

(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
2015 年 10 月 22 日(22.10.2015)



(10) 国際公開番号

WO 2015/159693 A1

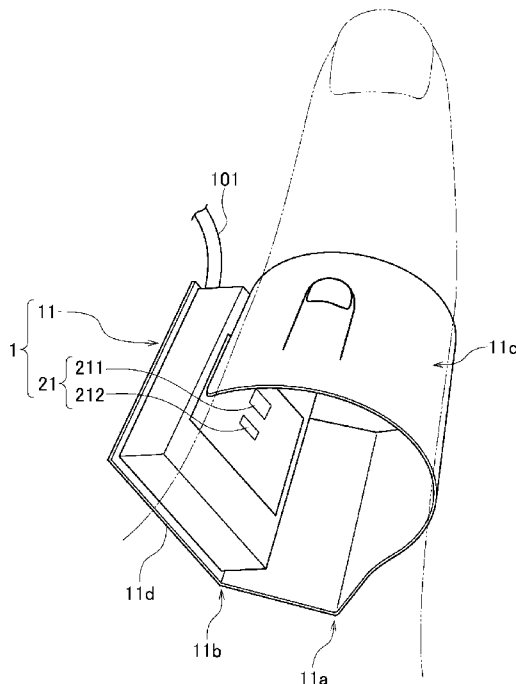
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0245 (2006.01) A61B 5/0478 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/059888
- (22) 国際出願日: 2015 年 3 月 30 日(30.03.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-086897 2014 年 4 月 18 日(18.04.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社村田製作所 (MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 〇 番 1 号 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 志牟田 亨 (SHIMUTA Toru); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 〇 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 家邊 徹 (YABE Toru); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 〇 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 小林 弘和 (KOBAYASHI Hirokazu); 〒6178555 京都府長岡京市東神足 1 丁目 1 〇 番 1 号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 上田 和弘 (UEDA Kazuhiro); 〒1020074 東京都千代田区九段南 3 丁目 7 番 1 3 号 九段小家ビル 7 階 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,

[続葉有]

(54) Title: BIOSIGNAL DETECTION DEVICE AND BIOINFORMATION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 生体信号検出装置および生体情報計測装置

図 3



(57) Abstract: This biosignal detection device (1) is provided with: a first ECG electrode (11) having a first leaf spring unit (11c) and a second leaf spring unit (11d) which are elastic and which, worn on a user's finger, hold the finger by pressing from the sides (the sides of the finger) with respect to the bending direction of the finger; and a photoelectric pulse wave sensor (21) which has a light emitting element (211) and a light receiving element (212) arranged on the second leaf spring unit (11d). The first leaf spring unit (11c) and the second leaf spring unit (11d) are conductive. Further, the first leaf spring unit (11c) has a cross section formed in an arcuate shape.

(57) 要約: 生体信号検出装置 (1) は、弾性を有し、使用者の指に装着されたときに、指の屈曲方向に対して側方 (指の側面) から押圧して指を挟持する第 1 の板バネ部 (11c) および第 2 の板バネ部 (11d) を有する第 1 心電電極 (11) と、第 2 の板バネ部 (11d) に配設された発光素子 (211) および受光素子 (212) を有する光電脈波センサ (21) とを備える。第 1 の板バネ部 (11c) および第 2 の板バネ部 (11d) は導電性を有する。また、第 1 の板バネ部 (11c) は、断面が円弧状に形成されている。



ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, 添付公開書類:

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).

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 生体信号検出装置および生体情報計測装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体信号検出装置、および該生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、健康の管理や維持・増進に対する人々の関心が高まっている。そこでは、人々が、日常生活の中で、より手軽に例えば脈拍や心電などの生体情報を得られることが望まれている。ここで、特許文献1には、各種電極、リード線、および心電計を一体的に収納した小型の身体装着用心電図記録装置が開示されている。また、特許文献2には、腕時計ケースの裏蓋を一方の心電電極とし、腕時計ケース本体に配置された電極体を他方の心電電極として心電波を検出する心電波検出部を備えた電子腕時計が開示されている。

[0003] また、特許文献3には、回路部を内蔵するセンサ本体、人体の脈波情報を検出する検出部、およびセンサ本体を指に固定するためのベルトやクリップから構成され、センサ本体と検出部とが可撓性を有するプリント基板によってフレキシブルに連結された指輪型の脈波センサが開示されている。さらに、特許文献4には、一部が切断された円環状の装着部を指輪として、この装着部の内周面の径を全体的に縮小する調節機構（定荷重バネ）を備えている指輪型の光電脈波信号検出装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2005-27992号公報

特許文献2：特開平04-200439号公報

特許文献3：特開2001-70264号公報

特許文献4：特開平11-332840号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0005] 上述した特許文献1の身体装着用心電図記録装置は、胸部に粘着材で心電計を固定して心電測定を行うものであるため、心電計を着脱する際に、着ている衣服を脱がなければならない。そのため、心電計の着脱に手間がかかる。
- [0006] また、特許文献2の電子腕時計では、裏蓋に設けられた心電電極を皮膚に密着させるために腕時計のベルトをある程度きつく締める必要があるが、きつく締めると装着感が悪化するため、ユーザーがベルトを緩めてしまい、安定して計測することができなくなるおそれがある。また、この構成では、心電波を計測するためには、一方の手（例えば左手）に腕時計をはめた状態で、腕時計ケース本体に配置された電極体（心電電極）を他方の手（例えば左手）で触っている必要がある。すなわち、両手を略固定していなければ心電波を計測することができないため、活動中に連続して計測することが困難である。
- [0007] 特許文献3の指輪型の脈波センサでは、プリント基板の端部に搭載された検出部が指の腹側に配置される。より詳細には、この脈波センサを使用する際には、検出部が指の腹側に当たるようにセンサ本体が指の背側に配置され、センサ本体がベルトによって固定される。この時、検出部が指の腹に密着できる程度（検出部が指の腹に押し当てられた状態）にベルトの長さが調節される。同様に、特許文献4の指輪型の光電脈波信号検出装置では、発光素子と受光素子を指の背側よりも血管が多い腹側に配置することにより、効果的に脈派等の検出が行えるようにしている。しかしながら、指の腹側は指の曲げ伸ばしによって大きく変形するため、指の腹側で計測すると指の曲げ伸ばし等に起因してノイズが乗り易くなる。そのため、指が動いている活動中には光電脈波を安定して計測することが難しい。
- [0008] 本発明は、上記問題点を解消する為になされたものであり、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して生体信号を計測することが可能な生体信号検出装置、および該生体信号検出装置を用いた生体

情報計測装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0009] 本発明に係る生体信号検出装置は、生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部を備え、該弾性部の少なくとも生体に押圧される部位が導電性を有することを特徴とする。
- [0010] 本発明に係る生体信号検出装置によれば、弾性を有する弾性部によって生体が挟持されるため、容易に装着することができる。また、導電性を有する部位が生体の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押圧されるため、活動中であっても安定して生体信号を計測することができる。その結果、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して生体信号を計測することが可能となる。
- [0011] また、本発明に係る生体信号検出装置では、弾性部が、断面が円弧状に形成された板バネであることが好ましい。
- [0012] この場合、弾性部が、断面が円弧状に形成された板バネとして機能するように形成されているため、比較的簡易な構成により、導電性を有する弾性部を生体に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して生体信号を計測することができる。
- [0013] さらに、本発明に係る生体信号検出装置では、弾性部が、円弧の基端部から先端部に近づくにつれて円弧の曲率半径が小さくなるように形成されていることが好ましい。
- [0014] この場合、円弧状の板バネとして形成された弾性部が、基端部から先端部に近づくにつれて曲率半径が小さくなる（すなわち曲率が大きくなる）ように形成されているため、生体（例えば指など）の太さにかかわらずフィットしやすく、かつ抜け落ちにくくすることができる。
- [0015] 本発明に係る生体信号検出装置は、生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、伸縮性および柔軟性を有し、生体に装着された

ときに、周囲から収縮して該生体に接触するとともに、該生体の屈曲に対応して伸縮する伸縮部を備え、伸縮部の生体と接触する部位が導電性を有することを特徴とする。

[0016] 本発明に係る生体信号検出装置によれば、伸縮部が伸縮性および柔軟性を有しているため、容易に装着することができる。また、この伸縮部は、生体と接触する部位が導電性を有し、生体に装着されたときに、周囲から収縮して該生体に接触するとともに、該生体の屈曲に対応して伸縮するため、活動中であっても安定して生体信号を計測することができる。その結果、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して生体信号を計測することが可能となる。

[0017] また、本発明に係る生体信号検出装置では、伸縮部が、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなることが好ましい。

[0018] この場合、伸縮部が導電性を有する導電糸を編んだ編物からなるため、比較的簡易な構成により、導電性を有する伸縮部を生体に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中であっても安定して生体信号を計測することができる。

[0019] 本発明に係る生体信号検出装置は、生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部と、弾性部に配設された発光素子および受光素子を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサとを備えることを特徴とする。

[0020] 本発明に係る生体信号検出装置によれば、弾性部が弾性を有し、生体を挟持するため、容易に装着することができる。また、光電脈波センサ（発光素子および受光素子）が、生体の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押圧されるため、活動中であっても安定して光電脈波信号を計測することができる。特に、生体（例えば指など）の側面は腹側と異なり、曲げ伸ばしによって大きく変形しないため、側面から圧力を加えて挟持することで接触状態を安定させることができる。また、光電脈波センサの発光素子と受光素子

が共に生体の側面に配置されるため、生体の太さの違い（個人差）や装着ずれがあったとしても、生体の曲げ伸ばしの影響を受け難く、安定して計測することができる。その結果、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して光電脈波信号を計測することが可能となる。

[0021] また、本発明に係る生体信号検出装置では、弾性部が、板バネであることが好ましい。

[0022] この場合、弾性部が板バネとして機能するように形成されているため、比較的簡易な構成により、導電性を有する弾性部を生体に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して光電脈波信号を計測することができる。

[0023] 本発明に係る生体信号検出装置は、生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、伸縮性および柔軟性を有し、生体に装着されたときに、周囲から収縮して該生体に接触するとともに、該生体の屈曲に対応して伸縮する伸縮部と、伸縮部に配設された発光素子および受光素子を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサとを備え、該光電脈波センサが、生体に装着される際に、該生体の屈曲方向に対して側方に配設されるように構成されることを特徴とする。

[0024] 本発明に係る生体信号検出装置によれば、伸縮部が伸縮性および柔軟性を有しているため、容易に装着することができる。また、光電脈波センサ（発光素子および受光素子）が、生体の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から接触されるため、活動中であっても安定して光電脈波信号を計測することができる。特に、生体（例えば指など）の側面は腹側と異なり、曲げ伸ばしによって大きく変形しないため、生体の太さの違い（個人差）や装着ずれがあったとしても安定して計測することができる。その結果、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して光電脈波信号を計測することが可能となる。

[0025] また、本発明に係る生体信号検出装置では、伸縮部が、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなることが好ましい。

- [0026] この場合、伸縮部が導電性を有する導電糸を編んだ編物からなるため、比較的簡易な構成により、光電脈波センサを生体に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して光電脈波信号を計測することができる。
- [0027] また、本発明に係る生体信号検出装置は、光電脈波センサに電力を供給する電力供給部を備え、該電力供給部が、生体信号検出装置が指に装着される際に、指の背面側に配設されるように構成されていることが好ましい。
- [0028] この場合、光電脈波センサに電力を供給する電力供給部が指の背面側に配置されることで、隣り合う指と干渉することを防止できる。また、使用者に指にはめる向きを視覚的に示すことができるため、光電脈波センサが指の腹側や背面側に接触するような誤った向きに装着されることを効果的に防止できる。
- [0029] 本発明に係る生体信号検出装置は、生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部と、弾性部に配設された発光素子および受光素子を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサとを備え、弾性部の少なくとも生体に押圧される部位が導電性を有することを特徴とする。
- [0030] 本発明に係る生体信号検出装置によれば、弾性部が弾性を有し、生体を挟持するため、容易に装着することができる。また、導電性を有する部位および光電脈波センサそれぞれが、生体の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押圧されるため、活動中であっても安定して生体信号および光電脈波信号を計測することができる。特に、生体（例えば指など）の側面は腹側と異なり、曲げ伸ばしによって大きく変形しないため、側面から圧力を加えて挟持することで接触状態を安定させることができる。また、生体の太さの違い（個人差）や装着ずれがあったとしても、生体の曲げ伸ばしの影響を受け難く、安定して計測することができる。その結果、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して生体信号および光電脈波信号

を計測することが可能となる。

[0031] 本発明に係る生体情報計測装置は、一対の上記いずれかの生体信号検出装置を備え、該一対の生体信号検出装置により左右の指から心電信信号を検出することを特徴とする。

[0032] 本発明に係る生体情報計測装置によれば、一対の上記いずれかの生体信号検出装置を備えているため、左右の指への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して心電信信号を計測することが可能となる。

[0033] 本発明に係る生体情報計測装置は、一対の上記生体信号検出装置と、一対の弾性部により検出された心電信信号、及び、光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段とを備えることを特徴とする。

[0034] 本発明に係る生体情報計測装置によれば、上述した生体信号検出装置を備えているため、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して心電信信号および光電脈波信号を計測することができる。その結果、より簡易に、かつ、活動中であっても安定して脈波伝播時間を取得することが可能となる。

発明の効果

[0035] 本発明によれば、生体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して生体信号を計測することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0036] [図1]第1実施形態に係る生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置の構成を示すブロック図である。

[図2]第1実施形態に係る生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置の外観を示す図である。

[図3]第1実施形態に係る生体信号検出装置の外観を拡大して示す図である。

[図4]第1実施形態に係る生体信号検出装置を構成する板バネ部の曲率半径を

示す図である。

[図5]第2実施形態に係る生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置の構成を示すブロック図である。

[図6]第2実施形態に係る生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置の外観を示す図である。

[図7]第3実施形態に係る生体信号検出装置を用いた生体情報計測装置の外観を示す図である。

発明を実施するための形態

[0037] 以下、図面を参照して本発明の好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図中、同一又は相当部分には同一符号を用いることとする。また、各図において、同一要素には同一符号を付して重複する説明を省略する。

[0038] (第1実施形態)

まず、図1～図4を併せて用いて、第1実施形態に係る生体信号検出装置1および該生体信号検出装置1を用いた生体情報計測装置5の構成について説明する。図1は、第1実施形態に係る生体信号検出装置1を用いた生体情報計測装置5の構成を示すブロック図である。図2は、生体信号検出装置1を用いた生体情報計測装置5の外観を示す図である。また、図3は、生体信号検出装置1の外観を拡大して示す図であり、図4は、生体信号検出装置1を構成する第1板バネ部11cの曲率半径を示す図である。

[0039] 生体情報計測装置5（生体信号検出装置1）は、使用者が日常の動作・活動、例えばゲームコントローラやタブレット端末等の把持型装置を両手で把持して操作しながら心電信信号や光電脈波信号などを計測できるように構成されている。なお、本実施形態では、本発明をゲームコントローラに適用した場合を例にして説明する。また、生体電位としては、筋電等もあるが、本実施形態では心電を計測する場合を例にして説明する。

[0040] 生体情報計測装置5（生体信号検出装置1）は、左右両手間の心電信信号、及び、左手の指並びに右手の指での光電脈波信号を検出し、検出した心電信信号（心電波）のR波ピークと光電脈波信号（脈波）のピークとの時間差から

左手及び右手それぞれの脈波伝播時間などを取得する。

[0041] そのため、生体情報計測装置 5 は、主として、両手間の心電信信号を検出するための一对の心電電極（第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2）、および左右の手の光電脈波信号（第 1 の光電脈波信号、第 2 の光電脈波信号）を検出するための 2 つの光電脈波センサ（第 1 光電脈波センサ 2 1、第 2 光電脈波センサ 2 2）を有する一对の生体信号検出装置 1、1 と、検出された心電信信号及び第 1、第 2 の光電脈波信号に基づいて左右の手における脈波伝播時間（第 1 脈波伝播時間、第 2 脈波伝播時間）を計測する信号処理部 3 1、3 2 とを備えている。以下、各構成要素について詳細に説明する。

[0042] 第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2 は、心電信信号を検出するものであり、例えば、使用者が、第 1 心電電極 1 1 に左手の指を挿入し、第 2 心電電極 1 2 に右手の指を挿入することにより、使用者の左右の手の間の電位差に応じた心電信信号を取得する。第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2 の電極材料としては、腐食に強くアレルギーが起こり難い、例えばステンレス等の金属が好適に用いられる。また、ステンレスを基材として導電性のあるメッキやコーティングを施したものをを用いてもよい。

[0043] 第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2（以下、まとめて心電電極 1 1、1 2 ということもある）それぞれは、両端に 2 つの屈曲点 1 1 a、1 1 b が形成された基端部、および該基端部の両端（屈曲点 1 1 a、1 1 b）それぞれに屈曲してつながった第 1 の板バネ部 1 1 c 並びに第 2 の板バネ部 1 1 d（以下、まとめて板バネ部 1 1 c、1 1 d ということもある）を有している。第 1 の板バネ部 1 1 c は、断面が円弧状に形成されている。ここで、図 4 に示されるように、第 1 の板バネ部 1 1 c は、基端部（屈曲点 1 1 a）から先端部に近づくにつれて円弧の曲率半径が小さく（曲率が大きく）なるように形成されている。一方、第 2 の板バネ部 1 1 d は、断面が直線状に形成されている。そして、心電電極 1 1、1 2 は、全体としては、断面で見た場合に、一部が切れた略リング状に形成されている。

[0044] また、第 2 の板バネ部 1 1 d の内面には、発光素子 2 1 1（2 1 2）と受

光素子 2 2 1 (2 2 2) とを有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサ 2 1 (2 2) が取り付けられている。なお、この光電脈波センサ 2 1 (2 2) の詳細については後述する。

[0045] このように構成されることにより、心電電極 1 1 , 1 2 を構成する第 1 の板バネ部 1 1 c、第 2 の板バネ部 1 1 d は、弾性を有し、使用者の指に装着されたときに、その指の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押圧して指を挟持する。すなわち、第 1 の板バネ部 1 1 c、第 2 の板バネ部 1 1 d（第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2）は、請求の範囲に記載の弾性部に相当する。

[0046] なお、第 1 の板バネ部 1 1 c および第 2 の板バネ部 1 1 d は指の腹側には強く接触しない構造とされている。これは、指を曲げ伸ばしすると指の腹側が大きく変形するため、指の腹側を密着させていると、指の側面まで大きく変形してしまい、光電脈波センサ 2 1 (2 2) と指との接触箇所（指側面）の接触状態が変化してしまうのを避けるためである。また、指の挿抜時に指が傷つきにくくするために、板バネ部 1 1 c、1 1 d の側面を樹脂やゴムなどでコーティングしたり、外側に反らしてもよい。

[0047] 第 1 心電電極 1 1 及び第 2 心電電極 1 2 それぞれは、ケーブル 1 0 1 , 1 0 2 を通して、信号処理部 3 1 , 3 2 と接続されており、該ケーブル 1 0 1 , 1 0 2 を介して、心電信号を信号処理部 3 1 , 3 2 へ出力する。なお、ケーブル 1 0 1 , 1 0 2 としては、ノイズを低減するために、同軸ケーブルを用いることが望ましい。

[0048] 上述したように、第 2 の板バネ部 1 1 d の内面には、発光素子 2 1 1 (2 1 2) と受光素子 2 2 1 (2 2 2) とを有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサ 2 1 (2 2) が取り付けられている。光電脈波センサ 2 1 (2 2) は、血中ヘモグロビンの吸光特性を利用して、光電脈波信号を光学的に検出するセンサである。

[0049] 発光素子 2 1 1 , 2 2 1 は、信号処理部 3 1 , 3 2 の駆動部 3 5 0 から出力されるパルス状の駆動信号に応じて発光する。発光素子 2 1 1 , 2 2 1 と

しては、例えば、LED、VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting LASER)、又は共振器型LED等を用いることができる。なお、駆動部350は、発光素子211を駆動するパルス状の駆動信号を生成して出力する。

[0050] 受光素子212, 222は、発光素子211, 221から照射され、例えば指を透過して、又は指に反射して入射される光の強さに応じた検出信号を出力する。受光素子212, 222としては、例えば、フォトダイオードやフォトトランジスタ等が好適に用いられる。本実施形態では、受光素子212, 222として、フォトダイオードを用いた。

[0051] ここで、上述したように、光電脈波センサ21, 22は、第2の板バネ部11dの内面に取り付けられているため、心電電極11, 12が指に装着されたときに、光電脈波センサ21, 22は、第1の板バネ部11cと第2の板バネ部11dにより、指の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押し当てられて、指の側面に接触する。

[0052] なお、発光素子211, 221と受光素子212, 222は指の軸と並行に配置することが好ましい。指の軸と垂直に配置すると、発光素子211, 221又は受光素子212, 222が指の腹側に近付いてしまい指の曲げ伸ばしに伴う指の腹側の変形の影響を受けやすくなってしまうためである。また、指にはめる向きを間違えないよう、指の背面側の位置にマークやロゴ等を入れることが好ましい。

[0053] 受光素子212, 222は、信号処理部31, 32に接続されており、受光素子212, 222で得られた検出信号（光電脈波信号）は信号処理部31, 32に出力される。

[0054] 上述したように、第1心電電極11、第2心電電極12、及び第1光電脈波センサ21それぞれは、信号処理部31に接続されており、検出された心電信号、及び第1の光電脈波信号が信号処理部31に入力される。同様に、第1心電電極11、第2心電電極12、及び第2光電脈波センサ22それぞれは、信号処理部32に接続されており、検出された心電信号、及び第2の

光電脈波信号が信号処理部 3 2 に入力される。

[0055] 信号処理部 3 1 は、検出した心電信信号（心電波）の R 波ピークと第 1 の光電脈波信号（脈波）のピークとの時間差から第 1 脈波伝播時間（左手の指での脈波伝播時間）を計測する。同様に、信号処理部 3 2 は、検出した心電信信号の R 波ピークと第 2 の光電脈波信号のピークとの時間差から第 2 脈波伝播時間（右手の指での脈波伝播時間）を計測する。また、信号処理部 3 1, 3 2 は、入力された心電信信号を処理して、心拍数や心拍間隔などを計測する。さらに、信号処理部 3 1, 3 2 は、入力された光電脈波信号を処理して、脈拍数や脈拍間隔などを計測する。なお、信号処理部 3 1 の構成と信号処理部 3 2 の構成とは、同一であるので、以下、信号処理部 3 1 を主にして説明する。

[0056] 信号処理部 3 1（3 2）は、増幅部 3 1 1, 3 2 1、第 1 信号処理部 3 1 0、第 2 信号処理部 3 2 0、ピーク検出部 3 1 6, 3 2 6、ピーク補正部 3 1 8, 3 2 8、及び脈波伝播時間計測部 3 3 0 を有している。また、上記第 1 信号処理部 3 1 0 は、アナログフィルタ 3 1 2、A/D コンバータ 3 1 3、デジタルフィルタ 3 1 4 を有している。一方、第 2 信号処理部 3 2 0 は、アナログフィルタ 3 2 2、A/D コンバータ 3 2 3、デジタルフィルタ 3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5 を有している。

[0057] ここで、上述した各部の内、デジタルフィルタ 3 1 4, 3 2 4、2 階微分処理部 3 2 5、ピーク検出部 3 1 6, 3 2 6、ピーク補正部 3 1 8, 3 2 8、脈波伝播時間計測部 3 3 0 は、演算処理を行う CPU、該 CPU に各処理を実行させるためのプログラムやデータを記憶する ROM、及び演算結果などの各種データを一時的に記憶する RAM 等により構成されている。すなわち、ROM に記憶されているプログラムが CPU によって実行されることにより、上記各部の機能が実現される。

[0058] 増幅部 3 1 1 は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、第 1 心電電極 1 1、第 2 心電電極 1 2 により検出された心電信信号を増幅する。増幅部 3 1 1 で増幅された心電信信号は、第 1 信号処理部 3 1 0 に出力される

。同様に、増幅部 321 は、例えばオペアンプ等を用いた増幅器により構成され、第 1（第 2）光電脈波センサ 21（22）により検出された第 1（第 2）光電脈波信号を増幅する。増幅部 321 で増幅された光電脈波信号は、第 2 信号処理部 320 に出力される。

[0059] 第 1 信号処理部 310 は、上述したように、アナログフィルタ 312、A/D コンバータ 313、デジタルフィルタ 314 を有しており、増幅部 311 で増幅された心電信号に対して、フィルタリング処理を施すことにより拍動成分を抽出する。

[0060] また、第 2 信号処理部 320 は、上述したように、アナログフィルタ 322、A/D コンバータ 323、デジタルフィルタ 324、2 階微分処理部 325 を有しており、増幅部 321 で増幅された第 1（第 2）光電脈波信号に対して、フィルタリング処理及び 2 階微分処理を施すことにより拍動成分を抽出する。

[0061] アナログフィルタ 312、322、及び、デジタルフィルタ 314、324 は、心電信号、第 1（第 2）光電脈波信号を特徴づける周波数以外の成分（ノイズ）を除去し、S/N を向上するためのフィルタリングを行う。より詳細には、心電信号は一般的に 0.1～200 Hz の周波数成分、光電脈波信号は 0.1～数十 Hz 付近の周波数成分が支配的であるため、ローパスフィルタやバンドパスフィルタ等のアナログフィルタ 312、322、及びデジタルフィルタ 314、324 を用いてフィルタリング処理を施し、上記周波数範囲の信号のみを選択的に通過させることにより S/N を向上する。

[0062] なお、拍動成分の抽出のみを目的とする場合（すなわち、波形等を取得する必要がない場合）には、ノイズ耐性を向上するために通過周波数範囲をより狭くして拍動成分以外の成分を遮断してもよい。また、アナログフィルタ 312、322 とデジタルフィルタ 314、324 は必ずしも両方備える必要はなく、アナログフィルタ 312、322 とデジタルフィルタ 314、324 のいずれか一方のみを設ける構成としてもよい。なお、アナログフ

フィルタ 312、デジタルフィルタ 314 によりフィルタリング処理が施された心電信号は、ピーク検出部 316 へ出力される。同様に、アナログフィルタ 322、デジタルフィルタ 324 によりフィルタリング処理が施された第 1（第 2）光電脈波信号は、2 階微分処理部 325 へ出力される。

[0063] 2 階微分処理部 325 は、第 1（第 2）光電脈波信号を 2 階微分することにより、2 階微分脈波（加速度脈波）信号を取得する。取得された加速度脈波信号は、ピーク検出部 326 へ出力される。なお、光電脈波のピーク（立ち上がり点）は変化が明確でなく検出しにくいことがあるため、加速度脈波に変換してピーク検出を行うことが好ましいが、2 階微分処理部 325 を設けることは必須ではなく、省略した構成としてもよい。

[0064] ピーク検出部 316 は、第 1 信号処理部 310 により信号処理が施された（拍動成分が抽出された）心電信号のピーク（R 波）を検出する。一方、ピーク検出部 326 は、第 2 信号処理部 320 によりフィルタリング処理が施された第 1（第 2）光電脈波信号（加速度脈波）のピークを検出する。すなわち、ピーク検出部 316、326 は、請求の範囲に記載のピーク検出手段として機能する。なお、ピーク検出部 316、及びピーク検出部 326 それぞれは、心拍間隔、及び脈拍間隔の正常範囲内においてピーク検出を行い、検出したすべてのピークについて、ピーク時間、ピーク振幅等の情報を RAM 等に保存する。

[0065] ピーク補正部 318 は、第 1 信号処理部 310（アナログフィルタ 312、デジタルフィルタ 314）における心電信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 318 は、求めた心電信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部 316 により検出された心電信号のピークを補正する。同様に、ピーク補正部 328 は、第 2 信号処理部 320（アナログフィルタ 322、デジタルフィルタ 324、2 階微分処理部 325）における光電脈波信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 328 は、求めた光電脈波信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部 326 により検出された第 1（第 2）光電脈波信号（加速度脈波信号）のピークを補正する。補正後の心電信号のピーク、及び補正後の

第1（第2）光電脈波信号（加速度脈波）のピークは、脈波伝播時間計測部330に出力される。なお、ピーク補正部318を設けることは必須ではなく、省略した構成としてもよい。

[0066] 脈波伝播時間計測部330は、ピーク補正部318により補正された心電信号のR波ピークと、ピーク補正部328により補正された第1（第2）光電脈波信号（加速度脈波）のピークとの間隔（時間差）から第1（第2）脈波伝播時間を求める。すなわち、脈波伝播時間計測部330は、請求の範囲に記載の演算手段として機能する。ここで、信号処理部31の脈波伝播時間計測部330は、第1脈波伝播時間、すなわち左手の指での脈波伝播時間を取得する。同様に、信号処理部32の脈波伝播時間計測部330は、第2脈波伝播時間、すなわち右手の指での脈波伝播時間を取得する。

[0067] 脈波伝播時間計測部330は、第1（第2）脈波伝播時間に加えて、例えば、心電信号から心拍数、心拍間隔、心拍間隔変化率等も算出する。同様に、脈波伝播時間計測部330は、光電脈波信号（加速度脈波）から脈拍数、脈拍間隔、脈拍間隔変化率等も算出する。

[0068] なお、取得された脈波伝播時間や、心拍数、脈拍数等の計測データは、例えば、上述したRAMなどに蓄積して記憶しておき、計測が終了した後に、パーソナルコンピュータ（PC）等に出力して確認するようにしてもよい。また、上記情報を、通信部60を介して、例えば、PCや、ディスプレイを有する携帯型音楽プレーヤ、又はスマートフォン等に送信して表示させる構成とすることもできる。なお、その場合には、測定結果や検出結果に加えて、測定日時等のデータも送信することが好ましい。

[0069] 次に、生体情報計測装置5（生体信号検出装置1）の使用方法について説明する。生体情報計測装置5（心電信号計測装置1）を用いて心電信号、光電脈波信号、脈波伝播時間などを検出する際には、第1心電電極11に左手の指を挿入して指を第1心電電極11及び第1光電脈波センサ21に接触させるとともに、第2心電電極12に右手の指を挿入して指を第2心電電極12及び第2光電脈波センサ22に接触させる。そして、ゲームコントローラ

100を両手で把持する。

[0070] そうすることにより、両手間の心電信号、及び、左手の指での第1の光電脈波信号、並びに右手の指での第2の光電脈波信号が取得される。そして、左手の指での第1脈波伝播時間、及び右手の指での第2脈波伝播時間が取得される。なお、第1、第2脈波伝播時間の取得方法については上述した通りであるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0071] このようにして、使用者は、左手の指を第1心電電極11に挿入するとともに、右手の指を第2心電電極12に挿入するだけで、ゲームコントローラ100を把持しつつ（すなわちゲームをしつつ）、心電信号、光電脈波信号、および脈波伝搬時間などを検出・計測することができる。

[0072] 以上、本実施形態によれば、板バネ部11c、11dが弾性を有し、指を挟持するため、容易に装着することができる。また、導電性を有する板バネ部11c、11dおよび光電脈波センサ21、22それぞれが、指の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から押圧されるため、活動中（例えばゲーム中）であっても安定して心電信号（生体電位）および光電脈波信号を計測することができる。特に、指の側面は腹側と異なり、曲げ伸ばしによって大きく変形しないため、側面から圧力を加えて挟持することで接触状態を安定させることができる。また、指の太さの違い（個人差）や装着ずれがあったとしても、指の曲げ伸ばしの影響を受け難いため、安定して計測することができる。その結果、指への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して心電信号および光電脈波信号を計測することが可能となる。

[0073] また、本実施形態によれば、板バネ部11c、11dが、断面が円弧状に形成された板バネとして機能するように形成されているため、比較的簡易な構成により、導電性を有する板バネ部11c、11d（心電電極11、12）を生体に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して心電信号および光電脈波信号を計測することができる。

[0074] また、本実施形態によれば、円弧状の板バネとして形成された第1板バネ部11cが、基端部から先端部に近づくにつれて曲率半径が小さくなる（す

なわち曲率が大きくなる）ように形成されているため、指の太さにかかわらずフィットしやすく、かつ抜け落ちにくくすることができる。

[0075] 本実施形態に係る生体情報計測装置 5 によれば、一对の生体信号検出装置 1 を備えているため、左右の指への装着をより簡易に行うことができる。

[0076] また、本実施形態に係る生体情報計測装置 5 によれば、生体信号検出装置 1 を備えているため、活動中でも安定して心電信信号および光電脈波信号を計測することができる。その結果、より簡易に、かつ、活動中であっても安定して脈波伝播時間を取得することが可能となる。

[0077] （第 2 実施形態）

上述した第 1 実施形態に係る生体信号検出装置 1 では、心電電極 1 1, 1 2 が、第 1 の板バネ部 1 1 c 並びに第 2 の板バネ部 1 1 d を有して構成されていたが、板バネ部材に代えて、伸縮性素材で構成してもよい。また、上述した第 1 実施形態に係る生体信号検出装置 1 では、双方の心電電極 1 1, 1 2 それぞれに光電脈波センサ（第 1 光電脈波センサ 2 1、第 2 光電脈波センサ 2 2）を備えたが、一方の心電電極のみに光電脈波センサを設けた構成とすることもできる。

[0078] そこで、次に、図 5 および図 6 を併せて用いて、第 2 実施形態に係る生体信号検出装置 2 および該生体信号検出装置 2 を用いた生体情報計測装置 6 について説明する。ここでは、上述した第 1 実施形態と同一・同様な構成については説明を簡略化又は省略し、異なる点を主に説明する。図 5 は、生体信号検出装置 2 を用いた生体情報計測装置 6 の構成を示すブロック図である。また、図 6 は、生体信号検出装置 2 を用いた生体情報計測装置 6 の外観を示す図である。なお、図 5, 6 において第 1 実施形態と同一又は同等の構成要素については同一の符号が付されている。

[0079] 生体信号検出装置 2 は、図 6 に示されるように、第 1 心電電極 1 3 および第 2 心電電極 1 4 が、板バネ部 1 1 c, 1 1 d に代えて、伸縮性および柔軟性を有し、指に装着されたときに、周囲から収縮して指に接触するとともに、指の屈曲に対応して伸縮するフィンガーバンド（伸縮部）から構成されて

いる点で、上述した生体信号検出装置 1 と異なっている（以下、心電電極 13, 14 をフィンガーバンド 13, 14 ということもある）。

[0080] また、生体信号検出装置 2 は、図 5 に示されるように、第 2 の光電脈波信号を検出する第 2 光電脈波センサ 22、及び、第 2 の光電脈波信号に基づいて脈波伝播時間（第 2 脈波伝播時間）を計測する信号処理部 32 を備えていない点で、上述した生体信号検出装置 1 と異なっている。その他の構成は、上述した生体信号検出装置 1 と同一又は同様であるので、ここでは詳細な説明を省略する。

[0081] 心電電極 13, 14（フィンガーバンド 13, 14）は、上述したように、伸縮性および柔軟性を有し、使用者の指に装着されたときに、周囲から収縮して指に接触するとともに、指の屈曲に対応して伸縮する。すなわち、フィンガーバンド 13, 14 は、請求の範囲に記載の伸縮部に相当する。

[0082] フィンガーバンド 13, 14 は、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなることが好ましい。すなわち、フィンガーバンド 13, 14 は、指と接触する部位が導電性を有する。ここで、導電糸としては、例えば、Ag めっきを施したもの、カーボンナノチューブ・コーティングを施したもの、PEDOT (poly(3,4-ethylenedioxythiophene)；ポリエチレンジオキシチオフェン)等の導電性高分子をコーティングしたもの等を好適に用いることができる。なお、本実施形態では、フィンガーバンド 13, 14 を人差し指に装着する構成としたが、中指、薬指、小指に装着するようにしてもよい。

[0083] フィンガーバンド 14 の内面には、発光素子 211 と受光素子 212 とを有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサ 21 が設けられている。光電脈波センサ 21 は、使用者の指に装着される際に、指の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）に配設されるように構成される。なお、指に嵌める向きを間違えないよう、指の背面側を向く箇所に指の向きを示すマークやロゴ等を入れることが好ましい。

[0084] 次に、生体情報計測手段 6（生体信号検出装置 2）の使用方法について説

明する。生体情報計測手段6（心電信信号計測装置2）を用いて心電信信号、光電脈波信号、脈波伝搬時間などを検出する際には、フィンガーバンド13（第1心電電極13）に左手の指を挿入して指を第1心電電極13に接触させるとともに、フィンガーバンド14（第2心電電極14）に右手の指を挿入して指を第2心電電極14および光電脈波センサ21に接触させる。そして、ゲームコントローラ100を両手で把持する。

[0085] そうすることにより、両手間の心電信信号、及び、右手の指での光電脈波信号が取得される。そして、右手の指での脈波伝播時間が取得される。

[0086] このようにして、使用者は、左手の指をフィンガーバンド13（第1心電電極13）に挿入するとともに、右手の指をフィンガーバンド14（第2心電電極14）に挿入するだけで、ゲームコントローラ100を把持しつつ（すなわちゲームをしつつ）、心電信信号、光電脈波信号、および脈波伝搬時間などを検出・計測することができる。

[0087] 本実施形態によれば、フィンガーバンド13、14が伸縮性および柔軟性を有しているため、容易に装着することができる。また、このフィンガーバンド13、14は、使用者の指と接触する部位が導電性を有し、指に装着されたときに、周囲から収縮して指に接触するとともに、指の屈曲に対応して伸縮するため、活動中であっても安定して心電信信号を計測することができる。また、光電脈波センサ21（発光素子211および受光素子212）が、指の屈曲方向に対して側方（略垂直な方向）から接触されるため、活動中（例えばゲーム中）であっても安定して心電信信号（生体電位）および光電脈波信号を計測することができる。特に、指の側面は腹側と異なり、曲げ伸ばしによって大きく変形しないため、指の太さの違い（個人差）や装着ずれがあったとしても安定して計測することができる。その結果、指への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも安定して心電信信号および光電脈波信号を計測することが可能となる。

[0088] また、本実施形態によれば、フィンガーバンド13、14が、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなるため、比較的簡易な構成により、導電性を

有するフィンガーバンド 13, 14 (心電電極 13, 14) を指に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して心電信信号を計測することができる。同様に、本実施形態によれば、比較的簡易な構成により、光電脈波センサ 21 を指に接触させた状態を安定して保つことができる。よって、活動中でも安定して光電脈波信号を計測することができる。

[0089] (第3実施形態)

上述した第1実施形態では、生体情報計測装置 5 が、一对 (2つ) の生体信号検出装置 1 を備えていたが、1つの生体信号検出装置のみを備える構成としてもよい。すなわち、上述した第1実施形態では、板バネ部 11c, 11d が心電電極 11, 12 を構成するとともに、光電脈波センサ 21, 22 を指に装着する機能も有していたが、板バネ部 11c, 11d を心電電極としてではなく光電脈波センサ 21 を指の側面に押圧して接触させるための装着具として用いる構成としてもよい。よって、この場合には、光電脈波信号のみが検出される。

[0090] そこで、次に、図7を用いて、第3実施形態に係る生体信号検出装置 3 および該生体信号検出装置 3 を用いた生体情報計測装置 7 について説明する。ここでは、上述した第1実施形態に係る生体信号検出装置 1 と同一・同様な構成については説明を簡略化又は省略し、異なる点を主に説明する。図7は、第3実施形態に係る生体信号検出装置 3 を用いた生体情報計測装置 7 の外観を示す図である。なお、図7において第1実施形態と同一又は同等の構成要素については同一の符号が付されている。

[0091] 生体情報計測装置 7 (生体信号検出装置 3) は、上述した生体信号検出装置 1 に、例えば二次電池が内蔵され、光電脈波センサ 21 に電力を供給する電力供給部 110、および電力供給部 110 と光電脈波センサ 21 とを接続するケーブル 111 が付加されている。電力供給部 110 は、生体信号検出装置 3 (光電脈波センサ 21) が使用者の指に装着される際に、指の背面側に配設されるように構成されている。その他の構成は、上述した生体信号検出装置 1 と同一又は同様であるので、ここでは詳細な説明を省略する。

- [0092] 本実施形態によれば、光電脈波センサ 2 1 に電力を供給する電力供給部 1 1 0 が指の背面側に配置されることで、隣り合う指と干渉することを防止できる。また、使用者に対して、指にはめる向きを視覚的に示すことができるため、光電脈波センサ 2 1 が指の腹側や背面側に接触するような誤った向きに装着しまうことを効果的に防止することができる。
- [0093] 以上、本発明の実施の形態について説明したが、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく種々の変形が可能である。例えば、上記第 1、第 2 実施形態では、生体信号検出装置 1、2 が、心電電極 1 1、1 2、1 3、1 4 と光電脈波センサ 2 1、2 2 とを備えていたが、心電電極のみを備える（すなわち光電脈波センサを取り外した）構成としてもよい。
- [0094] また、上記第 1 実施形態では、一对の生体信号検出装置 1 それぞれが、心電電極 1 1、1 2 と光電脈波センサ 2 1、2 2 とを備えていたが、いずれかの生体信号検出装置 1 が、心電電極のみを備える（すなわち光電脈波センサを取り外した）構成としてもよい。
- [0095] また、生体信号検出装置 1 と生体信号検出装置 2 とを組み合わせる構成としてもよい。さらに、生体信号検出装置 1 と光電脈波センサ 2 2 を取り外した生体信号検出装置 2 とを組み合わせる構成としてもよいし、光電脈波センサ 2 1（2 2）を取り外した生体信号検出装置 1 と生体信号検出装置 2 とを組み合わせる構成としてもよい。
- [0096] また、上記第 3 実施形態では、板バネ部 1 1 c、1 1 d に光電脈波センサ 2 1 を取り付けしたが、板バネ部 1 1 c、1 1 d に代えて、上述したフィンガーバンド 1 3 に光電脈波センサ 2 1 を取り付ける構成としてもよい。
- [0097] なお、取得された脈拍間隔や測定時間等の計測データは、メモリに保持しておいて日々の変動履歴として読み出せるようにしておいてもよいし、スマートフォン何度の外部機器に無線で送信するようにしてもよい。また、測定中は装置内のメモリに保存し、測定終了後に自動的に外部機器に接続してデータ送信を行うようにしてもよい。

符号の説明

- [0098] 1, 2, 3 生体信号検出装置
 5, 6, 7 生体情報計測装置
 11, 13 第1心電電極
 11a 第1屈曲点
 11b 第2屈曲点
 11c 第1板バネ部
 11d 第2板バネ部
 12, 14 第2心電電極
 21 第1光電脈波センサ
 22 第2光電脈波センサ
 211, 221 発光素子
 212, 222 受光素子
 31, 32 信号処理部
 310 第1信号処理部
 320 第2信号処理部
 311 心電信号増幅部
 321 脈波信号増幅部
 312, 322 アナログフィルタ
 313, 323 A/Dコンバータ
 314, 324 デジタルフィルタ
 325 2階微分処理部
 316, 326 ピーク検出部
 318, 328 ピーク補正部
 330 脈波伝播時間計測部
 350 駆動部
 60 通信部
 100 ゲームコントローラ
 110 電源供給部

101, 102, 111 ケーブル

請求の範囲

- [請求項1] 生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、
弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部を備え、
前記弾性部は、少なくとも生体に押圧される部位が導電性を有することを特徴とする生体信号検出装置。
- [請求項2] 前記弾性部は、断面が円弧状に形成された板バネであることを特徴とする請求項1に記載の生体信号検出装置。
- [請求項3] 前記弾性部は、円弧の基端部から先端部に近づくにつれて円弧の曲率半径が小さくなるように形成されていることを特徴とする請求項2に記載の生体信号検出装置。
- [請求項4] 生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、
伸縮性および柔軟性を有し、生体に装着されたときに、周囲から収縮して該生体に接触するとともに、該生体の屈曲に対応して伸縮する伸縮部を備え、
前記伸縮部は、生体と接触する部位が導電性を有することを特徴とする生体信号検出装置。
- [請求項5] 前記伸縮部は、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなることを特徴とする請求項4に記載の生体信号検出装置。
- [請求項6] 生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、
弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部と、
前記弾性部に配設された発光素子および受光素子を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサと、を備えることを特徴とする生体信号検出装置。
- [請求項7] 前記弾性部は、板バネであることを特徴とする請求項6に記載の生体信号検出装置。
- [請求項8] 生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、

伸縮性および柔軟性を有し、生体に装着されたときに、周囲から収縮して該生体に接触するとともに、該生体の屈曲に対応して伸縮する伸縮部と、

前記伸縮部に配設された発光素子および受光素子を有し、光電脈波信号を検出する光電脈波センサと、を備え、

前記光電脈波センサは、生体に装着される際に、該生体の屈曲方向に対して側方に配設されるように構成されることを特徴とする生体信号検出装置。

[請求項9] 前記伸縮部は、導電性を有する導電糸を編んだ編物からなることを特徴とする請求項8に記載の生体信号検出装置。

[請求項10] 前記光電脈波センサに電力を供給する電力供給部を備え、
前記電力供給部は、前記生体信号検出装置が指に装着される際に、指の背面側に配設されるように構成されていることを特徴とする請求項6～9のいずれか1項に記載の生体信号検出装置。

[請求項11] 生体に装着されて生体信号を検出する生体信号検出装置であって、
弾性を有し、生体に装着されたときに、該生体の屈曲方向に対して側方から押圧して該生体を挟持する弾性部と、
前記弾性部に配設された発光素子および受光素子を有する光電脈波センサと、を備え、
前記弾性部は、少なくとも生体に押圧される部位が導電性を有することを特徴とする生体信号検出装置。

[請求項12] 一対の請求項1～5のいずれか1項に記載の生体信号検出装置を備え、
前記一対の生体信号検出装置により左右の指から心電信号を検出することを特徴とする生体情報計測装置。

[請求項13] 一対の請求項11に記載の生体信号検出装置と、
一対の前記弾性部により検出された心電信号、及び、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピ

ーク検出手段と、

前記ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段と、を備えることを特徴とする生体情報計測装置。

[請求項14]

請求項 1 1 に記載の生体信号検出装置と、

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の生体信号検出装置と、

それぞれの前記弾性部により検出された心電信信号、及び、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、

前記ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段と、を備えることを特徴とする生体情報計測装置。

[請求項15]

請求項 1 1 に記載の生体信号検出装置と、

請求項 4 又は 5 に記載の生体信号検出装置と、

前記弾性部および前記伸縮部により検出された心電信信号、及び、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、

前記ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段と、を備えることを特徴とする生体情報計測装置。

[請求項16]

請求項 9 に記載の生体信号検出装置と、

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の生体信号検出装置と、

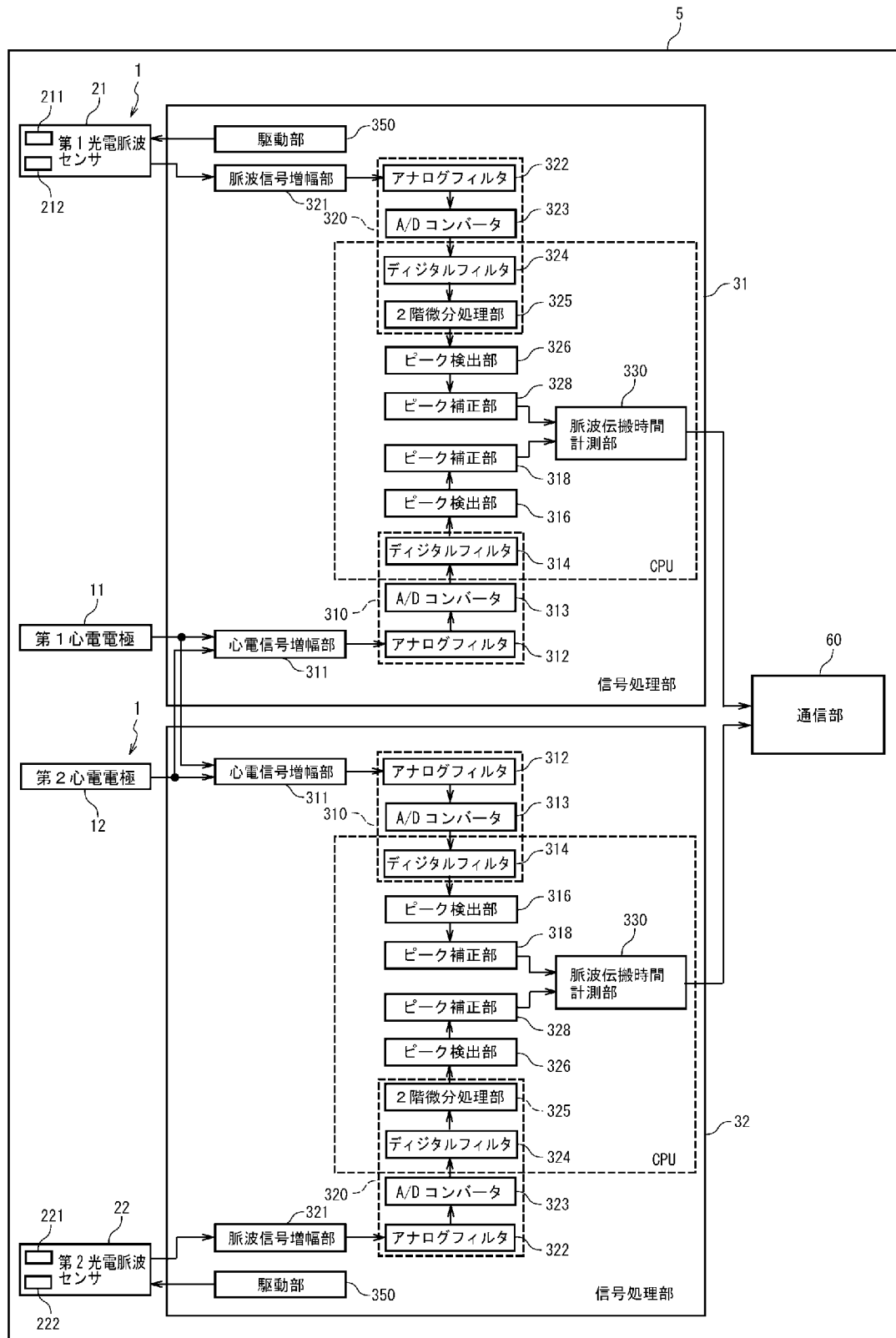
前記伸縮部および前記弾性部により検出された心電信信号、及び、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、

前記ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段と、を備えることを特徴とする生体情報計測装置。

- [請求項17] 請求項 9 に記載の生体信号検出装置と、
請求項 4 又は 5 に記載の生体信号検出装置と、
それぞれの前記伸縮部により検出された心電信信号、及び、前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号それぞれのピークを検出するピーク検出手段と、
前記ピーク検出手段により検出された光電脈波信号のピークと心電信信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を求める脈波伝播時間演算手段と、を備えることを特徴とする生体情報計測装置。

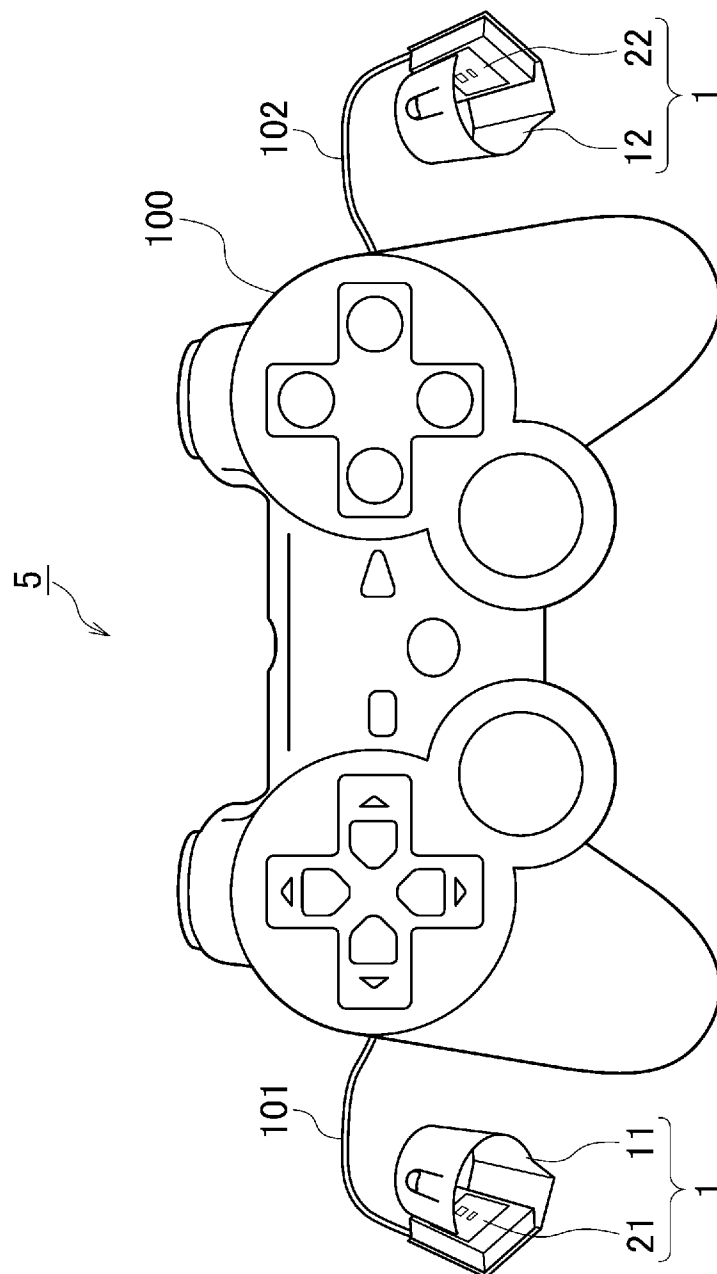
[図1]

図1



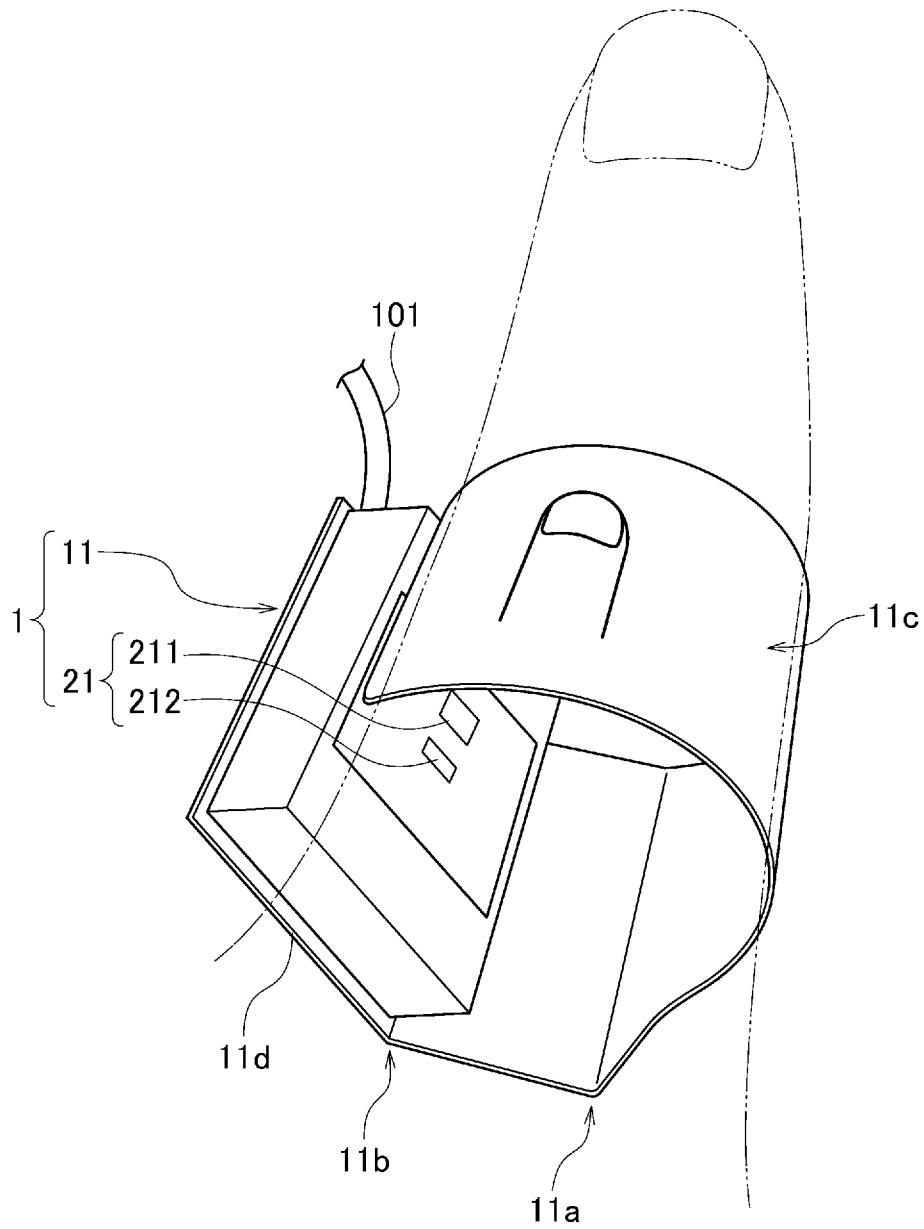
[図2]

図2



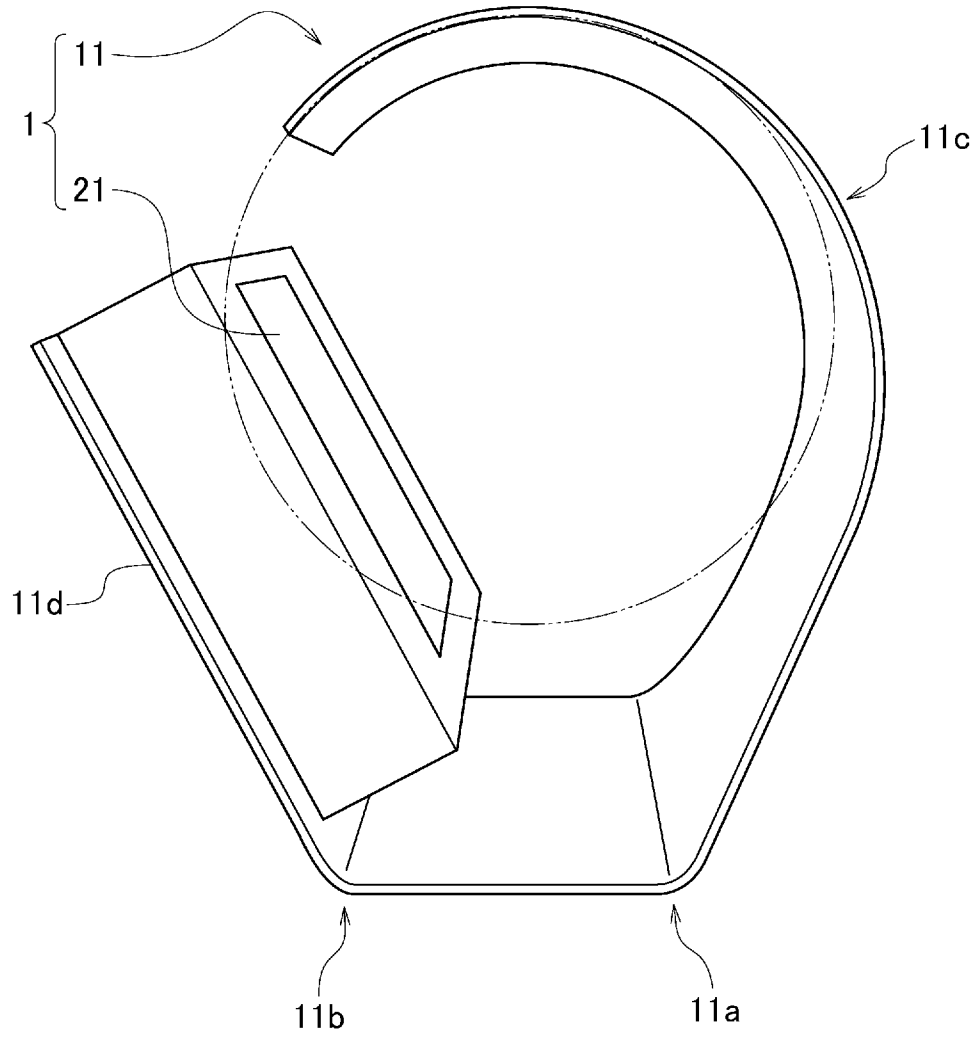
[図3]

図3



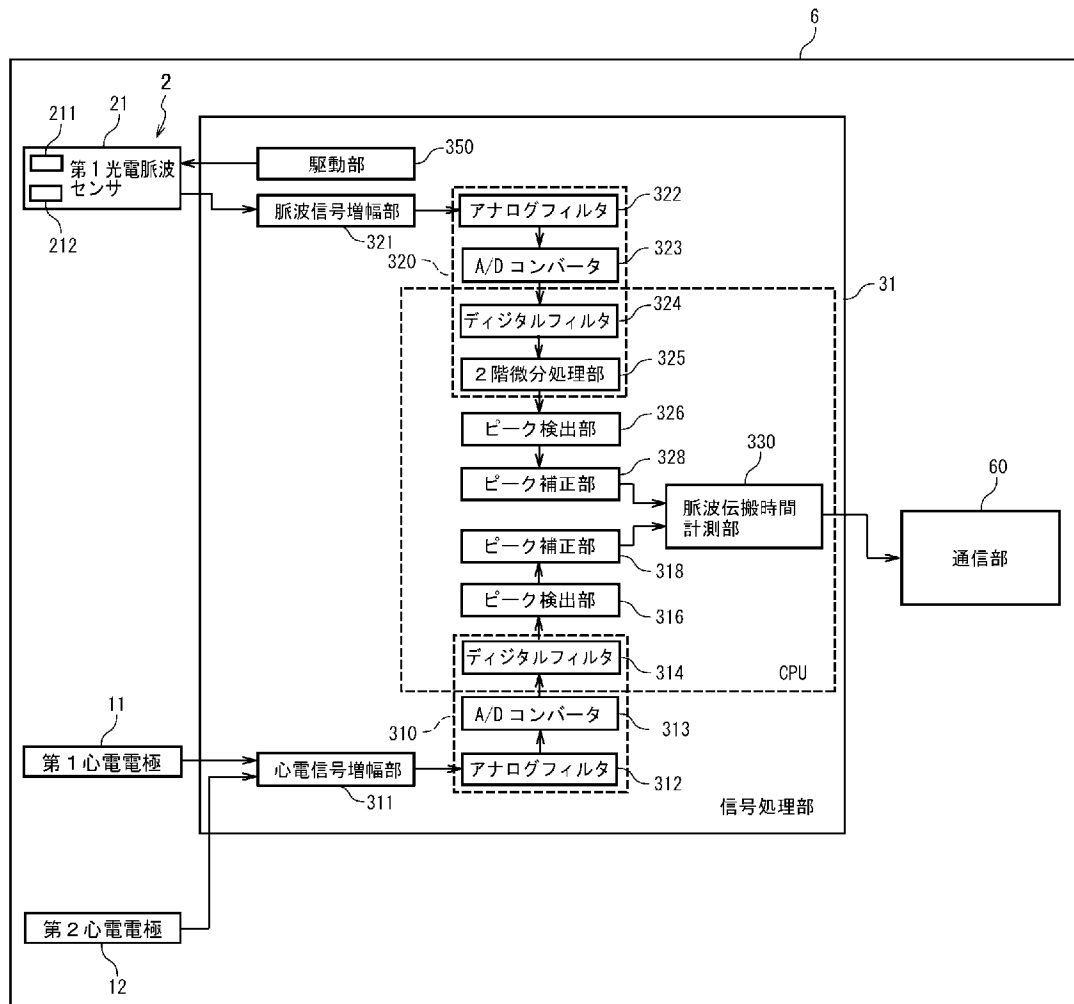
[図4]

図4



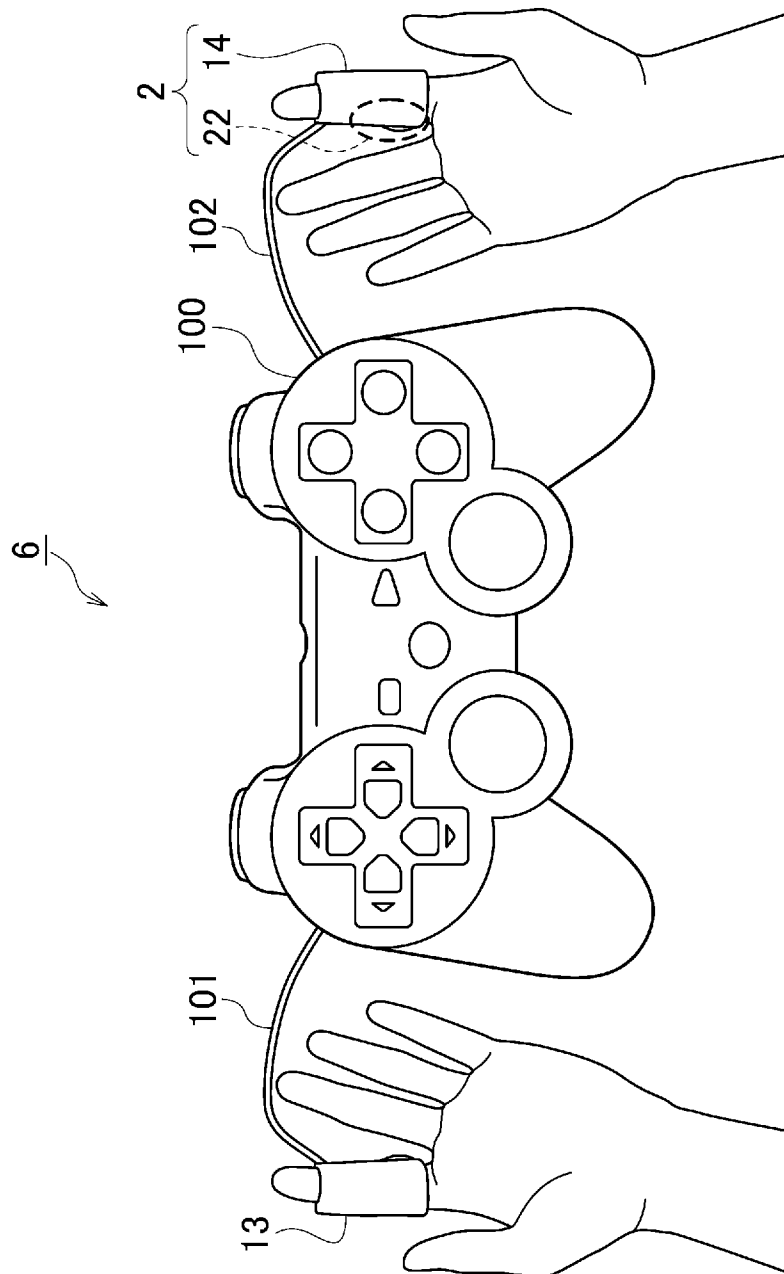
[図5]

図5



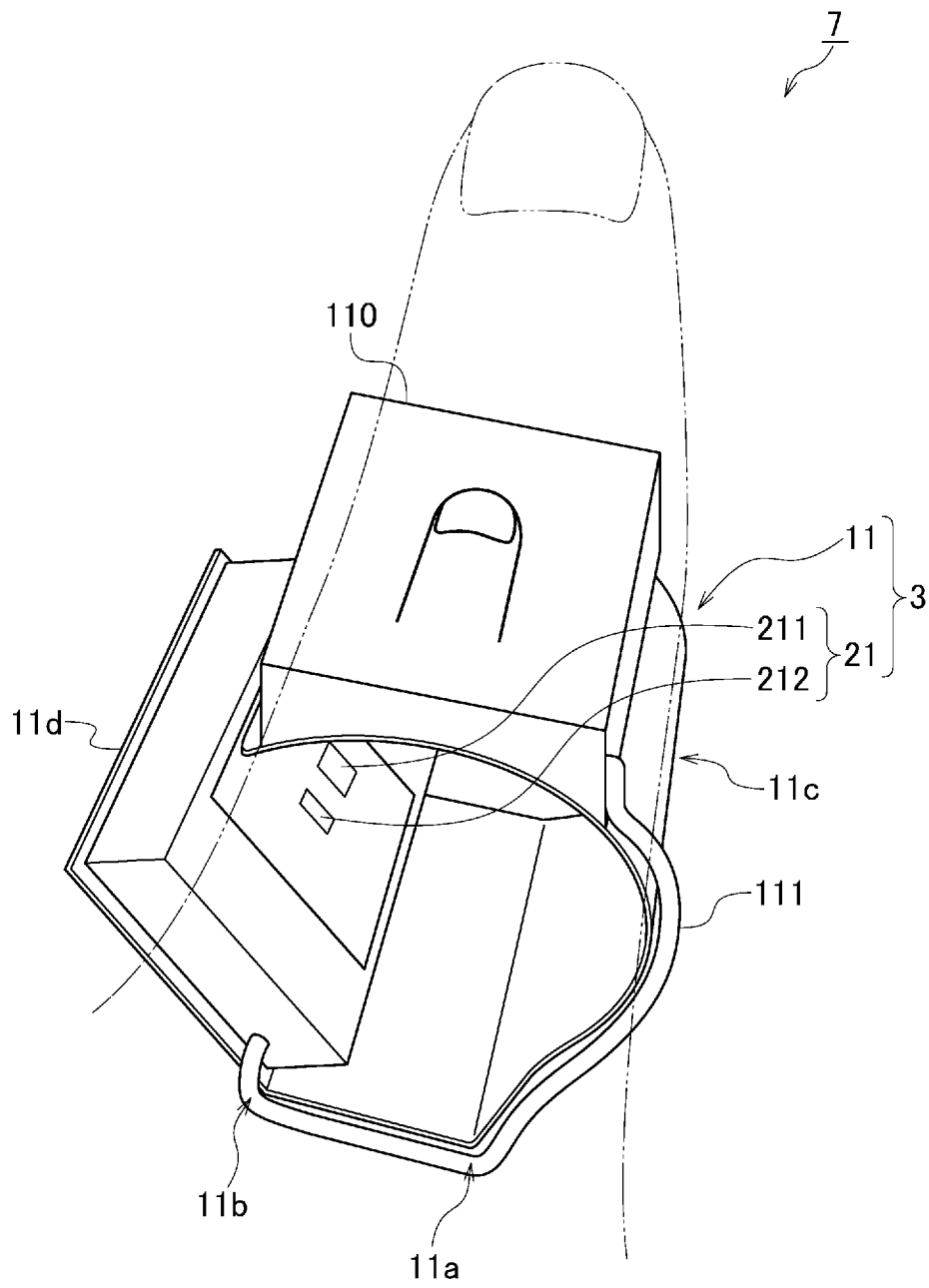
[図6]

図6



[図7]

図7



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/059888

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/02-5/05

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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	JP 2007-167183 A (Konica Minolta Sensing, Inc.), 05 July 2007 (05.07.2007), paragraphs [0025] to [0040]; fig. 1 to 5 (Family: none)	6
X	JP 2009-172182 A (Seiko Epson Corp.), 06 August 2009 (06.08.2009), paragraphs [0014] to [0025]; fig. 5 & JP 5040678 B2	8
A	JP 2002-576 A (Omron Corp.), 08 January 2002 (08.01.2002), paragraphs [0022] to [0023]; fig. 6 (Family: none)	1-17

☒ 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
28 May 2015 (28.05.15)

Date of mailing of the international search report
09 June 2015 (09.06.15)

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/JP2015/059888

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 4-200439 A (Casio Computer Co., Ltd.), 21 July 1992 (21.07.1992), entire text; all drawings & JP 3028601 B2	1-17

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/0408(2006.01)i, A61B5/0478(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/02-5/05

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 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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	JP 2007-167183 A（コニカミノルタセンシング株式会社） 2007.07.05, 段落[0025]-[0040]及び[図1]-[図5]（ファミリーなし）	6
X	JP 2009-172182 A（セイコーエプソン株式会社）2009.08.06, 段落 [0014]-[0025]及び[図5] & JP 5040678 B2	8
A	JP 2002-576 A（オムロン株式会社）2002.01.08, 段落[0022]-[0023] 及び[図6]（ファミリーなし）	1-17

☒ 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

2 8 . 0 5 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 9 . 0 6 . 2 0 1 5

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）

伊藤 幸仙

2 Q

9 6 0 4

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

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 4-200439 A (カシオ計算機株式会社) 1992. 07. 21, 全文、全図 & JP 3028601 B2	1-17