

(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
2019年9月6日(06.09.2019)



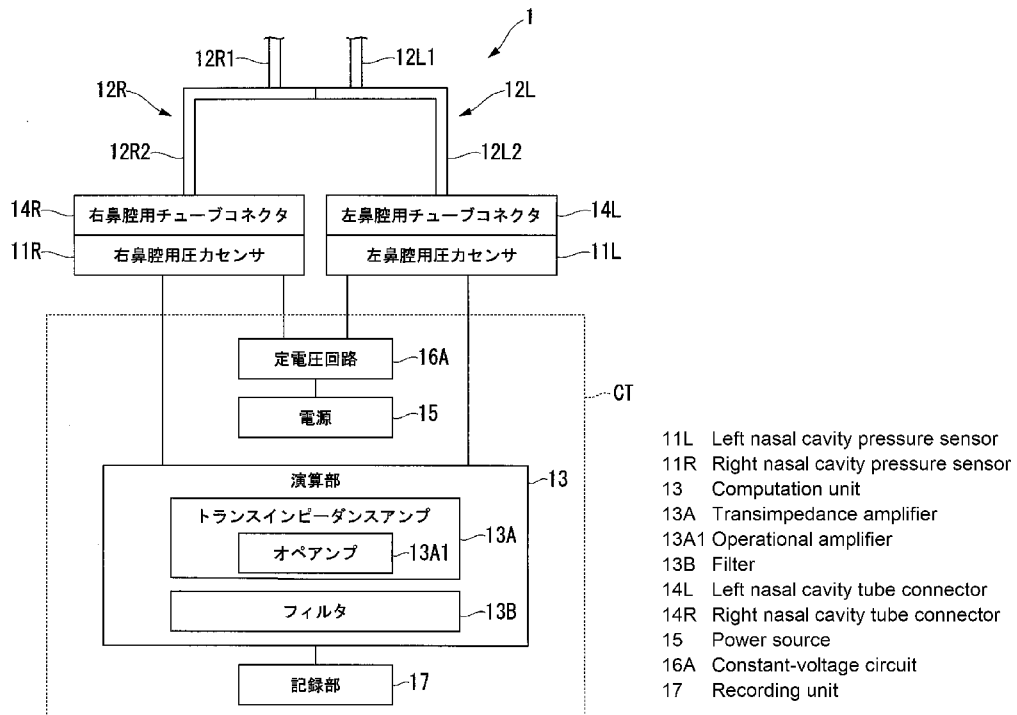
(10) 国際公開番号

WO 2019/167643 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/097 (2006.01) *A61B 5/113* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2019/005287
- (22) 国際出願日: 2019年2月14日(14.02.2019)
- (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 2018-033096 2018年2月27日(27.02.2018) JP
- (71) 出願人: 学 校 法 人 帝 京 大 学 (**TEIKYO UNIVERSITY**) [JP/JP]; 〒1738605 東京都板橋区加賀2丁目11番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 鴨 頭 輝 (**KAMOGASHIRA Teru**); 〒1738605 東京都板橋区加賀2丁目11番1号 学校法人帝京大学内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 棚 井 澄 雄, 外 (**TANAI Sumio et al.**); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 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, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: RHINOMANOMETRY DEVICE

(54) 発明の名称: 鼻腔通気度検査装置



(57) Abstract: A rhinomanometry device according to the present invention is provided with a left nasal cavity tube having a subject-side end part and a sensor-side end part, a right nasal cavity tube having a subject-side end part and a sensor-side end part, a left nasal cavity pressure sensor for detecting the pressure in the left nasal cavity tube, and a right nasal cavity pressure sensor for detecting the pressure in the right nasal cavity tube, the diameter of the subject-side end part of the left nasal cavity tube inserted into the left nasal cavity of a subject being such that the left nasal cavity of the

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))

subject is not entirely occupied thereby, the diameter of the subject-side end part of the right nasal cavity tube inserted into the right nasal cavity of the subject being such that the right nasal cavity of the subject is not entirely occupied thereby, detection of the pressure in the left nasal cavity tube by the left nasal cavity pressure sensor and detection of the pressure in the right nasal cavity tube by the right nasal cavity pressure sensor being executed simultaneously and being continuously executable over a time in which sleep apnea can be evaluated.

(57) 要約: 鼻腔通気度検査装置は、被験者側端部とセンサ側端部とを有する左鼻腔用チューブと、被験者側端部とセンサ側端部とを有する右鼻腔用チューブと、左鼻腔用チューブ内の圧力を検出する左鼻腔用圧力センサと、右鼻腔用チューブ内の圧力を検出する右鼻腔用圧力センサとを備え、被験者の左鼻腔内に挿入される左鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、被験者の右鼻腔内に挿入される右鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、左鼻腔用圧力センサによる左鼻腔用チューブ内の圧力の検出と、右鼻腔用圧力センサによる右鼻腔用チューブ内の圧力の検出とは、同時に実行され、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能である。

明 細 書

発明の名称： 鼻腔通気度検査装置

技術分野

[0001] 本発明は、鼻腔通気度検査装置に関する。

本願は、2018年2月27日に、日本に出願された特願2018-033096号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 昼は問題ないのに、夜寝ている時に鼻が詰まる中高年などが、かなり存在する。これにはいろいろな要素がかかわっていると思われる。特に、背部を圧迫することによる自律神経反射が重要と思われる。それ以外に、加齢に伴ってnasal cycle（鼻周期）が典型的でなくなり、cycleがなくなる（左右の交代がなくなる）人が増える、睡眠中はnasal cycleのインターバルが伸びる等の情報がある。これを検討するには長時間のモニターが有用である。

[0003] 例えば特許文献1には、高精度に被験者の鼻息パターンを測定できる鼻腔通気度検査装置が記載されている。ところで、特許文献1に記載された鼻腔通気度検査装置は、被験者の鼻腔通気度を光学的に検出する。そのため、特許文献1に記載された鼻腔通気度検査装置によっては、夜寝ている被験者の鼻腔通気度を得ることができない。

[0004] 例えば特許文献2には、鼻息像の経時変化を観測する鼻腔通気度検査装置が記載されている。ところで、特許文献2に記載された鼻腔通気度検査装置も、被験者の鼻腔通気度を光学的に検出する。そのため、特許文献2に記載された鼻腔通気度検査装置によっても、夜寝ている被験者の鼻腔通気度を得ることができない。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2000-126157号公報

特許文献2：特開平10-80415号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述した問題点に鑑み、本発明は、睡眠時における左鼻腔通気度と右鼻腔通気度とを得ることができる鼻腔通気度検査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] 本発明の一実施形態は、被験者側端部とセンサ側端部とを有する左鼻腔用チューブと、被験者側端部とセンサ側端部とを有する右鼻腔用チューブと、前記左鼻腔用チューブ内の圧力を検出する左鼻腔用圧力センサと、前記右鼻腔用チューブ内の圧力を検出する右鼻腔用圧力センサと、前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電氣的に接続される演算部とを備え、前記左鼻腔用チューブの被験者側端部は被験者の左鼻腔内に挿入され、かつ、前記左鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、前記右鼻腔用チューブの被験者側端部は被験者の右鼻腔内に挿入され、かつ、前記右鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、前記左鼻腔用圧力センサによる前記左鼻腔用チューブ内の圧力の検出と、前記右鼻腔用圧力センサによる前記右鼻腔用チューブ内の圧力の検出とは、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能であり、被験者の左鼻腔通気度は、前記左鼻腔用チューブ内の圧力に基づいて得られ、被験者の右鼻腔通気度は、前記右鼻腔用チューブ内の圧力に基づいて得られる、鼻腔通気度検査装置である。

[0008] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置では、前記左鼻腔用圧力センサは、左鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクであり、前記右鼻腔用圧力センサは、右鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクであってもよい。

[0009] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置は、前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電力を供給する電源を更に備え、前記左鼻腔用圧力センサおよび前記右鼻腔用圧力センサと、前記電源とは、定電圧回路ま

たはカレントミラー回路を介して接続されてもよい。

[0010] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置では、前記演算部は、前記左鼻腔用圧力センサからの出力電流信号と、前記右鼻腔用圧力センサからの出力電流信号とを処理するトランスインピーダンスアンプを備え、前記トランスインピーダンスアンプは、オペアンプを備え、前記オペアンプの利得帯域幅積は、 1 MHz 以下であってもよい。

[0011] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置では、前記演算部は、前記左鼻腔用圧力センサからの出力電流信号および前記右鼻腔用圧力センサからの出力電流信号に含まれる 0.07 Hz 以上 3.4 Hz 以下の信号を抽出するフィルタを備えてもよい。

[0012] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置は、前記左鼻腔用圧力センサによって検出された圧力と、前記右鼻腔用圧力センサによって検出された圧力とを記録する記録部を更に備えてもよい。

[0013] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置は、前記左鼻腔用チューブと前記左鼻腔用圧力センサとの間に配置される筒状の左鼻腔用チューブコネクタと、前記右鼻腔用チューブと前記右鼻腔用圧力センサとの間に配置される筒状の右鼻腔用チューブコネクタとを更に備え、前記左鼻腔用チューブコネクタのセンサ側端部の内径は、前記左鼻腔用圧力センサの直径よりも大きく、前記右鼻腔用チューブコネクタのセンサ側端部の内径は、前記右鼻腔用圧力センサの直径よりも大きく、前記左鼻腔用圧力センサの感圧部は、前記左鼻腔用チューブコネクタ内に挿入されており、前記右鼻腔用圧力センサの感圧部は、前記右鼻腔用チューブコネクタ内に挿入されていてもよい。

[0014] 本発明の一実施形態は、被験者の左鼻腔内の圧力を検出する左鼻腔用圧力センサと、被験者の右鼻腔内の圧力を検出する右鼻腔用圧力センサと、前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電氣的に接続される演算部とを備え、前記左鼻腔用圧力センサによる被験者の左鼻腔内の圧力の検出と、前記右鼻腔用圧力センサによる被験者の右鼻腔内の圧力の検出とは、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実

行可能であり、被験者の左鼻腔通気度は、前記左鼻腔用圧力センサによって検出される圧力に基づいて得られ、被験者の右鼻腔通気度は、前記右鼻腔用圧力センサによって検出される圧力に基づいて得られる、鼻腔通気度検査装置である。

[0015] 本発明の一実施形態の鼻腔通気度検査装置では、前記左鼻腔用圧力センサの直径は、被験者の左鼻腔の入口部分の内径よりも小さく、前記右鼻腔用圧力センサの直径は、被験者の右鼻腔の入口部分の内径よりも小さく、前記鼻腔通気度検査装置の使用時に、前記左鼻腔用圧力センサの感圧部は被験者の左鼻腔内に挿入され、前記右鼻腔用圧力センサの感圧部は被験者の右鼻腔内に挿入されてもよい。

[0016] 本発明の一実施形態は、被験者の左鼻腔通気度および右鼻腔通気度を得る鼻腔通気度検査装置において用いられる鼻腔通気度検査装置用回路であって、左鼻腔用圧力センサと右鼻腔用圧力センサとに電氣的に接続される演算部と、前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電力を供給する電源と、前記左鼻腔用圧力センサおよび前記右鼻腔用圧力センサと前記電源との間に配置される定電圧回路またはカレントミラー回路とを備える、鼻腔通気度検査装置用回路であってもよい。

発明の効果

[0017] この発明によれば、睡眠時における左鼻腔通気度と右鼻腔通気度とを得ることができる鼻腔通気度検査装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]第1実施形態の鼻腔通気度検査装置の構成の一例を示す図である。

[図2]左鼻腔用チューブの被験者側端部が被験者の左鼻腔内に挿入され、右鼻腔用チューブの被験者側端部が被験者の右鼻腔内に挿入されている状態を示す図である。

[図3]左鼻腔用圧力センサおよび右鼻腔用圧力センサが実装された鼻腔通気度検査装置用回路の一例の全体を示す図である。

[図4]図3中の左鼻腔用圧力センサ、右鼻腔用圧力センサ、左鼻腔用チューブ

コネクタ、右鼻腔用チューブコネクタなどの拡大図である。

[図5A]左鼻腔用圧力センサを一方の側から見た斜視図である。

[図5B]左鼻腔用圧力センサを他方の側から見た斜視図である。

[図6A]右鼻腔用圧力センサと右鼻腔用チューブコネクタとの関係を示す図である。

[図6B]左鼻腔用圧力センサと左鼻腔用チューブコネクタとの関係を示す図である。

[図7]左鼻腔用圧力センサによって検出された圧力および右鼻腔用圧力センサによって検出された圧力の一例を示す図である。

[図8]第2実施形態の鼻腔通気度検査装置の構成の一例を示す図である。

[図9]第3実施形態の鼻腔通気度検査装置の構成の一例を示す図である。

[図10]第4実施形態の鼻腔通気度検査装置の構成の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0019] 以下、図面を参照し、本発明の鼻腔通気度検査装置の実施形態について説明する。

[0020] [第1実施形態]

図1は第1実施形態の鼻腔通気度検査装置1の構成の一例を示す図である。

図1に示す例では、鼻腔通気度検査装置1が、左鼻腔用圧力センサ11Lと、右鼻腔用圧力センサ11Rと、左鼻腔用チューブ12Lと、右鼻腔用チューブ12Rと、左鼻腔用チューブコネクタ14Lと、右鼻腔用チューブコネクタ14Rと、鼻腔通気度検査装置用回路CTとを備えている。左鼻腔用圧力センサ11Lおよび右鼻腔用圧力センサ11Rは、鼻腔通気度検査装置用回路CTに実装されている。鼻腔通気度検査装置用回路CTの大きさは、被験者などが鼻腔通気度検査装置1を携帯できるように設定されている。つまり、鼻腔通気度検査装置1は、ポータブル鼻腔通気度検査装置である。

[0021] 左鼻腔用チューブ12Lは、被験者側端部12L1と、センサ側端部12L2とを備えている。被験者側端部12L1は、被験者の左鼻腔内に挿入さ

れる。

右鼻腔用チューブ 1 2 R は、被験者側端部 1 2 R 1 と、センサ側端部 1 2 R 2 とを備えている。被験者側端部 1 2 R 1 は、被験者の右鼻腔内に挿入される。

図 2 は左鼻腔用チューブ 1 2 L の被験者側端部 1 2 L 1 が被験者の左鼻腔内に挿入され、右鼻腔用チューブ 1 2 R の被験者側端部 1 2 R 1 が被験者の右鼻腔内に挿入されている状態を示す図である。

図 2 に示す例では、左鼻腔用チューブ 1 2 L の被験者側端部 1 2 L 1 の直径が、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径である。また、右鼻腔用チューブ 1 2 R の被験者側端部 1 2 R 1 の直径は、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径である。

[0022] 図 1 に示す例では、左鼻腔用チューブ 1 2 L のセンサ側端部 1 2 L 2 が、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L に接続されている。左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L は、左鼻腔用チューブ 1 2 L と左鼻腔用圧力センサ 1 1 L との間に配置されている。

右鼻腔用チューブ 1 2 R のセンサ側端部 1 2 R 2 は、右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R に接続されている。右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R は、右鼻腔用チューブ 1 2 R と右鼻腔用圧力センサ 1 1 R との間に配置されている。

[0023] 図 3 は左鼻腔用圧力センサ 1 1 L および右鼻腔用圧力センサ 1 1 R が実装された鼻腔通気度検査装置用回路 C T の一例の全体を示す図である。図 4 は図 3 中の左鼻腔用圧力センサ 1 1 L、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L、右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R などの拡大図である。

図 3 および図 4 に示す例では、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L および右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R が筒状である。

図 4 に示す例では、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L が、被験者側端部 1 4 L 1 と、センサ側端部 1 4 L 2 とを備えている。被験者側端部 1 4 L 1 は、左鼻腔用チューブ 1 2 L のセンサ側端部 1 2 L 2 に接続されている。

右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R は、被験者側端部 1 4 R 1 と、センサ側端部 1 4 R 2 とを備えている。被験者側端部 1 4 R 1 は、右鼻腔用チューブ 1 2 R のセンサ側端部 1 2 R 2 に接続されている。

[0024] 図 4 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L が、左鼻腔用チューブ 1 2 L 内の圧力を検出する。左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の一部は、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L 内に挿入されている。

右鼻腔用圧力センサ 1 1 R は、右鼻腔用チューブ 1 2 R 内の圧力を検出する。右鼻腔用圧力センサ 1 1 R の一部は、右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R 内に挿入されている。

図 4 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L および右鼻腔用圧力センサ 1 1 R として同一の部品が用いられている。

[0025] 図 5 A および図 5 B は図 4 中の左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の部品図である。詳細には、図 5 A は左鼻腔用圧力センサ 1 1 L を一方の側から見た斜視図である。図 5 B は左鼻腔用圧力センサ 1 1 L を他方の側から見た斜視図である。図 6 A は右鼻腔用圧力センサ 1 1 R と右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R との関係を示す図である。図 6 B は左鼻腔用圧力センサ 1 1 L と左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L との関係を示す図である。

図 5 A、図 5 B および図 6 B に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L として、エレクトレットコンデンサマイクが用いられている。左鼻腔用圧力センサ 1 1 L は、一方の側の端面 1 1 L 1 と、他方の側の端面 1 1 L 2 と、それらを橋絡する円筒状の側面 1 1 L 3 とを備えている。感圧部 1 1 L 1 A は、端面 1 1 L 1 に配置されている。端面 1 1 L 2 に配置された端子は、鼻腔通気度検査装置用回路 C T に実装される。

図 4 および図 6 B に示す例では、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L のセンサ側端部 1 4 L 2 の内径が、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の直径（詳細には、側面 1 1 L 3 の直径）よりも大きい。感圧部 1 1 L 1 A は、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L 内に挿入されている。

[0026] 図 5 A、図 5 B および図 6 A に示す例では、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R と

して、エレクトレットコンデンサマイクが用いられている。右鼻腔用圧力センサ 11 R は、一方の側の端面 11 R 1 と、他方の側の端面 11 R 2 と、それらを橋絡する円筒状の側面 11 R 3 とを備えている。感圧部 11 R 1 A は、端面 11 R 1 に配置されている。端面 11 R 2 に配置された端子は、鼻腔通気度検査装置用回路 C T に実装される。

図 4 および図 6 A に示す例では、右鼻腔用チューブコネクタ 14 R のセンサ側端部 14 R 2 の内径が、右鼻腔用圧力センサ 11 R の直径（詳細には、側面 11 R 3 の直径）よりも大きい。感圧部 11 R 1 A は、右鼻腔用チューブコネクタ 14 R 内に挿入されている。

他の例では、微圧センサ、サーミスタ（抵抗素子）、サーモカップル（熱電対）、圧電フィルム（P V D F（polyvinylidene fluoride film）フィルム）、歪ゲージ、エレクトレットコンデンサマイクではないマイクセンサなどのような、エレクトレットコンデンサマイク以外のものを、左鼻腔用圧力センサ 11 L および右鼻腔用圧力センサ 11 R として用いてもよい。

[0027] 図 1 に示す例では、鼻腔通気度検査装置用回路 C T に、演算部 13 と、電源 15 と、定電圧回路 16 A と、記録部 17 とを備えている。

演算部 13 は、左鼻腔用圧力センサ 11 L と右鼻腔用圧力センサ 11 R とに電氣的に接続されている。電源 15 は、左鼻腔用圧力センサ 11 L と右鼻腔用圧力センサ 11 R とに電力を供給する。

左鼻腔用圧力センサ 11 L および右鼻腔用圧力センサ 11 R と、電源 15 とは、定電圧回路 16 A を介して接続される。

他の例では、左鼻腔用圧力センサ 11 L および右鼻腔用圧力センサ 11 R と、電源 15 とが、カレントミラー回路を介して接続されてもよい。

[0028] 図 1 に示す例では、演算部 13 が、トランスインピーダンスアンプ 13 A と、フィルタ 13 B とを備えている。

トランスインピーダンスアンプ 13 A は、左鼻腔用圧力センサ 11 L からの出力電流信号と、右鼻腔用圧力センサ 11 R からの出力電流信号とを処理する。また、トランスインピーダンスアンプ 13 A は、オペアンプ 13 A 1

を備えている。オペアンプ 13A1 の利得帯域幅積（GB 積）は、1 MHz 以下に設定されている。

フィルタ 13B は、左鼻腔用圧力センサ 11L からの出力電流信号および右鼻腔用圧力センサ 11R からの出力電流信号に含まれる 0.07 Hz 以上 3.4 Hz 以下の信号を抽出する。

[0029] 図 1 に示す例では、記録部 17 が、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力と、右鼻腔用圧力センサ 11R によって検出された圧力とを記録する。

図 7 は左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力および右鼻腔用圧力センサ 11R によって検出された圧力の一例を示す図である。図 7 の縦軸は圧力を示しており、図 7 の横軸は時間を示している。

図 7 に示す例では、時間の変化に応じて、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力の値が変動している。詳細には、被験者が息を吐く時に、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力の値が大きくなる。被験者が息を吸う時には、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力の値が小さくなる。

右鼻腔用圧力センサ 11R によって検出された圧力の値の時間の変化に応じた変動量は、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力の値の時間の変化に応じた変動量よりも小さい。

[0030] 図 1 に示す例では、図 7 に示すような圧力の検出結果が得られる場合に、鼻腔通気度検査装置 1 は、被験者の左鼻腔の通気度が高く（つまり、左鼻腔が通っており）、被験者の右鼻腔の通気度が低い（つまり、右鼻腔が通っていない）旨の検査結果を出す。

つまり、図 1 に示す例では、被験者の左鼻腔の通気度が、左鼻腔用チューブ 12L 内の圧力に基づいて得られ、被験者の右鼻腔の通気度が、右鼻腔用チューブ 12R 内の圧力に基づいて得られる。

詳細には、図 1 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 11L による左鼻腔用チューブ 12L 内の圧力の検出と、右鼻腔用圧力センサ 11R による右鼻腔

用チューブ 1 2 R 内の圧力の検出とが、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能である。

[0031] <第 1 実施形態のまとめ>

第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L による左鼻腔用チューブ 1 2 L 内の圧力の検出と、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R による右鼻腔用チューブ 1 2 R 内の圧力の検出とが、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能である。

また、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、被験者の左鼻腔内に挿入される左鼻腔用チューブ 1 2 L の被験者側端部 1 2 L 1 の直径が、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、被験者の右鼻腔内に挿入される右鼻腔用チューブ 1 2 R の被験者側端部 1 2 R 1 の直径が、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径である。

そのため、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、睡眠時における左鼻腔通気度および右鼻腔通気度の両方を得ることができる。つまり、長時間にわたって連続して左鼻腔通気度および右鼻腔通気度を得ることができる。

[0032] 第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L が、左鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクであり、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R が、右鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクである。

そのため、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、高価なセンサが用いられる場合よりも、鼻腔通気度検査装置 1 のコストを抑制することができる。

[0033] 第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L および右鼻腔用圧力センサ 1 1 R と、電源 1 5 とが、定電圧回路 1 6 A またはカレントミラー回路を介して接続される。

そのため、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、左鼻腔用圧力

センサ 11 L および右鼻腔用圧力センサ 11 R と電源 15 とが定電圧回路 16 A またはカレントミラー回路を介して接続されない場合よりも、左鼻腔用圧力センサ 11 L の信号と右鼻腔用圧力センサ 11 R の信号とが相互に悪影響をおよぼしてしまうおそれを抑制することができる。

[0034] 第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、トランスインピーダンスアンプ 13 A によって、左鼻腔用圧力センサ 11 L からの出力電流信号と、右鼻腔用圧力センサ 11 R からの出力電流信号とが処理され、トランスインピーダンスアンプ 13 A が備えるオペアンプ 13 A 1 の利得帯域幅積が 1 MHz 以下である。

また、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 11 L からの出力電流信号および右鼻腔用圧力センサ 11 R からの出力電流信号に含まれる 0.07 Hz 以上 3.4 Hz 以下の信号が、フィルタ 13 B によって抽出される。

そのため、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、左鼻腔用圧力センサ 11 L および右鼻腔用圧力センサ 11 R からの出力電流信号に含まれる、鼻腔通気度の検出に不要なノイズを、適切に除去することができる。

[0035] 第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 11 L の感圧部 11 L 1 A が左鼻腔用チューブコネクタ 14 L 内に挿入されており、右鼻腔用圧力センサ 11 R の感圧部 11 R 1 A が右鼻腔用チューブコネクタ 14 R 内に挿入されている。

そのため、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、左鼻腔用圧力センサ 11 L の感圧部 11 L 1 A が左鼻腔用チューブコネクタ 14 L 内に挿入されておらず、右鼻腔用圧力センサ 11 R の感圧部 11 R 1 A が右鼻腔用チューブコネクタ 14 R 内に挿入されていない場合よりも、右鼻腔の気流によって左鼻腔用圧力センサ 11 L による圧力の検出精度が低下してしまうおそれを抑制することができ、左鼻腔の気流によって右鼻腔用圧力センサ 11 R による圧力の検出精度が低下してしまうおそれを抑制することができる。

[0036] 詳細には、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によって、被験者の呼吸

回数、左右の通気度の差、鼻づまり状況などが検査結果として得られる。第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によって得られた検査結果は、例えば、アレルギー性鼻炎（花粉症など）の評価、副鼻腔炎（ちくのう症）の評価、ストレスの評価、睡眠時無呼吸の評価などに用いられる。

換言すれば、第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、両側の鼻腔通気度を安価に非侵襲的に 24 時間継続して計測することができる。また、非常に安価に入手可能なエレクトレットコンデンサマイクを回路の工夫などにより鼻腔の圧力センサとして利用することで、精度良く、非常に安価に計測することができる。また、睡眠時無呼吸を始め、アレルギー性鼻炎・副鼻腔炎・ストレス等による鼻閉の状態を継続して計測することで、それぞれの疾患の状態を詳細に評価し、より適切な治療や症状の改善につなげることができる。

[0037] [第 2 実施形態]

以下、本発明の鼻腔通気度検査装置の第 2 実施形態について、図面を参照して説明する。

第 2 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 は、後述する点を除き、上述した第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 と同様である。従って、第 2 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、後述する点を除き、上述した第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 と同様の効果を奏することができる。

[0038] 図 8 は第 2 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 の構成の一例を示す図である。

上述したように、図 1 に示す例では、鼻腔通気度検査装置 1 が、記録部 17 を備えている。

一方、図 8 に示す例では、鼻腔通気度検査装置 1 が、記録部 17 を備えておらず、無線通信、有線通信などを行う通信部 18 を備えている。

図 8 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力のデータと、右鼻腔用圧力センサ 11R によって検出された圧力のデータとが、鼻腔通気度検査装置 1 内に記録されるのではなく、通信部 18 を介して鼻

腔通気度検査装置 1 外のパソコン、スマートフォンなどの端末装置に送信され、その端末装置において記録され、データ解析などに用いられる。

[0039] [第 3 実施形態]

以下、本発明の鼻腔通気度検査装置の第 3 実施形態について、図面を参照して説明する。

第 3 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 は、後述する点を除き、上述した第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 と同様である。従って、第 3 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 によれば、後述する点を除き、上述した第 1 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 と同様の効果を奏することができる。

[0040] 図 9 は第 3 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 の構成の一例を示す図である。

上述したように、図 1 に示す例では、鼻腔通気度検査装置 1 が、左鼻腔用チューブ 1 2 L と、右鼻腔用チューブ 1 2 R と、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L と、右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R とを備えている。

一方、図 9 に示す例では、鼻腔通気度検査装置 1 が、左鼻腔用チューブ 1 2 L と、右鼻腔用チューブ 1 2 R と、左鼻腔用チューブコネクタ 1 4 L と、右鼻腔用チューブコネクタ 1 4 R とを備えていない。

図 9 に示す例では、鼻腔通気度検査装置 1 の使用時に、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の感圧部 1 1 L 1 A が被験者の左鼻腔内に挿入され、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R の感圧部 1 1 R 1 A が被験者の右鼻腔内に挿入される。つまり、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L は、被験者の左鼻腔内の圧力を検出する。右鼻腔用圧力センサ 1 1 R は、被験者の右鼻腔内の圧力を検出する。

[0041] 図 9 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L として、エレクトレットコンデンサマイクが用いられる。左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の端面 1 1 L 2 に配置された端子は、鼻腔通気度検査装置用回路 C T に電氣的に接続される。また、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R として、エレクトレットコンデンサマイクが用いられる。右鼻腔用圧力センサ 1 1 R の端面 1 1 R 2 に配置された端子は、鼻腔通気度検査装置用回路 C T に電氣的に接続される。詳細には、左鼻

腔用圧力センサ 1 1 L および右鼻腔用圧力センサ 1 1 R は、演算部 1 3 に電氣的に接続される。

[0042] 図 9 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の直径（詳細には、側面 1 1 L 3 の直径）は、被験者の左鼻腔の入口部分の内径よりも小さい。また、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R の直径（詳細には、側面 1 1 R 3 の直径）は、被験者の右鼻腔の入口部分の内径よりも小さい。

[0043] 図 9 に示す例では、図 1 に示す例と同様に、例えば図 7 に示すような圧力の検出結果が得られる場合に、鼻腔通気度検査装置 1 は、被験者の左鼻腔の通気度が高く（つまり、左鼻腔が通っており）、被験者の右鼻腔の通気度が低い（つまり、右鼻腔が通っていない）旨の検査結果を出す。

つまり、図 9 に示す例では、被験者の左鼻腔の通気度が、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L によって検出される被験者の左鼻腔内の圧力に基づいて得られる。被験者の右鼻腔の通気度は、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R によって検出される被験者の右鼻腔内の圧力に基づいて得られる。

詳細には、図 9 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L による被験者の左鼻腔内の圧力の検出と、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R による被験者の右鼻腔内の圧力の検出とが、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能である。

[0044] <第 3 実施形態のまとめ>

第 3 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、左鼻腔用圧力センサ 1 1 L による被験者の左鼻腔内の圧力の検出と、右鼻腔用圧力センサ 1 1 R による被験者の右鼻腔内の圧力の検出とが、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能である。

また、第 3 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 では、上述したように、被験者の左鼻腔内に挿入される左鼻腔用圧力センサ 1 1 L の直径が、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、被験者の右鼻腔内に挿入される右鼻腔用圧力センサ 1 1 R の直径が、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径である。

そのため、第3実施形態の鼻腔通気度検査装置1によれば、睡眠時における左鼻腔通気度および右鼻腔通気度の両方を得ることができる。つまり、長時間にわたって連続して左鼻腔通気度および右鼻腔通気度を得ることができる。

[0045] 第3実施形態の鼻腔通気度検査装置1では、上述したように、鼻腔通気度検査装置1の使用時に、左鼻腔用圧力センサ11Lの感圧部11L1Aが被験者の左鼻腔内に挿入され、右鼻腔用圧力センサ11Rの感圧部11R1Aが被験者の右鼻腔内に挿入される。

そのため、第3実施形態の鼻腔通気度検査装置1によれば、鼻腔通気度検査装置1の使用時に、左鼻腔用圧力センサ11Lの感圧部11L1Aが被験者の左鼻腔内に挿入されず、右鼻腔用圧力センサ11Rの感圧部11R1Aが被験者の右鼻腔内に挿入されない場合よりも、右鼻腔の気流によって左鼻腔用圧力センサ11Lによる圧力の検出精度が低下してしまうおそれを抑制することができ、左鼻腔の気流によって右鼻腔用圧力センサ11Rによる圧力の検出精度が低下してしまうおそれを抑制することができる。

[0046] [第4実施形態]

以下、本発明の鼻腔通気度検査装置の第4実施形態について、図面を参照して説明する。

第4実施形態の鼻腔通気度検査装置1は、後述する点を除き、上述した第3実施形態の鼻腔通気度検査装置1と同様である。従って、第4実施形態の鼻腔通気度検査装置1によれば、後述する点を除き、上述した第3実施形態の鼻腔通気度検査装置1と同様の効果を奏することができる。

[0047] 図10は第4実施形態の鼻腔通気度検査装置1の構成の一例を示す図である。

上述したように、図9に示す例では、鼻腔通気度検査装置1が、記録部17を備えている。

一方、図10に示す例では、鼻腔通気度検査装置1が、記録部17を備えておらず、無線通信、有線通信などを行う通信部18を備えている。

図 10 に示す例では、左鼻腔用圧力センサ 11L によって検出された圧力のデータと、右鼻腔用圧力センサ 11R によって検出された圧力のデータとが、鼻腔通気度検査装置 1 内に記録されるのではなく、通信部 18 を介して鼻腔通気度検査装置 1 外のパソコン、スマートフォンなどの端末装置に送信され、その端末装置において記録され、データ解析などに用いられる。

[0048] 第 1 から第 4 実施形態の鼻腔通気度検査装置 1 に適用可能な鼻腔通気度検査装置用回路 CT は、上述したように、被験者の左鼻腔通気度および右鼻腔通気度を得る鼻腔通気度検査装置 1 において用いられる鼻腔通気度検査装置用回路 CT であって、左鼻腔用圧力センサ 11L と右鼻腔用圧力センサ 11R とに電氣的に接続される演算部 13 と、左鼻腔用圧力センサ 11L と右鼻腔用圧力センサ 11R とに電力を供給する電源 15 と、左鼻腔用圧力センサ 11L および右鼻腔用圧力センサ 11R と電源 15 との間に配置される定電圧回路 16A またはカレントミラー回路とを備える。

[0049] 以上、本発明の実施形態を図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更を加えることができる。上述した各実施形態に記載の構成を組み合わせてもよい。

符号の説明

[0050] 1…鼻腔通気度検査装置、11L…左鼻腔用圧力センサ、11L1…端面、11L1A…感圧部、11L2…端面、11L3…側面、11R…右鼻腔用圧力センサ、11R1…端面、11R1A…感圧部、11R2…端面、11R3…側面、12L…左鼻腔用チューブ、12L1…被験者側端部、12L2…センサ側端部、12R…右鼻腔用チューブ、12R1…被験者側端部、12R2…センサ側端部、13…演算部、13A…トランスインピーダンスアンプ、13A1…オペアンプ、13B…フィルタ、14L…左鼻腔用チューブコネクタ、14L1…被験者側端部、14L2…センサ側端部、14R…右鼻腔用チューブコネクタ、14R1…被験者側端部、14R2…センサ側端部、15…電源、16A…定電圧回路、17…記録部、18…通信部、

C T…鼻腔通気度検査装置用回路

請求の範囲

[請求項1]

被験者側端部とセンサ側端部とを有する左鼻腔用チューブと、
被験者側端部とセンサ側端部とを有する右鼻腔用チューブと、
前記左鼻腔用チューブ内の圧力を検出する左鼻腔用圧力センサと、
前記右鼻腔用チューブ内の圧力を検出する右鼻腔用圧力センサと、
前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電氣的に接続される演算部とを備え、

前記左鼻腔用チューブの被験者側端部は被験者の左鼻腔内に挿入され、かつ、前記左鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の左鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、

前記右鼻腔用チューブの被験者側端部は被験者の右鼻腔内に挿入され、かつ、前記右鼻腔用チューブの被験者側端部の直径は、被験者の右鼻腔のすべてを占拠しない直径であり、

前記左鼻腔用圧力センサによる前記左鼻腔用チューブ内の圧力の検出と、前記右鼻腔用圧力センサによる前記右鼻腔用チューブ内の圧力の検出とは、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能であり、

被験者の左鼻腔通気度は、前記左鼻腔用チューブ内の圧力に基づいて得られ、

被験者の右鼻腔通気度は、前記右鼻腔用チューブ内の圧力に基づいて得られる、

鼻腔通気度検査装置。

[請求項2]

前記左鼻腔用圧力センサは、左鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクであり、

前記右鼻腔用圧力センサは、右鼻腔用エレクトレットコンデンサマイクである、

請求項1に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項3]

前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電力を供給

する電源を更に備え、

前記左鼻腔用圧力センサおよび前記右鼻腔用圧力センサと、前記電源とは、定電圧回路またはカレントミラー回路を介して接続される、請求項 1 に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項4] 前記演算部は、前記左鼻腔用圧力センサからの出力電流信号と、前記右鼻腔用圧力センサからの出力電流信号とを処理するトランスインピーダンスアンプを備え、

前記トランスインピーダンスアンプは、オペアンプを備え、

前記オペアンプの利得帯域幅積は、 1 MHz 以下である、

請求項 1 に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項5] 前記演算部は、前記左鼻腔用圧力センサからの出力電流信号および前記右鼻腔用圧力センサからの出力電流信号に含まれる 0.07 Hz 以上 3.4 Hz 以下の信号を抽出するフィルタを備える、

請求項 1 に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項6] 前記左鼻腔用圧力センサによって検出された圧力と、前記右鼻腔用圧力センサによって検出された圧力とを記録する記録部を更に備える、

請求項 1 に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項7] 前記左鼻腔用チューブと前記左鼻腔用圧力センサとの間に配置される筒状の左鼻腔用チューブコネクタと、

前記右鼻腔用チューブと前記右鼻腔用圧力センサとの間に配置される筒状の右鼻腔用チューブコネクタとを更に備え、

前記左鼻腔用チューブコネクタのセンサ側端部の内径は、前記左鼻腔用圧力センサの直径よりも大きく、

前記右鼻腔用チューブコネクタのセンサ側端部の内径は、前記右鼻腔用圧力センサの直径よりも大きく、

前記左鼻腔用圧力センサの感圧部は、前記左鼻腔用チューブコネクタ内に挿入されており、

前記右鼻腔用圧力センサの感圧部は、前記右鼻腔用チューブコネクタ内に挿入されている、

請求項 1 に記載の鼻腔通気度検査装置。

[請求項8]

被験者の左鼻腔内の圧力を検出する左鼻腔用圧力センサと、

被験者の右鼻腔内の圧力を検出する右鼻腔用圧力センサと、

前記左鼻腔用圧力センサと前記右鼻腔用圧力センサとに電氣的に接続される演算部とを備え、

前記左鼻腔用圧力センサによる被験者の左鼻腔内の圧力の検出と、前記右鼻腔用圧力センサによる被験者の右鼻腔内の圧力の検出とは、同時に実行され、かつ、睡眠時無呼吸を評価可能な時間にわたって継続的に実行可能であり、

被験者の左鼻腔通気度は、前記左鼻腔用圧力センサによって検出される圧力に基づいて得られ、

被験者の右鼻腔通気度は、前記右鼻腔用圧力センサによって検出される圧力に基づいて得られる、

鼻腔通気度検査装置。

[請求項9]

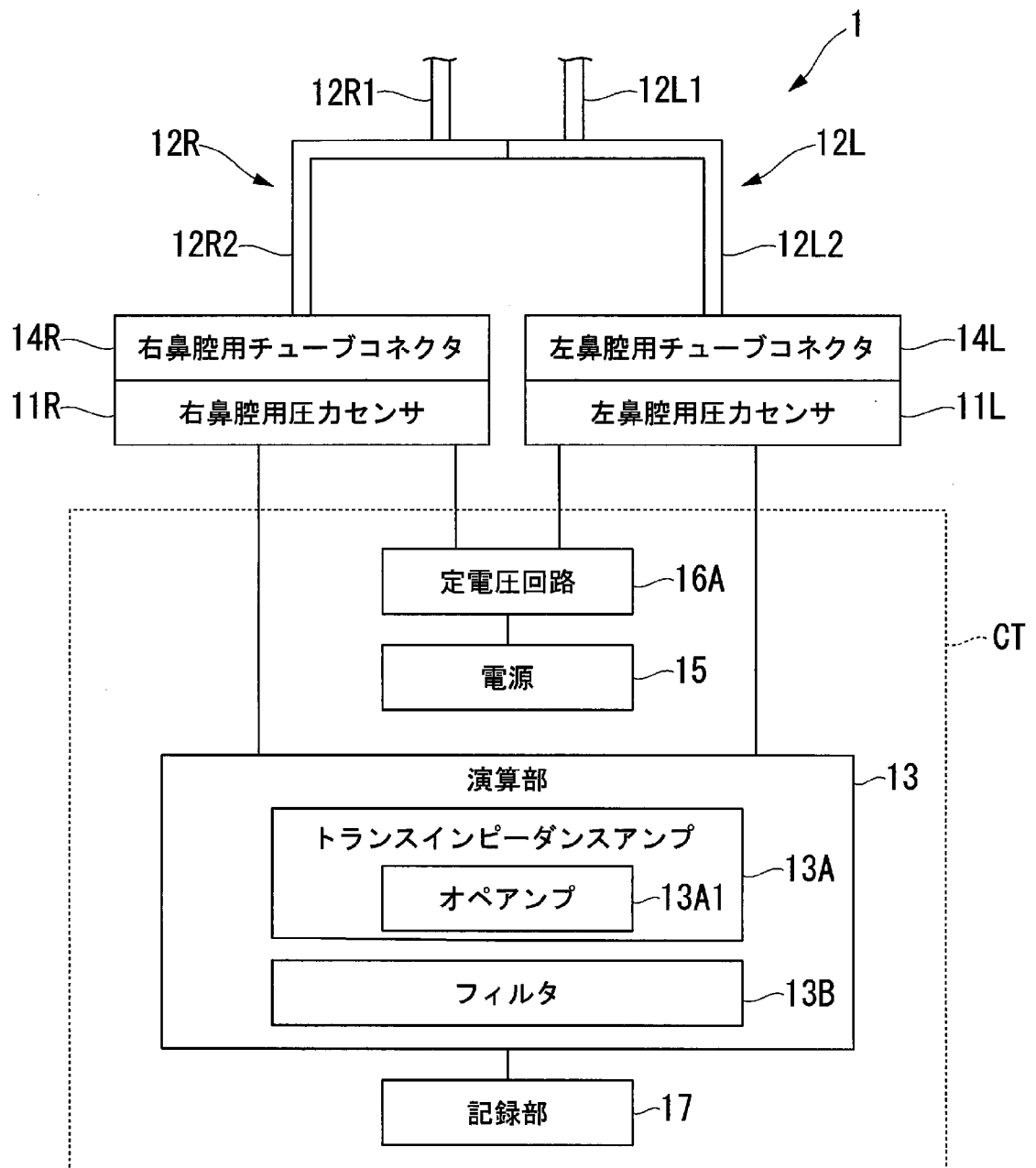
前記左鼻腔用圧力センサの直径は、被験者の左鼻腔の入口部分の内径よりも小さく、

前記右鼻腔用圧力センサの直径は、被験者の右鼻腔の入口部分の内径よりも小さく、

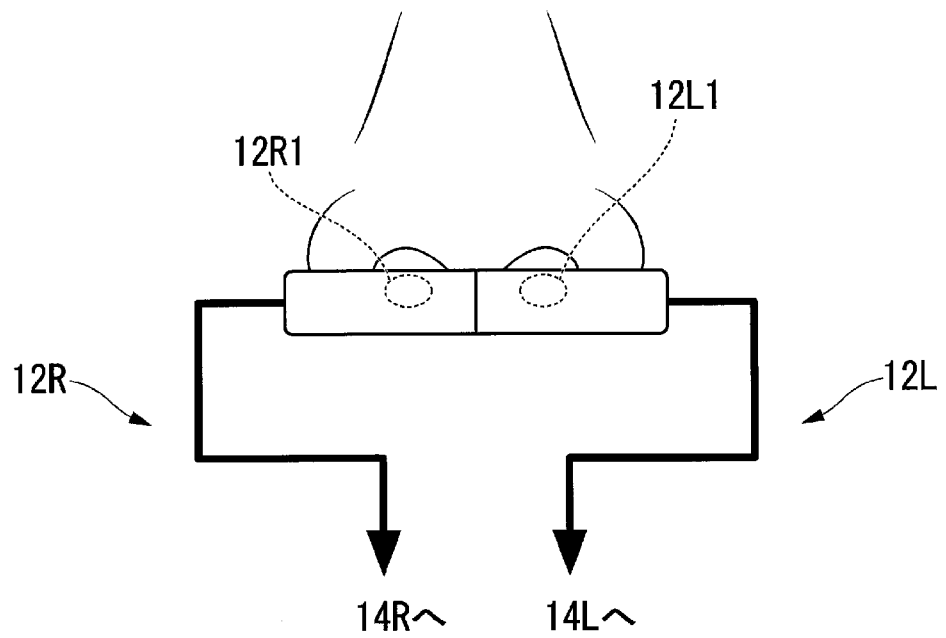
前記鼻腔通気度検査装置の使用時に、前記左鼻腔用圧力センサの感圧部は被験者の左鼻腔内に挿入され、前記右鼻腔用圧力センサの感圧部は被験者の右鼻腔内に挿入される、

請求項 8 に記載の鼻腔通気度検査装置。

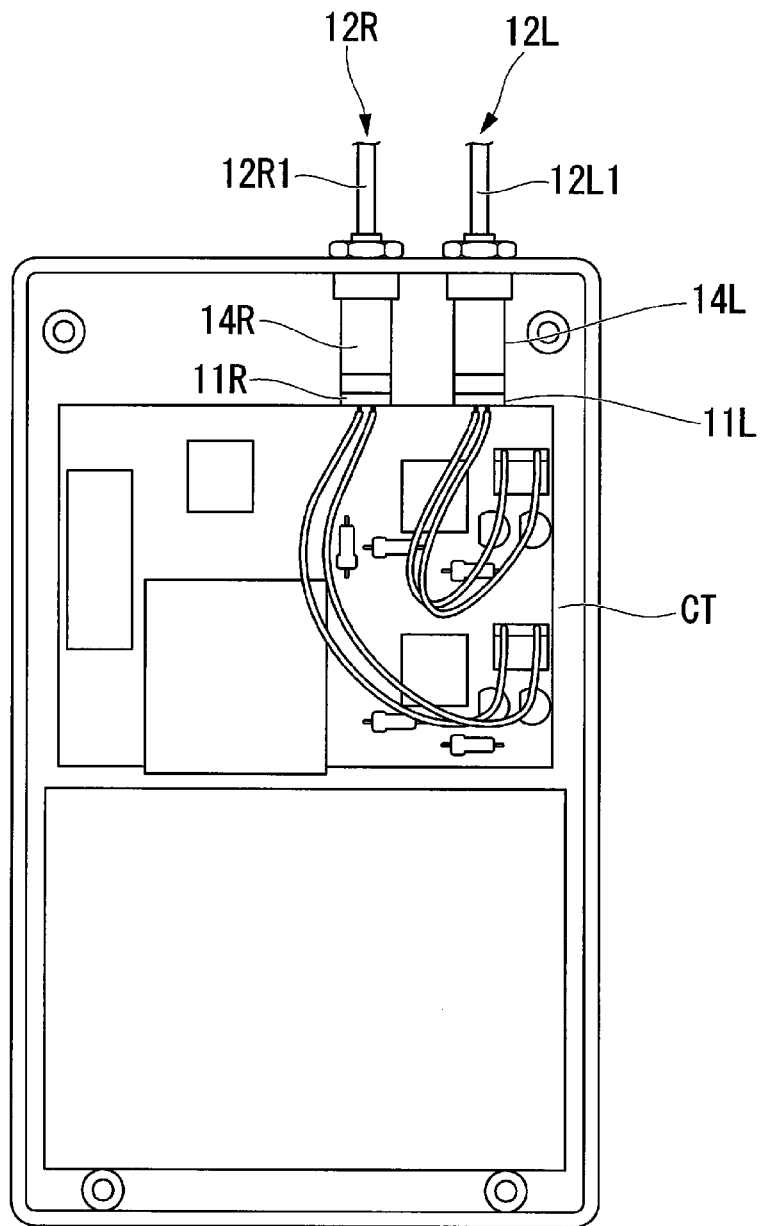
[図1]



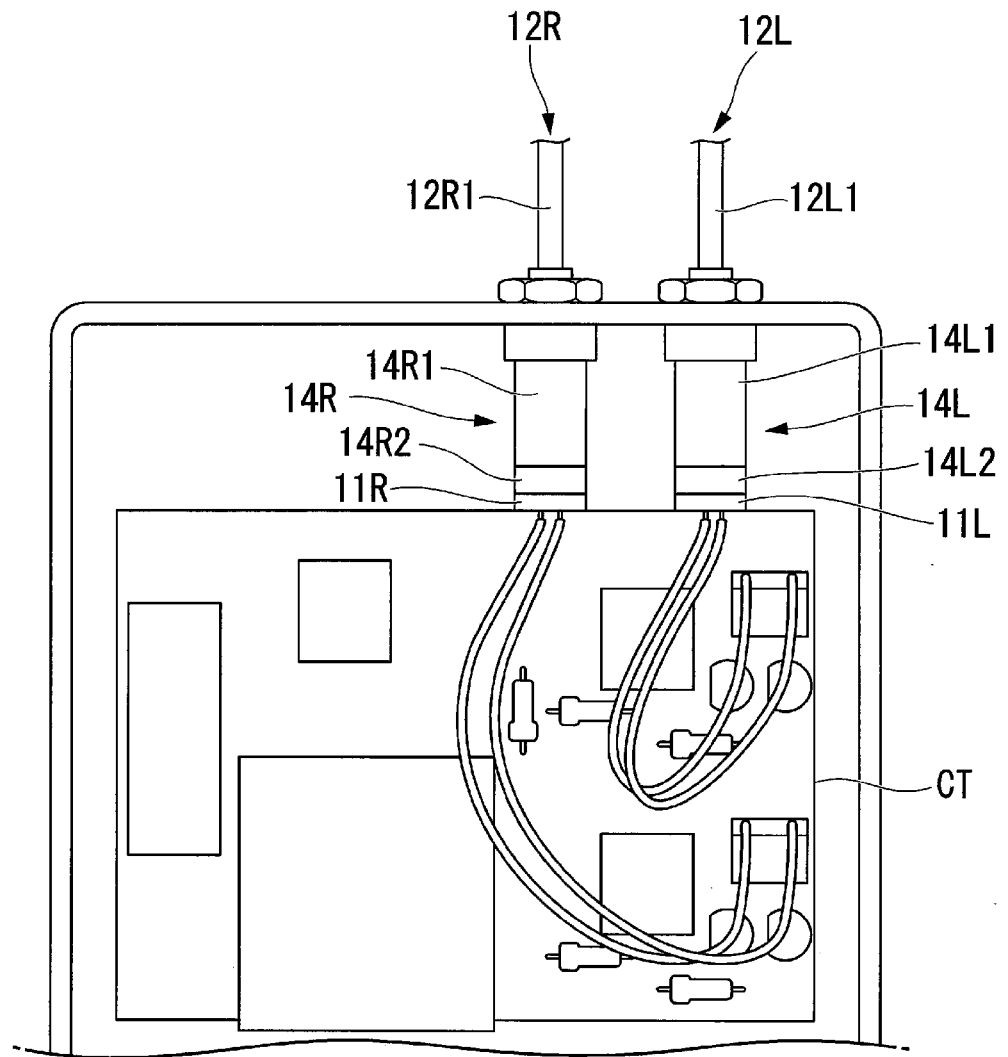
[図2]



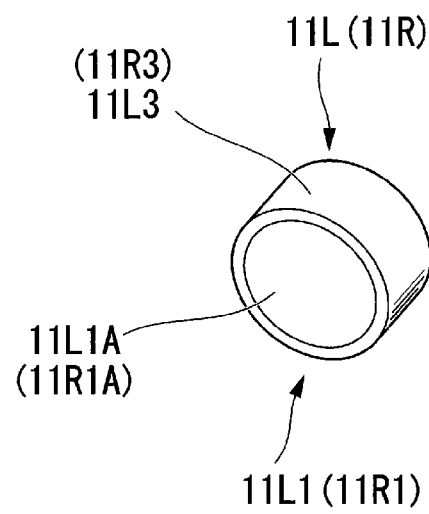
[図3]



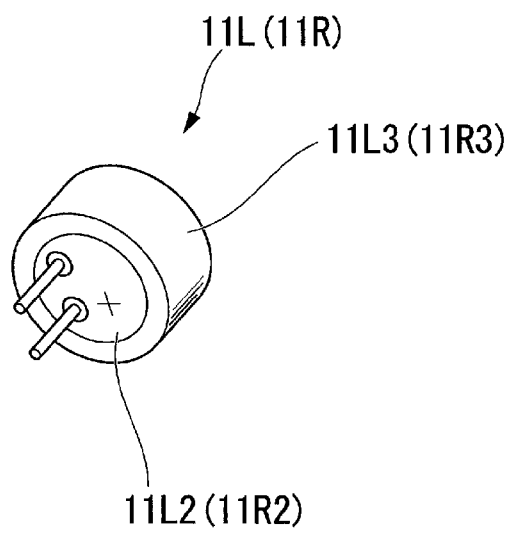
[図4]



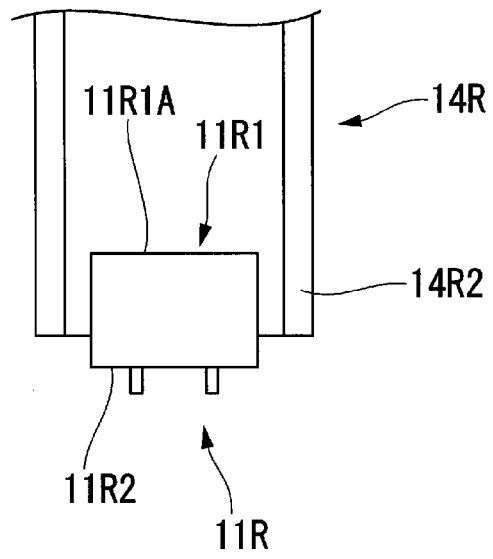
[図5A]



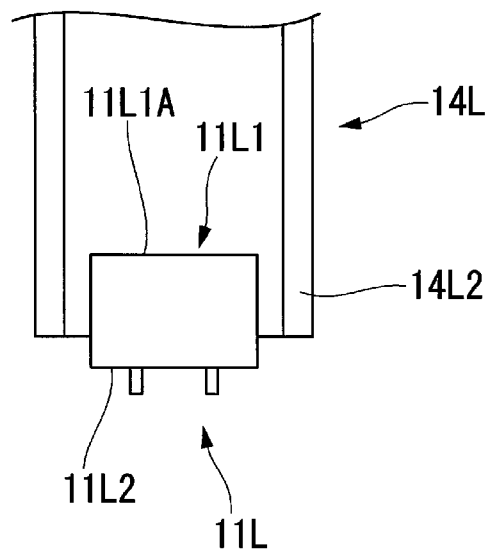
[図5B]



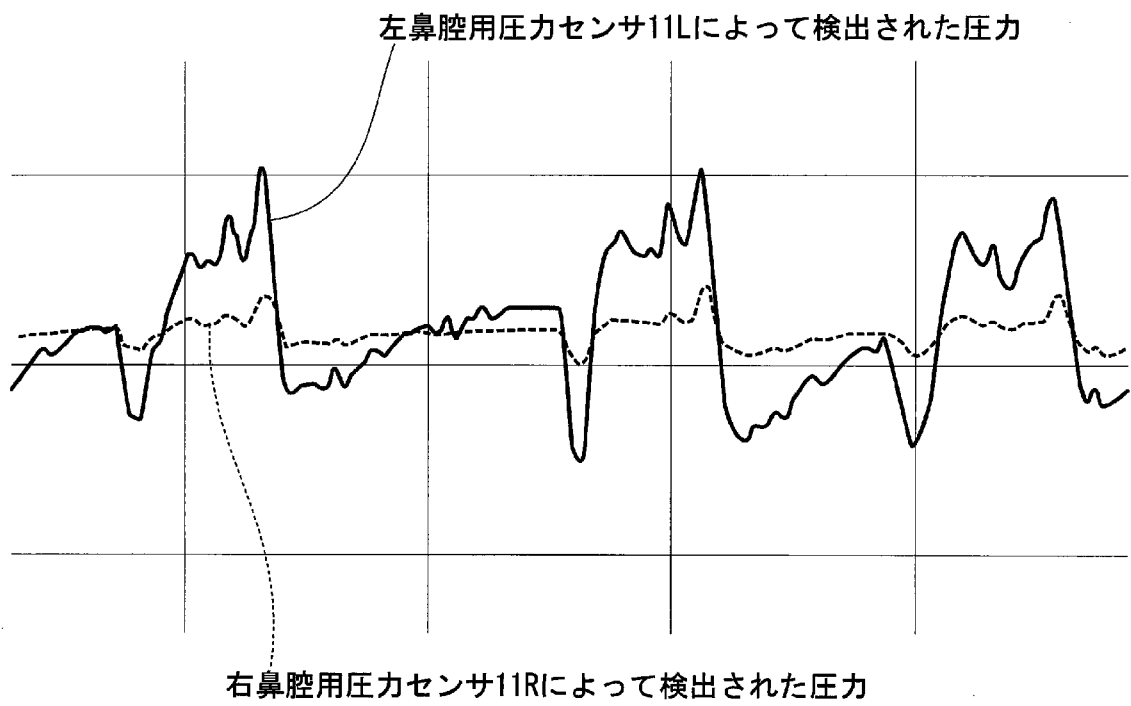
[図6A]



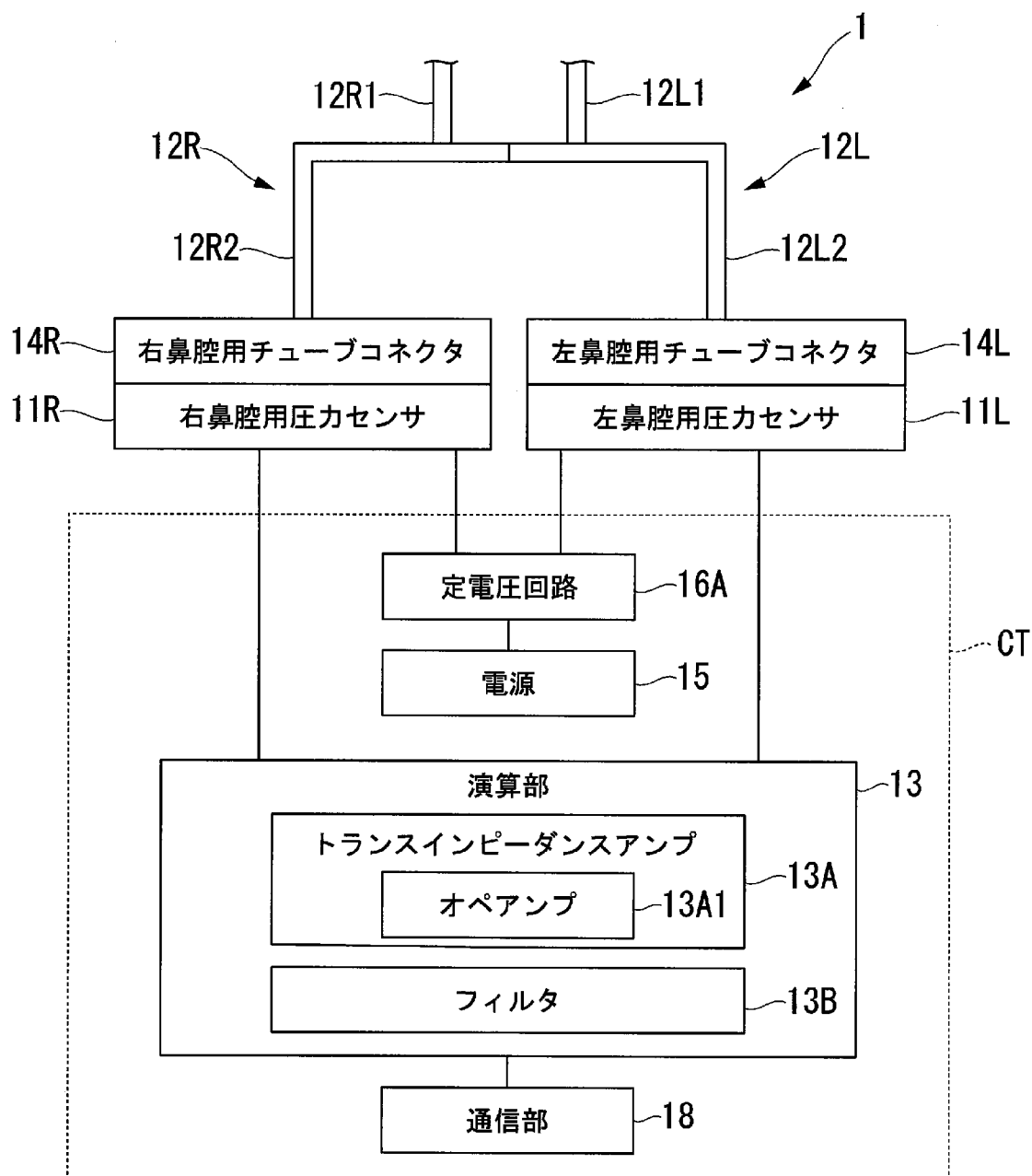
[図6B]



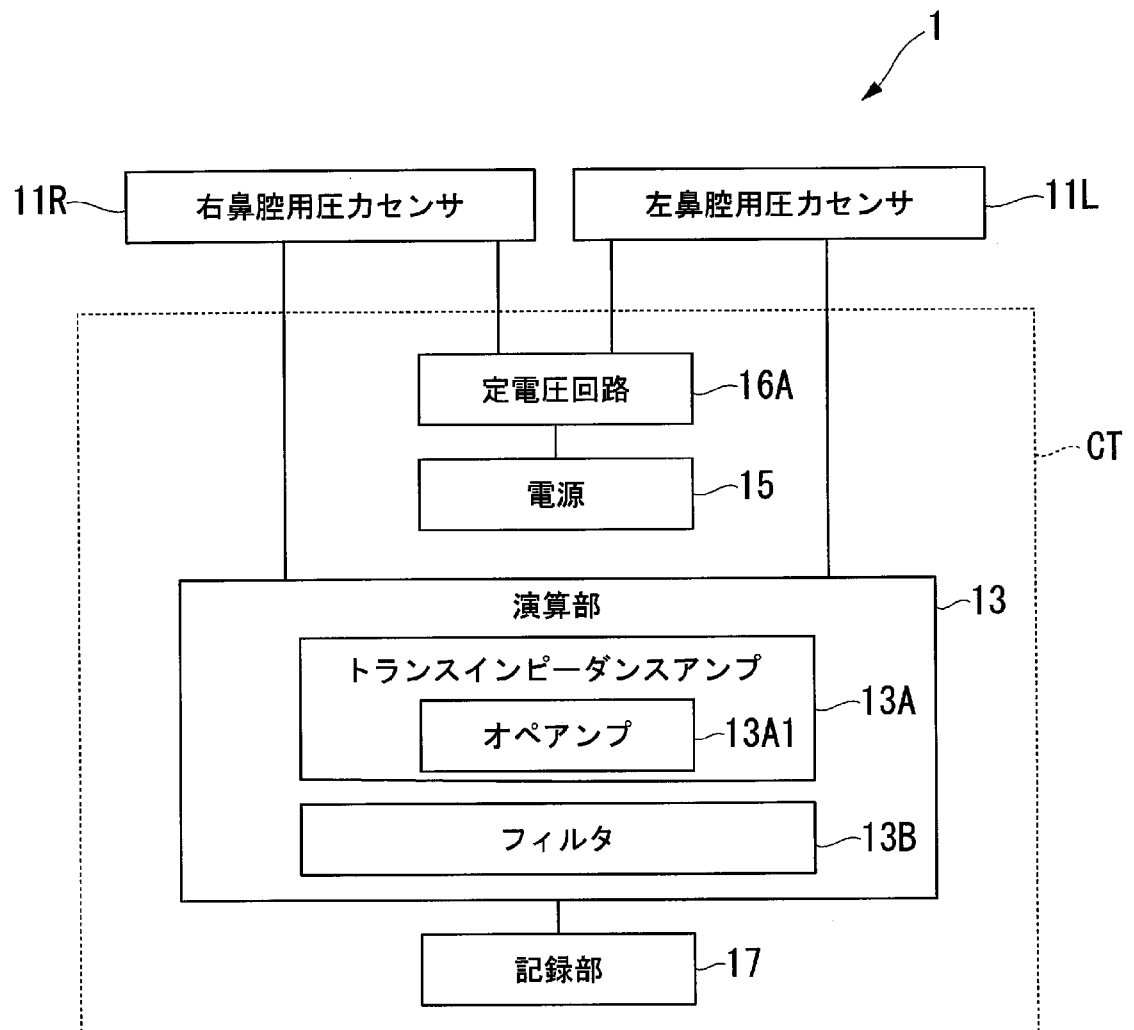
[図7]



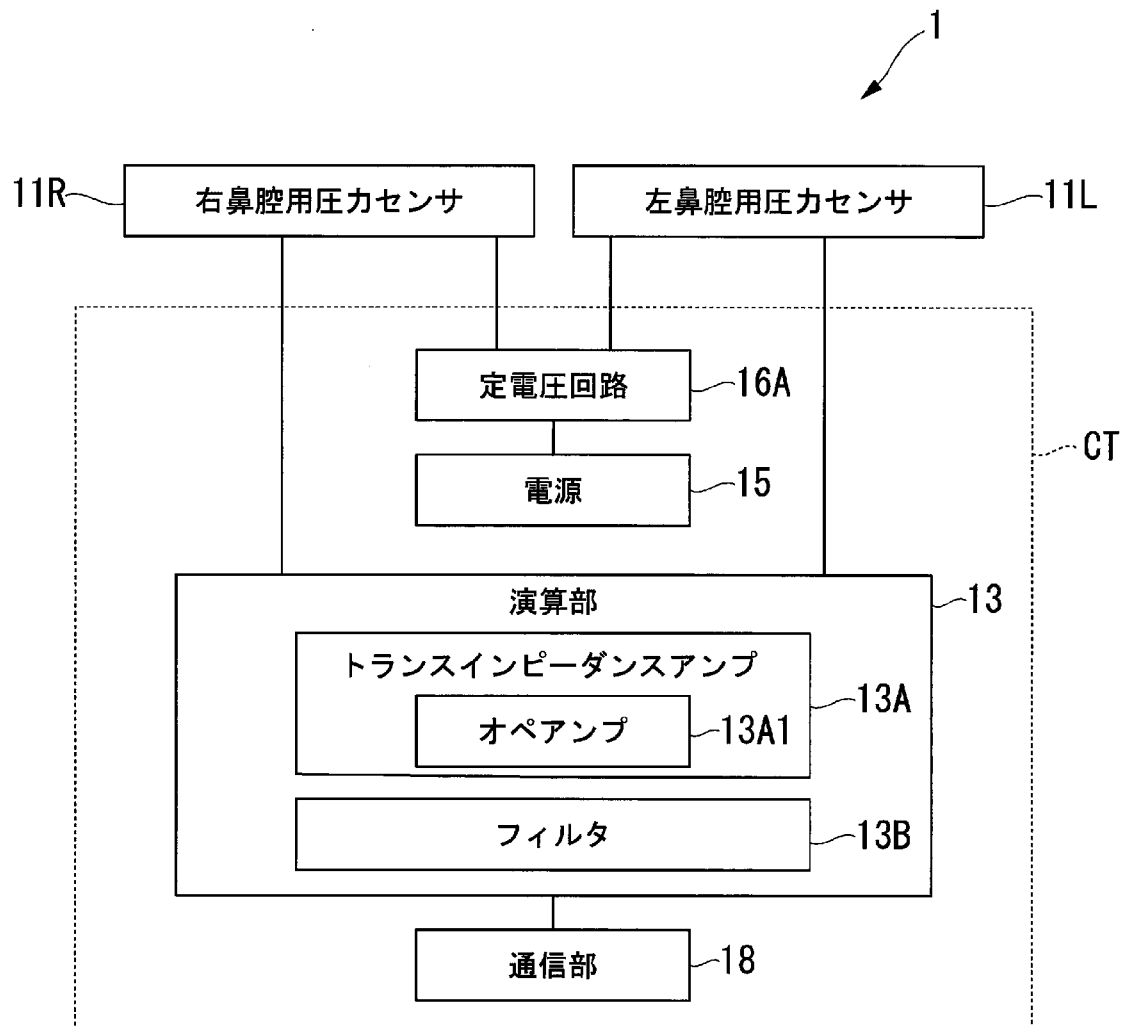
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2019/005287

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/097(2006.01)i, A61B5/113(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)

Int.Cl. A61B5/06-5/22

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 1971-2019

Registered utility model specifications of Japan 1996-2019

Published registered utility model applications of Japan 1994-2019

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 2005/034750 A1 (OLYMPUS CORP.) 21 April 2005,	8-9
Y	paragraphs [0001]-[0138], fig. 1-37 & US 2006/0270941 A1, paragraphs [0001]-[0315], fig. 1- 37 & EP 1681018 A1	1-7
Y	JP 2007-506480 A (WONDKA, Anthony D.) 22 March 2007, paragraphs [0001]-[0159], fig. 1-35 & US 2005/0066976 A1, paragraphs [0001]-[0212], fig. 1- 35 & WO 2005/018524 A2 & CN 1905917 A	1-7



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

22 April 2019 (22.04.2019)

Date of mailing of the international search report

14 May 2019 (14.05.2019)

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/JP2019/005287

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2002-232997 A (RHYTHM WATCH CO., LTD.) 16 August 2002, paragraphs [0012], [0019], fig. 1 (Family: none)	2
Y	JP 2006-033091 A (JEPICO INC.) 02 February 2006, paragraphs [0043], [0056], fig. 5 (Family: none)	3
A	JP 2002-500078 A (S.L.P. LTD.) 08 January 2002, paragraphs [0001]-[0050], fig. 1-4 & US 6368287 B1, column 1, line 1 to column 8, line 40, fig. 1-4 & WO 1999/034864 A1	1-9
A	JP 2007-260127 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS, LTD.) 11 October 2007, paragraphs [0001]-[0045], fig. 1-4 (Family: none)	1-9

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/097(2006.01)i, A61B5/113(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. A61B5/06 - 5/22

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	1971-2019年
日本国実用新案登録公報	1996-2019年
日本国登録実用新案公報	1994-2019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 2005/034750 A1 (オリンパス株式会社) 2005.04.21, [0001]-[0138]、図1-37	8-9
Y	& US 2006/0270941 A1, [0001]-[0315]、図1-37 & EP 1681018 A1	1-7
Y	JP 2007-506480 A (ワンドカ, アンソニー・ディ) 2007.03.22, [0001]-[0159]、図1-35 & US 2005/0066976 A1, [0001]-[0212]、図1-35 & WO 2005/018524 A2 & CN 1905917 A	1-7

☑ 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

22.04.2019

国際調査報告の発送日

14.05.2019

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)

北島 拓馬

2 Q

4845

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
Y	JP 2002-232997 A (リズム時計工業株式会社) 2002.08.16, [0012]、[0019]、図1 (ファミリーなし)	2
Y	JP 2006-033091 A (株式会社ジェピコ) 2006.02.02, [0043]、[0056]、図5 (ファミリーなし)	3
A	JP 2002-500078 A (エス.エル.ピー.リミテッド) 2002.01.08, [0001]-[0050]、図1-4 & US 6368287 B1, 第1コラム第1行-第8コラム第40行、図1-4 & WO 1999/034864 A1	1-9
A	JP 2007-260127 A (松下電工株式会社) 2007.10.11, [0001]-[0045]、図1-4 (ファミリーなし)	1-9