

(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 2015/159692 A1

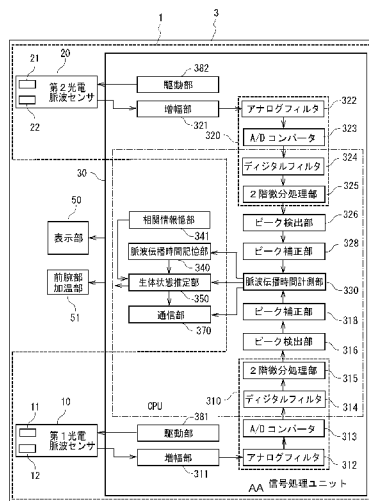
- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/16 (2006.01)
A61B 5/0245 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/059887
- (22) 国際出願日: 2015 年 3 月 30 日(30.03.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-083234 2014 年 4 月 14 日(14.04.2014) JP
- (71) 出願人: 株式会社村田製作所(MURATA MANUFACTURING CO., 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).
- (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, 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),

[続葉有]

(54) Title: PULSE WAVE PROPAGATION TIME MEASUREMENT DEVICE AND BIOLOGICAL STATE ESTIMATION DEVICE

(54) 発明の名称: 脈波伝播時間計測装置および生体状態推定装置

【図1】



- 10 First photoelectric pulse wave sensor
20 Second photoelectric pulse wave sensor
311, 321 Amplifier unit
312, 322 Analog filter
313, 323 A/D converter
314, 324 Digital filter
315, 325 Second order differential processing unit
316, 326 Peak detection unit
318, 328 Peak correction unit
330 Pulse wave propagation time measurement unit
340 Pulse wave propagation time storage unit
341 Correlation information storage unit
350 Biological state estimation unit
370 Communication unit
381, 382 Drive unit
50 Display unit
51 Anti-brachium warming unit
AA Signal processing unit

(57) Abstract: This pulse wave propagation time measurement device (1) is provided with a first photoelectric pulse wave sensor (10) which has a first light emitting element (11) and a first light receiving element (12) and which detects a first photoelectric pulse wave signal, and a second photoelectric pulse wave sensor (20) which has a second light emitting element (21) and a second light receiving element (22) and which detects a second photoelectric pulse wave signal. When worn, the first photoelectric pulse wave sensor (10) and second photoelectric pulse wave sensor (20) are arranged on a contact surface (1a) in contact with the body. The interval between the second light emitting element (21) and the second light receiving element (22) is set to shorter than the interval between the first light emitting element (11) and the first light receiving element (12), and the second photoelectric pulse wave sensor (20) detects the second photoelectric pulse wave signal that corresponds to the blood flow in a capillary, and the first photoelectric pulse wave sensor (10) detects the first photoelectric pulse wave signal that corresponds to the blood flow in an artery in a position deeper than the capillary and thicker than the capillary.

(57) 要約: 脈波伝播時間計測装置 (1) は、第1発光素子 (11) と第1受光素子 (12) とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサ (10) と、第2発光素子 (21) と第2受光素子 (22) とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサ (20) とを備える。第1光電脈波センサ (10) および第2光電脈波センサ (20) は装着時に身体と接触する一の接触面 (1a) 上に配置される。第2発光素子 (21) と第2受光素子 (22) との間隔は第1発光素子 (11) と第1受光素子 (12) との間隔よりも短く設定され、第2光電脈波センサ (20) は毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出し、第1光電脈波センサ (10) は、毛細血管よりも深い位置にあり毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出する。

WO 2015/159692 A1



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 脈波伝播時間計測装置および生体状態推定装置

技術分野

[0001] 本発明は、脈波伝播時間を計測する脈波伝播時間計測装置、および該脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置に関する。

背景技術

[0002] 従来から、生体の動脈内を脈波が伝播する速度や時間などに関連した情報である脈波伝播速度（又は時間）を計測する脈波伝播速度計測装置が知られている。この脈波伝播速度は生体の2部位間を脈波が伝播する速度に関連した情報であるので、脈波伝播速度（又は時間）を計測するには、心電波形（心電図）、動脈脈波などの生体信号を2箇所計測するために、2つのセンサを生体に装着する必要があった。

[0003] ここで、特許文献1には、中枢側脈波伝播速度および末梢側脈波伝播速度を測定することができる脈波伝播速度測定装置が開示されている。この脈波伝播速度測定装置は、手首に向かって押圧される押圧面に、表皮上から橈骨動脈に向かって押圧されて橈骨動脈波を検出する半導体感圧素子と、橈骨動脈に向かって押圧される圧電シートとを備えるとともに、指先に装着されて末梢脈波を検出するプローブを備えている。さらに、電話機本体部に、圧電シートから出力される信号から心音を抽出する心音抽出手段と、その抽出された心音と橈骨動脈波に基づいて心臓から手首までの脈波伝播速度（中枢側脈波伝播速度）を算出する中枢側脈波伝播速度算出手段と、橈骨動脈波と末梢脈波に基づいて手首から指先までの脈波伝播速度（末梢側脈波伝播速度）を算出する末梢側脈波伝播速度算出手段とを備えている。

[0004] この脈波伝播速度測定装置によれば、プローブが指先の表皮に装着された後、押圧面に設けられた感圧素子が橈骨動脈を押圧し、押圧面に設けられた圧電シートが橈骨を押圧するように、生体信号センサユニットの押圧面が手首に押圧された状態において、感圧素子により橈骨動脈波が検出され、圧電

シートにより心音を含む振動が検出され、プローブにより末梢脈波が検出される。よって、橈骨動脈波、心音、および末梢脈波が同時に測定される。そして、心音と橈骨動脈波から中枢側脈波伝播速度が算出され、橈骨動脈波と末梢脈波から末梢側末梢側脈波伝播速度が算出される。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2004-321253号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述したように、特許文献1に記載されている脈波伝播速度測定装置を用いて、脈波伝播速度を測定するには、まず、プローブの本体部を指先に装着するとともに、該プローブの入力端子を電話機本体部のコネクタに差し込む。そして、一方の手（例えば右手）で第2電極に触れるようにして携帯電話機を把持した状態で、第1押圧面が表皮上から橈骨動脈を押圧し、同時に第2押圧面が表皮上から橈骨を押圧するように、携帯電話機を他方（例えば左手）の手首に押圧する必要がある。

[0007] そのため、この脈波伝播速度測定装置では、両手を用いなければ脈波伝播速度を計測することができないため、活動中に（例えば日常生活の中で）連続して計測することが困難である。また、上述したように装置の装着が煩雑であり、使い勝手があまり良くない。

[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、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能な脈波伝播時間計測装置および該脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定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] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置は、第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、第2発光素子と

第2受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、第2光電脈波センサが、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出し、第1光電脈波センサが、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することを特徴とする。

[0010] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置によれば、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置されている。そのため、当該接触面を身体（例えば手首など）に接触させるように装着するだけで、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号と、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号とを検出することができる。よって、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。

[0011] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第2発光素子と第2受光素子との間隔が、第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短いことが好ましい。

[0012] この場合、第2発光素子と第2受光素子との間隔が第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短く設定されているため、第2光電脈波センサにより、表皮に近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出することができる。一方、第1光電脈波センサにより、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することができる。

[0013] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第1発光素子が、波長が800～1000nmの光を出力し、第2発光素子が、波長が450～580nm

の光を出力することが好ましい。

[0014] ところで、波長が450～580nmの青色～黄緑色の光は、生体での吸収が強いため、光電脈波信号の出力は大きくなるが光路長を長く取ることができない。これに対し、波長が800～1000nmの近赤外光は、生体での吸収が強くないため、光電脈波信号の出力は小さくなるが光路長を長く取ることができる。そのため、このようにすれば、第1発光素子および第2発光素子として同一波長の光源を使用する場合と比較して、よりS/Nを向上させることができる。

[0015] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置は、第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、上記第1発光素子と第2受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、第2光電脈波センサが、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出し、第1光電脈波センサが、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することを特徴とする。

[0016] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置によれば、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置されている。そのため、当該接触面を身体（例えば手首など）に接触させるように装着するだけで、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号と、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号とを検出することができる。よって、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。なお、この場合には、発光素子を共有することにより、装置の小型軽量化、抵コス

ト化等を図ることができる。

[0017] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第1発光素子と第2受光素子との間隔が、第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短いことが好ましい。

[0018] この場合、第1発光素子と第2受光素子との間隔が、第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短く設定されているため、第2光電脈波センサにより、表皮に近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出することができる。一方、第1光電脈波センサにより、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することができる。

[0019] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置は、第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、第2発光素子と上記第1受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、第2光電脈波センサが、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出し、第1光電脈波センサが、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた前記第1の光電脈波信号を検出することを特徴とする。

[0020] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置によれば、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置されている。そのため、当該接触面を身体（例えば手首など）に接触させるように装着するだけで、毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号と、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号とを検出することができる。よって、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常

生活の中)でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。なお、この場合には、受光素子を共有することにより、装置の小型軽量化、抵コスト化等を図ることができる。

[0021] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第2発光素子と第1受光素子との間隔が、第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短いことが好ましい。

[0022] この場合、第2発光素子と第1受光素子との間隔が、第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短く設定されているため、第2光電脈波センサにより、表皮に近い位置(すなわち浅い位置)にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出することができる。一方、第1光電脈波センサにより、表皮から遠い位置(すなわち深い位置)にある毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することができる。

[0023] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第1発光素子が、波長が800～1000nmの光を出力し、第2発光素子が、波長が450～580nmの光を出力することが好ましい。

[0024] このようにすれば、第1発光素子および第2発光素子として同一波長の光源を使用した場合と比較して、よりS/Nを向上させることができる。

[0025] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、ピーク検出手段が、第1の光電脈波信号の振幅が所定値以下の場合には、エラーであると判定することが好ましい。

[0026] ところで、表皮から遠い位置(すなわち深い位置)にある毛細血管よりも太い動脈での光電脈波信号検出は、検出位置に対する依存性が強く、検出位置が検出に適した位置からずれてしまうと光電脈波信号を適切に検出することができなくなるおそれがある。この場合、第1の光電脈波信号の振幅が所定値以下の場合にエラーと判定することにより、検出位置のずれを認識することができるため、検出位置がずれた状態のままで計測することを防止することが可能となる。

[0027] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第1光電脈波センサの位置が可

変できることが好ましい。

[0028] このようにすれば、装置を身体から取り外すことなく、第1光電脈波センサの検出位置を調節することができる。

[0029] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、第1光電脈波センサおよび第2光電脈波センサが、装着時に手首と接触する一の接触面に配置され、第1光電脈波センサが、橈骨動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することが好ましい。

[0030] ところで、太い動脈の中でも橈骨動脈は表皮から比較的浅い位置にある。そのため、この場合、第1の光電脈波信号を安定して計測することができる。また、装置を手首に装着するため、使用者の装置装着に対する抵抗を比較的小さくでき、違和感なく長時間装着することが可能となる。

[0031] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、装着時に、第1光電脈波センサが橈骨動脈上の表皮と接触するように、接触面上に配置されていることが好ましい。

[0032] このようにすれば、使用者が橈骨動脈の位置を正確に認識できていない場合であっても容易に第1光電脈波センサの位置合わせを行うことが可能となる。

[0033] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、上記接触面の内、第1光電脈波センサが配設されている領域が、該第1光電脈波センサが配設されていない領域よりも、装着時に、手首側に凸状に出っ張るように形成されていることが好ましい。

[0034] ところで、橈骨動脈は毛細血管に比べて表皮から深い位置にある。この場合、第1光電脈波センサが配設されている領域が手首側に凸状に出っ張るように形成されているため、該第1光電脈波センサが手首側に押圧され、より安定して第1の光電脈波信号の計測を行うことが可能となる。

[0035] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置は、発光素子と受光素子とを有し光電脈波信号を検出する光電脈波センサと、圧電素子を有し圧電脈波信号を検出する圧電脈波センサと、光電脈波センサにより検出された光電脈波信号、及

び、圧電脈波センサにより検出された圧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圧電脈波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、光電脈波センサおよび前記圧電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、光電脈波センサが、毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を検出し、圧電脈波センサが、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた圧電脈波信号を検出することを特徴とする。

[0036] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置によれば、光電脈波センサおよび圧電脈波センサが、装着時に身体と接触する一の接触面に配置されている。そのため、当該接触面を身体（例えば手首など）に接触させるように装着するだけで、毛細血管の血流に応じた光電脈波信号と、毛細血管よりも太い動脈の血流（拍動）に応じた圧電脈波信号とを検出することができる。よって、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。

[0037] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、ピーク検出手段が、圧電脈波信号の振幅が所定値以下の場合には、エラーであると判定することが好ましい。

[0038] 上述したように、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある毛細血管よりも太い動脈での圧電脈波信号検出は、検出位置に対する依存性が強く、検出位置が検出に適した位置からずれてしまうと圧電脈波信号を適切に検出することができなくなるおそれがある。この場合、圧電脈波信号の振幅が所定値以下の場合にエラーと判定することにより、検出位置がずれた状態のまま計測することを防止することが可能となる。

[0039] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、圧電脈波センサの位置が可変でることが好ましい。

[0040] このようにすれば、装置を身体から取り外すことなく、圧電脈波センサの検出位置を調節することができる。

[0041] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、光電脈波センサおよび圧電脈波

センサが、装着時に手首と接触する一の接触面に配置され、圧電脈波センサが、橈骨動脈の血流に応じた圧電脈波信号を検出することが好ましい。

[0042] 上述したように、太い動脈の中でも橈骨動脈は表皮から比較的浅い位置にある。そのため、この場合、圧電脈波信号を安定して計測することができる。また、装置を手首に装着するため、使用者の装置装着に対する抵抗を比較的小さくでき、違和感なく長時間装着することが可能となる。

[0043] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、装着時に、圧電脈波センサが、橈骨動脈上の表皮と接触するように、接触面上に配置されていることが好ましい。

[0044] このようにすれば、使用者が橈骨動脈の位置を正確に認識できていない場合であっても容易に圧電脈波センサの位置合わせを行うことが可能となる。

[0045] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、上記接触面の内、圧電脈波センサが配設されている領域が、該圧電脈波センサが配設されていない領域よりも、装着時に、手首側に凸状に出っ張るように形成されていることが好ましい。

[0046] 上述したように、橈骨動脈は毛細血管に比べて表皮から深い位置にある。この場合、圧電脈波センサが配設されている領域が手首側に凸状に出っ張るように形成されているため、該圧電脈波センサが手首側に押圧され、より安定して圧電脈波信号の計測を行うことが可能となる。

[0047] 本発明に係る脈波伝播時間計測装置では、脈波伝播時間演算手段が、求めた脈波伝播時間が所定値以下の場合には、ノイズであると判定することが好ましい。

[0048] このようにすれば、脈波信号に重畳している例えば体動に由来するノイズを簡易かつ適確に判別することが可能となる。

[0049] 本発明に係る生体状態推定装置は、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置と、脈拍間隔の変化率を取得する脈拍間隔変化率取得手段と、脈拍間隔変化率取得手段により取得された脈拍間隔の変化率のばらつきに基づいて、脈拍リズム異常を判定する脈拍リズム異常判定手段とを備えることを特徴とする

。

[0050] 本発明に係る生体状態推定装置によれば、不整脈等による脈拍リズム異常を簡易かつ適確に判定することが可能となる。特に、この場合、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈拍リズム異常を検出することができる。また、脈拍間隔の変化率のばらつきを用いることにより、呼吸性変動のような周期的脈拍間隔変動と区別することができる。さらに、上述したノイズ判定と組み合わせることにより、体動ノイズ等との誤判定を低減できるため、脈拍リズム異常をより精度よく判定することが可能となる。

[0051] 本発明に係る生体状態推定装置は、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置と、脈波伝播時間演算手段により求められた脈波伝播時間が所定のしきい値以下の場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定する睡眠状態判定手段とを備えることを特徴とする。

[0052] 本発明に係る生体状態推定装置によれば、該脈波伝播時間が所定のしきい値以下の場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定される。よって、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態であるか否かを判定することができる。特に、この場合、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができる。

[0053] また、本発明に係る生体状態推定装置は、睡眠状態判定手段により睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、前腕部の温度を上げる前腕部加温手段をさらに備えることが好ましい。

[0054] ところで、手先が冷えて末梢の血管が収縮した状態ではスムーズに睡眠（入眠）することが難しく、また深い睡眠を得にくい。ここで、本発明に係る生体状態推定装置によれば、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていない場合には、使用者の前腕部の温度が上げられる。そのため、体幹部の温度を上げることなく、前腕部のみを温めることができる。よって、前腕部が温められて手先の末梢の血管が拡張した状態にされるとともに体幹部の

温度が低い状態、すなわち睡眠に適した状態にされる。その結果、スムーズに睡眠（入眠）できるとともに深い睡眠を得ることが可能となる。

[0055] 本発明に係る生体状態推定装置は、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置と、脈波伝播時間と自律神経機能との関係に基づいて予め定められた自律神経機能相関情報を記憶する相関情報記憶手段と、脈波伝播時間演算手段により求められた脈波伝播時間、及び、相関情報記憶手段に記憶されている自律神経機能相関情報に基づいて、使用者の自律神経機能を推定する生体状態推定手段とを備えることを特徴とする。

[0056] 本発明に係る生体状態推定装置によれば、脈波伝播時間と自律神経機能との関係に基づいて予め定められた自律神経機能相関情報が記憶されているため、使用者の脈波伝播時間を計測することにより、脈波伝播時間を指標として、生体状態としての自律神経機能を推定して評価することが可能となる。特に、太い動脈および毛細血管それぞれの脈波のピークの時間差を計測するため、毛細血管の影響を強く反映させることができ、血管収縮・拡張と関係する自律神経活動や手の冷え／血行状態を推定することができる。また、この場合、上記いずれかの脈波伝播時間計測装置を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して自律神経機能を推定して評価することができる。

発明の効果

[0057] 本発明によれば、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0058] [図1]実施形態に係る脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置の構成を示すブロック図である。

[図2]実施形態に係る脈波伝播時間計測装置を用いた腕時計形の生体状態推定装置の外観を示す図である。

[図3]光路長と、光電脈波信号の検出対象となる動脈との関係を示す図である

。

[図4]橈骨動脈での光電脈波計測部位を示す図である。

[図5]橈骨動脈および毛細血管で計測した光電脈波（加速度脈波）の計測結果の一例を示す図である。

[図6]実施形態に係る生体状態推定装置による生体状態（自律神経機能）推定処理の処理手順を示すフローチャートである。

[図7]実施形態に係る生体状態推定装置による睡眠支援処理の処理手順を示すフローチャートである。

[図8]第1変形例に係る脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置の構成を示すブロック図である。

[図9]第2変形例に係る脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置の構成を示すブロック図である。

[図10]第3変形例に係る脈波伝播時間計測装置を用いた生体状態推定装置の構成を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0059] 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。

[0060] まず、図1、図2を併せて用いて、実施形態に係る脈波伝播時間計測装置1を用いた生体状態推定装置3の構成について説明する。図1は、脈波伝播時間計測装置1を用いた生体状態推定装置3の構成を示すブロック図である。また、図2は、脈波伝播時間計測装置1を用いた腕時計形の生体状態推定装置3の外観を示す図である。

[0061] 生体状態推定装置3は、第1の光電脈波信号および第2の光電脈波信号を検出し、検出した第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を計測する脈波伝播時間計測装置1を備えている。そして、生体状態推定装置3は、計測された脈波伝播時間に基づいて、使用者の生体状態（例えば、脈拍リズム異常（不整脈）、自律神経機能、

睡眠状態等)を推定する。

[0062] そのため、生体状態推定装置3は、主として、第1の光電脈波信号を検出するための第1光電脈波センサ10、第2の光電脈波信号を検出するための第2光電脈波センサ20、及び、検出された第1の光電脈波信号並びに第2の光電脈波信号に基づいて脈波伝播時間等を計測するとともに、生体状態を推定する信号処理ユニット30を備えている。すなわち、信号処理ユニット30は、脈波伝播時間計測装置1および生体状態推定装置3によって共有されている。以下、各構成要素について詳細に説明する。

[0063] 第1光電脈波センサ10は、血中ヘモグロビンの吸光特性を利用して、第1の光電脈波信号を光学的に検出するセンサである。そのため、第1光電脈波センサ10は、第1発光素子11と第1受光素子12とを有して構成されている。

[0064] 同様に、第2光電脈波センサ20は、血中ヘモグロビンの吸光特性を利用して、第2の光電脈波信号を光学的に検出するセンサである。そのため、第2光電脈波センサ20は、第2発光素子21と第2受光素子22とを有して構成されている。

[0065] 第1発光素子11は、信号処理ユニット30の駆動部381から出力されるパルス状の駆動信号に応じて発光する。第1発光素子11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381は、第1発光素子11を駆動するパルス状の駆動信号を生成して出力する。

[0066] 第1受光素子12は、第1発光素子11から照射され、例えば手首などの人体を透過して入射される光の強さに応じた検出信号を出力する。第1受光素子12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、第1受光素子12として、フォトダイオードを用いた。第1受光素子12は、信号処理ユニット30に接続されており、第1受光素子12で得られた検出信号(第1の光電脈波信号)は信号処

理ユニット30に出力される。

[0067] 同様に、第2発光素子21は、信号処理ユニット30の駆動部382から出力されるパルス状の駆動信号に応じて発光する。第2発光素子21としては、例えば、LED、VCSEL、又は共振器型LED等を用いることができる。なお、駆動部382は、第2発光素子21を駆動するパルス状の駆動信号を生成して出力する。

[0068] 第2受光素子22は、第2発光素子21から照射され、例えば手首などの人体を透過して入射される光の強さに応じた検出信号を出力する。第2受光素子22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、第2受光素子22として、フォトダイオードを用いた。第2受光素子22は、信号処理ユニット30に接続されており、第2受光素子22で得られた検出信号（第2の光電脈波信号）は信号処理ユニット30に出力される。

[0069] ここで、第1発光素子11は、波長が800～1000nmの近赤外光を出力することが好ましい。なお、本実施形態では、波長が850nmの近赤外光を出力するものを用いた。一方、第2発光素子21は、波長が450～580nmの青色～黄緑色の光を出力することが好ましい。なお、本実施形態では、波長が525nmの緑色の光を出力するものを用いた。また、第2発光素子21と第2受光素子22との間隔は、第1発光素子11と第1受光素子12との間隔よりも短くなるように設定されている。

[0070] ここで、青～黄緑色の光は生体吸収が大きいため、得られる光電脈波信号も大きくなるが、生体中ではすぐに減衰するため光路長を長くすることができない。一方、近赤外光は生体吸収があまり大きくないため、得られる光電脈波信号はあまり大きくないが、光路長を長くすることができる。そのため、第1の光電脈波信号と第2の光電脈波信号を同じ波長の光を用いて計測することも可能であるが、光路長の長い第1光電脈波センサ10では近赤外光を用い、光路長の短い第2光電脈波センサ20では青～黄緑色の光を用いることが好ましい。

[0071] なお、第1の光電脈波信号と第2の光電脈波信号とを分離する方法としては、例えば、時分割による方法（検出光をパルス状に発光させ、その発光タイミングをずらす方法）、波長分割による方法（受光素子の手前に各波長に対応した波長フィルタを配置する方法）、空間分割による方法（各検出光が互いに干渉しないように距離を離して配置する方法）などを適宜用いることができる。

[0072] 上述したように構成されることにより、図3に示されるように、光路長の短い第2光電脈波センサ20は、表皮に比較的近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出する。一方、光路長の長い第1光電脈波センサ10は、表皮から比較的遠い位置（すなわち深い位置）にある、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出する。なお、図3は、光路長（発光素子11, 12と受光素子21, 22の配置）と、光電脈波信号の検出対象となる動脈との関係を示す図である。

[0073] ここで、第1光電脈波センサ10は、表皮に比較的近い位置に太い動脈がある部位、例えば、橈骨動脈のある手首、頸動脈のある首、上腕動脈のある肘、浅側頭動脈のあるこめかみ等に装着されることが好ましい。以下、本実施形態では、生体状態推定装置3（脈波伝播時間計測装置1）を手首に装着する場合を例にして説明する。

[0074] ここで、腕時計形の生体状態推定装置3（脈波伝播時間計測装置1）の外観を図2に示す。この腕時計形の生体状態推定装置3（脈波伝播時間計測装置1）は、本体部200と、該本体部200に取り付けられたベルト210と、該ベルト210に移動可能に取り付けられた脈波センシング部100とを備えている。

[0075] 本体部200には、内部に信号処理ユニット30や電池等が収納されるときに、背面（装着時に手首に接触する面）に第2光電脈波センサ20が配設されている。また、本体部200の外表面には、表示部50が取り付けられている。なお、第2光電脈波センサ20は、脈波センシング部100に配

設してもよい。

[0076] 脈波センシング部１００の内面側は、第１光電脈波センサ１０が配設されている。すなわち、第１光電脈波センサ１０および第２光電脈波センサ２０は、装着時に、手首と接触する一の接触面１ａ、すなわち本体部２００およびベルト２１０の内側の面に配置される。よって、使用者がこの腕時計形の生体状態推定装置３（脈波伝播時間計測装置１）を一方の手（例えば左手）の手首に装着すると、第１光電脈波センサ１０と第２光電脈波センサ２０が使用者の手首に接触し、脈波伝播時間の計測および生体情報の取得が行われる。

[0077] 脈波センシング部１００にはベルト２１０を通すための横長のベルト通し孔１１０が形成されている。このベルト通し孔１１０にベルト２１０が通されることにより、脈波センシング部１００は、ベルト２１０に移動可能に取り付けられる。すなわち、脈波センシング部１００（第１光電脈波センサ１０）は可動式になっており、その位置を変更（調節）できるように構成されている。脈波センシング部１００にはケーブル１２０が接続されており、このケーブル１２０にはコネクタ１３０が接続されている。そして、コネクタ１３０が本体部２００に挿入（接続）されることにより、脈波センシング部１００（第１光電脈波センサ１０）が本体部２００（信号処理ユニット３０）に接続される。

[0078] 脈波センシング部１００の内面側（請求の範囲に記載の接触面１ａの内、第１光電脈波センサ１０が配設されている領域に相当）は、ベルト２１０に沿って円弧状に形成されている。すなわち、脈波センシング部１００の内面は、ベルト２１０の内周面および本体部２００の背面（請求の範囲に記載の第１光電脈波センサ１０が配設されていない領域に相当）よりも、装着時に、手首側に滑らかな凸状に出っ張るように形成されている。なお、この凸部は、応力集中により使用者が痛みを感じたり、圧痕が皮膚に残ったりしないよう、皮膚に接触する箇所が角部のない曲面で構成されている。

[0079] 上述したように構成されることにより、第１光電脈波センサ１０は、装着

時に、図4に示される橈骨動脈上の表皮と接触するように配置（調整）される。そして、第1光電脈波センサ10は、橈骨動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出する。一方、第2光電脈波センサ20は、手首の毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を検出する。

[0080] より詳細には、光路長が短い第2光電脈波センサ20の場合には、太い橈骨動脈の情報をほとんど含まず毛細血管の情報を多く含む光電脈波信号となる。一方、光路長が長い第1光電脈波センサ10の場合、太い橈骨動脈と毛細血管の情報のどちらも含む光電脈波となるが、通常毛細血管よりも太い橈骨動脈の方が信号が大きくなるため、光路長が長い場合には太い橈骨動脈の情報の方が優位になる。ここで、心臓から送り出された脈波は大動脈を通り、分岐して橈骨動脈に至り、さらに分岐して毛細血管に到達するため、それぞれに到達するまでに時間差が生じる。そのため、橈骨動脈とその周囲の毛細血管とで光電脈波を計測することにより、ほぼ同じ部位で脈波伝播時間を計測することが可能になる。

[0081] 上述したように、第1光電脈波センサ10及び第2光電脈波センサ20それぞれは、信号処理ユニット30に接続されており、検出された第1の光電脈波信号、及び第2の光電脈波信号が信号処理ユニット30に入力される。なお、以下、第1の光電脈波信号と第2の光電脈波信号とをまとめて、単に光電脈波信号ということもある。

[0082] 信号処理ユニット30は、入力された第1の光電脈波信号、第2の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。さらに、信号処理ユニット30は、検出した第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波信号のピークとの時間差から脈波伝播時間を計測する。なお、その際に、信号処理ユニット30は、後述する第1信号処理部310、第2信号処理部320におけるピークのずれ（遅延）を補正し、高精度に脈波伝播時間を計測する。

[0083] そして、信号処理ユニット30は、計測した脈波伝播時間、及び、脈波伝播時間と生体状態との関係を定めた相関情報に基づいて、使用者の自律神経

機能を推定する。また、信号処理ユニット30は、取得した脈拍間隔の変化率のばらつきに基づいて脈拍リズム異常を判定する。さらに、信号処理ユニット30は、計測した脈波伝播時間に基づいて、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態であるか否かを判定するとともに、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていないと判定した場合に、使用者の身体の状態を睡眠に適した状態にする。

[0084] そのため、信号処理ユニット30は、増幅部311、321、第1信号処理部310、第2信号処理部320、ピーク検出部316、326、ピーク補正部318、328、及び脈波伝播時間計測部330、脈波伝播時間記憶部340、相関情報記憶部341、及び生体状態推定部350等を有している。また、上記第1信号処理部310は、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、2階微分処理部315を有している。一方、第2信号処理部320は、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を有している。

[0085] ここで、上述した各部の内、デジタルフィルタ314、324、2階微分処理部315、325、ピーク検出部316、326、ピーク補正部318、328、脈波伝播時間計測部330、脈波伝播時間記憶部340、相関情報記憶部341、及び生体状態推定部350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。

[0086] 増幅部311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光電脈波センサ10により検出された第1の光電脈波信号を増幅する。増幅部311で増幅された第1の光電脈波信号は、第1信号処理部310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2光電脈波センサ20により検出された第2の光電脈波信

号を増幅する。増幅部 321 で増幅された第 2 の光電脈波信号は、第 2 信号処理部 320 に出力される。

[0087] 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、2 階微分処理部 315 を有しており、増幅部 311 で増幅された第 1 の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。

[0088] 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 2 の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。

[0089] アナログフィルタ 312、322、及び、デジタルフィルタ 314、324 は、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、一般的に光電脈波信号は 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及びデジタルフィルタ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。

[0090] なお、拍動成分の抽出のみを目的とする場合には、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第 1 の光電脈波信号は、2 階微分処理部 315 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光電脈波信号は、2 階微分処理部 325 へ出力される。

- [0091] 2階微分処理部315は、第1の光電脈波信号を2階微分することにより、第1の2階微分脈波（加速度脈波）信号を取得する。取得された第1の加速度脈波信号は、ピーク検出部316へ出力される。なお、光電脈波のピーク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315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。
- [0092] 同様に、2階微分処理部325は、第2の光電脈波信号を2階微分することにより、第2の2階微分脈波（加速度脈波）信号を取得する。取得された第2の加速度脈波信号は、ピーク検出部326へ出力される。なお、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。
- [0093] ピーク検出部316は、第1信号処理部310によりフィルタリング処理が施された第1の光電脈波信号（加速度脈波）のピークを検出する。なお、ピーク検出部316は、第1の光電脈波信号（又は加速度脈波）の振幅が所定値以下の場合には、エラーであると判定する。なお、エラーと判定された場合には、脈波センシング部100（第1光電脈波センサ10）の位置を、エラーが解消されるように移動する（調節する）ことが好ましい。
- [0094] 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2の光電脈波信号（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、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。
- [0095] 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、2階微分処理部315）における第1の光電脈波信号の遅延時間を求める。ピーク補正部318は、求めた第1の光電脈波信号の遅延時間に基づいて、ピーク検出部316により検出された第1の光電脈波信号（加速度脈波信号）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) における第2の光電脈波信号の遅延時間を求める。ピーク補正部 328は、求めた第2の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2の光電脈波信号(加速度脈波信号)のピークを補正する。補正後の第1の光電脈波信号(加速度脈波)のピーク、及び補正後の第2の光電脈波信号(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、第1の光電脈波信号(加速度脈波信号)と第2の光電脈波信号(加速度脈波信号)の遅延時間がほぼ同じとみなせる場合、ピーク補正部 318、328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。

[0096] 脈波伝播時間計測部 330は、ピーク補正部 318により補正された第1の光電脈波信号(加速度脈波)のピークと、ピーク補正部 328により補正された第2の光電脈波信号(加速度脈波)のピークとの間隔(時間差)から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脈波伝播時間演算手段として機能する。

[0097] ここで、第1の光電脈波信号(加速度脈波信号)のピークと第2の光電脈波信号(加速度脈波信号)のピークとの間隔から求められる脈波伝播時間を図5示す。なお、図5では、第1の光電脈波信号(加速度脈波信号)の波形を実線で示すとともに、第2の光電脈波信号(加速度脈波信号)を破線で示した。図5に示されるように、橈骨動脈と毛細血管(ここでは手首腹側中央(図4参照))の2箇所検出した光電脈波信号から求めた加速度脈波のa波ピークの時間差(脈波伝播時間)は、0.01~0.04 sec. 程度である。なお、脈波伝播時間計測部 330は、求めた脈波伝播時間が所定値(例えば0.01 sec.) 以下の場合には、検出された光電脈波信号がノイズであると判定する。

[0098] 脈波伝播時間計測部 330は、脈波伝播時間に加えて、例えば、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。算出された脈波伝播時間、脈拍数、脈拍間隔、光電脈波、及び加速度脈波等の計測データは、脈波伝播時間記憶部 340、生体状態推定部 350、表示

部 5 0 に出力される。

[0099] 脈波伝播時間記憶部 3 4 0 は、例えば、上述したバックアップ R A M 等で構成されており、脈波伝播時間計測部 3 3 0 により算出された脈波伝播時間等の計測データを計測日時等の情報とともに記憶する。

[0100] 相関情報記憶部 3 4 1 は、例えば、上述した R O M 等で構成されており、脈波伝播時間と生体状態との関係に基づいて予め定められた相関情報を記憶する。すなわち、相関情報記憶部 3 4 1 は、請求の範囲に記載の相関情報記憶手段に相当する。より具体的には、相関情報記憶部 3 4 1 は、脈波伝播時間と自律神経機能との関係に基づいて予め定められた自律神経機能テーブル（自律神経機能相関情報に相当）を記憶する。なお、その際に、相関情報記憶部 3 4 1 は、年齢毎、及び／又は、性別毎に分けて、脈波伝播時間と生体情報（自律神経機能）との関係を示す相関情報（自律神経機能テーブル）を記憶する構成とすることが好ましい。

[0101] ところで、血管の拡張収縮は、自律神経のうち、特に交感神経が司る。そのため、血管の拡張収縮と密接な関係にある脈波伝播時間と、交感神経系／副交感神経系のバランスを示す自律神経機能とは、相関関係を有している。そこで、自律神経機能と、同時刻に計測された脈波伝播時間の計測結果とに基づいて、脈波伝播時間と自律神経機能との関係を定めた相関式又は自律神経機能テーブルが予め作成され、相関情報記憶部 3 4 1 に記憶される。なお、脈波伝播時間のみでなく、脈拍間隔の周波数解析より算出される L F / H F も加えて自律神経機能との関係を定めた相関式又は自律神経機能テーブルを用いてもよい。

[0102] 生体状態推定部 3 5 0 は、脈波伝播時間計測部 3 3 0 により求められた脈波伝播時間、及び、相関情報記憶部 3 4 1 に記憶されている相関情報に基づいて、使用者の生体状態を推定する。すなわち、生体状態推定部 3 5 0 は、請求の範囲に記載の生体状態推定手段として機能する。

[0103] より具体的には、生体状態推定部 3 5 0 は、脈波伝播時間、及び、自律神経機能テーブル（自律神経機能相関情報）に基づいて、使用者の自律神経機

能を推定する。ここで、上述したように相関情報記憶部 341 には、脈波伝播時間と自律神経機能との関係を定めた自律神経機能テーブルが記憶されているため、生体状態推定部 350 は、脈波伝播時間に基づいて、自律神経機能テーブルを検索することにより、自律神経機能を推定する。

[0104] また、生体状態推定部 350 は、脈拍間隔の変化率を取得する。そして、取得された脈拍間隔の変化率のばらつきに基づいて、脈拍リズム異常を判定する。すなわち、生体状態推定部 350 は、請求の範囲に記載の脈拍間隔変化率取得手段、および脈拍リズム異常判定手段として機能する。

[0105] さらに、生体状態推定部 350 は、脈波伝播時間計測部 330 により求められた脈波伝播時間が、所定のしきい値以下の場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定する。すなわち、生体状態推定部 350 は、請求の範囲に記載の睡眠状態判定手段として機能する。ここで、所定のしきい値は、脈拍間隔が長くなるにしたがって、小さくなるように設定されている。よって、生体状態推定部 350 は、脈波伝播時間が脈拍間隔に対応する所定のしきい値以下の場合、すなわち、脈拍間隔と脈波伝播時間との組み合わせが睡眠に適した領域に入っていない場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定する。なお、生体状態推定部 350 では、脈拍間隔に関係なく、脈波伝播時間が一定のしきい値以下の場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定するようにしてもよい。

[0106] ここで、脈波伝播時間は、自律神経のうち交感神経が活発（優位）になっているとき、例えば、緊張しているとき、身体に力が入っているとき、および血管が収縮して血行が悪い状態のときなど（すなわち身体が睡眠に適した状態になっていないとき）に短くなる傾向がある。また、脈拍間隔の長さとも眠気の強さには相関が見られる。よって、脈波伝播時間が短くかつ脈拍間隔が短い状態は、睡眠に適していない状態であると判定される。逆に、脈波伝播時間が長くかつ脈拍間隔が長い状態は、睡眠に適した状態であると判定される。

[0107] 前腕部加温部 51 は、生体状態推定部 350 により、使用者の身体の状態

が睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、前腕部（前腕部の一部（例えば手首等）を含む。以下同様。）を温める（又は前腕部の保温効果を高める）ことにより、前腕部の温度を上げる。すなわち、前腕部加温部 51 は、請求の範囲に記載の前腕部加温手段として機能する。

[0108] より具体的には、前腕部加温部 51 は、手首に装着される生体状態推定装置 3 の本体裏面もしくはベルト 210 に内蔵される。また、腕時計形ではなく、例えば、加温機能を有するリストバンドや、ブレスレット、シャツ、寝巻などとしてもよい。さらに、生体状態推定装置 3 から前腕加温機能を分離し、生体状態推定装置 3 からの判定結果に基づいて加温機能を有するリストバンド等を制御する構成としてもよい。前腕部加温部 51 は、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、前腕を温める（又は保温効果を高める）。その際に、前腕部加温部 51 は、脈波伝播時間と上記所定のしきい値との偏差が大きくなるほど、前腕部の温度が高くなるように出力を調節する。一方、前腕部加温部 51 は、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていると判定されたときには、そのときの状態を保持するか、又は加温の程度を弱くする。

[0109] 前腕部加温部 51 による加温方法としては、例えば、電気ヒータなどを利用する方法や、保温性の高い素材で形成した袖口部の締め付けを強くして保温性を高める方法などを挙げることができる。また、袖口部の締め付けの強さを可変する手法としては、例えば、エアポンプによるカフ圧の変化を利用するものでもよいし、機構的なものでもよい。なお、加温は、使用者が不快に感じないように、温度調節に制限を設けたり、又は、温度センサを設けてフィードバックをかけるようにすることが好ましい。

[0110] なお、上述した前腕部加温部 51 に代えて又は加えて、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、脚部（脚部の一部（例えば足首等）を含む）を温める（又は脚部の保温効果を高める）ことにより脚部の温度を上げる脚部加温部、及び、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、首周りを冷やすことにより

、首周りの温度を下げる首周り冷却部などを適宜組み合わせて用いてもよい。

[0111] 推定された生体状態（すなわち、自律神経機能、脈拍リズム異常、睡眠状態）をはじめ、算出された脈波伝播時間、脈拍数、脈拍間隔、光電脈波、及び加速度脈波等の計測データは、表示部50等に出力される。なお、取得された生体状態や、脈波伝播時間、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、スマートフォンや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。

[0112] 表示部50は、例えば、液晶ディスプレイ（LCD）やLED等からなり、取得された脈波伝達時間、推定された生体状態、脈拍数等の計測データ（計測結果）および装着エラー等のステータスをリアルタイムに表示する。また、上記情報を、通信部370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、計測結果や推定結果に加えて、計測日時等のデータも送信することが好ましい。

[0113] 次に、図6及び図7を参照しつつ、生体状態推定装置3の動作について説明する。図6は、生体状態推定装置3による生体状態（自律神経機能）推定処理の処理手順を示すフローチャートである。また、図7は、生体状態推定装置3による睡眠支援処理の処理手順を示すフローチャートである。図6、図7に示される処理は、主として信号処理ユニット30によって所定のタイミングで繰り返して実行される。まず、図6を参照しつつ、生体状態推定装置3による生体状態（自律神経機能）推定処理について説明する。

[0114] ステップS100では、第1光電脈波センサ10により検出された第1の光電脈波信号および第2光電脈波センサ20により検出された第2の光電脈波信号が読み込まれる。続くステップS102では、ステップS100で読み込まれた第1の光電脈波信号および第2の光電脈波信号に対してフィルタリング処理が施される。また、第1の光電脈波信号および第2の光電脈波信

号それぞれが2階微分されることにより第1の加速度脈波および第2の加速度脈波が取得される。

[0115] 次に、ステップS104では、第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波信号）および第2の光電脈波信号（第2の加速度脈波信号）のピークが検出される。そして、検出され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が記憶される。

[0116] 続いて、ステップS106では、ステップS104で検出された第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波信号）のピークの振幅が所定値以上であるか否かについての判断が行われる。ここで、第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波信号）のピークの振幅が所定値以上である場合には、ステップS110に処理が移行する。一方、第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波信号）のピークの振幅が所定値未満のときにはステップS108において、装着エラー情報（ワーニング情報）が出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0117] ステップS110では、第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波）のピークおよび第2の光電脈波信号（第2の加速度脈波）のピークそれぞれの遅延時間（ずれ量）が求められるとともに、求められた遅延時間に基づいて、第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波）のピークおよび第2の光電脈波信号（第2の加速度脈波）のピークがそれぞれ補正される。なお、各ピークの補正方法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。

[0118] そして、ステップS112では、補正された第1の光電脈波信号（第1の加速度脈波）のピークと、第2の光電脈波信号（第2の加速度脈波）のピークとの時間差（ピーク時間差）が算出される。

[0119] 続いて、ステップS114では、ステップS112で算出されたピーク時間差が所定時間（例えば0.01sec.）以上か否かについての判断が行われる。ここで、ピーク時間差が所定時間以上の場合には、ステップS118に処理が移行する。一方、ピーク時間差が所定未満のときには、ステップS116においてエラー情報（ノイズ判定）が出力された後、本処理から一旦抜ける。

- [0120] ステップS 1 1 8では、ステップS 1 1 2で算出されたピーク時間差が脈波伝播時間として確定されるとともに、脈波間隔が取得される。
- [0121] 次に、ステップS 1 2 0では、ステップS 1 1 8で取得された脈拍間隔の変化率が算出されるとともに、脈拍間隔の変化率のばらつきが求められる。そして、続くステップS 1 2 2では、ステップS 1 2 0で求められた脈拍間隔の変化率のばらつきが所定の範囲内であるか否かについての判断が行われる。ここで、脈拍間隔の変化率のばらつきが所定の範囲内である場合には、ステップS 1 2 6に処理が移行する。一方、脈拍間隔の変化率のばらつきが所定の範囲内でないときには、ステップS 1 2 4において、脈拍リズム異常情報が出力される。また、同時に、脈拍間隔および脈波伝播時間が出力される。
- [0122] ステップS 1 2 6では、ステップS 1 1 8において確定された脈波伝播時間に基づいて自律神経機能テーブルが検索され、自律神経機能が推定される。ここで、自律神経機能テーブル等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。
- [0123] そして、ステップS 1 2 8では、ステップS 1 2 6において推定された自律神経機能が出力される。また、同時に、脈波伝播時間や脈拍間隔等の情報も出力される。その後、本処理から一旦抜ける。
- [0124] 次に、図 7 を参照しつつ、生体状態推定装置 3 による睡眠支援処理について説明する。
- [0125] ステップS 2 0 0では、第 1 光電脈波センサ 1 0 により検出された第 1 の光電脈波信号および第 2 光電脈波センサ 2 0 により検出された第 2 の光電脈波信号が読み込まれる。続くステップS 2 0 2では、ステップS 2 0 0で読み込まれた第 1 の光電脈波信号および第 2 の光電脈波信号に対してフィルタリング処理が施される。また、第 1 の光電脈波信号および第 2 の光電脈波信号それぞれが 2 階微分されることにより第 1 の加速度脈波および第 2 の加速度脈波が取得される。
- [0126] 次に、ステップS 2 0 4では、第 1 の光電脈波信号（第 1 の加速度脈波信

号) および第2の光電脈波信号(第2の加速度脈波信号)のピークが検出される。そして、検出され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が記憶される。

[0127] 続いて、ステップS206では、ステップS204で検出された第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波信号)のピークの振幅が所定値以上であるか否かについての判断が行われる。ここで、第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波信号)のピークの振幅が所定値以上である場合には、ステップS210に処理が移行する。一方、第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波信号)のピークの振幅が所定値未満のときにはステップS208において、装着エラー情報(ワーニング情報)が出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0128] ステップS210では、第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波)のピークおよび第2の光電脈波信号(第2の加速度脈波)のピークそれぞれの遅延時間(ずれ量)が求められるとともに、求められた遅延時間に基づいて、第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波)のピークおよび第2の光電脈波信号(第2の加速度脈波)のピークがそれぞれ補正される。なお、各ピークの補正方法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。

[0129] そして、ステップS212では、補正された第1の光電脈波信号(第1の加速度脈波)のピークと、第2の光電脈波信号(第2の加速度脈波)のピークとの時間差(ピーク時間差)が算出される。

[0130] 続いて、ステップS214では、ステップS212で算出されたピーク時間差が所定時間(例えば0.01sec.)以上か否かについての判断が行われる。ここで、ピーク時間差が所定時間以上の場合には、ステップS218に処理が移行する。一方、ピーク時間差が所定未満のときには、ステップS216においてエラー情報(ノイズ判定)が出力された後、本処理から一旦抜ける。

[0131] ステップS218では、ステップS212で算出されたピーク時間差が脈波伝播時間として確定されるとともに、脈波間隔が取得される。

[0132] 次に、ステップS220では、ステップS218において算出された脈波

伝播時間（今回計測値）が現在記憶されている判定基準値（脈波伝播時間の最大値）よりも大きい否かについての判断が行われる。ここで、脈波伝播時間（今回計測値）が現在記憶されている判定基準値よりも大きい場合には、ステップS 2 2 2に処理が移行する。一方、脈波伝播時間（今回計測値）が現在記憶されている判定基準値以下のときには、ステップS 2 2 4に処理が移行する。

[0133] ステップS 2 2 2では、判定基準値（脈波伝播時間の最大値）が更新される。すなわちステップS 2 1 8で得られた脈波伝播時間（今回計測値）が新たな判定基準値として記憶される。また、新たな判定基準値に基づいて、睡眠に適した状態か否かを判定するための所定のしきい値も再設定される。その後、ステップS 2 2 4に処理が移行する。

[0134] ステップS 2 2 4では、脈波伝播時間が脈拍間隔に対応する所定のしきい値よりも長い否か、すなわち、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態であるか否かについての判断が行われる。ここで、脈波伝播時間が脈拍間隔に対応する所定のしきい値よりも長い場合、すなわち、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっている場合には、ステップS 2 2 8に処理が移行する。一方、脈波伝播時間が脈拍間隔に対応する所定のしきい値以下のとき、すなわち、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態ではないときには、ステップS 2 2 6に処理が移行する。

[0135] ステップS 2 2 6では、前腕部（例えば手首）が温められること（又は前腕部の保温効果が高められること）により、前腕部の温度が上げられる。また、首周りが冷やされることにより、首周りの温度が下げられる。そのため、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になる。その後、本処理から一旦抜ける。

[0136] 一方、ステップS 2 2 8では、前腕部加温部5 1等の稼働状態が変更されることなく維持され（又は稼働状態が緩和され）、使用者の身体の状態が、睡眠に適した状態に保持される。その後、本処理から一旦抜ける。

[0137] 以上、本実施形態によれば、第1光電脈波センサ1 0および第2光電脈波

センサ 20 が、装着時に身体と接触する一の接触面 1 a 上に配置されている。そのため、当該接触面 1 a を身体に接触させるように装着するだけで、毛細血管の血流に応じた第 2 の光電脈波信号と、毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第 1 の光電脈波信号とを検出することができる。よって、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも脈波伝播時間を連続して計測することが可能となる。

[0138] 本実施形態によれば、第 2 発光素子 21 と第 2 受光素子 22 との間隔が、第 1 発光素子 11 と第 1 受光素子 12 との間隔よりも短く設定されているため、第 2 光電脈波センサ 20 により、表皮に近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第 2 の光電脈波信号を検出することができる。一方、第 1 光電脈波センサ 10 により、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第 1 の光電脈波信号を検出することができる。

[0139] ところで、波長が 450～580 nm の青色～黄緑色の光は、生体での吸収が強いため、光電脈波信号の出力は大きくなるが光路長を長く取ることができない。これに対し、長が 800～1000 nm の近赤外光は、生体での吸収が強くないため、光電脈波信号の出力は小さくなるが光路長を長く取ることができる。そのため、本実施形態によれば、第 1 発光素子 11 および第 2 発光素子 21 として同一波長の光源を使用する場合と比較して、より S/N を向上させることができる。

[0140] ところで、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある毛細血管よりも太い動脈での光電脈波信号検出は、検出位置に対する依存性が強く、検出位置が検出に適した位置からずれてしまうと光電脈波信号を適切に検出することができなくなるおそれがある。本実施形態によれば、第 1 の光電脈波信号 10 の振幅が所定値以下の場合にエラーと判定することにより、検出位置のずれを認識することができるため、検出位置がずれた状態のままで計測することを防止することが可能となる。

[0141] また、本実施形態によれば、脈波センシング部 100（第 1 光電脈波セン

サ 1 0) が可動できるように構成されている。そのため、例えば装着エラーが出力された場合に、装置を身体から取り外すことなく、脈波センシング部 1 0 0 (第 1 光電脈波センサ 1 0) の位置を調節することができる。

[0142] 本実施形態によれば、第 1 光電脈波センサ 1 0 および第 2 光電脈波センサ 2 0 が、装着時に手首と接触する一の接触面 1 a 上に配置され、第 1 光電脈波センサ 1 0 が、橈骨動脈の血流に応じた第 1 の光電脈波信号を検出する。ここで、太い動脈の中でも橈骨動脈は表皮から比較的浅い位置にある。そのため、本実施形態によれば、第 1 の光電脈波信号を安定して計測することができる。また、装置を手首に装着するため、使用者の装置装着に対する抵抗を比較的小さくでき、違和感なく長時間装着することが可能となる。

[0143] また、本実施形態によれば、装着時に、脈波センシング部 1 0 0 (第 1 光電脈波センサ 1 0) が、橈骨動脈上の表皮と接触するように、接触面 1 a 上に配置されている。そのため、使用者が橈骨動脈の位置を正確に認識できていない場合であっても容易に脈波センシング部 1 0 0 (第 1 光電脈波センサ 1 0) の位置合わせを行うことが可能となる。

[0144] ところで、橈骨動脈は毛細血管に比べて表皮から深い位置にある。本実施形態によれば、接触面 1 a の内、第 1 光電脈波センサ 1 0 が配設されている領域が手首側に滑らかな凸状に出っ張るように形成されているため、該第 1 光電脈波センサ 1 0 が手首側に押圧され、より安定して第 1 の光電脈波信号の計測を行うことが可能となる。

[0145] 本実施形態によれば、求めた脈波伝播時間が所定値以下の場合には、ノイズであると判定される。そのため、脈波信号に重畳している例えば体動に由来するノイズを簡易かつ適確に判別することが可能となる。

[0146] 本実施形態によれば、不整脈による脈拍リズム異常を簡易かつ適確に判定することが可能となる。特に、この場合、上述した脈波伝播時間計測装置 1 を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈拍リズム異常を検出することができる。

[0147] 本実施形態によれば、脈波伝播時間が所定のしきい値以下の場合に、睡眠

に適した状態になっていないと判定される。よって、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態であるか否かを判定することができる。特に、この場合、上述した脈波伝播時間計測装置 1 を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができる。

[0148] また、本実施形態によれば、使用者の身体の状態が睡眠に適した状態になっていない場合には、使用者の前腕部の温度が上げられる。そのため、体幹部の温度を上げることなく、前腕部のみを温めることができる。よって、前腕部が温められて手先の末梢の血管が拡張した状態にされるとともに体幹部の温度が低い状態、すなわち睡眠に適した状態にされる。その結果、スムーズに睡眠（入眠）できるとともに深い睡眠を得ることが可能となる。

[0149] さらに、本実施形態によれば、脈波伝播時間と自律神経機能との関係に基づいて予め定められた自律神経機能テーブル（自律神経機能相関情報）が記憶されているため、使用者の脈波伝播時間を計測することにより、脈波伝播時間を指標として、生体状態としての自律神経機能を推定して評価することが可能となる。特に、太い動脈および毛細血管それぞれの脈波のピークの時間差を計測するため、毛細血管の影響を強く反映させることができ、血管収縮・拡張と関係する自律神経活動や手の冷え／血行状態を推定することができる。また、この場合、上述した脈波伝播時間計測装置 1 を備えているため、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中でも連続して自律神経機能を推定して評価することができる）。

[0150] （第 1 変形例）

上述した実施形態では、第 1、第 2 の光電脈波信号を検出するために、第 1 発光素子 1 1 および第 1 受光素子 1 2 を有する第 1 光電脈波センサ 1 0 と、第 2 発光素子 2 1 および第 2 受光素子 2 2 を有する第 2 光電脈波センサ 2 0 を用いたが、図 8 に示されるように、第 1 発光素子 1 1 と第 2 発光素子 2 1 とを共通化（すなわち第 1 光電脈波センサ 1 0 と第 2 光電脈波センサ 2 0 とで共有）する構成とすることもできる。図 8 は、第 1 変形例に係る脈波伝播時間計測装置 1 B を用いた生体状態推定装置 3 B の構成を示すブロック図

である。なお、図8において上記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。

[0151] 第1変形例に係る脈波伝播時間計測装置1Bでは、第1光電脈波センサ10は、上記実施形態と同様に、第1発光素子11と第1受光素子12とを有し第1の光電脈波信号を検出する。一方、第2光電脈波センサ20Bは、第1発光素子11と第2受光素子22とを有し、第2の光電脈波信号を検出する。

[0152] 第1光電脈波センサ10、第2光電脈波センサ20Bは、脈波センシング部100に配設される。また、その際に、第1発光素子11と第2受光素子22との間隔は、第1発光素子11と第1受光素子12との間隔よりも短くなるように設定される。その他の構成は、上述した生体情報推定装置3（脈波伝播時間計測装置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。

[0153] なお、第1の光電脈波信号と第2の光電脈波信号とを分離する方法としては、例えば、時分割による方法（検出光をパルス状に発光させ、その発光タイミングをずらす方法）、波長分割による方法（受光素子の手前に各波長に対応した波長フィルタを配置する方法）、空間分割による方法（各検出光が互いに干渉しないように距離を離して配置する方法）などを適宜用いることができる。

[0154] 本変形例によれば、上記実施形態と同様に、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。なお、この場合には、発光素子を共通化することにより、装置の小型軽量化、抵コスト化等を図ることができる。

[0155] また、本変形例によれば、第1発光素子11と第2受光素子22との間隔が、第1発光素子11と第1受光素子12との間隔よりも短く設定されているため、第2光電脈波センサ20Bにより、表皮に近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出することができる。一方、第1光電脈波センサ10により、表皮から遠い位置（すなわ

ち深い位置)にある毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することができる。

[0156] (第2変形例)

上述した実施形態では、第1、第2の光電脈波信号を検出するために、第1発光素子11および第1受光素子12を有する第1光電脈波センサ10と、第2発光素子21および第2受光素子22を有する第2光電脈波センサ20を用いたが、図9に示されるように、第1受光素子12と第2受光素子22とを共通化(すなわち第1光電脈波センサ10と第2光電脈波センサ20とで共有)する構成とすることもできる。図9は、第2変形例に係る脈波伝播時間計測装置1Cを用いた生体状態推定装置3Cの構成を示すブロック図である。図9において上記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。なお、この場合、増幅部等も共有する構成としてもよい。

[0157] 第2変形例に係る脈波伝播時間計測装置1Cでは、第1光電脈波センサ10は、上記実施形態と同様に、第1発光素子11と第1受光素子12とを有し第1の光電脈波信号を検出する。一方、第2光電脈波センサ20Cは、第2発光素子21と第1受光素子12とを有し、第2の光電脈波信号を検出する。

[0158] 第1光電脈波センサ10、第2光電脈波センサ20Cは、脈波センシング部100に配設される。また、その際に、第2発光素子21と第1受光素子12との間隔は、第1発光素子11と第1受光素子12との間隔よりも短くなるように設定されている。その他の構成は、上述した生体情報推定装置3(脈波伝播時間計測装置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。

[0159] なお、第1の光電脈波信号と第2の光電脈波信号とを分離する方法としては、例えば、時分割による方法(検出光をパルス状に発光させ、その発光タイミングをずらす方法)、波長分割による方法(受光素子の手前に各波長に対応した波長フィルタを配置する方法)、空間分割による方法(各検出光が

互いに干渉しないように距離を離して配置する方法)などを適宜用いることができる。

[0160] 本変形例によれば、上記実施形態と同様に、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。なお、この場合には、受光素子を共通化することにより、装置の小型軽量化、低コスト化等を図ることができる。

[0161] また、本変形例によれば、第2発光素子21と第1受光素子12との間隔が、第1発光素子11と第1受光素子12との間隔よりも短く設定されているため、第2光電脈波センサ20Cにより、表皮に近い位置（すなわち浅い位置）にある毛細血管の血流に応じた第2の光電脈波信号を検出することができる。一方、第1光電脈波センサ10により、表皮から遠い位置（すなわち深い位置）にある毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出することができる。

[0162] （第3変形例）

上述した実施形態では、橈骨動脈の血流に応じた第1の光電脈波信号を検出するために、第1発光素子11および第1受光素子12を有する第1光電脈波センサ10を用いたが、図10に示されるように、第1光電脈波センサ10に代えて、圧電素子14を有し圧電脈波信号を検出する圧電脈波センサ13を用いる構成とすることもできる。図8は、第3変形例に係る脈波伝播時間計測装置1Dを用いた生体状態推定装置3Dの構成を示すブロック図である。なお、図10において上記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。

[0163] 第3変形例に係る脈波伝播時間計測装置1Dでは、圧電脈波センサ13は、橈骨動脈の血流（拍動）に応じた圧電脈波信号を検出する。一方、光電脈波センサ20Dは、発光素子21Dと受光素子22Dとを有し、毛細血管の血流に応じた光電脈波信号を検出する。

[0164] 圧電脈波センサ13は、上述した脈波センシング部100に配設される。その他の構成は、上述した生体情報推定装置3（脈波伝播時間計測装置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。ただし、圧電脈波は光電脈波とは異なり速度脈波であるため、上述した２階微分処理部３１５に代えて（１階）微分処理部３１５Ｂが用いられる。

[0165] 本変形例によれば、上記実施形態と同様に、身体への装着をより簡易に行うことができ、かつ、活動中（日常生活の中）でも連続して脈波伝播時間を計測することが可能となる。

[0166] 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、上記実施形態では、腕時計形の生体情報推定装置３を例にして説明したが、生体情報推定装置の形態は、腕時計形には限られない。例えば、リストバンド形やシャツなどの衣服の袖口に配置する形態としてもよい。例えば、リストバンド形の生体情報推定装置では、装着時に使用者の手首に密着するように、伸縮性を有する素材で形成されたリストバンドの内側に第１光電脈波センサ１０および第２光電脈波センサ２０が取り付けられる。

[0167] また、上記実施形態では、橈骨動脈のある手首で脈波伝播時間を計測したが、脈波伝播時間の計測部位は手首に限られることなく、例えば、頸動脈のある首、上腕動脈のある肘、浅側頭動脈のあるこめかみ等で計測するようにしてもよい。

[0168] また、上記実施形態では、使用者の生体状態（自律神経機能）を推定するために自律神経機能テーブルを用いたが、相関式に基づいて演算によって推定する構成としてもよい。

[0169] また、取得された脈拍信号や脈波伝播時間などの計測データは、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出力して表示させるような構成とすることもできる。その場合に、生体状態の推定は、ＰＣやスマートフォン側で行ってもよい。さらには、データをサーバーに送信してサーバー側で処理を行う構成とすることもできる。このような場合、上述した相関情報等のデータは、ＰＣや、スマートフォン、サーバー側に記憶される。

符号の説明

- [0170] 1, 1 B, 1 C, 1 D 脈波伝播時間計測装置
- 1 a 接触面
- 3, 3 B, 3 C, 3 D 生体状態推定装置
- 1 0 第1光電脈波センサ
- 1 1 第1発光素子
- 1 2 第1受光素子
- 1 3 圧電脈波センサ
- 1 4 圧電素子
- 2 0, 2 0 B, 2 0 C 第2光電脈波センサ
- 2 0 D 光電脈波センサ
- 2 1 第2発光素子
- 2 1 D 発光素子
- 2 2 第2受光素子
- 2 2 D 受光素子
- 3 0 信号処理ユニット
- 3 1 0 第1信号処理部
- 3 2 0 第2信号処理部
- 3 1 1, 3 2 1 増幅部
- 3 1 2, 3 2 2 アナログフィルタ
- 3 1 3, 3 2 3 A/Dコンバータ
- 3 1 4, 3 2 4 デジタルフィルタ
- 3 1 5, 3 2 5 2階微分処理部
- 3 1 6, 3 2 6 ピーク検出部
- 3 1 8, 3 2 8 ピーク補正部
- 3 3 0 脈波伝播時間計測部
- 3 4 0 脈波伝播時間記憶部
- 3 4 1 相関情報記憶部

3 5 0 生体状態推定部
5 0 表示部
5 1 前腕部加温部
1 0 0 脈波センシング部
2 0 0 本体部
2 1 0 ベルト

請求の範囲

- [請求項1] 第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、
- 第2発光素子と第2受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、
- 前記第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、前記第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、
- 前記第1光電脈波センサおよび前記第2光電脈波センサは、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、
- 前記第2光電脈波センサは、毛細血管の血流に応じた前記第2の光電脈波信号を検出し、
- 前記第1光電脈波センサは、前記毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた前記第1の光電脈波信号を検出することを特徴とする脈波伝播時間計測装置。
- [請求項2] 前記第2発光素子と第2受光素子との間隔は、前記第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短いことを特徴とする請求項1に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項3] 前記第1発光素子は、波長が800～1000nmの光を出力し、
- 前記第2発光素子は、波長が450～580nmの光を出力することを特徴とする請求項1又は2に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項4] 第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、
- 前記第1発光素子と第2受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、

前記第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、前記第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、

前記第1光電脈波センサおよび前記第2光電脈波センサは、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、

前記第2光電脈波センサは、毛細血管の血流に応じた前記第2の光電脈波信号を検出し、

前記第1光電脈波センサは、前記毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた前記第1の光電脈波信号を検出することを特徴とする脈波伝播時間計測装置。

[請求項5] 前記第1発光素子と第2受光素子との間隔は、前記第1発光素子と第1受光素子との間隔よりも短いことを特徴とする請求項4に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項6] 第1発光素子と第1受光素子とを有し第1の光電脈波信号を検出する第1光電脈波センサと、

第2発光素子と前記第1受光素子とを有し第2の光電脈波信号を検出する第2光電脈波センサと、

前記第1光電脈波センサにより検出された第1の光電脈波信号、及び、前記第2光電脈波センサにより検出された第2の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第1の光電脈波信号のピークと第2の光電脈波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、

前記第1光電脈波センサおよび前記第2光電脈波センサは、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、

前記第 2 光電脈波センサは、毛細血管の血流に応じた前記第 2 の光電脈波信号を検出し、

前記第 1 光電脈波センサは、前記毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた前記第 1 の光電脈波信号を検出することを特徴とする脈波伝播時間計測装置。

[請求項7] 前記第 2 発光素子と第 1 受光素子との間隔は、前記第 1 発光素子と第 1 受光素子との間隔よりも短いことを特徴とする請求項 6 に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項8] 前記第 1 発光素子は、波長が 800～1000 nm の光を出力し、
前記第 2 発光素子は、波長が 450～580 nm の光を出力することを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項9] 前記ピーク検出手段は、前記第 1 の光電脈波信号の振幅が所定値以下の場合には、エラーであると判定することを特徴とする請求項 1～8 のいずれか 1 項に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項10] 前記第 1 光電脈波センサの位置は、可変できることを特徴とする請求項 1～9 のいずれか 1 項に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項11] 前記第 1 光電脈波センサおよび前記第 2 光電脈波センサは、装着時に手首と接触する一の接触面に配置され、

前記第 1 光電脈波センサは、橈骨動脈の血流に応じた前記第 1 の光電脈波信号を検出することを特徴とする請求項 1～10 のいずれか 1 項に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項12] 装着時に、前記第 1 光電脈波センサが、橈骨動脈上の表皮と接触するように、前記接触面上に配置されていることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項13] 前記接触面の内、前記第 1 光電脈波センサが配設されている領域は、該第 1 光電脈波センサが配設されていない領域よりも、装着時に、手首側に凸状に出っ張るように形成されていることを特徴とする請求項 1～12 のいずれか 1 項に記載の脈波伝播時間計測装置。

- [請求項14] 発光素子と受光素子とを有し光電脈波信号を検出する光電脈波センサと、
- 圧電素子を有し圧電脈波信号を検出する圧電脈波センサと、
- 前記光電脈波センサにより検出された光電脈波信号、及び、前記圧電脈波センサにより検出された圧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圧電脈波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、
- 前記光電脈波センサおよび前記圧電脈波センサは、装着時に身体と接触する一の接触面に配置され、
- 前記光電脈波センサは、毛細血管の血流に応じた前記光電脈波信号を検出し、
- 前記圧電脈波センサは、前記毛細血管よりも太い動脈の血流に応じた前記圧電脈波信号を検出することを特徴とする脈波伝播時間計測装置。
- [請求項15] 前記ピーク検出手段は、前記圧電脈波信号の振幅が所定値以下の場合には、エラーであると判定することを特徴とする請求項14に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項16] 前記圧電脈波センサの位置は、可変できることを特徴とする請求項14又は15に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項17] 前記光電脈波センサおよび前記圧電脈波センサは、装着時に手首と接触する一の接触面に配置され、
- 前記圧電脈波センサは、橈骨動脈の血流に応じた前記圧電脈波信号を検出することを特徴とする請求項14～16のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置。
- [請求項18] 装着時に、前記圧電脈波センサが、橈骨動脈上の表皮と接触するように、前記接触面上に配置されていることを特徴とする請求項17に

記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項19] 前記接触面の内、前記圧電脈波センサが配設されている領域は、該圧電脈波センサが配設されていない領域よりも、装着時に、手首側に凸状に出っ張るように形成されていることを特徴とする請求項14～18のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項20] 前記脈波伝播時間演算手段は、求めた脈波伝播時間が所定値以下の場合には、ノイズであると判定することを特徴とする請求項1～19のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置。

[請求項21] 請求項1～20のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置と、
脈拍間隔の変化率を取得する脈拍間隔変化率取得手段と、
前記脈拍間隔変化率取得手段により取得された脈拍間隔の変化率のばらつきに基づいて、脈拍リズム異常を判定する脈拍リズム異常判定手段と、を備えることを特徴とする生体状態推定装置。

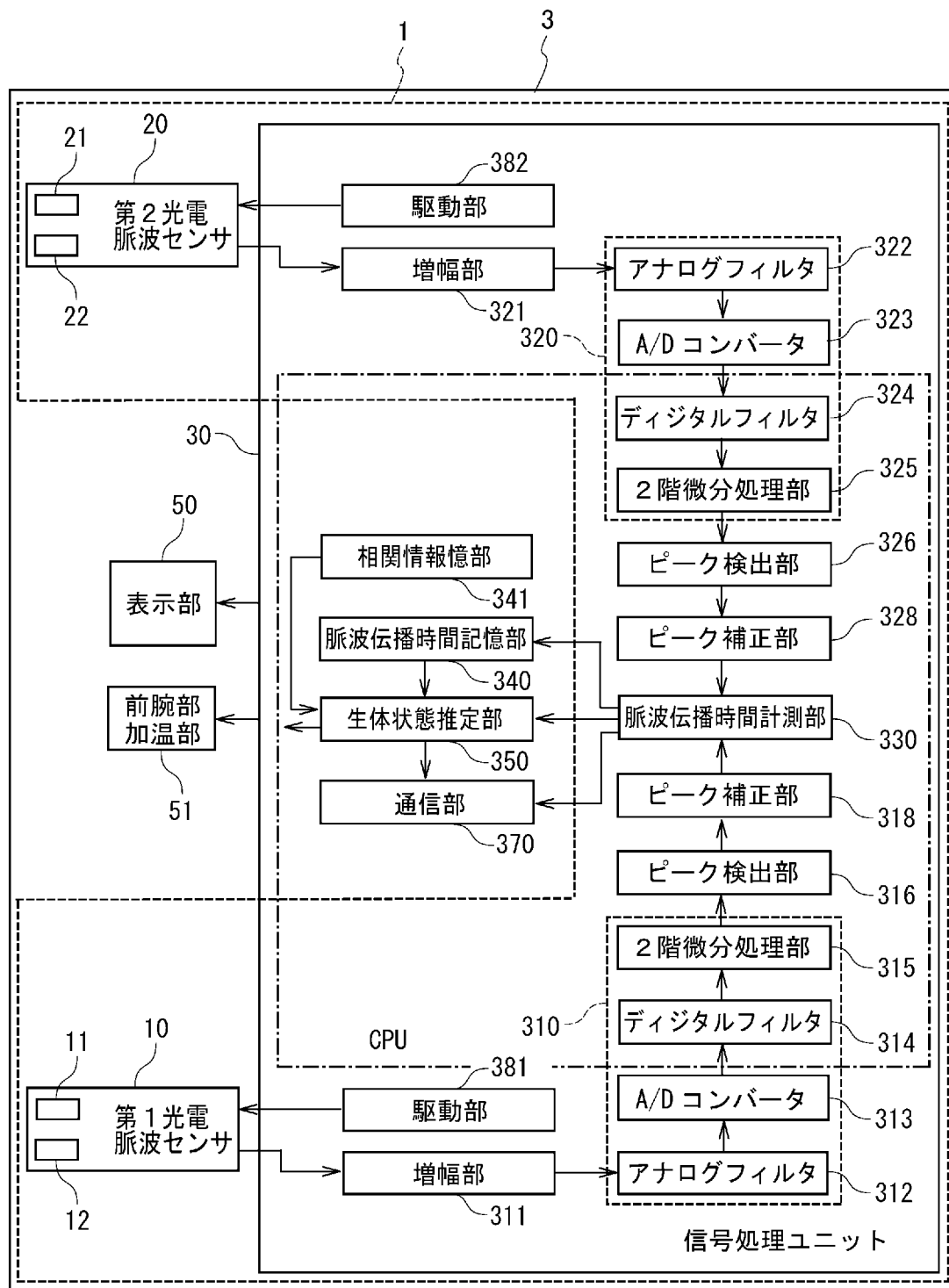
[請求項22] 請求項1～20のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置と、
前記脈波伝播時間演算手段により求められた脈波伝播時間が、所定のしきい値以下の場合に、睡眠に適した状態になっていないと判定する睡眠状態判定手段と、を備えることを特徴とする生体状態推定装置。

[請求項23] 前記睡眠状態判定手段により睡眠に適した状態になっていないと判定された場合に、前腕部の温度を上げる前腕部加温手段をさらに備えることを特徴とする請求項22に記載の生体状態推定装置。

[請求項24] 請求項1～20のいずれか1項に記載の脈波伝播時間計測装置と、
脈波伝播時間と自律神経機能との関係に基づいて予め定められた自律神経機能相関情報を記憶する相関情報記憶手段と、
前記脈波伝播時間演算手段により求められた脈波伝播時間、及び、前記相関情報記憶手段に記憶されている自律神経機能相関情報に基づいて、使用者の自律神経機能を推定する生体状態推定手段と、を備えることを特徴とする生体状態推定装置。

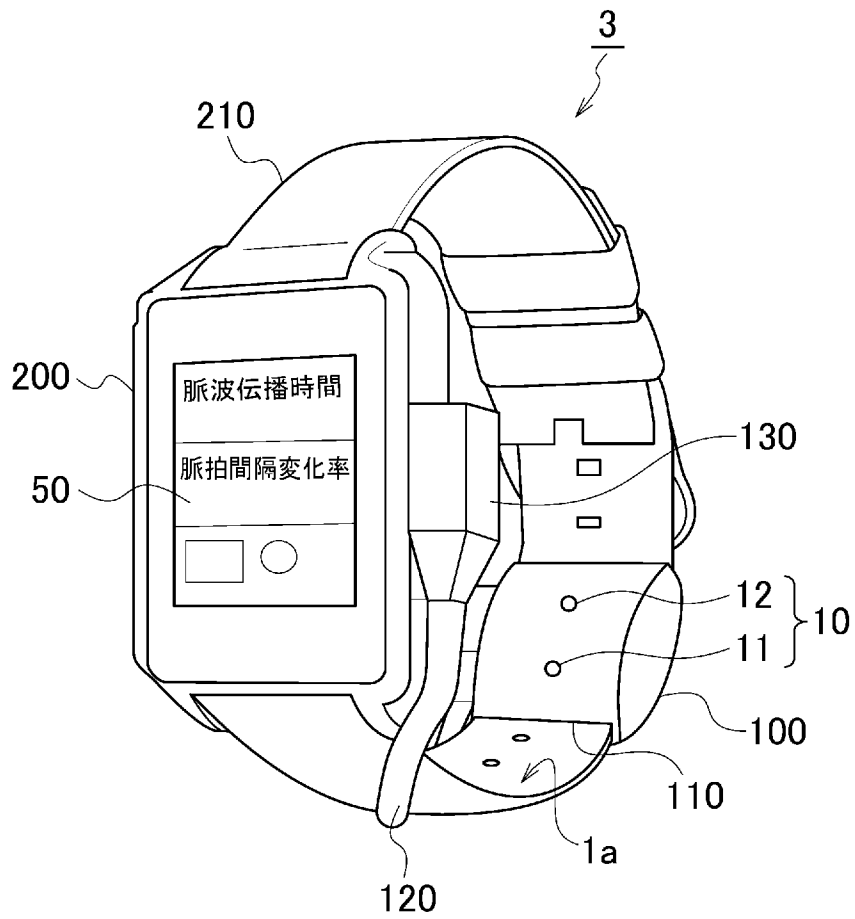
[図1]

図1



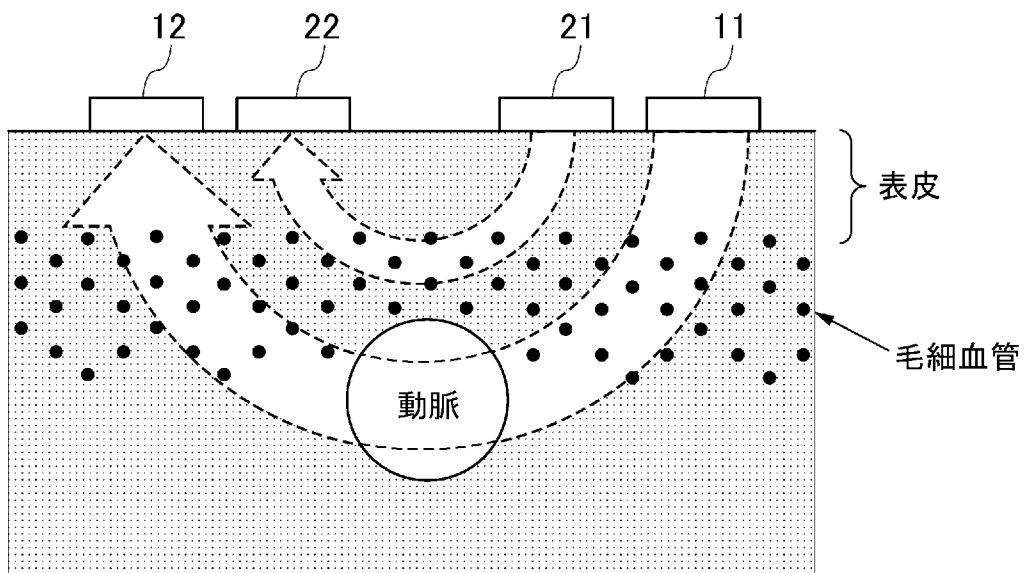
[図2]

図2



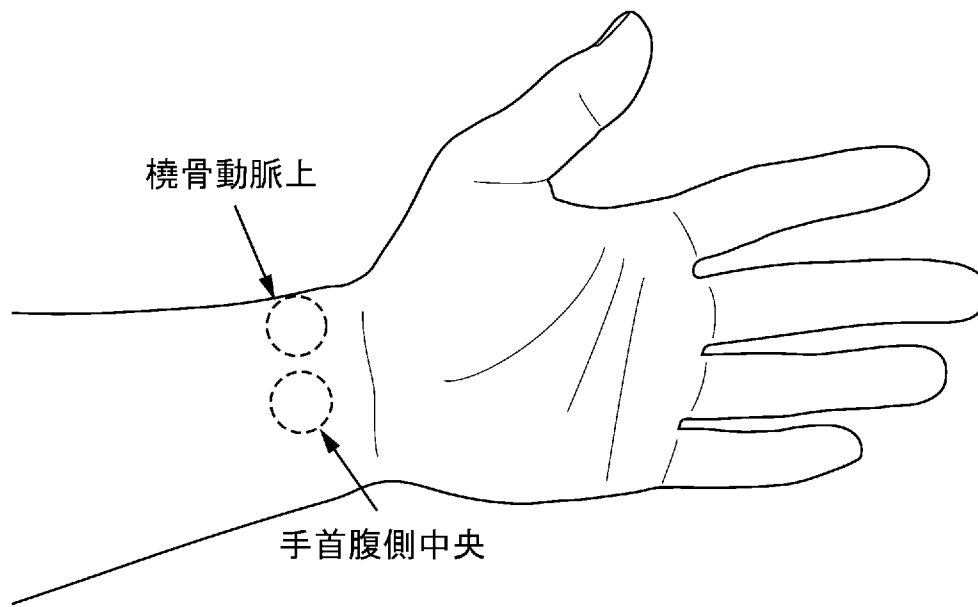
[図3]

図3



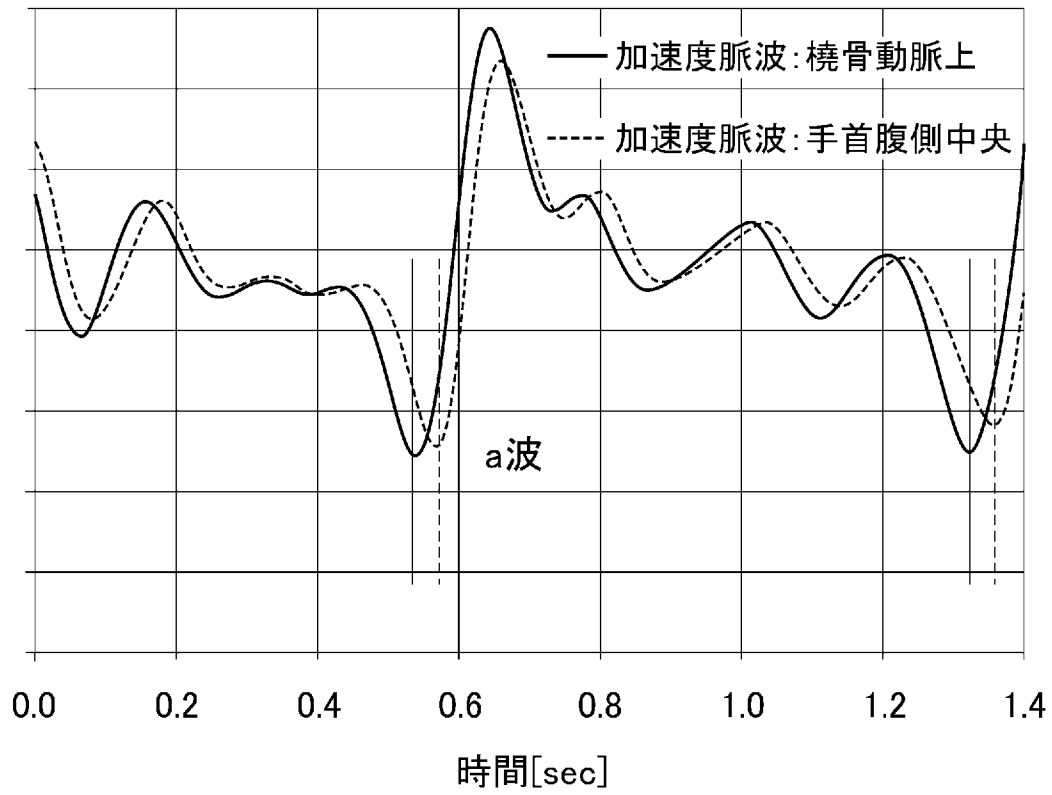
[図4]

図4



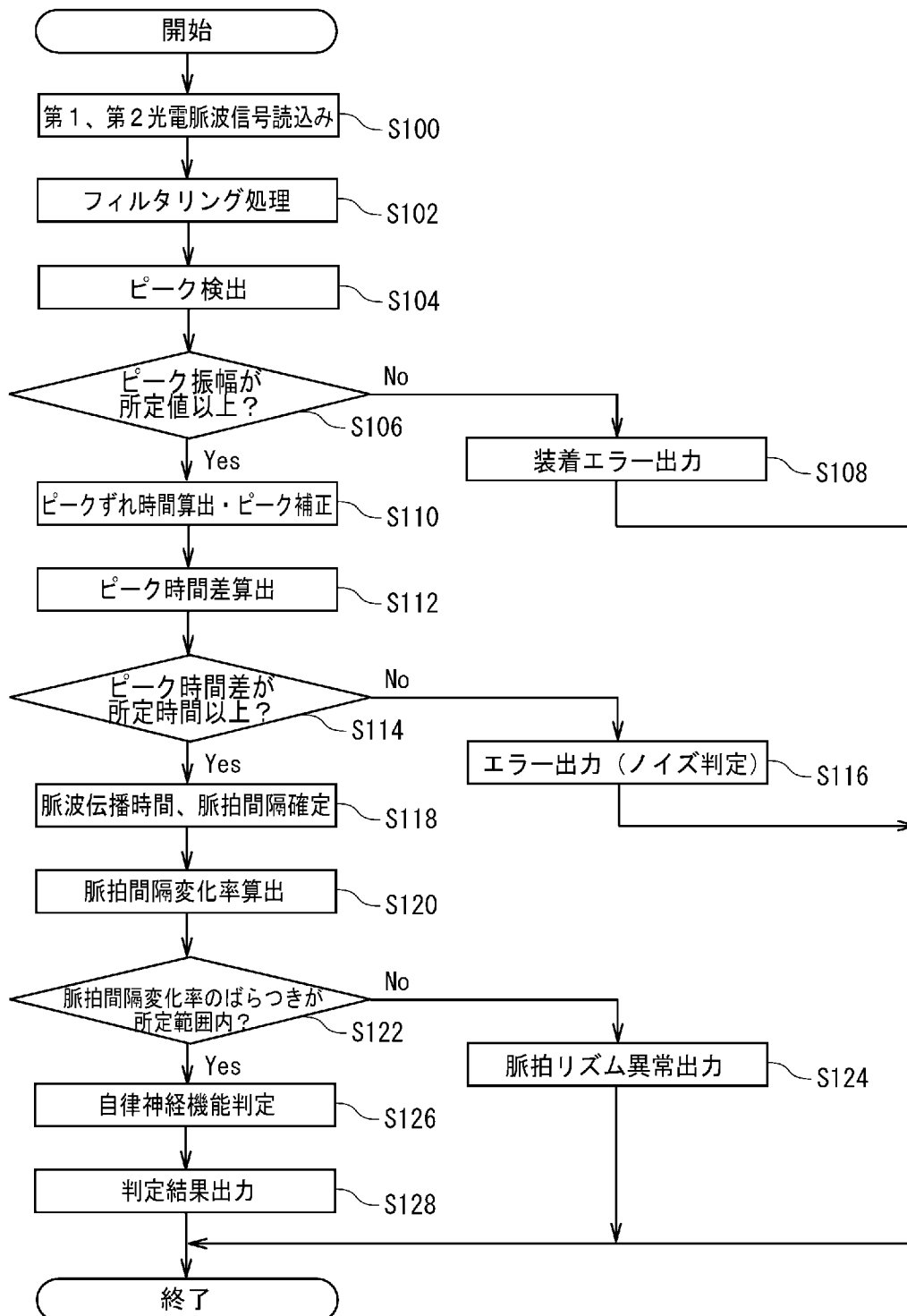
[図5]

図5



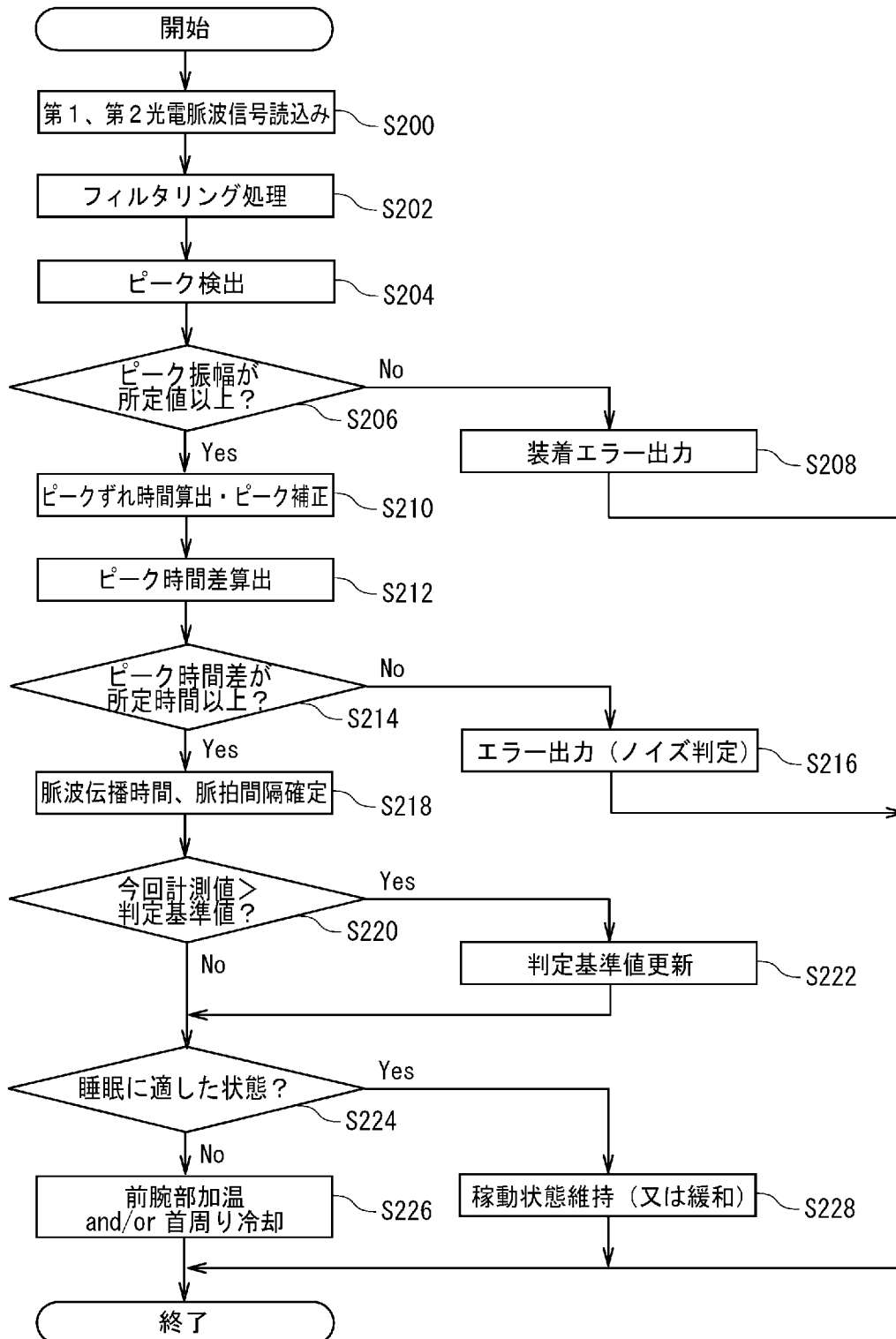
[図6]

図6



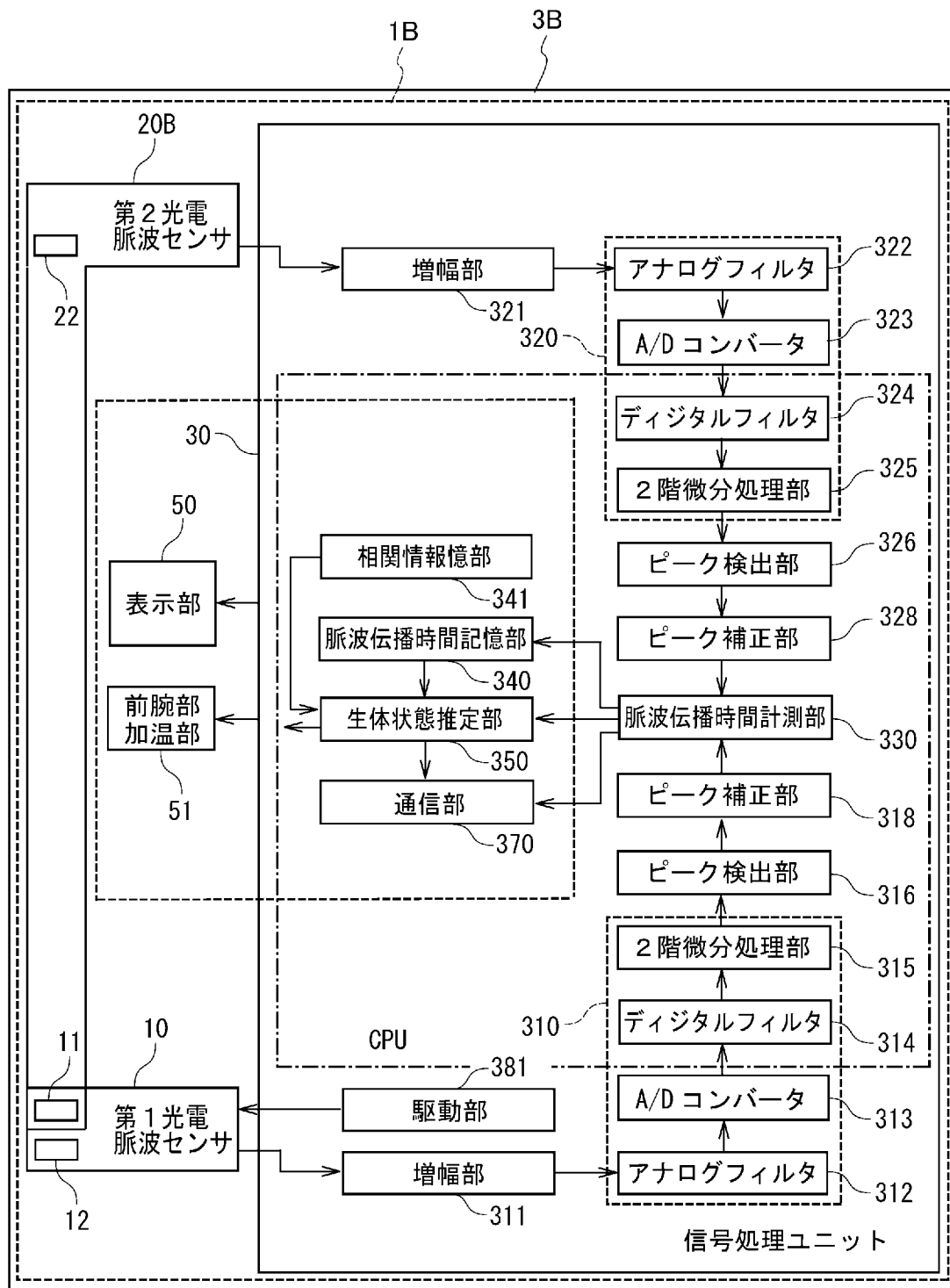
[図7]

図7



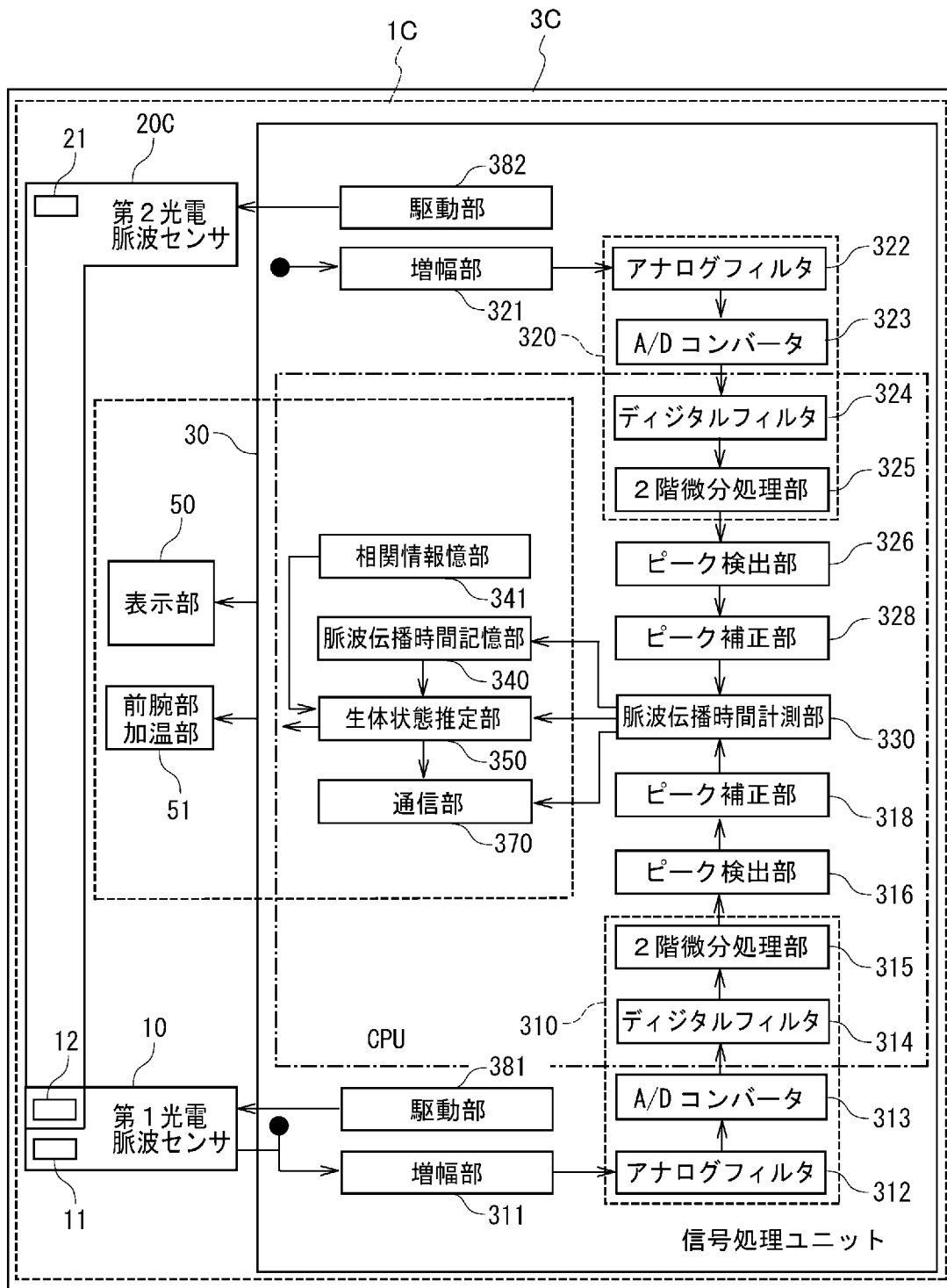
[図8]

図8



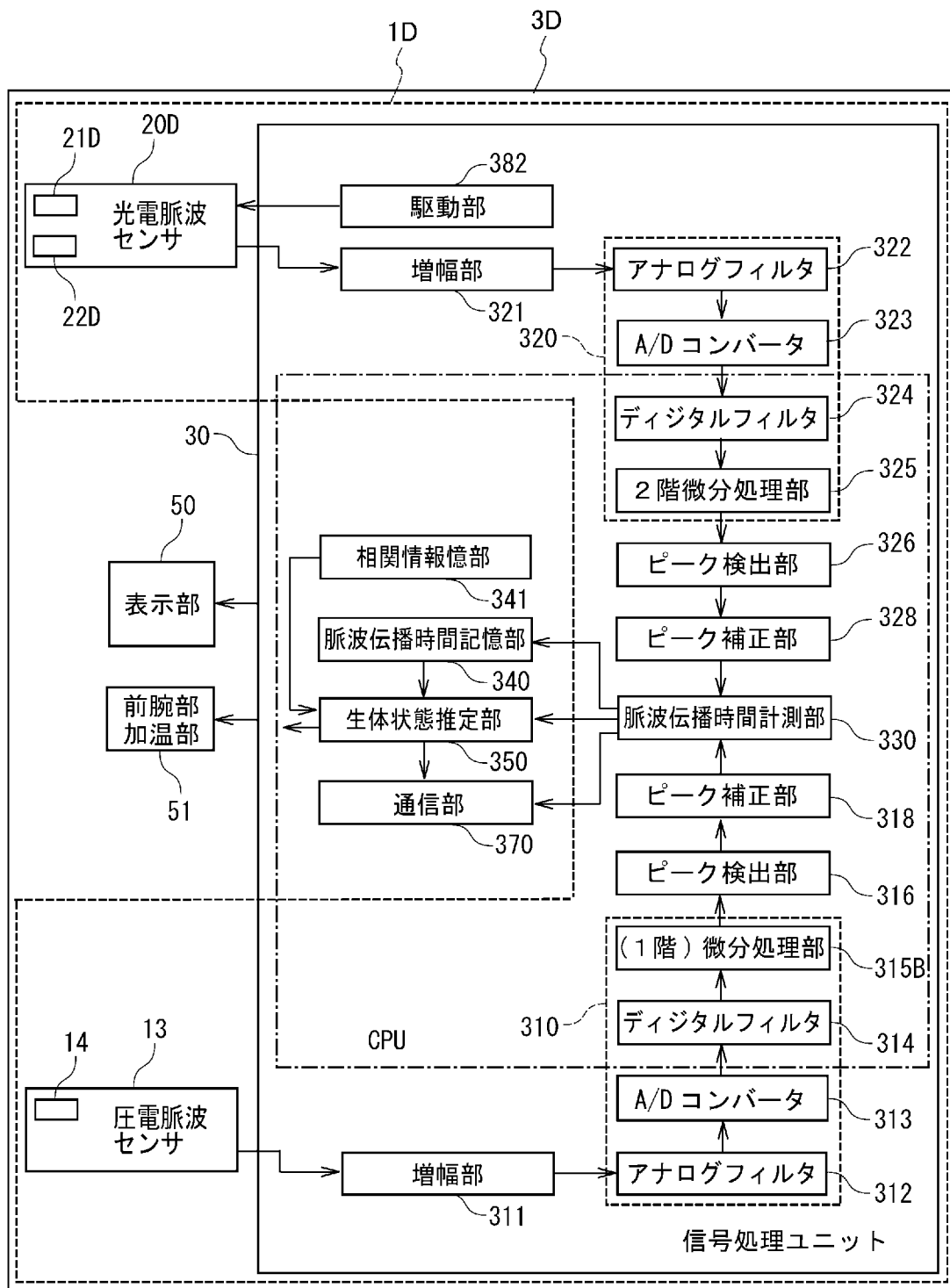
[図9]

図9



[図10]

図10



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/059887

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/16(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, A61B5/0245, A61B5/16

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.
Y A	JP 2006-212218 A (Toshiba Corp.), 17 August 2006 (17.08.2006), paragraphs [0012], [0028], [0038], [0134] to [0143]; fig. 21 & US 2006/0200011 A1	1, 4, 6, 9-19, 21, 24 2, 3, 5, 7, 8, 20, 22, 23
Y	JP 2011-212364 A (Sharp Corp.), 27 October 2011 (27.10.2011), paragraphs [0040], [0045] (Family: none)	1, 4, 6, 9-19, 21, 24
Y	JP 10-295657 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 10 November 1998 (10.11.1998), paragraphs [0018], [0030], [0032] (Family: none)	4

☒ 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
10 April 2015 (10.04.15)

Date of mailing of the international search report
21 April 2015 (21.04.15)

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/JP2015/059887

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 2011-50438 A (Nihon Kohden Corp.), 17 March 2011 (17.03.2011), paragraphs [0002], [0006], [0007]; fig. 3 & US 2011/0054328 A1 & EP 2289405 A1 & CN 101999889 A	6
Y	JP 4-5949 A (Gakken Co., Ltd.), 09 January 1992 (09.01.1992), page 1, lower left column, line 19 to lower right column, line 2; page 2, lower right column, line 12 to page 3, upper left column, line 11 (Family: none)	9
Y	JP 2009-183628 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 20 August 2009 (20.08.2009), paragraphs [0031], [0032] & US 2010/0331709 A1 & WO 2009/098929 A1 & DE 112009000339 T5 & CN 101938937 A & RU 2010137331 A	11,12
Y	JP 2005-40261 A (Watex Co., Ltd.), 17 February 2005 (17.02.2005), paragraph [0007]; fig. 1 (Family: none)	13,19
Y	JP 2-1226 A (Colin Electronics Co., Ltd.), 05 January 1990 (05.01.1990), page 2, upper left column, lines 4 to 10; page 3, lower left column, line 20 to lower right column, line 2 & US 4893631 A	15
Y	JP 2004-321253 A (Colin Medical Technology Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), paragraphs [0015], [0016], [0018], [0023], [0024]; fig. 5 (Family: none)	17,18
Y	JP 2009-189416 A (Toshiba Corp.), 27 August 2009 (27.08.2009), paragraph [0006] & US 2009/0204011 A1	21

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i, A61B5/0245(2006.01)i, A61B5/16(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, A61B5/0245, A61B5/16

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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
Y A	JP 2006-212218 A（株式会社東芝）2006.08.17, 段落【0012】，【0028】，【0038】，【0134】～【0143】，第21図 & US 2006/0200011 A1	1, 4, 6, 9-19, 21, 24 2, 3, 5, 7, 8, 20, 22, 23
Y	JP 2011-212364 A（シャープ株式会社）2011.10.27, 段落【0040】，【0045】（ファミリーなし）	1, 4, 6, 9-19, 21, 24

☒ 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

10.04.2015

国際調査報告の発送日

21.04.2015

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）

伊知地 和之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9291

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 10-295657 A (松下電器産業株式会社) 1998. 11. 10, 段落【0018】 , 【0030】 , 【0032】 (ファミリーなし)	4
Y	JP 2011-50438 A (日本光電工業株式会社) 2011. 03. 17, 段落【0002】 , 【0006】 , 【0007】 , 第3図 & US 2011/0054328 A1 & EP 2289405 A1 & CN 101999889 A	6
Y	JP 4-5949 A (株式会社学習研究社) 1992. 01. 09, 第1頁左下欄第19行～右下欄第2行, 第2頁右下欄第12行～第3頁左上欄第11行 (ファミリーなし)	9
Y	JP 2009-183628 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2009. 08. 20, 段落【0031】 , 【0032】 & US 2010/0331709 A1 & WO 2009/098929 A1 & DE 112009000339 T5 & CN 101938937 A & RU 2010137331 A	11, 12
Y	JP 2005-40261 A (株式会社ワーテックス) 2005. 02. 17, 段落【0007】 , 第1図 (ファミリーなし)	13, 19
Y	JP 2-1226 A (コーリン電子株式会社) 1990. 01. 05, 第2頁左上欄第4～10行, 第3頁左下欄20行～右下欄第2行 & US 4893631 A	15
Y	JP 2004-321253 A (コーリンメディカルテクノロジー株式会社) 2004. 11. 18, 段落【0015】 , 【0016】 , 【0018】 , 【0023】 , 【0024】 , 第5図 (ファミリーなし)	17, 18
Y	JP 2009-189416 A (株式会社東芝) 2009. 08. 27, 段落【0006】 & US 2009/0204011 A1	21