

(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
2012 年 10 月 4 日(04.10.2012)



(10) 国際公開番号

WO 2012/132967 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/056897
- (22) 国際出願日: 2012 年 3 月 16 日(16.03.2012)
- (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 2011-072527 2011 年 3 月 29 日(29.03.2011) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): テルモ株式会社 (TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 西尾 広介 (NISHIO, Kosuke) [JP/JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社 社内 Kanagawa (JP). 吉野 敬亮 (YOSHINO,

Keisuke) [JP/JP]; 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口 1 5 0 0 番地 テルモ株式会社 社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 八田国際特許業務法人(HATTA & ASSOCIATES); 〒1020084 東京都千代田区二番町 1 1 番地 9 ダイアパレス二番町 Tokyo (JP).

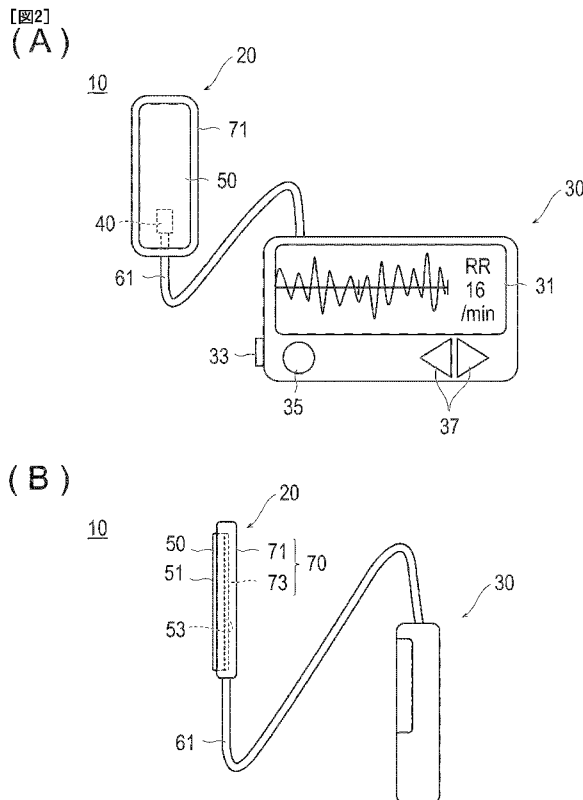
(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: VITAL SIGN-MEASURING INSTRUMENT

(54) 発明の名称: バイタル計測器



(57) Abstract: Provided is a vital sign-measuring instrument designed to improve user-friendliness by being capable of detecting respiratory oscillations well in spite of the size of the instrument being reduced. The vital sign-measuring instrument (10) comprises: a liquid sac (50) with a liquid sealed therein and on which a living body is placed; a sensor (40), which detects the fluctuations in pressure inside the liquid sac that are associated with respiratory oscillations of the body and converts same into an electric signal; a support member (71), which is disposed on the back surface (53) of the liquid sac opposite to the front surface (51) that is disposed on the side of the body, and which elastically supports the liquid sac when the body is placed on the liquid sac; and an expansion and contraction-limiting member (73) that is disposed between the back surface of the liquid sac and the support member and is formed to expand and contract less easily in the planar direction than the front surface of the liquid sac.

(57) 要約:

[続葉有]



ア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨー 添付公開書類:

ロツパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

機器の小型化に関わらず、呼吸振動を好適に検出することができ、もってユーザーの利便性の向上が図られたバイタル計測器を提供する。バイタル計測器(10)は、内部に流体を封入し、生体が載置される流体袋(50)と、生体の呼吸振動に伴う流体袋内の圧力の変動を検出して電気信号に変換するセンサ(40)と、流体袋の生体側に配置される表面(51)と反対の裏面(53)に配置され、生体が流体袋に載置されたときに流体袋を弾性的に支持する支持部材(71)と、流体袋の裏面と支持部材との間に配置され、流体袋の表面よりも面方向に伸縮変形し難く形成された伸縮規制部材(73)と、を有している。

明 細 書

発明の名称： バイタル計測器

技術分野

[0001] 本発明は、生体の呼吸数の計測に用いられるバイタル計測器に関する。

背景技術

[0002] 肺炎や尿路感染症等の感染症は、現在、高齢者の死亡原因の上位を占めている。一般に、高齢者感染症は発熱などの症状に乏しいケースも多く、対処の遅れによる重症化・死亡例も少なくなく問題となっている。このため、早期発見による治療の開始が重要である。通常、肺炎は、医師が聴診器で胸部の音を聞くことにより判断が可能であり、かつ、胸部X線検査を行うことで、確実に診断を行うことができる。また、尿路感染症については、血液検査や尿の培養、腹部CT検査、腹部エコー検査等を行うことで、診断することができる。つまり、感染症は、適切な検査設備のもとで医師等による診断を受ければ、重症化を回避することが可能な疾患であるといえる。しかしながら、上記のような検査設備を備え、医師が常駐している病院や特定の介護施設等の場合には、早期に診断が可能であるが、在宅介護を受けている高齢者や、一般の介護施設、あるいは、医療過疎地域にいる高齢者等の場合には、そもそもこのような診断を早期に受けることは困難である。

[0003] このため、例えば、検査設備がなく、判断する医師もいない状況下では、介護者等が、肺炎や尿路感染症等を日常のバイタル変動と区別し、感染症の疑いがあると判断した場合には、早期に病院に搬送させるといった処置をとる必要がある。

[0004] しかしながら、介護者等がそのような判断まで行うことは容易ではない。また、感染症の疑いがあると判断した場合であっても、重症度に関する十分な判断をすることが出来ないことから、しばらく様子を見てから対処するのが一般的である。このため、結果として、重症化した状態で病院に搬送されてくるケースが後を絶たない。このようなことから、上述のような介護現場

や医療過疎地域では、介護者等でも簡単に測定を行うことができ、かつ、容態悪化を早期に判断することが可能な機器の提供が必要不可欠である。

[0005] 肺炎や尿路感染症等の感染症の早期の発見にあたり、呼吸機能評価に着目した診断方法が試みられている。呼吸機能の中において、呼吸数は体温、血圧、脈拍とともに基礎バイタルに数えられ、患者の容態を判断する上で非常に重要な項目とされている。

[0006] 呼吸数計測機器の公知技術としては、鼻部にサーミスタを固定することで呼吸による経温度変化を計測するもの、胸部及び腹部に取り付けたECG電極間の呼吸によるインピーダンス変化を計測するものが存在する。しかし、いずれもセンサの設置に手間がかかることもあり、特に重篤な患者を対象とし主にICUなどでの使用に留まっている。また、電極やリード線などが多数存在するため、患者の動作の自由度が狭められるなどの問題が本質的に存在する。また、用途は異なるが睡眠時無呼吸症候群など患者の睡眠評価のために胸部に伸縮性のバンドを巻きつけて呼吸運動を計測する機器が開発されているが、これも同様にセンサの設置に手間がかかるという問題が存在する。そこで、特許文献1および特許文献2に記載されているように、センサが埋設された空気袋に患者を載置させ、患者の呼吸による体振動に基づいて呼吸数の計測を行うことを可能にしたマットレスタイプの呼吸数計測器が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2001-145605

特許文献2：特開2001-276019

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、特許文献1および特許文献2に記載の呼吸数計測器においては、患者の呼吸振動をより精度よく検出するために、比較的大きな面積の

空気袋上に患者を載置させる設計となっており、空気袋をベッドに常設させる構造が採用されている。空気袋の大型化に伴い呼吸数計測器を使用するユーザーの利便性の低下が招かれている。具体的には、呼吸数を入院患者の基礎バイタルとして日常的に管理したり、患者の症状の急変時に呼吸数を簡易的に計測したりする用途に適していないと言える。また、技術的課題としては、呼吸数計測の主な対象となる寝たきり高齢者は体圧分散を目的に徐圧マットやエアーマットなどの上で横になっているケースが多く、空気袋をこれら徐圧マットやエアーマットの上に設置しても、呼吸振動を精度よく検出することは難しいことが挙げられる。特に、空気袋のサイズが小さくなると空気袋が検出する呼吸振動が相対的に少なくなり、体圧分散マットやベッドへの呼吸振動の拡散が容易になることから、呼吸振動を精度良く検出することはさらに困難となる。

[0009] 本発明は、上記課題に鑑みてなされたものであり、機器の小型化に関わらず、呼吸振動を好適に検出することができ、もってユーザーの利便性の向上が図られたバイタル計測器の提供を目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 上記目的を達成するための本発明のバイタル計測器は、内部に流体を封入し、生体が載置される流体袋と、生体の呼吸振動に伴う前記流体袋内の圧力の変動を検出して電気信号に変換するセンサと、前記流体袋の生体側に配置される表面と反対の裏面に配置され、前記流体袋へ伝達される呼吸振動の拡散を防止する拡散防止部と、を有している。

発明の効果

[0011] 本発明のバイタル計測器によれば、流体袋の裏面に配置された拡散防止部によって流体袋へ伝達された呼吸振動の拡散を防止することができる。したがって、呼吸振動を好適に検出することが可能な小型化されたバイタル計測器を提供することができ、バイタル計測器を使用するユーザーの利便性の向上を図ることができる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]図1は、実施形態に係るバイタル計測器の使用状態を示す図であり、図1（A）は、斜視図、図1（B）は、側面図である。

[図2]図2は、バイタル計測器を示す図であり、図2（A）は、バイタル計測器の平面図、図2（B）は、バイタル計測器の側面図である。

[図3]流体袋および拡散防止部の概略断面図である。

[図4]バイタル計測器の全体構成を簡略化して示すブロック図である。

[図5]バイタル計測器のディスプレイおよび各操作スイッチを示す図である。

[図6]図6（A）～（C）はそれぞれ、改変例に係る流体袋および拡散防止部の概略断面図である。

[図7]バイタル計測器の検出部にスライド式カバーを備えた際の図であり、図7（A）は、検出部の平面図、図7（B）は、検出部の側面図である。

[図8]実施例1を説明するための図であり、図8（A）～（D）はそれぞれ、流体袋および拡散防止部を備えた検出部を用いた際の呼吸振動計測データを比較して示す図である。

[図9]実施例2において使用される流体袋を説明するための概略図である。

[図10]実施例2における生体の計測対象部位を説明するための概略図である。

[図11]実施例2の計測結果を示す図であり、被検者ごとの呼吸出力と流体袋の寸法との関係を示す図である。

[図12]実施例2の計測結果を示す図であり、呼吸出力が観測されなかった非検出回数を示す図である。

[図13]実施例2の計測結果を示す図であり、呼吸出力の出力比を示す図である。

[図14]実施例3の計測結果を示す図であり、被検者ごとの呼吸出力と伸縮規制部材の厚みとの関係を示す図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下、図面を参照しつつ、本発明を実施形態に基づいて説明する。図面の説明において同一の要素には同一の符号を付し、重複する説明を省略する。

図面の寸法比率は、説明の都合上誇張されており、実際の比率とは異なる場合がある。

[0014] 図1に示すように、本発明に係るバイタル計測器10は、例えば、被験者をベッド80やマットレスなどに横たえさせた状態で使用されるものであり、被験者の基礎バイタルとしての呼吸数を計測することを可能にするものである。使用対象となる被験者は、特に制限されるものではないが、例えば、在宅介護を受けている高齢者、肺炎や尿路感染症等の感染症を患った臥位患者などが挙げられる。また、本発明に係るバイタル計測器10は、臥位患者だけでなく、座位患者にも用いることができる。この場合、バイタル計測器10を被験者の腿やおしりの下に挿入したり、背中と椅子の背や壁などとの間に挟み込んだりしたりすることで測定を行うことができる。また、ズボンのベルト部位に挟み込むことで測定を行うことも出来る。

[0015] 図1～図3を参照して、実施形態に係るバイタル計測器10は、概説すれば、内部に流体を封入し、被験者の生体90が載置される流体袋50と、生体90の呼吸振動に伴う流体袋50内の圧力の変動を検出して電気信号に変換するセンサ40と、流体袋50の生体90側に配置される表面51と反対の裏面53に配置され、生体90が流体袋50に載置されたときに流体袋50を弾性的に支持する支持部材71と、流体袋50の裏面53と支持部材71との間に配置され、流体袋50の表面51よりも面方向に伸縮変形し難く形成された伸縮規制部材73と、を有している。流体袋50の裏面53に配置された支持部材71および伸縮規制部材73は、生体90から流体袋50へ伝達された呼吸振動がベッド80やマットレスへ拡散することを防止する拡散防止部70をなしている（図3を参照）。なお、図1に示す破線部は、感知部として機能する流体袋50の設置エリア周辺を例示するものである。

[0016] 実施形態の説明において、流体袋50の「表面」とは、バイタル計測器を使用する際に生体90に向かい合わせて配置される側の面であり、流体袋50の「裏面」とは、生体90が横たえられるベッド80やマットレスに向かい合わせて配置される側の面である。図3において、表面51は図中上側に

示され、裏面 53 は図中下側に示される。

[0017] 図 2 を参照して、バイタル計測器 10 は、生体 90 の呼吸振動を検出するための検出部 20 と、検出部 20 が検出した計測データ等を表示するディスプレイ 31 を備える本体部 30 と、を有している。

[0018] 検出部 20 は、生体 90 の呼吸振動に合わせて容積が変動可能に設けられた流体袋 50 と、流体袋 50 内に設置されたセンサ 40 と、流体袋 50 から導出され、センサ 40 と本体部 30 内の制御回路に電氣的に接続されるリード線 61 と、を有している。

[0019] 流体袋 50 は、内部に流体を封入し得るシート状の部材から構成されている。流体袋 50 の材質は特に制限されるものではないが、例えば、気密性を有する柔軟なゴム、プラスチック、布材等を使用することができる。流体袋 50 は、比較的小型に形成されており、外周部分の一辺をそれぞれ 1 ～ 10 cm、1 ～ 20 cm 程度に形成することができ、最大膨張時の厚みが 1 cm 程度になるように形成することができる。

[0020] センサ 40 は、生体 90 の呼吸運動に起因する呼吸振動（体振動）を計測するために用いられている。

[0021] センサ 40 は、流体袋 50 内の圧力（流体圧）の変動を検出し、検出結果に基づいた電気信号をリード線 61 を介して制御回路などに送信する（図 4 を参照）。センサ 40 には、空気圧の検出に用いられる公知の無指向性マイクロフォンを使用しているが、これに限定されるものではなく、コンデンサマイクロフォン、圧力センサ、圧電フィルムに代表される各種圧電素子、歪みゲージ、静電容量型面圧センサ、FSR センサなどを流体の特性に合わせて適宜使用することが可能である。流体としては、空気・水・オイル・高分子ゲルなどを使用することができる。

[0022] センサ 40 の配置箇所は、流体袋 50 内部のみに限定されるものではなく、適宜変更することが可能である。例えば、流体袋 50 内部に連通する流体通路を設け、その流体通路の途上にセンサ 40 を設置する形態などを採用することが可能である。また、本体部 30 内部にセンサ 40 を設置することも

可能である。センサ４０と後述する制御部６３との間で行われる検出データの送受信は、リード線６１を用いた形態に限定されるものではなく、一般的な電気ケーブルを使用した送受信方法や、無線方式による送受信方法を採用することも可能である。

[0023] 図３を参照して、流体袋５０の裏面５３に配置された支持部材７１は、流体袋５０をベッド８０側から押し上げるように支持して、流体袋５０と生体９０との接触を安定させる機能を発揮する。生体９０に対して流体袋５０が安定的に保持されるため、生体９０が寝返りするような場合においても流体袋５０に位置ずれが生じることを防止することができる。また、支持部材７１は、生体９０とベッド８０との間において緩衝材としても機能するため、生体９０から伝達される呼吸振動がベッド８０へ拡散することが防止される。図示されるように、支持部材７１には、流体袋５０の外周側面を囲むように配置される側壁７２を設けている。側壁７２を設けることにより、流体袋５０をより安定的に支持させることを可能にしている。

[0024] 支持部材７１には、ラテックス製のバルーンを使用しているが、これに限定されるものではなく、例えば、スポンジやゲルなどのように弾性的に流体袋５０を支持し得る材質のものを適宜使用することが可能である。バルーンを使用する際、流体注入口（図中省略する）を介してバルーン内部に空気や水等の流体を注入させて膨張させる。また、使用後は、バルーン内部に注入した流体が排出され、しぼんだ状態で流体袋５０とともにケースなどに収納されて持ち運ばれる。

[0025] 流体袋５０の裏面５３と支持部材７１との間に配置された伸縮規制部材（裏打ち材）７３は、支持部材７１とともに緩衝材として機能し、呼吸振動が流体袋５０の外表面５１を伝わってベッド８０まで到達して拡散されてしまうことを防止する。実施形態にあっては、非伸縮性のプラスチックフィルムを流体袋５０の裏面５３と支持部材７１との間に挿入して配置する形態としているが、例えば、流体袋５０や支持部材７１に接着させて一体化させた形態とすることも可能である。

[0026] 伸縮規制部材 73 には、非伸縮性のプラスチックフィルムを使用しているが、これに限定されるものではなく、例えば、金属性の薄状プレート、フィルムなどを使用することも可能である。また、プラスチックフィルムとしては、例えば、PET 樹脂、ポリエチレン樹脂、ポリプロピレン樹脂、ポリエステル樹脂、アクリル樹脂、ナイロン樹脂、ウレタン樹脂、塩化ビニル樹脂などからなる樹脂製プレート、フィルムを使用することができる。また、エチレン酢酸ビニルコポリマーなど各種ビニルモノマーの共重合体を使用することもできる。伸縮規制部材 73 の厚みは、特に制限されるものではないが、小型化を図る観点から、0.1 mm ~ 5 mm 程度の厚みのものを使用するのが好ましい。

[0027] 図 2 および図 4 を参照して、本体部 30 は、バイタル計測器 10 の動作を統括的に制御する制御部 63 と、センサ 40 が検出した呼吸振動に基づいて計測された呼吸数を表示する表示部と、検出結果に応じて所定の音声を発する音声出力部と、各種機能を選択的に動作させるための操作スイッチと、バイタル計測器 10 に電源を供給する電源部と、を有している。

[0028] 本体部 30 は、内部には制御部 63 が配置され、外部には表示部としてのディスプレイ 31 や操作スイッチが設けられた筐体である。筐体の材料には、電子機器類のハードカバーに一般的に用いられる硬質のプラスチック材料が使用されている。

[0029] 本体部 30 が備える制御部 63 は、流体袋 50 内の圧力が変動した際にセンサ 40 から送信される電気信号に基づいて各種演算処理を行う演算処理部と、表示部に表示される内容を制御する表示制御回路と、センサ 40、演算処理部、表示制御部 63 のそれぞれを制御する制御回路と、を有している（図 4 を参照）。

[0030] 演算処理部は、センサ 40 から送信された電気信号を処理し、呼吸振動データを算出するとともに、算出された呼吸振動データの時間変化に基づいて呼吸数を予測演算するプログラムを格納した ROM と、算出された呼吸振動データを時系列で記憶するための RAM と、所定の音声データ等を格納した

EEPROMと、を有している。演算処理部は、計測された呼吸数を表示部に表示したり、音声出力部から警告アラームを発したりするといった動作の制御を行う。

[0031] 図5を参照して、電源スイッチ33は、バイタル計測器10の電源のオン／オフを操作するためのものである。モード切り替えスイッチ35は、リアルタイム計測モードと、メモリデータ閲覧モードとを切り替えるために使用される。リアルタイム計測モードを使用する場合には、例えば、警告アラーム機能が併用される。設定を超えた呼吸数が計測されたときには、警告音を発して、ユーザーにバイタル異常の発生を早期に知らせることが可能になっている。警告アラームは、例えば、呼吸数が30回／min以上に達したときや、8回／min以下に達したときに警告音が発せられるように設定することが好ましい。健常者の呼吸数は15～20回／min程度とされており、25回／minを越える場合には頻呼吸と判断されるためである。

[0032] 波形確認スイッチ37は、RAMに記憶された呼吸振動の波形データを確認するためのものである。メモリデータ閲覧モードにおいて、左右それぞれの波形確認スイッチ37を押すことで、計測開始時の波形から計測終了時における波形を時系列に沿ってディスプレイ31に表示することが可能になっている。

[0033] ディスプレイ31の右端には、波形データに基づいて算出された呼吸数を表示することが可能になっている。図示されるように、例えば、1分間における呼吸数(RR: Respiratory Rate)が表示される。呼吸数は、波形計測の開始側の所定の時間(図中の編み掛け部分。例えば、15秒程度。)でサンプリングしたデータに基づいて算出され、表示部の右端にリアルタイムで表示させることが可能になっている。

[0034] 次に、実施形態に係るバイタル計測器の使用方法について説明する。

[0035] 図1に示すように、臥位患者の身体90とベッド80との間の隙間に感知部として機能する流体袋50を挿入する。流体袋50を小型化して形成しているため、身体90とベッド80との間に容易に挿入することができる。

[0036] 流体袋 50 上に患者が載置されると、支持部材 71 が流体袋 50 を押し上げるように支持する。この際、支持部材 71 が流体袋 50 を生体 90 に押し付けて密着性を向上させるため、体動などによる計測環境の変化に伴うノイズの発生が抑制される。また、支持部材 71 が患者自身の重みにより弾性的に変形するため、褥瘡等を患った患者や高齢者に対する負荷が小さい。そして、支持部材 71 および伸縮規制部材 73 は、患者から伝達される呼吸振動がベッド 80 へ拡散されてしまうことを防止する。このため、呼吸振動の拡散による感度の低下が招かれることがなく、感知部として機能する流体袋 50 を小型化しているにも関わらず、呼吸振動を好適に検出することができる。

[0037] 上述したように、本実施形態によれば、流体袋 50 の裏面 53 に配置された拡散防止部 70 は、流体袋 50 へ伝達された呼吸振動がベッド 80 へ拡散することを防止する。したがって、呼吸振動を好適に検出することが可能な小型化されたバイタル計測器 10 を提供することができ、バイタル計測器 10 を使用するユーザーの利便性の向上を図ることができる。

[0038] (拡散防止部の改変例)

上述した実施形態にあつては、支持部材 71 と伸縮規制部材 73 とからなる 2 層構造の拡散防止部 70 を備えたバイタル計測器 10 について説明したが、本発明に係る拡散防止部 70 はこのような 2 層構造の形態のものに限定されるものではない。例えば、図 6 (A) ~ (C) に示されるように、支持部材 71 または伸縮規制部材 73 のみを流体袋 50 の裏面 53 に配置して、それぞれを個別に拡散防止部 70 として機能させることが可能である。

[0039] 図 6 (A) に示すように、例えば、流体袋 50 に支持部材 71 のみを接着させた構成を採用することができる。流体としては空気を使用し、支持部材 71 をなす弾性体としてはラテックス製のバルーンを使用し、呼吸振動を検出するためのセンサ 40 としては無指向性マイクロフォンを使用している。なお図中省略するが、無指向性マイクロフォンは流体袋 50 の端部に配置し、検出部 20 から伝わる空気圧の変動を検出し、ケーブルを介して電気信号

を制御部 63 へ送信する構造となっている。

[0040] 使用時には、臥位状態にある被験者の背中側に流体袋 50 を挿入した後、バルーンを拡張して生体 90 に対して流体袋 50 を密着させる。流体袋 50 を密着させることにより、効率的に呼吸振動を検出することが可能になっている。

[0041] 図 6 (B) に示すように、例えば、流体袋 50 に非伸縮性の高分子フィルムのみを接着させた構成を採用することができる。流体としては精製水を使用し、高分子フィルムとしては、例えば、厚さ 0.1 mm 程度の PET 樹脂を使用することが可能である。呼吸振動を検出するためのセンサ 40 として、圧力センサが使用されている。なお図中省略するが、圧力センサは流体袋 50 内部に配置せず、制御部 63 に配置し、検出部 20 から伝わる圧力の変動を検出させている。

[0042] 使用時には、臥位状態にある被験者の背中側に流体袋 50 が挿入される。流体袋 50 の裏面 53 に配置された伸縮規制部材 73 が、流体袋 50 全体の伸縮変形を抑制するため、流体袋 50 に伝達される呼吸振動の拡散が生じることを防止することができる。したがって、伸縮規制部材 73 を拡散防止部 70 として使用する場合には、生体 90 が配置されるベッド 80 に比較的柔軟な除圧ベッドなどが使用されていても、感度の低下が招かれることがなく、効率的に呼吸振動を検出することが可能になる。

[0043] 図 6 (C) に示すように、例えば、流体袋 50 に一体的に形成され流体袋 50 の裏面 53 をなす伸縮規制部材 73 を拡散防止部 70 として機能させることができる。図示例にあっては、流体としてミネラルオイルを使用し、流体袋 50 の表面 51 を伸縮性に富んだ高伸縮性の素材によって構成し、流体袋 50 の裏面 53 を低伸縮性の素材によって構成した非対称構造が採用されている。

[0044] 流体袋 50 の裏面 53 が振動の拡散を防止する振動拡散防止面として機能するため、プレート形状の伸縮規制部材を設けた場合と同様に、身体が配置されるベッド 80 に比較的柔軟な除圧ベッドなどが使用されていても、感度

の低下が招かれることがなく、効率的に呼吸振動を検出することが可能になっている。また、拡散防止部 70 が流体袋 50 に予め一体化させて製造されるため、別部材のプレート等を伸縮規制部に用いる場合と比べて、製造作業の簡略化を図ることが可能になっている。くわえて、プレート形状の伸縮規制部材を設けることによって生じ得る流体袋 50 の厚みの増加を抑制することができるため、より小型化されたバイタル計測器 10 を提供することが可能になっている。

[0045] 流体袋 50 の表面 51 をなす高伸縮性の素材としては、例えば、天然ゴム、合成ゴム、エラストマーなどを用いることが可能である。また、流体としては、空気・水・オイル・高分子ゲルなどを使用することができる。流体袋 50 の裏面 53 をなす低伸縮性の素材としては、例えば、PET 樹脂、ポリエチレン樹脂、ポリプロピレン樹脂、ポリエステル樹脂、アクリル樹脂、ウレタン樹脂、ナイロン樹脂、塩化ビニル樹脂などを用いることが可能である。エチレン酢酸ビニルコポリマーなど各種ビニルモノマーの共重合体を使用することもできる。また、表面 51 と裏面 53 における非対象構造を形成する方法として、例えば、表面 51 の素材および裏面 53 の素材を同一の材料で構成し可塑剤の含有量を異ならせることによって、表面 51 と裏面 53 の伸縮性を調整する方法を採用することも可能である。

[0046] 図示するように、例えば、流体袋 50 内にスポンジやバネなどの弾性部材 75 を挿入し、流体袋 50 の表面 51 および裏面 53 の一方の面を他方の面よりも押し広げて拡張させた状態とすることにより、面方向の伸縮性を機械的に調整する方法を採用することも可能である。

[0047] センサ 40 等の配置については図中省略するが、無指向性マイクロフォンは流体袋 50 の端部に配置し、検出部 20 から伝わる流体圧の変動を検出し、無線通信方式により計測データを制御部 63 へ送信する構造となっている。

[0048] 上述した実施形態は適宜変更することが可能である。

[0049] 流体袋 50 の設置箇所は、生体 90 との接触面積を向上させる観点から、

図示されたように生体 90 の背中を中心付近に配置されるのが好ましいが、これに特に限定されるものではなく、生体 90 から伝達される呼吸振動を検出し得る限りにおいて適宜変更することが可能である。

[0050] 改変例において、流体袋 50 の裏面 53 が低伸縮性の素材によって構成された非対称構造を説明したが、例えば、支持部材 71 のように流体袋 50 を弾性的に支持する素材によって流体袋 50 の裏面 53 を構成させた非対称構造を採用することも可能である。

[0051] また、流体袋 50 及び拡散防止部 70 を含む検出部 20 は、薄いほど生体 90 の下部への設置が容易になる。このことを踏まえ、検出部 20 を設置する際は、図 7 に示すように検出部 20 が薄型の格納カバー 76 に収納されている状態とし、検出部 20 を生体 90 の下部へ挿入した後、格納カバー 76 を図示するようにスライドさせ、支持部材 71 が自動的に拡張して、流体袋 50 を生体 90 へ圧着させる構造とすることも可能である。支持部材 71 にバルーンを用いた場合においては、適切な圧力になるように吸気、排気を自動制御することができる機構を設けても良い。

[0052] センサ 40 の設置個数や設置箇所は特に限定されるものではなく、必要に応じて適宜変更することが可能である。例えば、流体袋 50 内部を複数の部屋に分割し、それぞれの部屋ごとにセンサ 40 を配置することによって検出精度の向上を図ることができる。流体袋 50 の外形形状等も適宜変更することが可能であり、例えば、折り目が予め形成された蛇腹形状の流体袋 50 などを利用することによって、未使用時の流体袋 50 の小型化を図ることが可能である。

[0053] <実施例 1>

図 8 には、上述した実施形態に係るバイタル計測器 10 を使用してエアベッド上で計測した呼吸振動の計測データを示す。(A) は、流体袋 50 のみを備えた検出部による計測データを示す。(B) は、流体袋 50 に支持部材 71 を備えさせた検出部による計測データを示す。(C) は、流体袋 50 に伸縮規制部材 73 を備えさせた検出部による計測データを示す。(D) は

、支持部材 7 1 及び伸縮規制部材 7 3 の両方を備えさせた検出部による計測データを示す。なお、図中の縦軸は圧力の変化を電圧値で示しており、横軸は計測時間を示している。流体袋 5 0 のみを備えた検出部による計測では呼吸振動波形がノイズに埋もれてしまっているが、支持部材 7 1 や伸縮規制部材 7 3 を備えた検出部による計測では明瞭な呼吸振動波形が得られることが確認できた。

[0054] <実施例 2>

次に、バイタル計測器 1 0 が備える流体袋 5 0 の好適な外形寸法の設計のために行われた実施例について説明する。なお、本発明に係るバイタル計測器の各部の寸法や形状等は、以下の説明において示される形態に限定されることはない。

[0055] 生体の背中には体表から隆起する背筋や背骨が存在するため、生体の背中は個人差があるものの凹凸した面形状を有する。このため、生体をベッドなどに載置させると、生体の背中とベッドの床面との間には隙間が形成される。簡単に説明すると、生体の背中は、略中央部分に縦方向に伸びる背骨があり、この背骨から左右略対称な位置には縦方向に伸びる背筋があり、背筋の間には凹状の体表面が形成される。したがって、生体の背中が床面等に載置されると、凹状の体表面と床面との間に隙間が形成される。

[0056] バイタル計測器を使用した計測において、例えば、流体袋 5 0 が過度に小さく設計されていると、上記の隙間に流体袋 5 0 が入り込んでしまって流体袋 5 0 が生体に接触しない状況が起こり得る。このような状態で計測が行われると、呼吸振動が流体袋 5 0 に十分に伝達されず、被験者の呼吸振動を検出することができなくなる。

[0057] 一方で、上記のような隙間に流体袋 5 0 が入り込むことを防止するために、流体袋 5 0 を過度に大きく設計すると、流体袋 5 0 において体と接触しない部分（流体袋 5 0 の内壁面等）への圧力分散が顕著に生じ、このような圧力分散に起因して、流体袋 5 0 の設置箇所のずれに伴う計測結果のばらつきが生じる。これにより、被験者の健康状態や病状の変化とは関係なく、使用

の都度生じる設置箇所のずれに起因した計測結果のばらつきが発生するため、バイタル計測器 10 による呼吸数データの定量的な評価を行うことが難しくなる。また、このような計測結果のばらつきが生じることを防止するために、流体袋 50 の設置箇所の厳密な位置決めをユーザーに求めると、ユーザーに過度な負担を掛けることになり、使い勝手の悪いデバイスを提供することになってしまう。そこで、本実施例では、外形寸法の異なる複数種類の流体袋を使用した呼吸数の計測を実施し、その計測結果に基づき、設置箇所の影響による呼吸数データのばらつきや検出感度の低下を抑えることが可能な好適な流体袋の設計を試みた。以下に、本実施例の計測条件および計測結果をそれぞれ説明する。

[0058] 図 9 に示すように、流体袋 50 には、矩形状の外形形状を備える 6 つの流体袋 a ~ f を使用した。図 9 中の長さ L は流体袋 50 の長手方向の長さであり、幅 W は流体袋 50 の短手方向の長さである。なお、図 10 に示すように、流体袋 50 の長手方向は、生体の体軸 A に沿った方向に配置し、短手方向は生体の体軸 A と交差する方向に配置した。

[0059] 呼吸数の計測は、各流体袋 a ~ f を、図 10 に示す、C 点、M 点、E 点の 3 つの測定箇所（挿入位置）に配置して行った。C 点は被験者の背骨の中央部分であり、M 点は C 点から体軸 A と交差する方向に 50 mm ずらした位置であり、E 点は C 点から体軸 A と交差する方向に 100 mm ずらした位置である。体軸方向における設置位置は、C 点、M 点、E 点ともに臍下周辺である。また、計測は、被験者 A ~ D の 4 人を対象にして行った。

[0060] 上記のように体軸と交差する方向に沿って所定の距離ずらした複数の場所で計測を行ったのは、次のような理由による。通常の使用態様ではバイタル計測器 10 を設置するユーザーは、被験者の側方に立ち、図 10 中の矢印で示すように、側方から生体と床面（ベッドやマットの載置面）との間に流体袋 50 を挿し込む作業を行うことが想定される。したがって、本実施例では、使用の都度生じる流体袋 50 の設置箇所の位置ずれは、体軸 A と交差する方向に生じ易くなることを考慮し、体軸 A と交差する方向における挿入位置

の位置ずれの影響が計測結果にどのように反映されるかを検討するために、C点、M点、E点の3箇所計測を行った。

[0061] 図11は、各流体袋a～fの外形寸法・挿入位置と計測された呼吸出力との関係を示す図である。この図には、各被験者A～Dの呼吸出力、およびその呼吸出力の平均値が示される。

[0062] 図12は、上記平均値とともに計測時に呼吸数が検出されなかった呼吸数非検出回数を示す図である。計測は、1つの流体袋につき35回実施しており、非検出回数は35回の計測のうち呼吸数が計測されなかった回数を示す数値である。

[0063] 図13は、各挿入位置C点、M点、E点における呼吸出力の出力比を示す図である。図13におけるC、M、Eのそれぞれは、図10に示したC点、M点、E点での各被験者A～Dの呼吸出力の平均値であり、 M/C 、 E/C のそれぞれは、C点での出力を基準とした呼吸出力の出力比を示す数値である。

[0064] 図11および図12に示すように、流体袋50のサイズが大きくなると、これに比例して、流体袋50が検出し得る呼吸出力の最大値が大きくなることが確認できる。また、図12に示すように、流体袋a、流体袋bを使用した計測においては、呼吸数を検出することができなかった呼吸数の非検出状態が観測されていることがわかる。これは、流体袋a、流体袋bでは幅Wが比較的小さく形成されるため、生体の背中と床面との間に形成された隙間内に流体袋が入り込んだ状態で計測が行われてしまい、流体袋が呼吸振動を検出できなかった、もしくは検出された呼吸振動が微弱であり呼吸数データを出力することができなかったことが原因であると考えられる。

[0065] 図11および図13に示す計測結果より、比較的大きなサイズの流体袋を使用した計測では、挿入位置との関係で呼吸出力にばらつきが生じることがわかる。これは、次のような理由による。

[0066] 図11に示すように、比較的小さな外形寸法を備える流体袋aの各挿入位置C点、M点、E点における計測結果の平均値と、流体袋aよりも大きな外

形寸法を備える流体袋bの各挿入位置C点、M点、E点における計測結果の平均値とを比較すると、流体袋bではM点とE点との呼吸出力に大きな差が見られるが、流体袋aでは流体袋bの計測結果に見られるような呼吸出力の差は見られない。前述したように、流体袋のサイズが大型化すると、大型化に伴って流体袋50内の圧力分散が生じ易くなる。また、流体袋の挿入位置が生体の背中の中心から挿入方向に沿って離れると、離れた距離に比例して、流体袋において呼吸振動を捉える検出部として機能しない部分の面積も大きくなるため、流体袋の大型化と相俟って挿入位置のずれによる検出感度の低下が顕著に生じる。これが、流体袋bを使用したときに呼吸出力にばらつきが生じる原因である。

[0067] 図13に示すように、中心位置C点の呼吸出力に対する挿入位置M点、挿入位置E点の呼吸出力の出力比から、挿入位置のずれに起因する検出感度のばらつきは、流体袋b、流体袋d、流体袋fを使用した計測で顕著に生じることが確認できる。この結果より、流体袋の幅Wが10mm～30mm程度で形成され、かつ、流体袋の長さLが100mm程度、もしくは長さLが100mm以上で形成される場合には、挿入位置のずれによる呼吸出力のばらつきが生じ易くなっていることがわかる。

[0068] 以上、本実施例により、流体袋の幅Wが流体袋a、流体袋bと同程度の寸法で設計される場合には、生体の背中と床面との間の隙間に流体袋が入り込んでしまうことがあり、このようなときには流体袋で呼吸振動を捉えることができず、その結果、呼吸数を計測することができないといった問題が起こることがわかった。また、流体袋が流体袋b、流体袋d、流体袋fと同程度の寸法で設計される場合には、挿入位置のずれに伴う計測結果のばらつきが大きくなってしまうため、バイタル計測器を使用した定量的な呼吸数データの評価が難しくなり、ユーザーの利便性の低下を招いてしまうということがわかった。

[0069] 一方で、流体袋c、流体袋eを使用した計測においては、上記のいずれの問題も生じることがなく、良好な計測結果を得ることができた。すなわち、

バイタル計測器 10 が備える流体袋 50 は、幅 W が 20 mm ～ 30 mm 程度で形成され、長さ L が 30 mm ～ 90 mm（100 mm より短い長さ）程度で形成されることが好ましく、さらに、幅 W が 20 mm 以上 30 mm 以下、長さ L が 30 ～ 70 mm で形成されることがより好ましいということがわかった。

[0070] <実施例 3>

次に、バイタル計測器 10 が備える流体袋 50 の裏面に設置される伸縮規制部材（裏打ち材）73 の好適な厚さ寸法の設計のために行われた実施例について説明する。

[0071] 本実施例では、前述した実施例 2 において使用した流体袋 a ～ f に、異なる厚さを備える裏打ち材 73 を設置して呼吸数の計測を実施し、裏打ち材 73 の厚さと呼吸振動の検出感度との関係について調べた。

[0072] 裏打ち材 73 には、厚さが、1 mm、2 mm、3 mm、5 mm の 5 つの非伸縮性の PET 樹脂プレートを準備した。また、計測は、被験者 A ～ G の 7 人の被験者を対象にして行った。

[0073] 図 14 には、呼吸出力の計測結果を示す。この結果より、裏打ち材 73 の厚さが増すほど、流体袋 50 の検知感度が向上する傾向にあることがわかる。特に、前述した実施例において好適な寸法であることが確認された流体袋 c、および流体袋 e については、裏打ち材 73 の厚さが 1 mm から 5 mm へと増加するのに比例して検出感度も向上していることが確認できる。以上、本実施例により、バイタル計測器 10 に使用する裏打ち材 73 の厚さを、例えば、5 mm に設計することにより、流体袋 50 の厚みの大幅な増加を抑えつつ、流体袋 50 の検出感度の向上を図ることができることが確認できた。

[0074] 本出願は、2011 年 3 月 29 日に提出された日本国特許出願第 2011-072527 号に基づいており、その開示内容は、参照により全体として引用されている。

符号の説明

[0075] 10 バイタル計測器、

- 2 0 検出部、
- 3 0 本体部、
- 4 0 センサ、
- 5 0 流体袋、
- 5 1 表面、
- 5 3 裏面、
- 7 0 拡散防止部、
- 7 1 支持部材、
- 7 3 伸縮規制部材、
- 7 5 弾性部材、
- 8 0 ベッド、
- 9 0 生体。

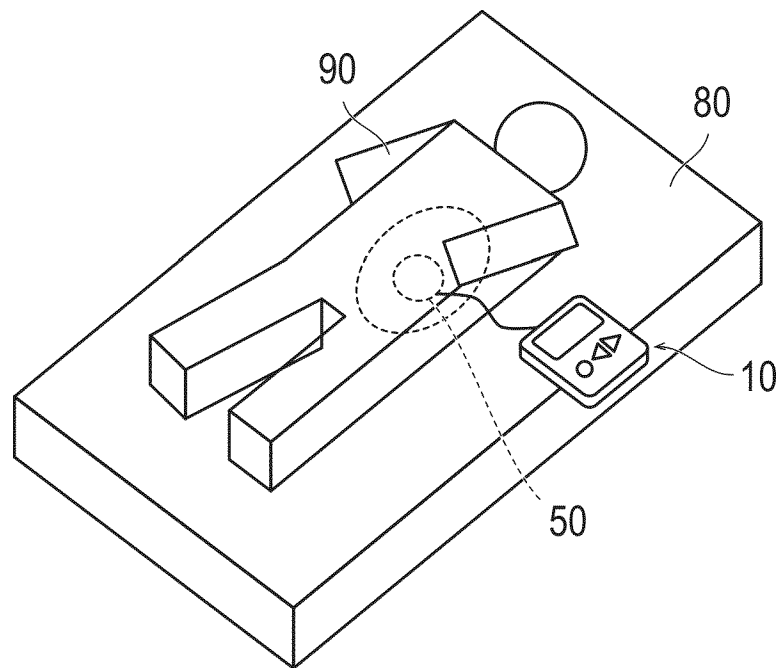
請求の範囲

- [請求項1] 生体の呼吸数を計測するためのバイタル計測器であって、
内部に流体を封入し、生体が載置される流体袋と、
生体の呼吸振動に伴う前記流体袋内の圧力の変動を検出して電気信号に変換するセンサと、
前記流体袋の生体側に配置される表面と反対の裏面に配置され、前記流体袋へ伝達される呼吸振動の拡散を防止する拡散防止部と、を有することを特徴とするバイタル計測器。
- [請求項2] 前記拡散防止部は、生体が前記流体袋に載置されたときに前記流体袋を弾性的に支持する支持部材を有することを特徴とする請求項1に記載のバイタル計測器。
- [請求項3] 前記拡散防止部は、前記流体袋の表面よりも面方向に伸縮変形し難く形成された伸縮規制部材を有することを特徴とする請求項1または請求項2に記載のバイタル計測器。
- [請求項4] 前記拡散防止部は、前記流体袋に一体的に形成されており、前記流体袋の裏面をなしていることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載のバイタル計測器。
- [請求項5] 生体の呼吸数を計測するためのバイタル計測器であって、
内部に流体を封入し、生体が載置される流体袋と、
生体の呼吸振動に伴う前記流体袋内の圧力の変動を検出して電気信号に変換するセンサと、
前記流体袋の生体側に配置される表面と反対の裏面に配置され、生体が前記流体袋に載置されたときに前記流体袋を弾性的に支持する支持部材と、
前記流体袋の裏面と前記支持部材との間に配置され、前記流体袋の表面よりも面方向に伸縮変形し難く形成された伸縮規制部材と、を有することを特徴とするバイタル計測器。
- [請求項6] 前記流体袋は、生体の体軸方向に沿って配置される長辺の長さをL

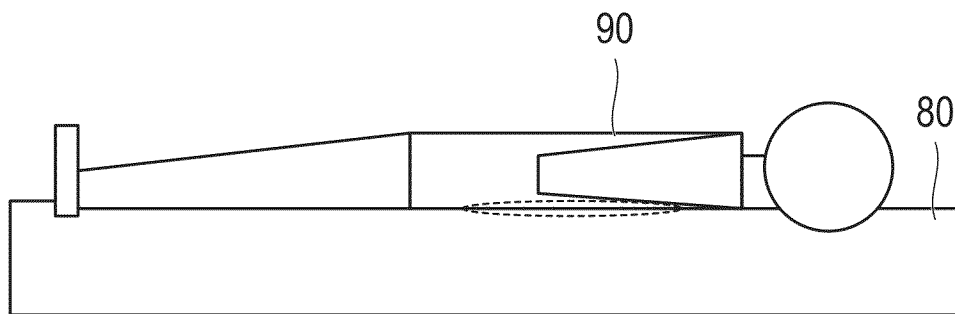
とし、前記体軸と交差する方向に沿って配置される短辺の長さをWとする矩形形状に形成される場合において、

前記長辺の長さLが30 mm以上90 mm以下、かつ前記短辺の長さWが20 mm以上30 mm以下に形成される、ことを特徴とする請求項1～5のいずれか1項に記載のバイタル計測器。

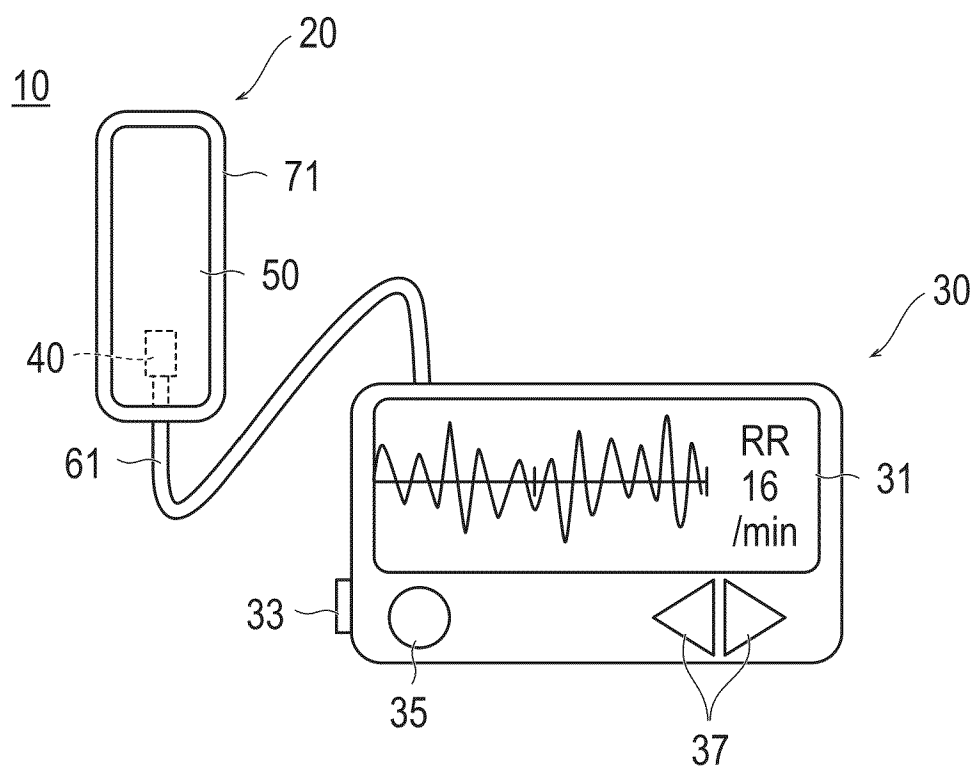
[図1]
(A)



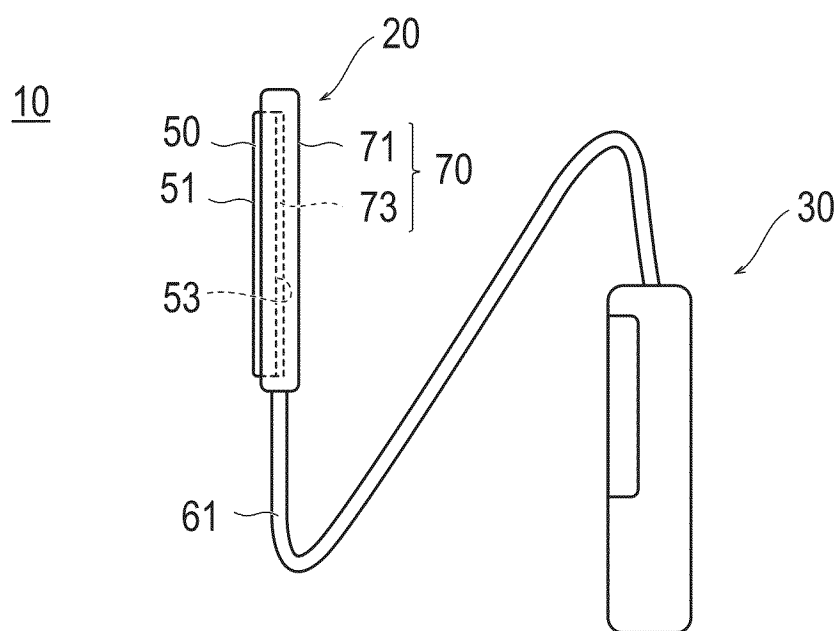
(B)



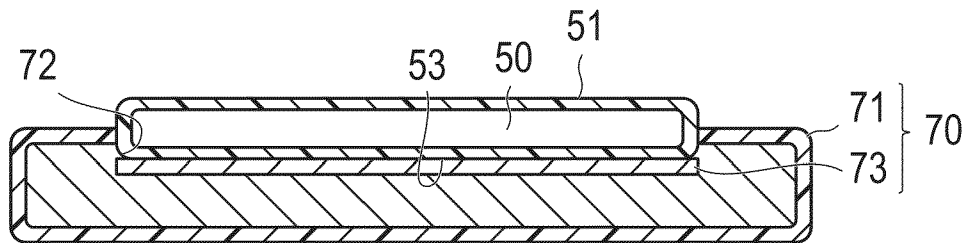
[図2]
(A)



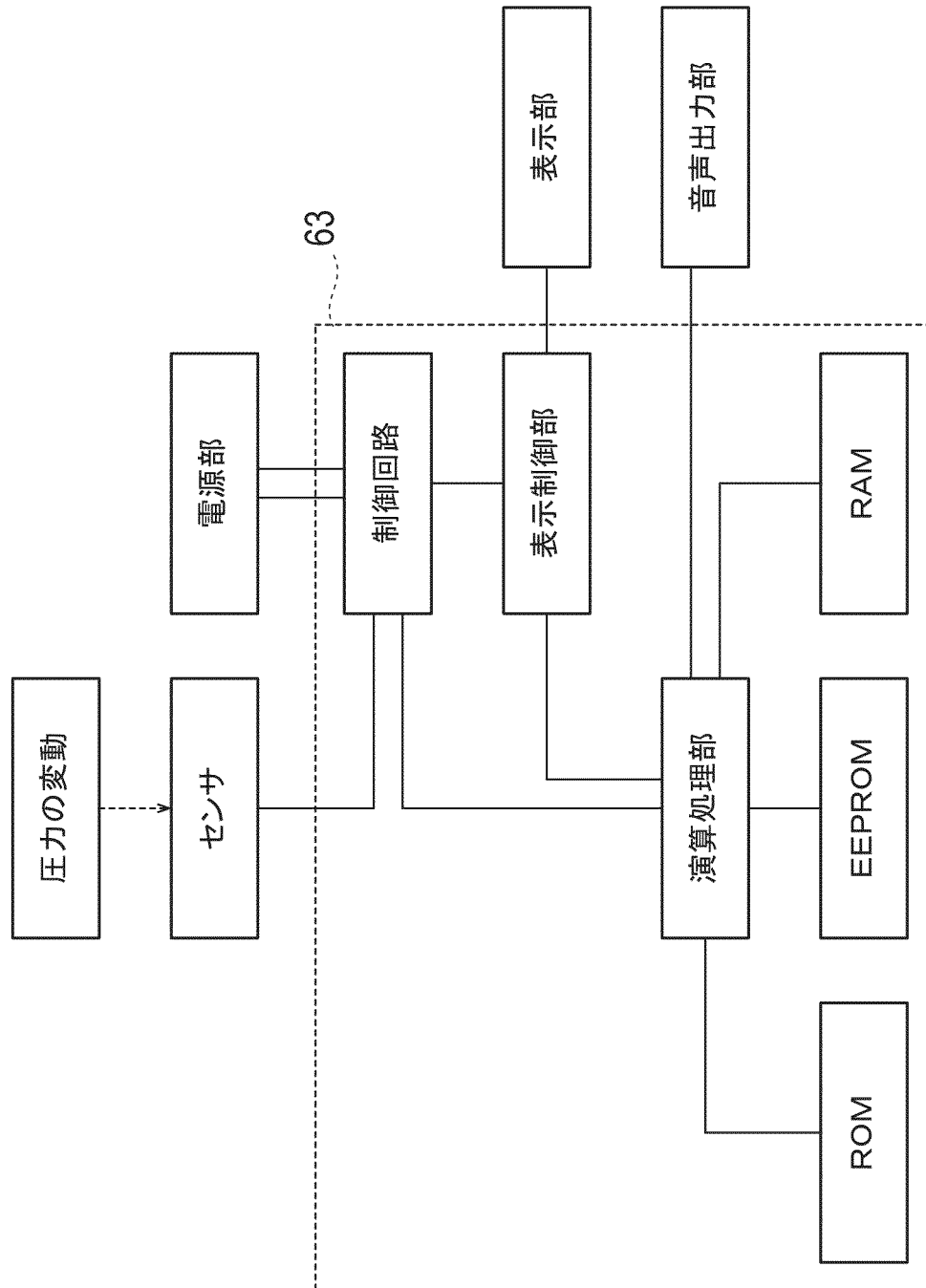
(B)



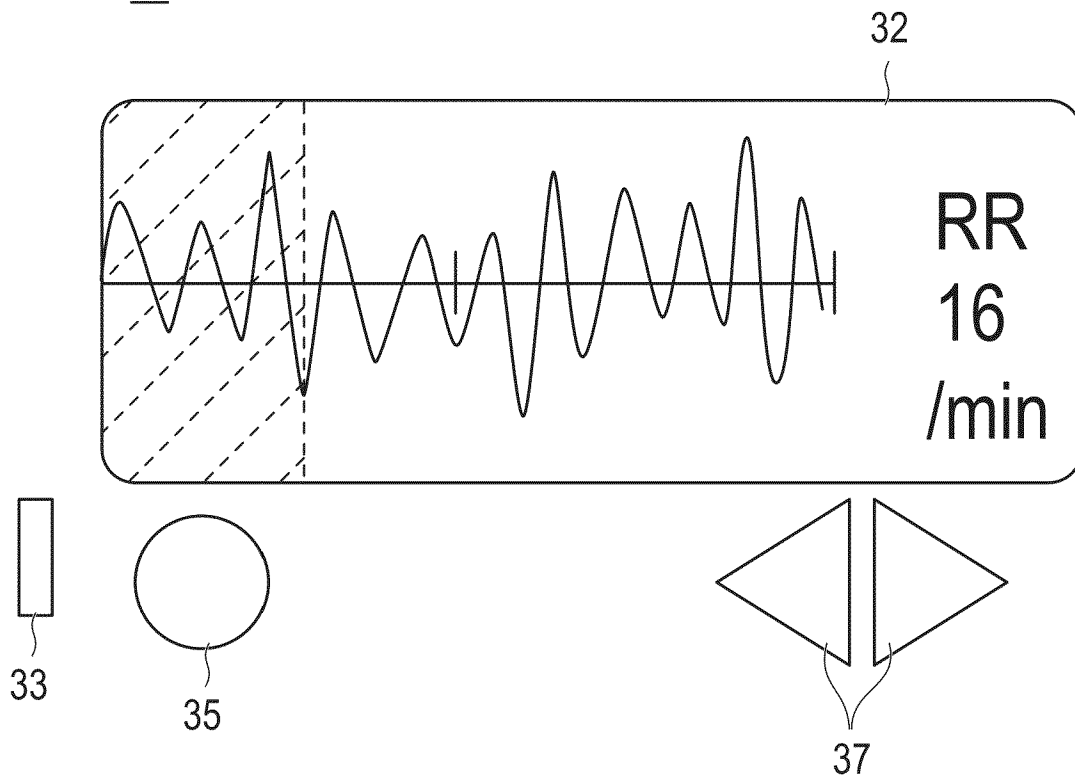
[図3]



[図4]

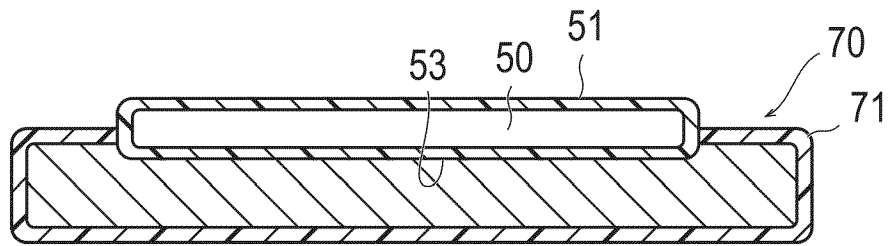


[図5]

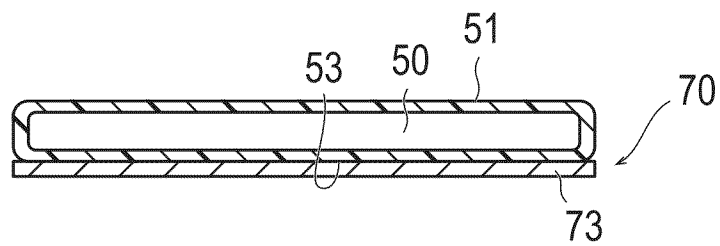
30

[図6]

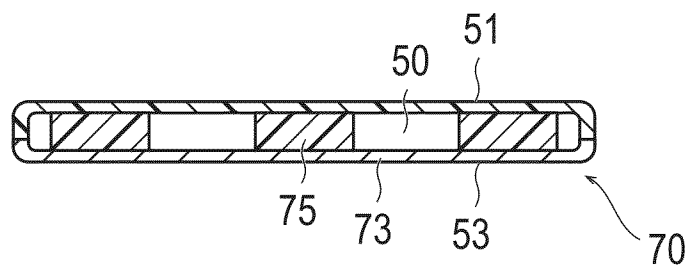
(A)



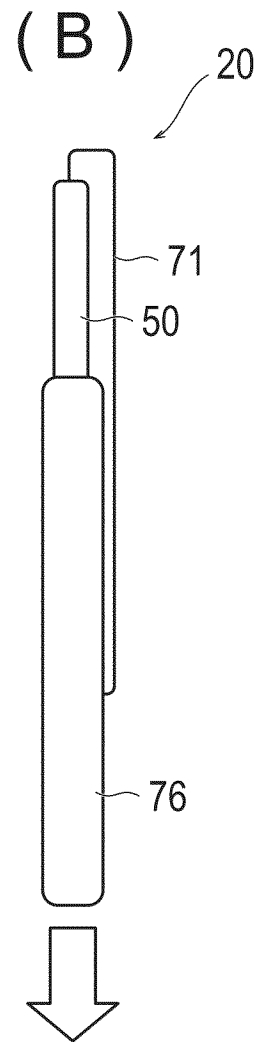
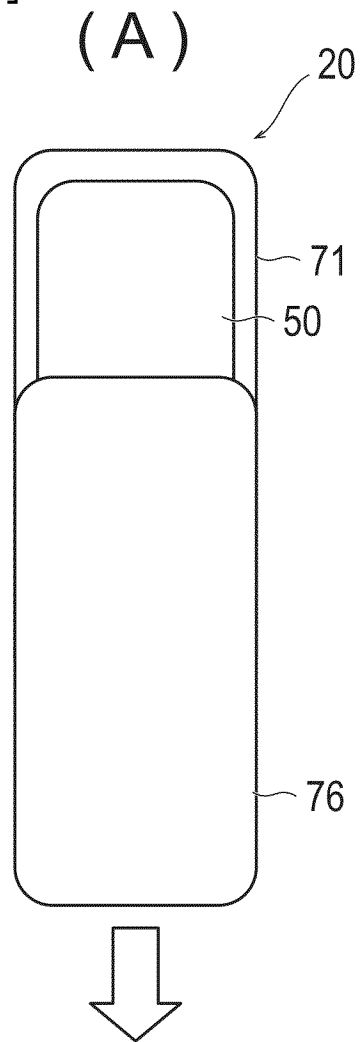
(B)



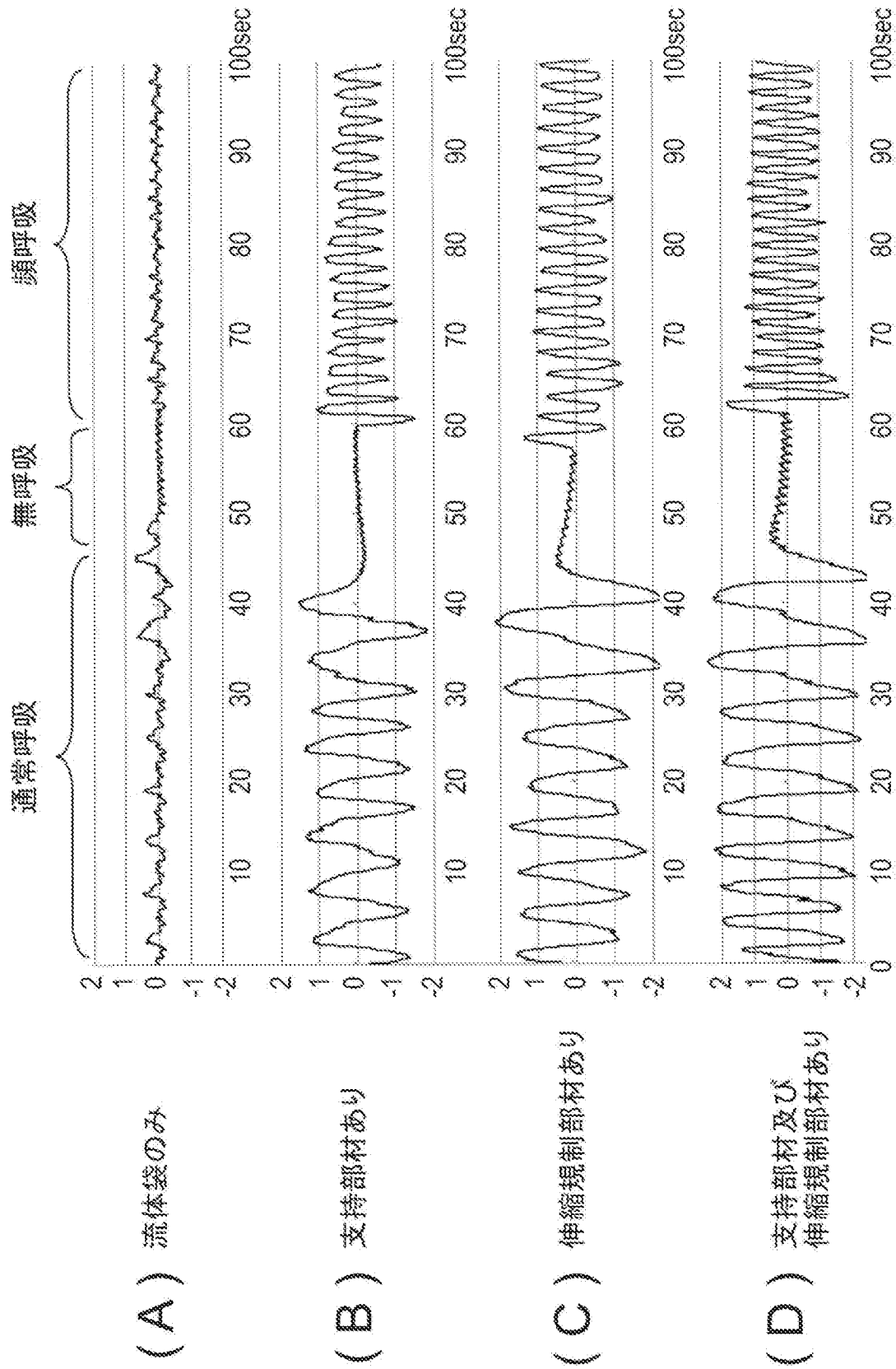
(C)



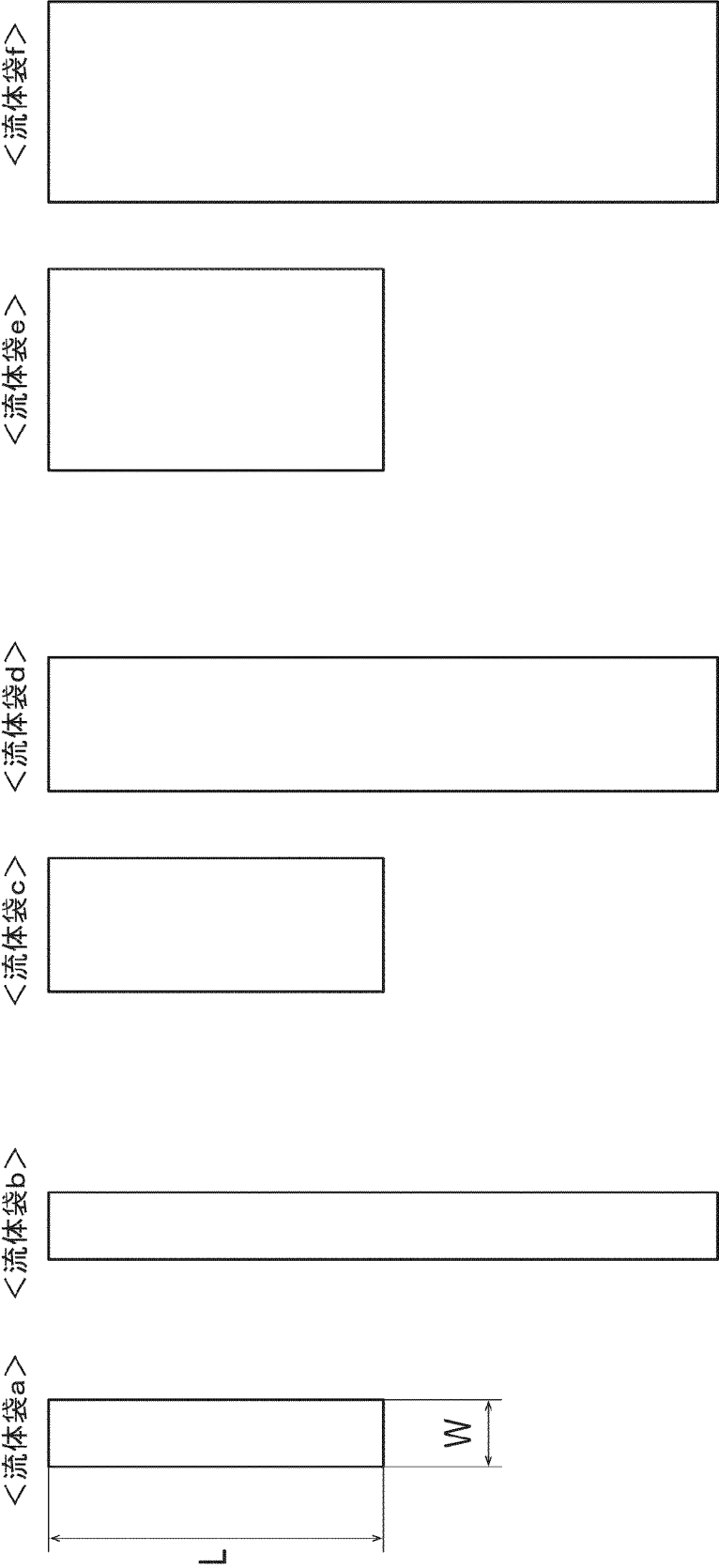
[図7]



[図8]

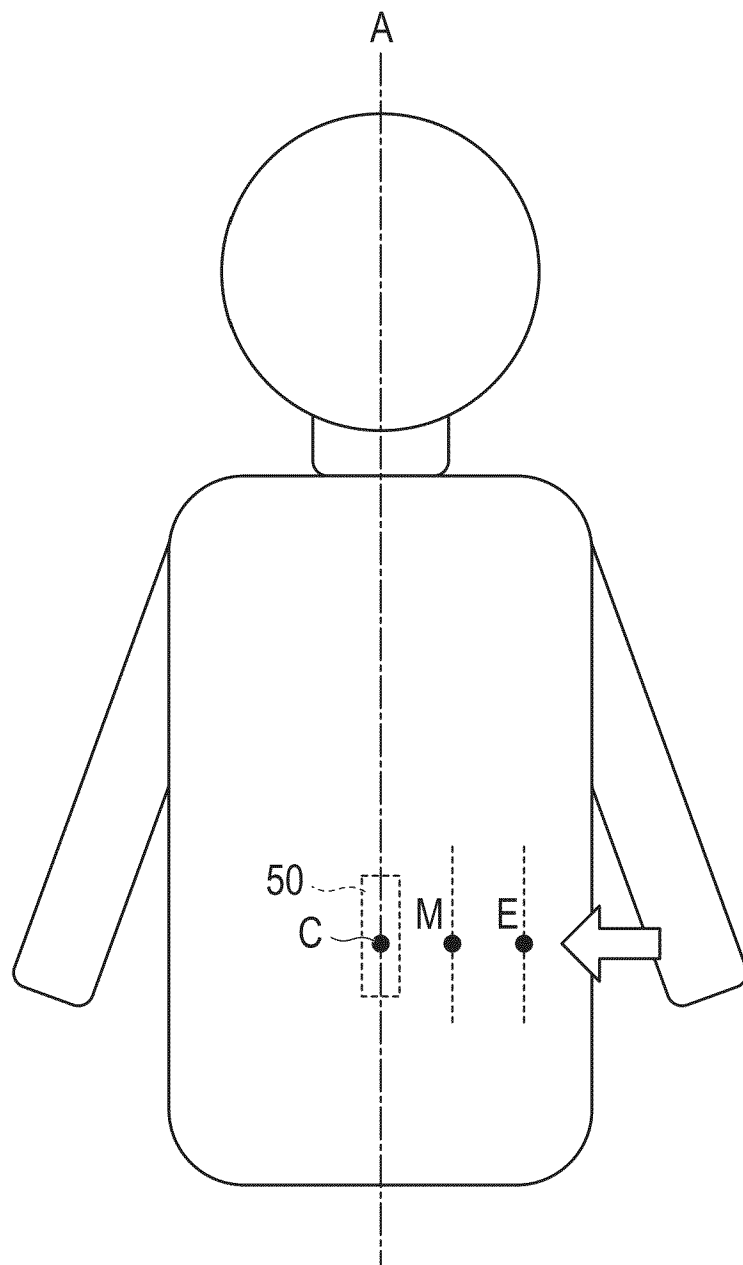


[図9]



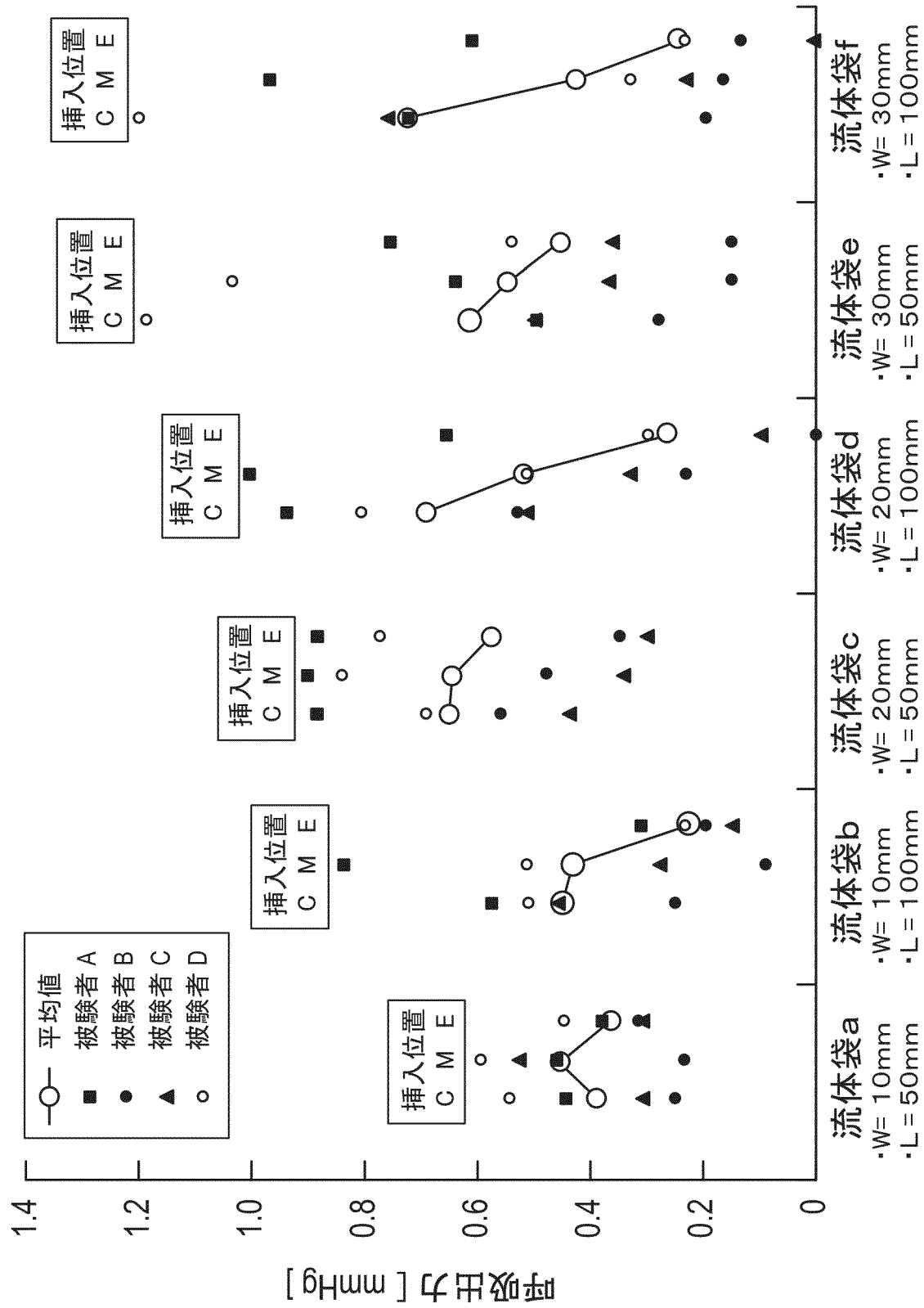
- 流体袋a : W=10mm、 L=50mm
- 流体袋b : W=10mm、 L=100mm
- 流体袋c : W=20mm、 L=50mm
- 流体袋d : W=20mm、 L=100mm
- 流体袋e : W=30mm、 L=50mm
- 流体袋f : W=30mm、 L=100mm

[図10]



- ・挿入位置C : 背骨の中央部分
- ・挿入位置M : 挿入位置Cから50mm離隔
- ・挿入位置E : 挿入位置Cから100mm離隔

[図11]



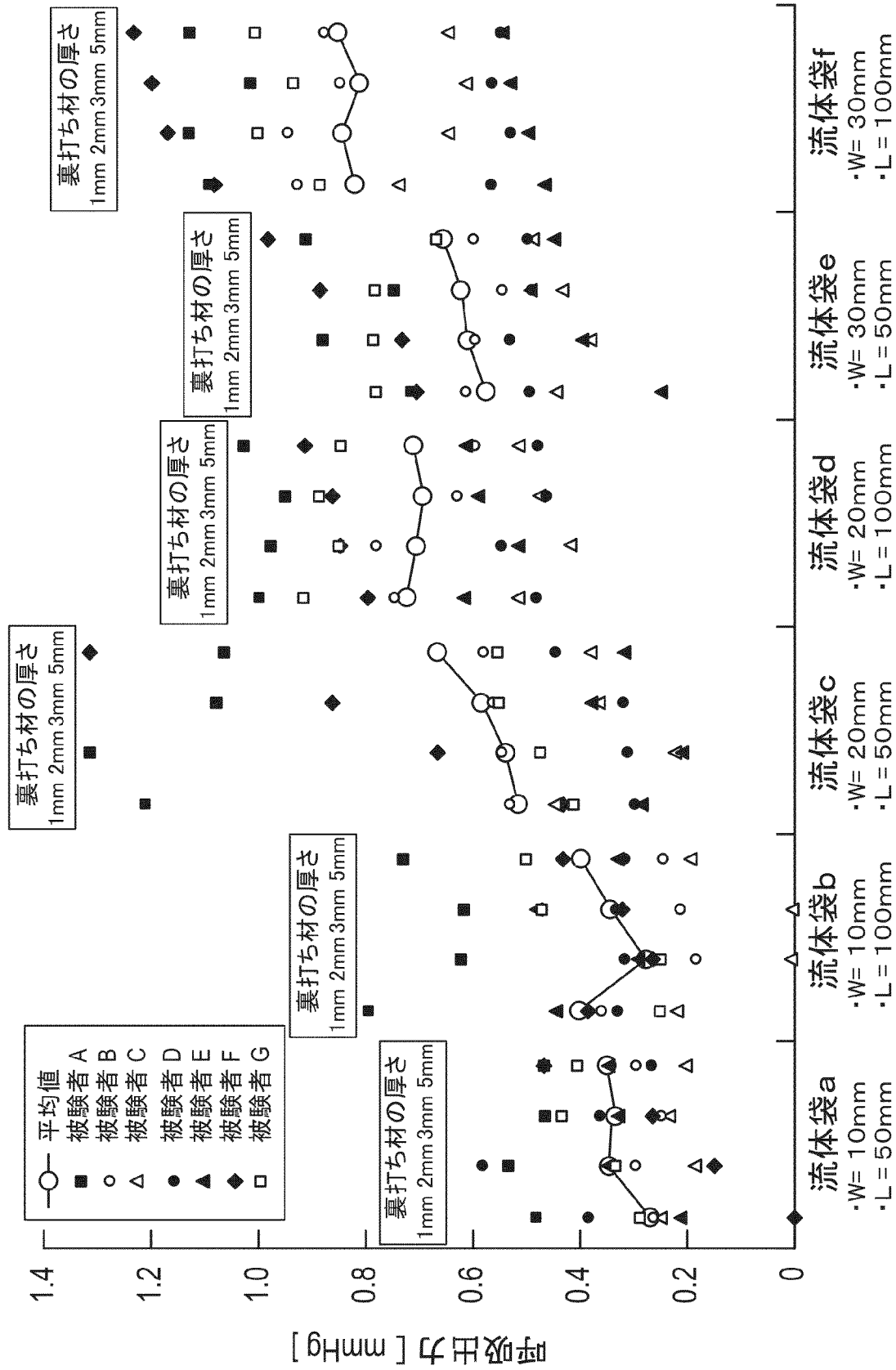
[図12]

	流体袋a	流体袋b	流体袋c	流体袋d	流体袋e	流体袋f
平均出力 [mmHg]	0.324	0.352	0.572	0.703	0.613	0.827
非検出回数	1	2	0	0	0	0

[図13]

長さL 幅 W		50 mm		100 mm	
10 mm	＜流体袋a＞		＜流体袋b＞		
	C: 0.387	M/C= 1.17	C: 0.449	M/C= 0.958	
	M: 0.453	M/C= 0.936	M: 0.430	M/C= 0.495	
	E: 0.363		E: 0.222		
20 mm	＜流体袋c＞		＜流体袋d＞		
	C: 0.647	M/C= 0.994	C: 0.696	M/C= 0.82	
	M: 0.643	M/C= 0.893	M: 0.519	M/C= 0.379	
	E: 0.578		E: 0.264		
30 mm	＜流体袋e＞		＜流体袋f＞		
	C: 0.614	M/C= 0.893	C: 0.895	M/C= 0.57	
	M: 0.548	M/C= 0.738	M: 0.511	M/C= 0.337	
	E: 0.453		E: 0.243		

[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/056897

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/08(2006.01) i, A61B5/11(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)

A61B5/00-5/22

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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 2006/120754 A1 (Seijiro TOMITA), 16 November 2006 (16.11.2006), fig. 4; paragraphs [0057] to [0059] (Family: none)	1-6
A	JP 2011-019879 A (Sleep System Lab.), 03 February 2011 (03.02.2011), fig. 1 (Family: none)	1-6



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
05 April, 2012 (05.04.12)

Date of mailing of the international search report
17 April, 2012 (17.04.12)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B5/08(2006.01)i, A61B5/11(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 (I P C))

Int.Cl. A61B5/00-5/22

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 2 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 2 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 2 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 2006/120754 A1 (富田誠次郎) 2006.11.16, 図4、段落0057-0059 (ファミリーなし)	1-6
A	JP 2011-019879 A (株式会社スリープシステム研究所) 2011.02.03, 図1 (ファミリーなし)	1-6

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

0 5 . 0 4 . 2 0 1 2

国際調査報告の発送日

1 7 . 0 4 . 2 0 1 2

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

2 Q

3 6 0 4