$0 < t_2 < t_{min} - t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項5] 請求項１乃至３のいずれか１項に記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記発汗量算出部によって算出された発汗量をＱ、前記電流に生じるピークの、前記発汗量Ｑに相当する周期をｔ、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、$0 < t_2 < t - t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項6] 請求項１乃至３のいずれか１項に記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記停止期間算出部は、前記液滴により前記電流に変化が現れ始めた時刻から前記電源供給停止条件が成立した電源供給停止時刻までの時間をt_1、前記発汗量算出部によって算出された発汗量をＱ、前記着用者の既知の最大発汗量をQ_{max}、前記電流に生じるピークの、前記

最大発汗量Q_{max}に相当する周期をt_{min}、前記電源供給停止期間をt_2としたとき、前記発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが前記最大発汗量Q_{max}より少ないときには、前記電流に生じるピークの、発汗量Ｑ＋ΔＱに相当する周期t^*を算出して、$0 < t_2 < t^* - t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出し、前記発汗量Ｑと所定値ΔＱとの和Ｑ＋ΔＱが前記最大発汗量Q_{max}以上のときには、$0 < t_2 < t_{min} - t_1$を満たすように前記電源供給停止期間t_2を算出することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項7] 請求項１乃至６のいずれか１項に記載の発汗分析装置において、

前記電気信号は、前記着用者の発汗によって前記ウェアラブルセンサ内に断続的に生じる液滴により変化する電流であり、

前記発汗量算出部は、前記電流のピークの周期に基づいて前記着用者の発汗量を算出し、

前記電解質濃度算出部は、前記電流のピークの値に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を算出することを特徴とする発汗分析装置。

[請求項8] 着用者の皮膚から分泌される汗の発汗量と電解質濃度とに由来する電気信号をウェアラブルセンサによって検出する第１のステップと、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の発汗量を発汗量算出部によって算出する第２のステップと、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて前記着用者の汗中の電解質濃度を電解質濃度算出部によって算出する第３のステップと、

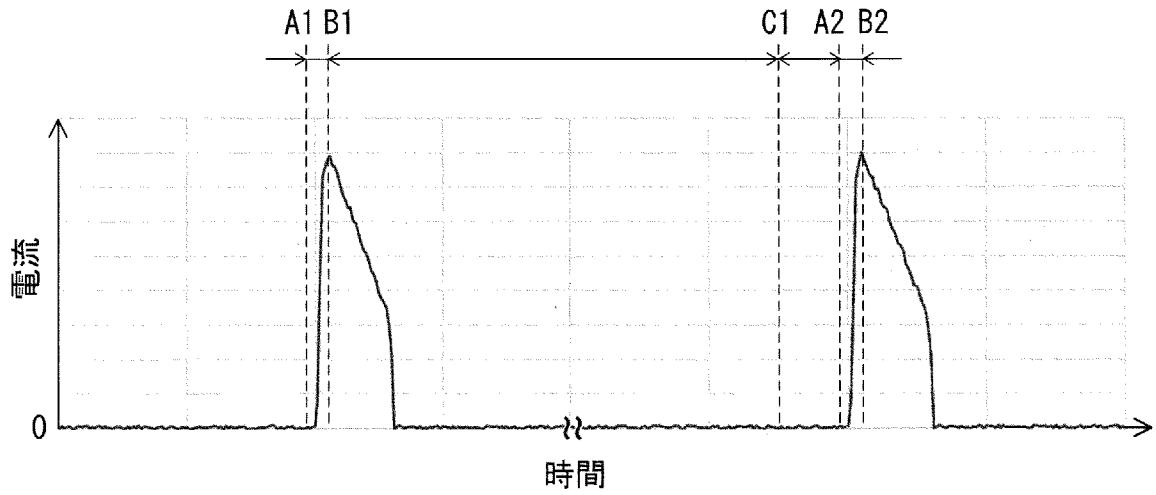
電源供給停止条件が成立したときに電源部から前記ウェアラブルセンサと前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を停止する第４のステップと、

前記ウェアラブルセンサによって得られた電気信号に基づいて電源供給停止期間を算出する第５のステップと、

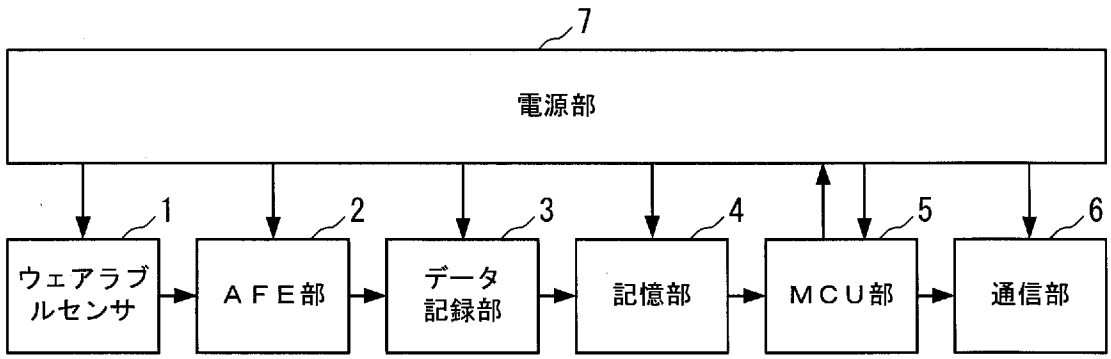
前記電源供給停止期間が終了したときに前記ウェアラブルセンサと

前記発汗量算出部と前記電解質濃度算出部への電源供給を再開する第６のステップとを含むことを特徴とする発汗分析方法。

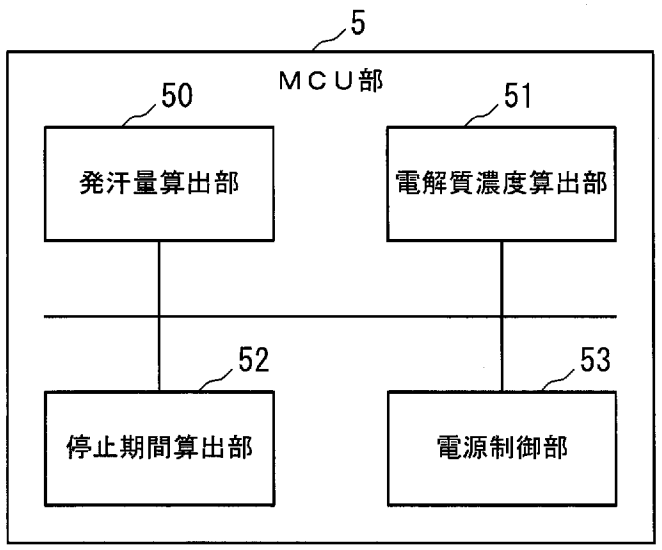
[図1]


A1 B1
C1 A2 B2
電流
0
時間

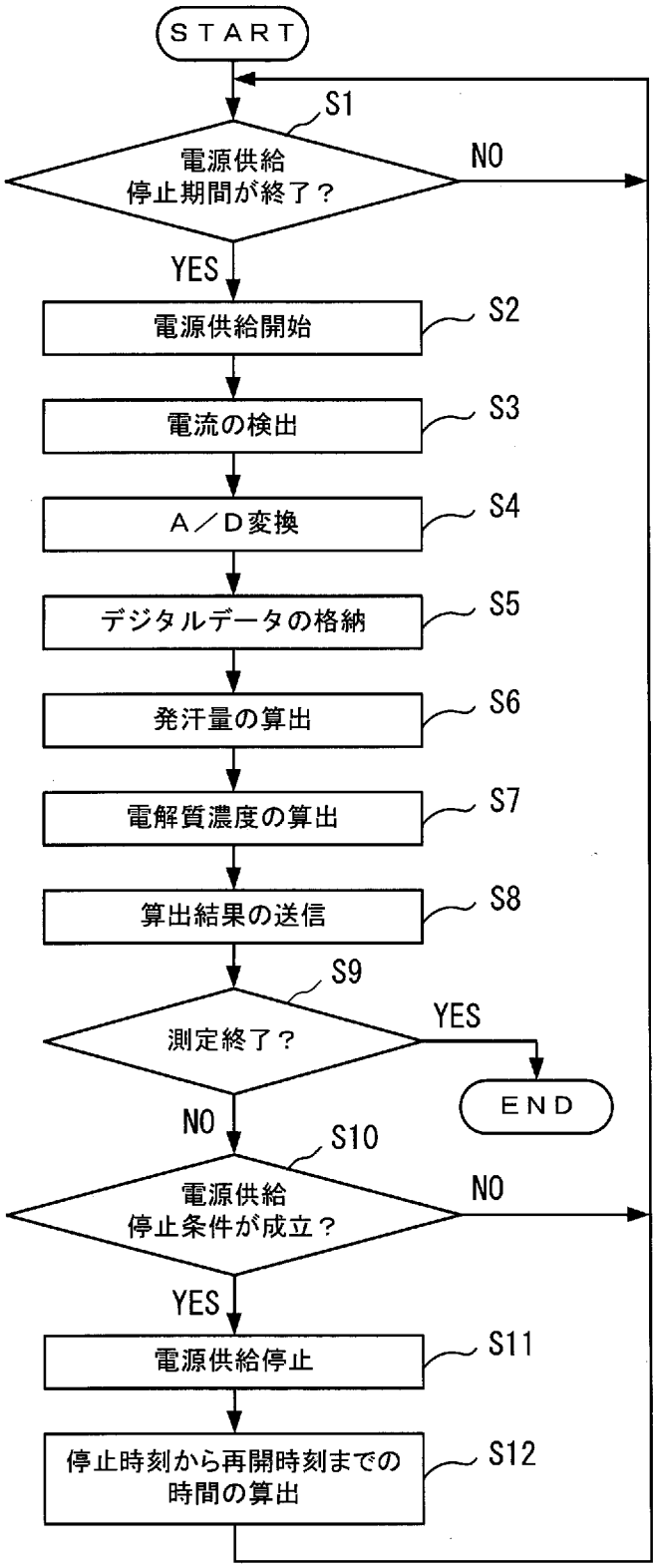
[図2]


7
電源部
1
2
3
4
5
6
ウェアラブルセンサ
ＡＦＥ部
データ記録部
記憶部
ＭＣＵ部
通信部

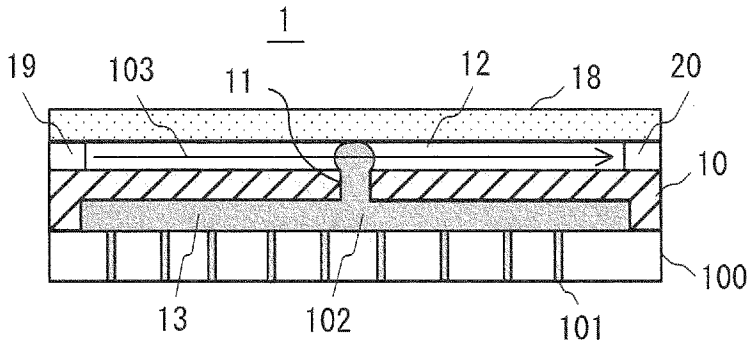
[図3]


5
ＭＣＵ部
50
51
発汗量算出部
電解質濃度算出部
52
53
停止期間算出部
電源制御部

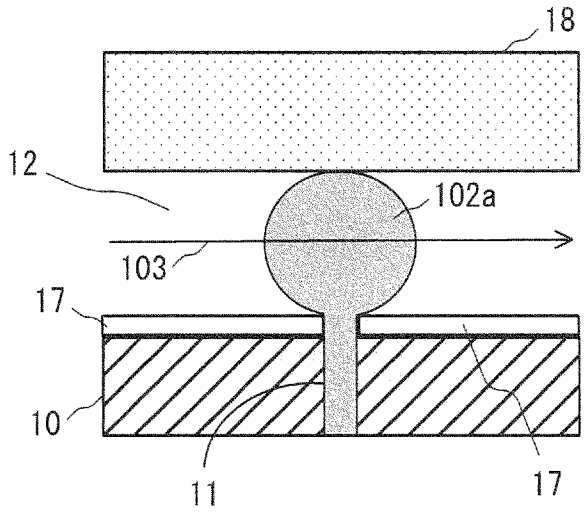
[図4]


START
S1
電源供給
停止期間が終了？
NO
YES
電源供給開始
S2
電流の検出
S3
A／D変換
S4
デジタルデータの格納
S5
発汗量の算出
S6
電解質濃度の算出
S7
算出結果の送信
S8
S9
測定終了？
YES
END
NO
S10
電源供給
停止条件が成立？
NO
YES
電源供給停止
S11
停止時刻から再開時刻までの
時間の算出
S12

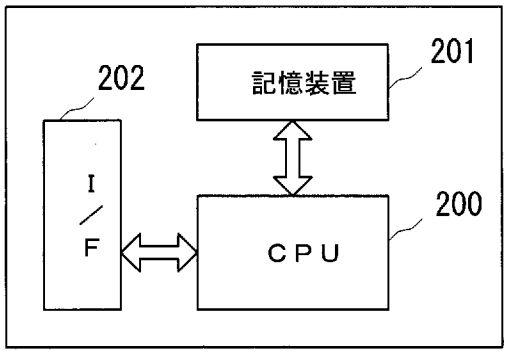
[図5]


1
19
103
11
12
18
20
10
100
13
102
101

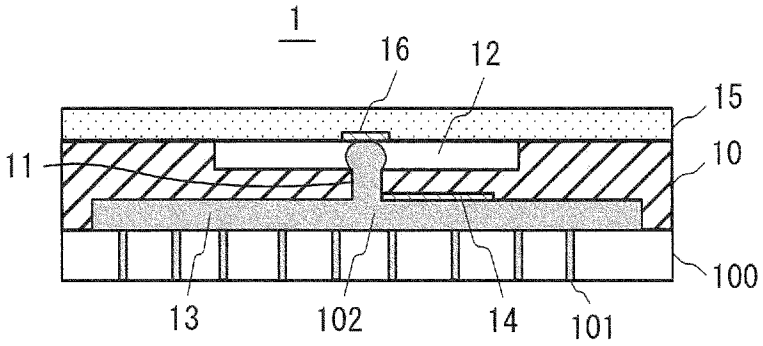
[図6]


18
12
102a
103
17
10
11
17

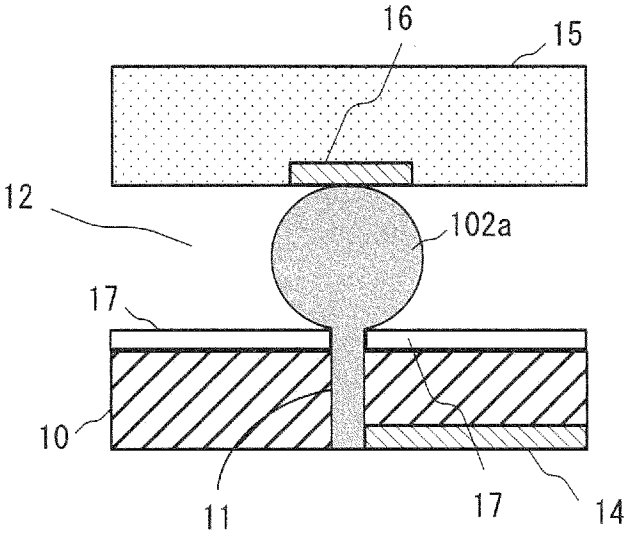
[図7]


202
記憶装置
201
I
/
F
CPU
200

[図8]



[図9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/039419

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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

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)

A61B5/00-5/398

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 1971-2022
Registered utility model specifications of Japan 1996-2022
Published registered utility model applications of Japan 1994-2022

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 2021/074099 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 22 April 2021 (2021-04-22) page 1, line 1 to page 76, line 2, fig. 1-45	1-8
A	WO 2021/074010 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 22 April 2021 (2021-04-22) page 1, line 1 to page 76, line 19, fig. 1-45	1-8
A	FRANCIS, J. et al. Digital nanoliter to milliliter flow rate sensor with in vivo demonstration for continuous sweat rate measurement. Lab on a Chip. 07 December 2018, vol. 19, no. 1, pp. 178-185 pp. 178-185	1-8
A	WO 2021/038742 A1 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 04 March 2021 (2021-03-04) paragraphs [0001]-[0038], fig. 1-9	1-8
A	WO 2021/038758 A1 (NIPPON TELEGRAPH AND TELEPHONE CORP.) 04 March 2021 (2021-03-04) paragraphs [0001]-[0040], fig. 1-9	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	Date of mailing of the international search report
05 January 2022	**18 January 2022**
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/JP2021/039419

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
WO 2021/074099 A1	22 April 2021	(Family: none)	
WO 2021/074010 A1	22 April 2021	(Family: none)	
WO 2021/038742 A1	04 March 2021	(Family: none)	
WO 2021/038758 A1	04 March 2021	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/039419

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））

A61B5/00-5/398

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	１９７１－２０２２年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２２年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２２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 2021/074099 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 22.04.2021 (2021-04-22) 第1頁第1行-第76頁第2行,図1-45	1-8
A	WO 2021/074010 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 22.04.2021 (2021-04-22) 第1頁第1行-第76頁第19行,図1-45	1-8
A	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, 第178頁-第185頁 第178頁-第185頁	1-8
A	WO 2021/038742 A1 (日本電信電話株式会社) 04.03.2021 (2021-03-04) [0001]-[0038],図1-9	1-8
A	WO 2021/038758 A1 (日本電信電話株式会社) 04.03.2021 (2021-03-04) [0001]-[0040],図1-9	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
05.01.2022	18.01.2022

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）

北島　拓馬 2Q 4845

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/JP2021/039419

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
WO 2021/074099 A1	22.04.2021	（ファミリーなし）	
WO 2021/074010 A1	22.04.2021	（ファミリーなし）	
WO 2021/038742 A1	04.03.2021	（ファミリーなし）	
WO 2021/038758 A1	04.03.2021	（ファミリーなし）	