

(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
2022年11月24日(24.11.2022)

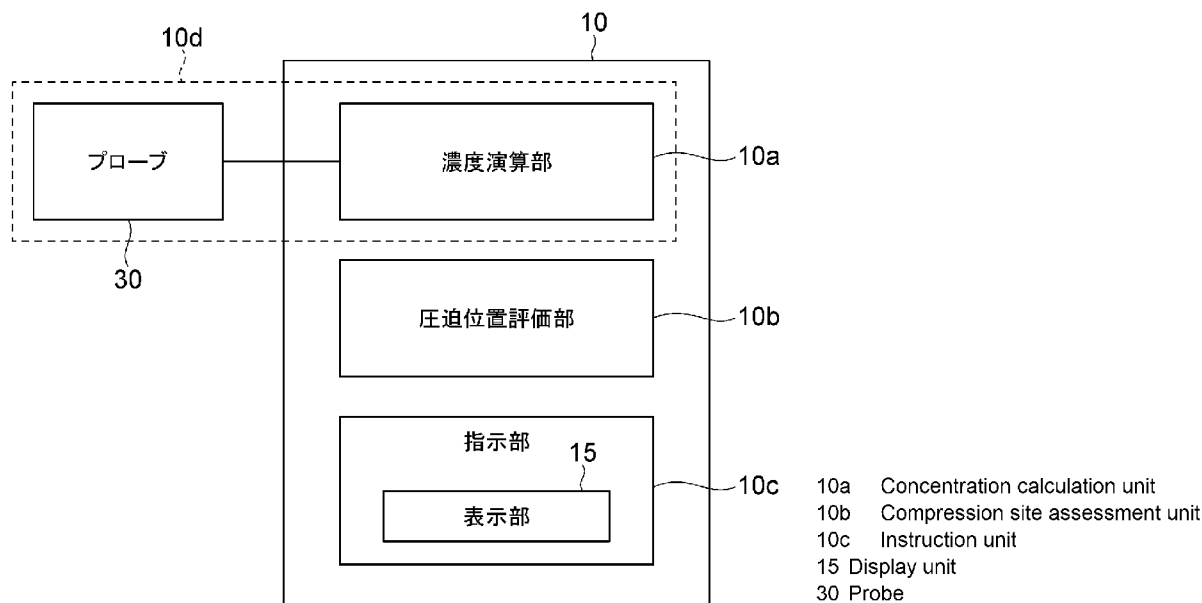


(10) 国際公開番号
WO 2022/244459 A1

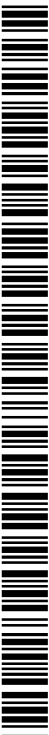
- (51) 国際特許分類:
A61H 31/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/013668
- (22) 国際出願日: 2022年3月23日(23.03.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2021-084054 2021年5月18日(18.05.2021) JP
- (71) 出願人: 浜松 ホ ト ニ ク ス 株 式 会 社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP]; 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者: 鎌田 毅(KAMADA Tsuyoshi); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 加茂 航(KAMO Wataru); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 鹿野 恒(KANO Hitoshi); 〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二丁目 1 番 1 号丸の内 M Y P L A Z A (明治安田生命ビル) 9 階 創英国際特許法律事務所 Tokyo (JP).

(54) Title: DEVICE AND METHOD FOR ASSESSING STERNAL COMPRESSION

(54) 発明の名称: 胸骨圧迫の評価装置および評価方法



(57) Abstract: This assessment device is for assessing sternal compression, and comprises a measurement unit, a compression site assessment unit, and an instruction unit. The measurement unit acquires numeric values regarding temporal variations in total hemoglobin concentration, oxygenated hemoglobin concentration, and deoxygenated hemoglobin concentration in the head. The compression site assessment unit determines whether or not a compression site on the sternal bone is appropriate on the basis of a first index concerning the proportion of the temporal variation in oxygenated hemoglobin concentration with respect to the temporal variation in total hemoglobin concentration, and a second index concerning the correlation between the temporal variation in oxygenated hemoglobin concentration and the temporal variation



WO 2022/244459 A1

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

in deoxygenated hemoglobin concentration. In the case when the compression site on the sternal bone is inappropriate, the instruction unit gives an instruction to change the compression site.

(57) 要約 : 評価装置は、胸骨圧迫を評価する装置であって、測定部と、圧迫位置評価部と、指示部とを備える。測定部は、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得する。圧迫位置評価部は、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する。指示部は、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示する。

明 細 書

発明の名称： 胸骨圧迫の評価装置および評価方法

技術分野

[0001] 本開示は、胸骨圧迫の評価装置および評価方法に関する。

背景技術

[0002] 特許文献1には、心肺停止者に心肺蘇生法（Cardio Pulmonary Resuscitation；CPR）を施す際に救助者を補助するための装置が開示されている。この装置は、心肺停止者の脈拍数を測定する脈拍センサ及び血中酸素を測定するSpO₂のうちの少なくとも一つと、センサの出力を処理し、現在行われているCPRを改善するために救助者が行うべき一つ以上の行動を判断する電子機器と、一つ以上の行動を救助者に伝達する喚起装置とを備える。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2005-46606号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 心肺蘇生においては、人工呼吸と併用して胸骨圧迫が行われる。胸骨圧迫とは、胸骨の下半分を他者の手で周期的に圧迫することにより、停止している心臓に人工的な拍動を与える行為である。胸骨圧迫の主要な目的は、心肺停止者の脳へ血液酸素を供給することである。胸骨圧迫が適切に行われているか否かは、心肺蘇生の成功率を大きく左右する。故に、胸骨圧迫が適切に行われているか否かを客観的に評価するための有用な方法や装置が望まれている。

[0005] 本開示は、胸骨圧迫が適切に行われているか否かを評価し、適切に行われていない場合にはそのことを救助者に知らせることで、心肺蘇生の成功率を高めることができる装置及び方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示による評価装置は、胸骨圧迫を評価する装置であって、測定部と、圧迫位置評価部と、指示部と、を備える。測定部は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得する。圧迫位置評価部は、該数値に基づいて、第1の指標及び第2の指標を算出する。第1の指標は、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する。第2の指標は、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する。圧迫位置評価部は、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する。指示部は、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示する。

[0007] 本開示による評価方法は、胸骨圧迫を評価する方法であって、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得するステップと、該数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標を算出し、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定するステップと、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示するステップと、を含む。

発明の効果

[0008] 本開示の装置及び方法によれば、胸骨の圧迫が適切に行われているか否かを評価し、適切に行われていない場合にはそのことを救助者に知らせることで、心肺蘇生の成功率を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0009] [図1]図1は、一実施形態に係る評価装置の概念図である。

[図2]図2は、プローブの構成を概略的に示す平面図である。

[図3]図3は、本体部の機能的な構成例を示すブロック図である。

[図4]図4は、本体部のハードウェア構成例を示す図である。

[図5]図5は、 O_2Hb 濃度及び HHb 濃度の初期量からの時間的な変化を概念的に示す図である。図5の(a)部は、 O_2Hb 濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{O_2Hb} が HHb 濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{HHb} よりも大きい場合を示している。図5の(b)部は、その逆に、振幅 A_{HHb} が振幅 A_{O_2Hb} よりも大きい場合を示している。

[図6]図6は、 O_2Hb 濃度及び HHb 濃度の初期量からの時間的な変化を概念的に示す図である。図6の(a)部は、 O_2Hb 濃度の初期量からの時間的な変化と HHb 濃度の初期量からの時間的な変化との位相差 ϕ の絶対値が小さい場合を示している。図6の(b)部は、位相差 ϕ の絶対値が大きい場合を示している。

[図7]図7は、一実施形態による評価方法を示すフローチャートである。

[図8]図8の(a)部は、波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ の測定光の入射タイミングを示す図である。図8の(b)部は、A/D変換回路からのデジタル信号の出力タイミングを示す図である。

[図9]図9は、デジタルフィルタのフィルタ特性を示すグラフである。

[図10]図10は、図9に示されるデジタルフィルタを用いて、 O_2Hb の時間的な相対変化量に含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去し（または低減し）、胸骨圧迫の繰り返しに疑似する自発心拍に起因する時間変動分を抽出した結果を示すグラフである。

[図11]図11は、フィルタ処理を用いて、 cHb の時間的な相対変化量に含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去し（または低減し）、胸骨圧迫の繰り返しに疑似する自発心拍に起因する時間変動分を抽出した結果を示すグラフである。

[図12]図12の(a)部及び(b)部は、フィルタ処理の概念を説明するた

めの図である。

[図13]図13の(a)部は、心肺蘇生における頭部のcHb濃度の時間変化を示すグラフである。図13の(b)部は、心肺蘇生における頭部のTOIの時間変化を示すグラフである。

[図14]図14は、図13の部分E1における(a)O₂Hb濃度及びHHb濃度の変化量、(b)脈波酸素飽和度、(c)O₂Hb脈波成分とHHb脈波成分との位相差に関する値、及び(d)組織酸素飽和度、の時間的な変化を示すグラフである。

[図15]図15は、図13の部分E2における(a)O₂Hb濃度及びHHb濃度の変化量、(b)脈波酸素飽和度、(c)O₂Hb脈波成分とHHb脈波成分との位相差に関する値、及び(d)組織酸素飽和度、の時間的な変化を示すグラフである。

[図16]図16は、図13の部分E3における(a)O₂Hb濃度及びHHb濃度の変化量、(b)脈波酸素飽和度、(c)O₂Hb脈波成分とHHb脈波成分との位相差に関する値、及び(d)組織酸素飽和度、の時間的な変化を示すグラフである。

[図17]図17は、図13の部分E4における(a)O₂Hb濃度及びHHb濃度の変化量、(b)脈波酸素飽和度、(c)O₂Hb脈波成分とHHb脈波成分との位相差に関する値、及び(d)組織酸素飽和度、の時間的な変化を示すグラフである。

発明を実施するための形態

[0010] 本開示による評価装置は、胸骨圧迫を評価する装置であって、測定部と、圧迫位置評価部と、指示部と、を備える。測定部は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得する。圧迫位置評価部は、該数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化へ

モグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標を算出し、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する。指示部は、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示する。

[0011] 本開示による評価方法は、胸骨圧迫を評価する方法であって、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得するステップと、該数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標を算出するステップと、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定するステップと、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示するステップと、を含む。

[0012] 心肺蘇生の際には、胸骨圧迫を長時間継続して続けるために、少なくとも2人の救助者が交代しながら胸骨圧迫を行うことがある。そして、救助者が交代するときには、当然ながら胸骨上の圧迫位置がわずかに変化する。本発明者は、胸骨圧迫を受けている頭部の、組織酸素飽和度 (Tissue Oxygenation Index ; TOI)、脈波成分における酸素飽和度 (SnO_2)、 R^2 、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化を観察した。その間、救助者が複数回交代した。その結果、 SnO_2 、 R^2 、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅と酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅との比、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅との比 (以下、これらを単に振幅比という)、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相との差 (以下、単に位相差という) が、胸骨上の圧迫位置によって変化することを見出した。更に、本発明者は、 SnO_2

及び振幅比が、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度又は脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の割合を示し、 R^2 及び位相差が、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関を示すことに気づいた。そして、本発明者は、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度又は脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の割合と、頭部のT O Iの時間変化の傾向（上昇傾向、下降傾向または横這い）との間、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関と、頭部のT O Iの時間変化の傾向との間に、顕著な相関が存在することも見出した。

[0013] 上記の評価方法および評価装置では、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度又は脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標が算出される。第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否か、すなわち、頭部のT O Iの時間変化の傾向が上昇傾向か、又は下降傾向若しくは横這いか、が判定される。そして、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更が指示される。このように、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを評価し、不適切である場合にはそのことを救助者に知らせることで、頭部のT O Iの時間変化の傾向を上昇傾向に近づけ、心肺蘇生の成功率を高めることができる。

[0014] 測定部は、頭部へ測定光を入射する光入射部と、頭部を伝搬した測定光を検出して測定光の強度に応じた検出信号を生成する光検出部と、検出信号に基づいて上記数値を算出する演算部と、を有してもよい。取得するステップは、頭部へ測定光を入射するステップと、頭部を伝搬した測定光を検出して測定光の強度に応じた検出信号を生成するステップと、検出信号に基づいて上記数値を算出するステップと、を含んでもよい。これらの場合、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度

の時間的な変化を非侵襲的に且つ簡便に測定できる。したがって、胸骨圧迫を実施しながら、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化を容易に測定できる。

[0015] 圧迫位置評価部又は算出するステップは、上記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を説明変数、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を目的変数とする第1の線形回帰を行い、その第1の線形回帰によって得られた回帰係数の値 ($S n O_2$) を第1の指標としてもよい。圧迫位置評価部又は算出するステップは、上記数値に基づいて、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値と脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値との間で第2の線形回帰を行い、その第2の線形回帰によって得られた決定係数の値 (R^2) を第2の指標としてもよい。例えばこのように、 $S n O_2$ 及び R^2 に基づいて評価することによって、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを簡便に評価することができる。

[0016] 圧迫位置評価部又は算出するステップは、第1の線形回帰及び第2の線形回帰の演算時点から少なくとも5秒前まで遡った間に得られる数値に基づいて第1の線形回帰及び第2の線形回帰を行ってもよい。胸骨圧迫を1分間に100回行うことが奨励されていることを考慮すると、数値の取得に5秒以上を確保することにより、判定精度を高めることができる。

[0017] 圧迫位置評価部又は判定するステップは、第1の指標である回帰係数の値 ($S n O_2$) が第1の閾値より小さく、且つ、第2の指標である決定係数の値 (R^2) が第2の閾値より小さい場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定してもよい。 $S n O_2$ の値が所定の閾値よりも小さい場合、酸素化ヘモグロビン濃度に対して脱酸素化ヘモグロビン濃度が支配的である。 R^2 が小さい場合、酸素化ヘモグロビン濃度の変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の変化との間に相関がみられない。したがって、胸骨上の圧迫位置が不適切であることを簡便に評価することができる。

[0018] 第1の閾値は、0.5以上1.0以下であってもよい。例えばこの場合に、胸骨上の圧迫位置が適切か否かをより精度良く評価することができる。

- [0019] 第2の閾値は、0以上0.7以下であってもよい。例えばこの場合に、胸骨上の圧迫位置が適切か否かをより精度良く評価することができる。
- [0020] 圧迫位置評価部又は算出するステップは、上記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅と、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の振幅との比を第1の指標として算出してもよい。圧迫位置評価部又は算出するステップは、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相との差を第2の指標として算出してもよい。このように、振幅比と位相差とに基づいて評価することによって、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを簡便に評価することができる。
- [0021] 測定部は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を上記数値に施して、総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を求めてもよい。圧迫位置評価部は、測定部において求められた総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を用いて、第1の指標及び第2の指標を算出してもよい。取得するステップは、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を上記数値に施して、総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を求めてもよい。算出するステップは、取得するステップにおいて求められた総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を用いて、第1の指標及び第2の指標を算出してもよい。これらの場合、胸骨圧迫の繰り返しに起因する変動分のみに基づいて、第1の指標及び第2の指標を正確に算出することができる。
- [0022] 測定部が上記数値の取得を開始してから、取得した上記数値に基づいて圧迫位置評価部が圧迫位置を判定するまでの時間は5秒以上30秒以下であってもよい。取得するステップにおいて上記数値の取得を開始してから、取得

した上記数値に基づいて判定するステップにおいて圧迫位置を判定するまでの時間は5秒以上30秒以下であってもよい。この時間として5秒以上を確保することにより、判定精度を高めることができる。この時間を30秒以下とすることにより、救助者の交代周期（例えば2分）よりも十分に早く圧迫位置を判定することができる。

[0023] 以下、添付図面を参照しながら本開示による胸骨圧迫の評価装置および評価方法の実施の形態を詳細に説明する。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。

[0024] 図1は、一実施形態に係る評価装置1の概念図である。心肺停止者50に対する胸骨圧迫（図中の矢印A）の繰り返しに起因して、頭部51の総ヘモグロビン濃度（cHb）、酸素化ヘモグロビン（O₂Hb）濃度及び脱酸素化ヘモグロビン（HHb）濃度が変動する。評価装置1は、頭部51の総ヘモグロビン濃度（cHb）、酸素化ヘモグロビン（O₂Hb）濃度及び脱酸素化ヘモグロビン（HHb）濃度それぞれの、初期量からの時間的な変化すなわち相対変化量を連続的に測定する。評価装置1は、その測定結果を表示部15に表示する。加えて、評価装置1は、cHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の相対変化量の時間的な変化から第1の指標及び第2の指標を算出する。評価装置1は、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上における圧迫位置が適切か否かを評価する。評価装置1は、圧迫位置が不適切である場合には、圧迫位置を変更させるための指示を表す要素15aを表示部15に表示することにより、圧迫位置が不適切である旨を救助者に知らせる。

[0025] 評価装置1は、頭部51の表面に固定されたプローブ30から所定の光入射位置に、複数波長の測定光を入射する。評価装置1は、頭部51の表面における所定の光検出位置から出射される測定光の強度を検出することにより、O₂Hb及びHHbによる波長毎の減衰の大きさを調べる。評価装置1は、波長毎の減衰の大きさに基づいて、cHb、O₂Hb及びHHbの時間的な相対変化量を算出する。評価装置1は、測定光の入射、測定光の強度の検出、及び、cHb、O₂Hb及びHHbの時間的な相対変化量の算出を繰り返す。

評価装置 1 は、その算出結果である時系列データに対してフィルタ処理を施して低周波数成分を除去することによって、胸骨圧迫の繰り返しに起因する短周期の時間変動分（脈波成分）を抽出する。測定光の波長は、近赤外域に含まれ、一例では 735 nm、810 nm、及び 850 nm といった 3 つの波長を含む。

[0026] 図 2 は、プローブ 30 の構成を概略的に示す平面図である。プローブ 30 は、例えば毛髪の無い前額部や頸動脈付近に、粘着テープまたは伸縮性のバンド等によって固定される。プローブ 30 は、光入射部 31 と光検出部 32 とを有している。光入射部 31 と光検出部 32 とは、互いに例えば 5 cm の間隔をあけて配置され、柔軟な黒色のシリコンゴム製のホルダー 33 によって実質的に一体化されている。光入射部 31 と光検出部 32 との間隔は、ほぼ 3 cm ~ 4 cm の範囲内か、または 4 cm 以上あれば良い。ホルダー 33 の素材は、シリコンゴムと同等の柔軟性を有する他の素材に置き換えられてもよい。プローブ 30 は、ケーブル 34 を介して評価装置 1 の本体部 10（図 1 を参照）と電氣的に接続される。

[0027] 光入射部 31 は、本体部 10 から伝達される制御信号を受けて、測定光を出力する。測定光は、パルス光であり、頭部 51 表面の皮膚に対してほぼ垂直に入射する。光入射部 31 は、例えばレーザダイオード（LD）、発光ダイオード（LED）、若しくはスーパーluminescentダイオード（SLD）といった半導体発光素子と、発光素子を駆動するための回路とを有する。発光素子及びその駆動回路は、本体部 10 に設けられてもよい。その場合、プローブ 30 と本体部 10 とは光ファイバを介して接続され、光入射部 31 は光ファイバの先端部を含んで構成される。

[0028] 光検出部 32 は、頭部 51 を伝搬して頭部 51 の表面から出射した測定光の強度に応じた検出信号を生成する。光検出部 32 は、光入射部 31 からの距離方向に並べられた複数の光検出器 35 を有している。複数の光検出器 35 は、光入射部 31 と光検出部 32 との並び方向に沿って並んで配置されている。光入射部 31 から各光検出器 35 までの距離は光検出器 35 毎に異なる。

る。

[0029] 各光検出器35は、受光した測定光の強度に応じた電氣的な検出信号を生成する。各光検出器35は、フォトダイオード(PD)またはアバランシェフォトダイオード(APD)といった半導体受光素子と、半導体受光素子から出力される電流を積分して増幅するプリアンプとを各々有している。これにより、光検出器35は、微弱な測定光を感度良く検出して検出信号を生成し、この検出信号を本体部10へケーブル34を介して伝送することができる。光検出部32は、一次元又は二次元の光センサであってもよく、例えば、CCDイメージセンサまたはCMOSイメージセンサによって構成されてもよい。

[0030] 図1に示されるように、評価装置1は、上述したプローブ30に加えて、本体部10を備えている。図3は、本体部10の機能的な構成例を示すブロック図である。本体部10は、濃度演算部10aと、圧迫位置評価部10bと、指示部10cと、を備える。濃度演算部10aは、本実施形態における演算部であって、上述した光入射部31及び光検出部32とともに、測定部10dを構成する。測定部10dは、心肺停止者50の頭部51のcHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の初期量からの時間的な変化に関する数値を取得する。圧迫位置評価部10bは、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する。第1の指標は、cHb濃度の時間的な変化に対する、O₂Hb濃度又は／及びHHb濃度の時間的な変化の割合に関する。第2の指標は、O₂Hb濃度の時間的な変化とHHb濃度の時間的な変化との相関に関する。指示部10cは、上述した表示部15を含んで構成され、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を救助者に指示する。

[0031] 図4は、本体部10のハードウェア構成例を示す図である。本体部10は、発光制御部11、サンプルホールド回路12、A/D変換回路13、CPU14、表示部15、ROM16、RAM17、及びデータバス18を備えている。

- [0032] 発光制御部 11 は、プローブ 30 の光入射部 31 を制御する回路によって構成されている。発光制御部 11 は、データバス 18 と電氣的に接続されている。発光制御部 11 は、データバス 18 に電氣的に接続されている CPU 14 から、光入射部 31 を制御するための制御信号を受ける。制御信号には、光入射部 31 から出力される測定光の強度及び波長などの情報が含まれている。発光制御部 11 は、CPU 14 から受けた制御信号に基づいて光入射部 31 を制御する。光入射部 31 は、その制御信号に応じた測定光を出力する。
- [0033] サンプルホールド回路 12 は、プローブ 30 からケーブル 34 を介して伝送される検出信号を入力してこれを保持する。A/D変換回路 13 は、検出信号をデジタル信号化して CPU 14 に出力する。サンプルホールド回路 12 は、光検出器 35 の個数分の検出信号の値を同時に保持（ホールド）する。サンプルホールド回路 12 は、データバス 18 に電氣的に接続されている。サンプルホールド回路 12 は、検出信号を保持するタイミングを示すサンプル信号を、CPU 14 からデータバス 18 を介して受け取る。サンプルホールド回路 12 は、サンプル信号を受けると、プローブ 30 の複数の光検出器 35 から入力された複数の検出信号を同時に保持する。サンプルホールド回路 12 は、A/D変換回路 13 に電氣的に接続されており、保持した複数の検出信号それぞれを A/D変換回路 13 へ出力する。
- [0034] A/D変換回路 13 は、検出信号をアナログ信号からデジタル信号に変換する。A/D変換回路 13 は、サンプルホールド回路 12 から受けた複数の検出信号を順にデジタル信号に変換する。A/D変換回路 13 は、データバス 18 に電氣的に接続されており、変換した検出信号を、データバス 18 を介して CPU 14 へ出力する。
- [0035] CPU 14 は、ROM 16 に格納されたプログラムを読み込み実行することによって、種々の機能を実現する。その機能の一つとして、CPU 14 は、A/D変換回路 13 から受けた検出信号に基づいて、頭部 51 の O₂Hb 濃度及び HHb 濃度の初期量からの時間的な変化に関する数値、並びに、O₂H

b濃度及びHHb濃度の和である総ヘモグロビン（cHb）濃度の初期量からの時間的な変化に関する数値を演算する。更に、CPU14は、O₂Hb濃度、HHb濃度及びcHb濃度の時間的な変化に対してフィルタ処理を施し、これらに含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去する。これにより、胸骨圧迫の繰り返しに起因する時間変動分（脈波成分）が抽出される。CPU14は、このような処理を行ったのち、その結果を、データバス18を介して表示部15へ送る。図3に示された濃度演算部10aは、サンプルホールド回路12、A/D変換回路13、及びCPU14により構成される。検出信号に基づくO₂Hb濃度、HHb濃度及びcHb濃度の時間的な変化の演算方法、並びにフィルタ処理の方法については後述する。

[0036] 図5及び図6は、O₂Hb濃度及びHHb濃度の初期量からの時間的な変化を概念的に示す図である。横方向は時間を表し、縦方向は濃度を表す。曲線G11は、O₂Hb濃度の初期量からの時間的な変化を表す。曲線G12は、HHb濃度の初期量からの時間的な変化を表す。図5の（a）部は、O₂Hb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{O_2Hb} がHHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{HHb} よりも大きい場合（ $A_{O_2Hb}/A_{HHb} > 1$ ）を示している。この場合は、cHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{cHb} に対するO₂Hb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{O_2Hb} の占める割合が0.5よりも大きい場合（ $A_{O_2Hb}/A_{cHb} > 0.5$ ）と等価である。更に、この場合は、cHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{cHb} に対するHHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{HHb} の占める割合が0.5よりも小さい場合（ $A_{HHb}/A_{cHb} < 0.5$ ）と等価である。図5の（b）部は、その逆に、振幅 A_{HHb} が振幅 A_{O_2Hb} よりも大きい場合（ $A_{O_2Hb}/A_{HHb} < 1$ ）を示している。この場合は、振幅 A_{cHb} に対する振幅 A_{O_2Hb} の占める割合が0.5よりも小さい場合（ $A_{O_2Hb}/A_{cHb} < 0.5$ ）と等価である。更に、この場合は、cHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{cHb} に対するHHb濃度の初期量からの時間的な変化の振幅 A_{HHb} の占める割合が0.5より

も大きい場合 ($A_{HHb}/A_{cHb} > 0.5$) と等価である。図6の(a)部は、 O_2Hb 濃度の初期量からの時間的な変化と HHb 濃度の初期量からの時間的な変化との位相差 ϕ の絶対値が小さい場合を示しており、図6の(b)部は、位相差 ϕ の絶対値が大きい場合を示している。

[0037] 後述する実施例に示されるように、振幅 A_{O_2Hb} が振幅 A_{HHb} に対して所定割合よりも大きく、つまり振幅 A_{O_2Hb} が振幅 A_{cHb} に対して所定割合よりも大きく(図5の(a)部)、位相差 ϕ の絶対値が或る値よりも小さい(図6の(a)部)場合には、胸骨上の圧迫位置が適切であり、 TOI が次第に上昇する。これに対し、振幅 A_{O_2Hb} が振幅 A_{HHb} に対して所定割合よりも小さく、つまり振幅 A_{O_2Hb} が振幅 A_{cHb} に対して所定割合よりも小さく(図5の(b)部)、位相差 ϕ の絶対値が或る値よりも大きい(図6の(b)部)場合には、胸骨上の圧迫位置が適切ではなく、 TOI が横這いか、次第に下降する。そこで、CPU14は、振幅 A_{O_2Hb} と振幅 A_{HHb} との比(A_{O_2Hb}/A_{HHb})に関する第1の指標を算出し、位相差 ϕ に関する第2の指標を算出する。第1の指標は、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{HHb})そのものであってもよく、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{HHb})と相関を有する他の数値(例えば時間積分値の比)であってよい。第1の指標は、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{HHb})または該他の数値の時間移動平均値であってよく、平均値に類する他の値であってよい。第2の指標は、位相差 ϕ またはその絶対値そのものであってもよく、位相差 ϕ またはその絶対値と相関を有する他の数値(例えばピーク時間差)であってよい。第2の指標は、位相差 ϕ 若しくはその絶対値または該他の数値の時間移動平均値であってよく、平均値に類する他の値であってよい。

[0038] 上述した通り等価な関係から、第1の指標は、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{cHb})そのものであってもよく、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{cHb})と相関を有する他の数値(例えば時間積分値の比)であってよい。第1の指標は、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{cHb})または該他の数値の時間移動平均値であってよく、平均値に類する他の値であってよい。さらに、第1の指標は、振幅比(A_{HHb}/A_{cHb})そのものであってもよく、振幅比(A_{HHb}/A_{cHb})と相関を有する他の数

値（例えば時間積分値の比）であってもよい。第1の指標は、振幅比（ A_{HHb} / A_{cHb} ）または該他の数値の時間移動平均値であってもよく、平均値に類する他の値であってもよい。

[0039] 図3に示された圧迫位置評価部10bは、CPU14によって構成される。すなわち、CPU14は、上述した第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する。例えば、CPU14は、振幅比（ A_{O_2Hb} / A_{HHb} 或いは A_{O_2Hb} / A_{cHb} ）が第1の閾値より小さいことを第1の指標が示し、且つ、 R^2 に換算した位相差 ϕ の絶対値が第2の閾値より小さいことを第2の指標が示す場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定する。第1の閾値は、例えば、 SnO_2 に換算して0.5以上1.0以下である。一例では、第1の閾値は1である。CPU14は、振幅比（ A_{HHb} / A_{cHb} ）が第1の閾値より大きいことを第1の指標が示し、且つ、 R^2 に換算した位相差 ϕ の絶対値が第2の閾値より小さいことを第2の指標が示す場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定してもよい。第1の閾値が1である場合、CPU14は、振幅 A_{O_2Hb} が振幅 A_{HHb} よりも小さいときに、圧迫位置が不適切であると判定する。第2の閾値は、例えば、 R^2 に換算して0以上0.7以下である。

[0040] 再び図4を参照する。表示部15は、データバス18と電氣的に接続されており、データバス18を介してCPU14から送られた、 O_2Hb 濃度及びHHb濃度の初期量からの時間的な変化に関する演算結果を視覚的に表示する。更に、表示部15は、胸骨上の圧迫位置が不適切であるとCPU14が判定した場合に、要素15aを表示する。要素15aは、圧迫位置の変更を救助者に指示するための文字、図形、記号、若しくは絵柄等、またはそれらの組み合わせである。評価装置1は、圧迫位置の変更を救助者に指示するための表示部15における表示に代えて、または該表示とともに、圧迫位置の変更を救助者に指示するための音声及び／又は警告音を出力するスピーカを備えてもよい。図3に示された指示部10cは、CPU14と、表示部15及びスピーカのうちのいずれか一方又は双方とによって構成される。

- [0041] 本実施形態において、「圧迫位置の変更を指示する」とは、救助者に対して圧迫位置の変更を促すことをいう。圧迫位置の変更の指示は、圧迫位置を変更すべきことを明確に指示する積極的指示、及び、圧迫位置が不適切であることを伝える消極的指示を概念的に含む。圧迫位置の変更を指示する方式としては、圧迫位置を変更する必要性を救助者が認識し得る様々な方式を適用可能である。
- [0042] 次に、評価装置1の動作を説明する。併せて、本実施形態による評価方法について説明する。図7は、本実施形態による評価方法を示すフローチャートである。下記の説明では、一例として3つの波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ の測定光を用いる場合について説明する。
- [0043] まず、発光制御部11は、CPU14からの指示信号に基づいて、波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ の測定光を光入射部31から順次出力させる。これらの測定光は、光入射位置から頭部51内へ入射する（光入射ステップST11）。頭部51内に入射した測定光は、頭部51内において散乱するとともに被測定成分に吸収されながら伝搬し、その一部が頭部51の光検出位置に達する。光検出位置に達した測定光は、頭部51から出射し、複数の光検出器35によって検出される（光検出ステップST12）。各光検出器35は、検出した測定光の強度に応じた検出信号を生成する。これらの検出信号は、本体部10のサンプルホールド回路12に送られて保持されたのち、A/D変換回路13によってデジタル信号に変換される。
- [0044] 図8の(a)部は、波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ の測定光の入射タイミングを示す図である。図8の(b)部は、A/D変換回路13からのデジタル信号の出力タイミングを示す図である。図8に示されるように、波長 λ_1 の測定光が入射すると、N個の光検出器35にそれぞれ対応するN個（Nは光検出器35の個数）のデジタル信号 $D_1(1) \sim D_1(N)$ がA/D変換回路13から順次出力される。続いて、波長 λ_2 の測定光が入射すると、N個の光検出器35にそれぞれ対応するN個のデジタル信号 $D_2(1) \sim D_2(N)$ がA/D変換回路13から順次出力される。続いて、波長 λ_3 の測定光が入射すると、N個の光検

出器35にそれぞれ対応するN個のデジタル信号 $D_3(1) \sim D_3(N)$ がA/D変換回路13から順次出力される。

[0045] 続いて、CPU14は、デジタル信号 $D_1(1) \sim D_1(N)$ 、 $D_2(1) \sim D_2(N)$ 、 $D_3(1) \sim D_3(N)$ に基づいて、TOIを算出する。CPU14は、デジタル信号 $D_1(1) \sim D_1(N)$ の中から少なくとも1つ、デジタル信号 $D_2(1) \sim D_2(N)$ の中から少なくとも1つ、及びデジタル信号 $D_3(1) \sim D_3(N)$ の中から少なくとも1つを用いて、 O_2Hb 濃度の初期値からの時間的な変化量(ΔO_2Hb)に関する数値、 HHb 濃度の初期値からの時間的な変化量(ΔHHb)に関する数値、及びこれらの和である総ヘモグロビン(cHb)濃度の初期値からの時間的な変化量(ΔcHb)に関する数値を取得する(演算ステップST13)。CPU14は、これらの変化量(ΔcHb 、 ΔO_2Hb 、 ΔHHb)に含まれる周波数成分のうち、所定周波数より小さい周波数成分をフィルタ処理によって除去し、各変化量の脈波成分を抽出する(フィルタ処理ステップST14)。フィルタ処理後のこれらの変化量(ΔcHb 、 ΔO_2Hb 、 ΔHHb)は、表示部15に表示される(表示ステップST15)。上述した光入射ステップST11、光検出ステップST12、演算ステップST13、フィルタ処理ステップST14、及び表示ステップST15は、頭部51の ΔcHb 、 ΔO_2Hb 、 ΔHHb に関する数値を取得する測定ステップST1に含まれる。

[0046] CPU14は、 ΔcHb に対する、 ΔO_2Hb 及び ΔHHb のうちいずれか一方又は双方の割合に関する第1の指標を算出し、 ΔO_2Hb と ΔHHb との相関に関する第2の指標を算出する(ステップST2)。例えば、第1の指標は、 ΔcHb に対する ΔO_2Hb の振幅比、 ΔcHb に対する ΔHHb の振幅比、或いは ΔHHb に対する ΔO_2Hb の振幅比であり、第2の指標は、 ΔO_2Hb と ΔHHb との位相差である。CPU14は、第1の指標及び第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する(圧迫位置評価ステップST3)。前述したように、例えば、CPU14は、振幅比(A_{O_2Hb}/A_{HHb})或いは振幅比(A_{O_2Hb}/A_{cHb})が第1の閾値より小さいことを

第1の指標が示し、且つ、 R^2 に換算した位相差 ϕ の絶対値が第2の閾値より小さいことを第2の指標が示す場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定する。

[0047] CPU14は、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定した場合（ステップST3：NO）、圧迫位置の変更を救助者に指示するための要素15aを表示することを表示部15に指示する（指示ステップST4）。或いは、評価装置1がスピーカを備える場合には、CPU14は、圧迫位置の変更を救助者に指示するための音声及び／又は警告音をスピーカから出力させてもよい。胸骨上の圧迫位置が適切であるとCPU14が判定した場合には（ステップST3：YES）、指示ステップST4は行われぬ。

[0048] 本実施形態における評価装置1および濃度測定方法では、胸骨圧迫を終了するまで（ステップST5）、上述したステップST1～ST4が繰り返される。

[0049] ここで、演算ステップST13及びフィルタ処理ステップST14における、CPU14による演算内容について詳細に説明する。

[0050] 或る光検出位置において、時刻 T_0 における測定光波長 $\lambda_1 \sim \lambda_3$ それぞれに応じた検出信号の値を $D_{\lambda_1}(T_0) \sim D_{\lambda_3}(T_0)$ 、同じく時刻 T_1 における値を $D_{\lambda_1}(T_1) \sim D_{\lambda_3}(T_1)$ とすると、時刻 $T_0 \sim T_1$ における検出光強度の変化量は、次の(1)～(3)式のように表される。

[数1]

$$\Delta OD_1(T_1) = \log\left(\frac{D_{\lambda_1}(T_1)}{D_{\lambda_1}(T_0)}\right) \cdots (1)$$

[数2]

$$\Delta OD_2(T_1) = \log\left(\frac{D_{\lambda_2}(T_1)}{D_{\lambda_2}(T_0)}\right) \cdots (2)$$

[数3]

$$\Delta OD_3(T_1) = \log\left(\frac{D_{\lambda_3}(T_1)}{D_{\lambda_3}(T_0)}\right) \cdots (3)$$

(1) ~ (3) 式において、 $\Delta OD_1(T_1)$ は波長 λ_1 の検出光強度の時間的変化量、 $\Delta OD_2(T_1)$ は波長 λ_2 の検出光強度の時間的変化量、 $\Delta OD_3(T_1)$ は波長 λ_3 の検出光強度の時間的変化量である。

[0051] 時刻 T_0 から時刻 T_1 までの間における O_2Hb 及び HHb の濃度の時間的相対変化量をそれぞれ $\Delta O_2Hb(T_1)$ 及び $\Delta HHb(T_1)$ とする。 $\Delta O_2Hb(T_1)$ 及び $\Delta HHb(T_1)$ は、次の(4)式によって求めることができる。

[数4]

$$\begin{pmatrix} \Delta O_2Hb(T_1) \\ \Delta HHb(T_1) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta OD_1(T_1) \\ \Delta OD_2(T_1) \\ \Delta OD_3(T_1) \end{pmatrix} \cdots (4)$$

[0052] (4) 式において、係数 $a_{11} \sim a_{23}$ は、波長 λ_1 、 λ_2 、及び λ_3 の光に対する O_2Hb 及び HHb の吸光係数から求まる定数である。頭部51内の cHb の時間的相対変化量 $\Delta cHb(T_1)$ は、次の(5)式によって求めることができる。

[数5]

$$\Delta cHb(T_1) = \Delta O_2Hb(T_1) + \Delta HHb(T_1) \cdots (5)$$

[0053] CPU14は、N個の光検出位置の中の1つの検出信号について上記の演算を行い、 O_2Hb 濃度、 HHb 濃度、及び cHb 濃度の各時間的相対変化量(ΔO_2Hb 、 ΔHHb 、 ΔcHb)を算出する。更に、CPU14は、こうして算出した時間的相対変化量(ΔO_2Hb 、 ΔHHb 、 ΔcHb)に対して、例えば以下に示される何れかのフィルタ処理を行う。

[0054] (1) デジタルフィルタによるフィルタ処理

所定の周期で得られた、時間的相対変化量(ΔO_2Hb 、 ΔHHb 、 ΔcHb)に関するデータ列を $X(n)$ とする。 n は整数である。このデータ列 $X(n)$ に対し、 $n=0$ を時間中心として、例えば以下のフィルタ係数 $A(n)$ を各データに乗ずることによって、非巡回型の線形位相デジタルフィルタが実現される。

$$A(0) = 3/4$$

$$A(3) = A(-3) = -1/6$$

$$A(6) = A(-6) = -1/8$$

$$A(9) = A(-9) = -1/12$$

[0055] 更に詳細に説明すると、データ列 $X(n)$ の遅延演算子は、次の(6)式によって表される。 f は時間周波数である(単位は $1/\text{sec}$)。 ω は角周波数であり、 $\omega = 2\pi f$ である。 T はデータ列 $X(n)$ が得られる周期であり、毎分150回(2.5 Hz)程度までの変動波形を測定する為に、例えば $1/20$ 秒といった周期に設定される。

[数6]

$$\begin{aligned} e^{j\omega nT} &= \cos(\omega nT) + j\sin(\omega nT) \\ e^{-j\omega nT} &= \cos(\omega nT) - j\sin(\omega nT) \end{aligned} \quad \dots (6)$$

このとき、上述したフィルタ係数 $A(n)$ を用いた場合のデジタルフィルタ特性は、次の(7)式によって記述される。

[数7]

$$\begin{aligned} R(\omega) &= \frac{3}{4} - \frac{1}{6}(e^{-3j\omega T} + e^{+3j\omega T}) - \frac{1}{8}(e^{-6j\omega T} + e^{+6j\omega T}) - \frac{1}{12}(e^{-9j\omega T} + e^{+9j\omega T}) \\ &= \frac{3}{4} - \frac{1}{3}\cos(3\omega T) - \frac{1}{4}\cos(6\omega T) - \frac{1}{6}\cos(9\omega T) \end{aligned} \quad \dots (7)$$

このように、デジタルフィルタは、データ列 $X(n)$ と対応する各係数との積和演算によって表される。そして、この(7)式の時間周波数 f を、毎分の時間周波数 F (単位は $1/\text{min}$) に変換すると、次の(8)式が求められる。

[数8]

$$R(F) = \frac{3}{4} - \frac{1}{3}\cos\left(\frac{3\pi}{600}F\right) - \frac{1}{4}\cos\left(\frac{6\pi}{600}F\right) - \frac{1}{6}\cos\left(\frac{9\pi}{600}F\right) \quad \dots (8)$$

[0056] 図9は、この $R(F)$ をグラフ表示したものであり、デジタルフィルタのフィルタ特性を示している。図9において、横軸は1分間あたりの心拍数であり、縦軸は $R(F)$ の値である。図10は、図9に示されるデジタルフィ

ルタを用いて、 O_2Hb の時間的な相対変化量 (ΔO_2Hb) に含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去し (または低減し)、胸骨圧迫の繰り返しに疑似する自発心拍に起因する時間変動分を抽出した結果の一例を示すグラフである。図10において、グラフG21はフィルタ処理前の相対変化量 (ΔO_2Hb) を示しており、グラフG22はフィルタ処理前の相対変化量 (ΔO_2Hb) に含まれる長周期成分 (所定周波数より小さい周波数成分) を示しており、グラフG23はフィルタ処理後の相対変化量 (ΔO_2Hb) を示している。図10に示されるように、上述したデジタルフィルタによって、自発心拍や胸骨圧迫の繰り返しに起因する時間変動分 (脈波成分) を好適に抽出することができる。

[0057] (2) 平滑演算 (最小2乗誤差カーブフィッティング) によるフィルタ処理

上述したデータ列 $X(n)$ において $n=0$ を時間中心とし、その前後の所定時間 (例えば3秒間、5拍分) の間に得られたデータ列 $X(n)$ に対して、高次関数 (例えば4次関数) を用いた最小2乗誤差カーブフィッティングを行う。得られた高次関数の定数項を、 $n=0$ における平滑成分 (所定周波数より小さい周波数成分) と見なす。すなわち、この平滑化された周波数成分を元のデータ $X(0)$ から差し引くことによって、相対変化量に含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去し、胸骨圧迫の繰り返しに起因する時間変動分 (脈波成分) を分離・抽出することができる。

[0058] 図11は、このようなフィルタ処理を用いて、 cHb の時間的な相対変化量 (ΔcHb) に含まれる周波数成分のうち所定周波数より小さい周波数成分を除去し (または低減し)、胸骨圧迫の繰り返しに疑似する自発心拍に起因する時間変動分 (脈波成分) を抽出した結果を示すグラフである。図11において、グラフG31はフィルタ処理前の相対変化量 (ΔcHb) を示しており、グラフG32はフィルタ処理前の相対変化量 (ΔcHb) に含まれる長周期成分 (所定周波数より小さい周波数成分) を示しており、グラフG33はフィルタ処理後の相対変化量 (ΔcHb) を示しており、グラフG3

4はフィルタ処理後の相対変化量 ($\Delta c H b$) における5秒間の平均振幅を示している。図11に示されるように、上述した平滑演算によるフィルタ処理によって、自発心拍や胸骨圧迫の繰り返しに起因する時間変動分(脈波成分)を好適に抽出することができる。

[0059] (3) 変動の極大部分や極小部分を一定に揃えるフィルタ処理

図12の(a)部及び(b)部は、本フィルタ処理の概念を説明するための図である。このフィルタ処理では、例えば相対変化量 ($\Delta O_2 H b$ 、 $\Delta H H b$ 、または $\Delta c H b$) の時間変化における極大値を求め、図12の(a)部に示されるように、この時間変化グラフG41の極大値P1を一定値と見なすことにより、相対変化量 ($\Delta O_2 H b$ 、 $\Delta H H b$ 、または $\Delta c H b$) に含まれる所定周波数より小さい周波数成分を除去する。或いは、例えば相対変化量 ($\Delta O_2 H b$ 、 $\Delta H H b$ 、または $\Delta c H b$) の時間変化における極小値を求め、図12の(b)部に示されるように、この時間変化グラフG41の極小値P2を一定値と見なすことにより、相対変化量 ($\Delta O_2 H b$ 、 $\Delta H H b$ 、または $\Delta c H b$) に含まれる所定周波数より小さい周波数成分を除去する。このように、極大値P1及び/又は極小値P2を一定値に近づけることによって、胸骨圧迫の繰り返しに起因する時間変動分(脈波成分)を好適に抽出することができる。

[0060] 以上に説明した本実施形態の評価装置1及び評価方法によって得られる効果について説明する。後述する実施例から明らかなように、 $c H b$ 濃度の時間的な変化に対する、 $O_2 H b$ 濃度及び $H H b$ 濃度の時間的な変化の割合、並びに $O_2 H b$ 濃度の時間的な変化と $H H b$ 濃度の時間的な変化との相関は、胸骨上の圧迫位置によって変化する。更に、これらの割合及び相関と、頭部51の $T O I$ の時間変化の傾向(上昇傾向、下降傾向または横這い)との間には、顕著な相関が存在する。

[0061] 本実施形態の評価方法および評価装置1では、上記割合に関する第1の指標、及び、上記相関に関する第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否か、すなわち、頭部51の $T O I$ の時間変化の傾向が上昇傾向か、又

は下降傾向若しくは横這いかが判定される。そして、胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更が指示される。このように、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを評価し、不適切である場合にはそのことを救助者に知らせることで、頭部51のTOIの時間変化の傾向を上昇傾向に近づけ、心肺蘇生の成功率を高めることができる。

[0062] 本実施形態のように、測定部10dは、頭部51へ測定光を入射する光入射部31と、頭部51を伝搬した測定光を検出して測定光の強度に応じた検出信号を生成する光検出部32と、検出信号に基づいてcHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の時間的な変化に関する数値を算出する濃度演算部10aと、を有してもよい。測定ステップST1は、頭部51へ測定光を入射する光入射ステップST11と、頭部51を伝搬した測定光を検出して測定光の強度に応じた検出信号を生成する光検出ステップST12と、検出信号に基づいてcHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の時間的な変化に関する数値を算出する演算ステップST13と、を含んでもよい。これらの場合、頭部51のcHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の時間的な変化を非侵襲的に且つ簡便に測定できる。したがって、胸骨圧迫を実施しながら、頭部51のcHb濃度、O₂Hb濃度及びHHb濃度の時間的な変化を容易に測定できる。

[0063] 本実施形態のように、圧迫位置評価部10b又は圧迫位置評価ステップST3は、cHb濃度の時間的な変化の振幅に対するO₂Hb濃度及びHHb濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の振幅の比 (A_{O_2Hb}/A_{cHb} 、 A_{HHb}/A_{cHb}) を第1の指標として算出し、且つ、O₂Hb濃度の時間的な変化の位相とHHb濃度の時間的な変化の位相との位相差 ϕ を第2の指標として算出してもよい。この場合も、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを評価し、不適切である場合にはそのことを救助者に知らせることで、頭部51のTOIの時間変化の傾向を上昇傾向に近づけ、心肺蘇生の成功率を高めることができる。

[0064] 本実施形態のように、圧迫位置評価部10b又は圧迫位置評価ステップS

T 3 は、c H b 濃度の時間的な変化の振幅 A_{cHb} に対する $O_2 H b$ 濃度の時間的な変化の振幅 A_{O_2Hb} の比 (A_{O_2Hb} / A_{cHb}) が第 1 の閾値より小さいことを第 1 の指標が示し、且つ、 R^2 に換算した、 $O_2 H b$ 濃度の時間的な変化と $H H b$ 濃度の時間的な変化との位相差 ϕ の絶対値が第 2 の閾値より小さいことを第 2 の指標が示す場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定してもよい。例えばこのように、振幅比と第 1 の閾値との大小、及び位相差の絶対値と第 2 の閾値との大小をそれぞれ比較することによって、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを簡便に評価することができる。

[0065] 本実施形態のように、第 1 の閾値は、 $S n O_2$ に換算して 0.5 以上 1.0 以下以下であってもよい。例えばこの場合に、胸骨上の圧迫位置が適切か否かをより精度良く評価することができる。

[0066] 本実施形態のように、第 2 の閾値は、 R^2 に換算して 0 以上 0.7 以下であってもよい。例えばこの場合に、胸骨上の圧迫位置が適切か否かをより精度良く評価することができる。

[0067] 本実施形態のように、濃度演算部 10a は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を上記数値に施して、c H b 濃度の脈波成分、 $O_2 H b$ 濃度の脈波成分及び $H H b$ 濃度の脈波成分を求めてもよい。圧迫位置評価部 10b は、c H b 濃度の脈波成分、 $O_2 H b$ 濃度の脈波成分及び $H H b$ 濃度の脈波成分を用いて、第 1 の指標及び第 2 の指標を算出してもよい。測定ステップ S T 1 は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を上記数値に施して、c H b 濃度の脈波成分、 $O_2 H b$ 濃度の脈波成分及び $H H b$ 濃度の脈波成分を求めるステップ S T 14 を含んでもよい。ステップ S T 2 は、c H b 濃度の脈波成分、 $O_2 H b$ 濃度の脈波成分及び $H H b$ 濃度の脈波成分を用いて、第 1 の指標及び第 2 の指標を算出してもよい。これらの場合、胸骨圧迫の繰り返しに起因する変動分（脈波成分）のみに基づいて、第 1 の指標及び第 2 の指標を正確に算出することができる。

[0068] 本実施形態の評価方法および評価装置 1 では、c H b 濃度の時間的な変化

に対する O_2Hb 濃度の時間的な変化の割合に関する第1の指標として SnO_2 が算出され、 O_2Hb 濃度の時間的な変化と HHb 濃度の時間的な変化の相関に関する第2の指標として R^2 が算出されてもよい。そして、 SnO_2 及び R^2 に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否か、すなわち、頭部51の TOI の時間変化の傾向が上昇傾向か、又は下降傾向若しくは横這いかが判定されてもよい。胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更が指示される。このように、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを評価し、不適切である場合にはそのことを救助者に知らせることで、頭部51の TOI の時間変化の傾向を上昇傾向に近づけ、心肺蘇生の成功率を高めることができる。

[0069] SnO_2 は、所定期間（例えば演算時点から遡って5秒までの間）に取得された、 cHb 濃度の脈波成分に関する数値と O_2Hb 濃度の脈波成分に関する数値との間の線形回帰から求めることができる。 SnO_2 は、所定期間に取得された、 cHb 濃度の脈波成分に関する数値を説明変数とし、 O_2Hb 濃度の脈波成分に関する数値を目的変数として線形回帰を行って得られた回帰直線の傾き（回帰係数）である。 R^2 は、所定期間（例えば現時点から遡って5秒までの間）に取得された、 O_2Hb 濃度の脈波成分に関する数値と HHb 濃度の脈波成分に関する数値との間の線形回帰から求めることができる。 R^2 は、所定期間に取得された、 O_2Hb 濃度の脈波成分に関する数値を説明変数とし、 HHb 濃度の脈波成分に関する数値を目的変数として線形回帰を行って得られた決定係数である。後述する通り、 SnO_2 及び R^2 の変化は、頭部51の TOI と相関を有している。

[0070] 上記数値の移動平均などの平均値を用いて第1の指標及び第2の指標を算出する場合であっても、測定部10dまたは測定ステップ $ST1$ が上記数値の取得を開始してから、取得した上記数値に基づいて圧迫位置評価部10bまたは圧迫位置評価ステップ $ST3$ が圧迫位置を判定するまでの時間は、5秒以上30秒以下であることが好ましい。この時間として5秒以上を確保することにより、平均値等の算出や回帰演算に用いられる数値の個数を十分に確保して、判定精度を高めることができる。この時間を30秒以下とするこ

とにより、救助者の交代周期（例えば2分）よりも十分に早く、圧迫位置の変更を促すことができる。

（実施例）

- [0071] 続いて、心肺蘇生におけるT O I、c H b濃度、O₂ H b濃度及びH H b濃度の時間的な変化を実際に観察した実施例について説明する。この実施例では、心肺蘇生の際、胸骨圧迫を長時間継続して続けるために、2人の救助者が約2分おきに交代しながら胸骨圧迫を行った。救助者が交代するときには、当然ながら胸骨上の圧迫位置がわずかに変化する。
- [0072] 図13の（a）部は、この心肺蘇生における頭部のc H b濃度の時間変化を示すグラフである。図13の（b）部は、この心肺蘇生における頭部のT O Iの時間変化を示すグラフである。これらの図において、横軸は時間（時：分）を表している。図13の（a）部の縦軸はc H b濃度の相対値を表し、図13の（b）部の縦軸はT O Iの大きさ（単位：%）を表している。図中には、2人の救助者のうち一方が胸骨圧迫を行った期間Aと、他方が胸骨圧迫を行った期間Bとが示されている。図中には、パルスチェックを行ったタイミングを示す矢印Cと、アドレナリン（エピネフリン）を投与したタイミングを示す矢印Dとが併せて示されている。
- [0073] 図14～図17は、図13の部分E1～E4それぞれにおける（a）O₂ H b濃度及びH H b濃度の変化量、（b）脈波酸素飽和度、すなわちc H b濃度の脈波成分とO₂ H b濃度の脈波成分との間の線形回帰による傾き（回帰係数： $S n O_2$ ）、（c）O₂ H b濃度の脈波成分とH H b濃度の脈波成分との間の線形回帰による決定係数（ R^2 ）、及び（d）組織酸素飽和度（T O I）、の時間的な変化を示すグラフである。これらの横軸は時間（時：分：秒）であり、（a）部の縦軸は任意単位であり、（b）部、（d）部の縦軸の単位は%である。（a）部において、破線はO₂ H b濃度の変化量を示し、実線はH H b濃度の変化量を示す。
- [0074] 図13～図17を参照すると、期間Aと期間Bとを含む複数の期間の中には、T O Iが上昇傾向である期間と、T O Iが下降傾向である期間と、T O

1が横這いである期間とが存在することがわかる。T O 1が上昇傾向である期間は、例えば部分E 2を含む期間であり、図15に示される。T O 1が下降傾向である期間は、例えば部分E 3を含む期間であり、図16に示される。T O 1が横這いである期間は、例えば部分E 1を含む期間及び部分E 4を含む期間であり、図14及び図17に示される。そして、図15の(a)部及び(b)部を参照すると、T O 1が上昇傾向である期間では、S n O₂の値が50%よりも大きく、c H b濃度の脈波成分に対するO₂ H b濃度の脈波成分の割合が大きいことがわかる。これに対し、図14、図16及び図17の(a)部及び(b)部を参照すると、T O 1が下降傾向または横這いである期間では、少なくとも部分的にS n O₂の値が50%よりも小さく、c H b濃度の脈波成分に対するO₂ H b濃度の脈波成分の割合が小さいことがわかる。図15の(c)部に示すように、T O 1が上昇傾向である期間では、R²の値が比較的大きく、O₂ H b濃度の脈波成分とH H b濃度の脈波成分との相関は大きいといえる。これに対し、図14、図16及び図17の(c)部に示すように、T O 1が下降傾向または横這いである期間では、R²の値が比較的小さく、O₂ H b脈波成分とH H b脈波成分との相関は小さいといえる。

[0075] このように、c H b濃度の脈波成分に対するO₂ H b濃度の脈波成分の割合と、頭部のT O 1の時間変化の傾向（上昇傾向、下降傾向または横這い）との間には、顕著な相関が存在する。O₂ H b濃度の脈波成分とH H b濃度の脈波成分との相関と、頭部のT O 1の時間変化の傾向との間にも、顕著な相関が存在する。すなわち、c H b濃度の脈波成分に対するO₂ H b濃度の脈波成分の割合が大きく、且つ、O₂ H b濃度の時間的な変化とH H b濃度の時間的な変化との相関が小さいほど、T O 1は上昇傾向となる。逆に、c H b濃度の脈波成分に対するO₂ H b濃度の脈波成分の割合が小さく、且つ、O₂ H b濃度の時間的な変化とH H b濃度の時間的な変化との相関が大きいほど、T O 1は横這いまたは下降傾向となる。c H b濃度の時間的な変化に対するO₂ H b濃度の時間的な変化の割合が小さい場合であっても、所定割合より大きければ、T O 1は上昇傾向となる可能性がある。

[0076] c H b 濃度は O_2 H b 濃度と H H b 濃度との和であるので、上記の結果から、c H b 濃度の脈波成分に対する H H b 濃度の脈波成分の割合と、頭部の T O I の時間変化の傾向（上昇傾向、下降傾向または横這い）との間にも、顕著な相関が存在するものと推測される。すなわち、c H b 濃度の脈波成分に対する H H b 濃度の脈波成分の割合が小さいほど、T O I は上昇傾向となる。逆に、c H b 濃度の脈波成分に対する H H b 濃度の脈波成分の割合が大きいほど、T O I は横這いまたは下降傾向となる。c H b 濃度の時間的な変化に対する H H b 濃度の時間的な変化の割合が大きい場合であっても、所定割合より小さければ、T O I は上昇傾向となる可能性がある。

[0077] 同じ救助者が胸骨圧迫を行った複数の期間の中においても、T O I が上昇傾向である期間、及び T O I が下降傾向または横這いである期間が存在する。したがって、このような T O I の時間変化の傾向の相違は、胸骨圧迫技術の個人差に起因するものではないといえる。上述したように、救助者が交代するときには、当然ながら胸骨上の圧迫位置がわずかに変化する。したがって、このような T O I の時間変化の傾向の相違は、交代の際に胸骨上の圧迫位置が変化することにより生じたものと考えられる。すなわち、c H b 濃度の脈波成分に対する O_2 H b 濃度又は / 及び H H b 濃度の脈波成分の割合、並びに O_2 H b 濃度の時間的な変化と H H b 濃度の時間的な変化との相関に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを好適に判断することが可能である。上記の実施例は、たとえ胸骨圧迫を適切な周期及び強度で行ったとしても、圧迫位置が適切でなければ、頭部の T O I が向上しないことを示している。

[0078] 本開示による胸骨圧迫の評価装置及び評価方法は、上述した実施形態に限られるものではなく、他に様々な変形が可能である。例えば、上記実施形態では c H b 濃度、 O_2 H b 濃度及び H H b 濃度の時間的な変化の測定方法として近赤外分光法を例示している。c H b 濃度、 O_2 H b 濃度及び H H b 濃度の時間的な変化の測定方法はこれに限らず、他に様々な方法を用いることができる。

[0079] 上述した実施形態では、圧迫位置の変更を救助者に対して指示している。

指示する相手は救助者に限られない。例えば、胸骨圧迫を機械的且つ自動的に
行う場合には、胸骨を圧迫するアームの位置を変更するための指示信号を
、評価装置の指示部から胸骨圧迫を行う装置へ出力してもよい。

産業上の利用可能性

[0080] 実施形態は、胸骨圧迫が適切に行われているか否かを評価し、適切に行わ
れていない場合にはそのことを救助者に知らせることで、心肺蘇生の成功率
を高めることができる装置及び方法として利用可能である。

符号の説明

[0081] 1…評価装置、10…本体部、10a…濃度演算部、10b…圧迫位置評
価部、10c…指示部、10d…測定部、11…発光制御部、12…サンプ
ルホールド回路、13…A/D変換回路、14…CPU、15…表示部、1
5a…要素、16…ROM、17…RAM、18…データバス、30…プロ
ープ、31…光入射部、32…光検出部、33…ホルダー、34…ケーブル
、35…光検出器、50…心肺停止者、51…頭部、 A_{HHb} …振幅、 A_{O_2Hb}
…振幅、A、B…期間、P1…極大値、P2…極小値、ST1…測定ステッ
プ、ST3…圧迫位置評価ステップ、ST4…指示ステップ、ST11…光
入射ステップ、ST12…光検出ステップ、ST13…演算ステップ、ST
14…フィルタ処理ステップ、ST15…表示ステップ、 ϕ …位相差。

請求の範囲

[請求項1]

胸骨圧迫を評価する装置であって、

胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得する測定部と、

前記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標を算出し、前記第1の指標及び前記第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定する圧迫位置評価部と、

胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示する指示部と、

を備える、胸骨圧迫の評価装置。

[請求項2]

前記測定部は、

頭部へ測定光を入射する光入射部と、

頭部を伝搬した前記測定光を検出して前記測定光の強度に応じた検出信号を生成する光検出部と、

前記検出信号に基づいて前記数値を算出する演算部と、

を有する、請求項1に記載の評価装置。

[請求項3]

前記圧迫位置評価部は、前記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を説明変数、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を目的変数とする第1の線形回帰を行い、前記第1の線形回帰によって得られた回帰係数の値を前記第1の指標とし、前記数値に基づいて、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値と脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値との間で第2の線形回帰を行い、前記第2の線形回帰によって得られた決定係数

の値を前記第2の指標とする、請求項1または2に記載の評価装置。

[請求項4] 前記圧迫位置評価部は、前記第1の線形回帰及び前記第2の線形回帰の演算時点から少なくとも5秒前まで遡った間に得られる前記数値に基づいて前記第1の線形回帰及び前記第2の線形回帰を行う、請求項3に記載の評価装置。

[請求項5] 前記圧迫位置評価部は、前記第1の指標である前記回帰係数の値が第1の閾値より小さく、且つ、前記第2の指標である前記決定係数の値が第2の閾値より小さい場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定する、請求項3または4に記載の評価装置。

[請求項6] 前記第1の閾値は、0.5以上1.0以下である、請求項5に記載の評価装置。

[請求項7] 前記第2の閾値は、0以上0.7以下である、請求項5または6に記載の評価装置。

[請求項8] 前記圧迫位置評価部は、前記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化の振幅と、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の振幅との比を前記第1の指標として算出し、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化の位相との差を前記第2の指標として算出する、請求項1または2に記載の評価装置。

[請求項9] 前記測定部は、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を前記数値に施して、総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を求め、

前記圧迫位置評価部は、前記測定部において求められた、前記総ヘモグロビン濃度の脈波成分と、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び前記脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分のうちいずれか一方又は双方とを用いて前記第1の指標を算出し、前記測定部において求

められた、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び前記脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を用いて前記第2の指標を算出する、請求項1～8のいずれか1項に記載の評価装置。

[請求項10]

胸骨圧迫を評価する方法であって、

胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する、頭部の総ヘモグロビン濃度、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化に関する数値を取得するステップと、

前記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の時間的な変化に対する、酸素化ヘモグロビン濃度及び脱酸素化ヘモグロビン濃度のうちいずれか一方又は双方の時間的な変化の割合に関する第1の指標、及び、酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化と脱酸素化ヘモグロビン濃度の時間的な変化との相関に関する第2の指標を算出するステップと、

前記第1の指標及び前記第2の指標に基づいて、胸骨上の圧迫位置が適切か否かを判定するステップと、

胸骨上の圧迫位置が不適切である場合に、圧迫位置の変更を指示するステップと、

を含む、胸骨圧迫の評価方法。

[請求項11]

前記算出するステップでは、前記数値に基づいて、総ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を説明変数、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値を目的変数とする第1の線形回帰を行い、前記第1の線形回帰によって得られた回帰係数の値を前記第1の指標とし、前記数値に基づいて、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値と脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分に関する数値との間で第2の線形回帰を行い、前記第2の線形回帰によって得られた決定係数の値を前記第2の指標とする、請求項10に記載の評価方法。

[請求項12]

前記算出するステップでは、前記第1の線形回帰及び前記第2の線形回帰の演算時点から少なくとも5秒前まで遡った間に得られる前記数値に基づいて前記第1の線形回帰及び前記第2の線形回帰を行う、

請求項 1 1 に記載の評価方法。

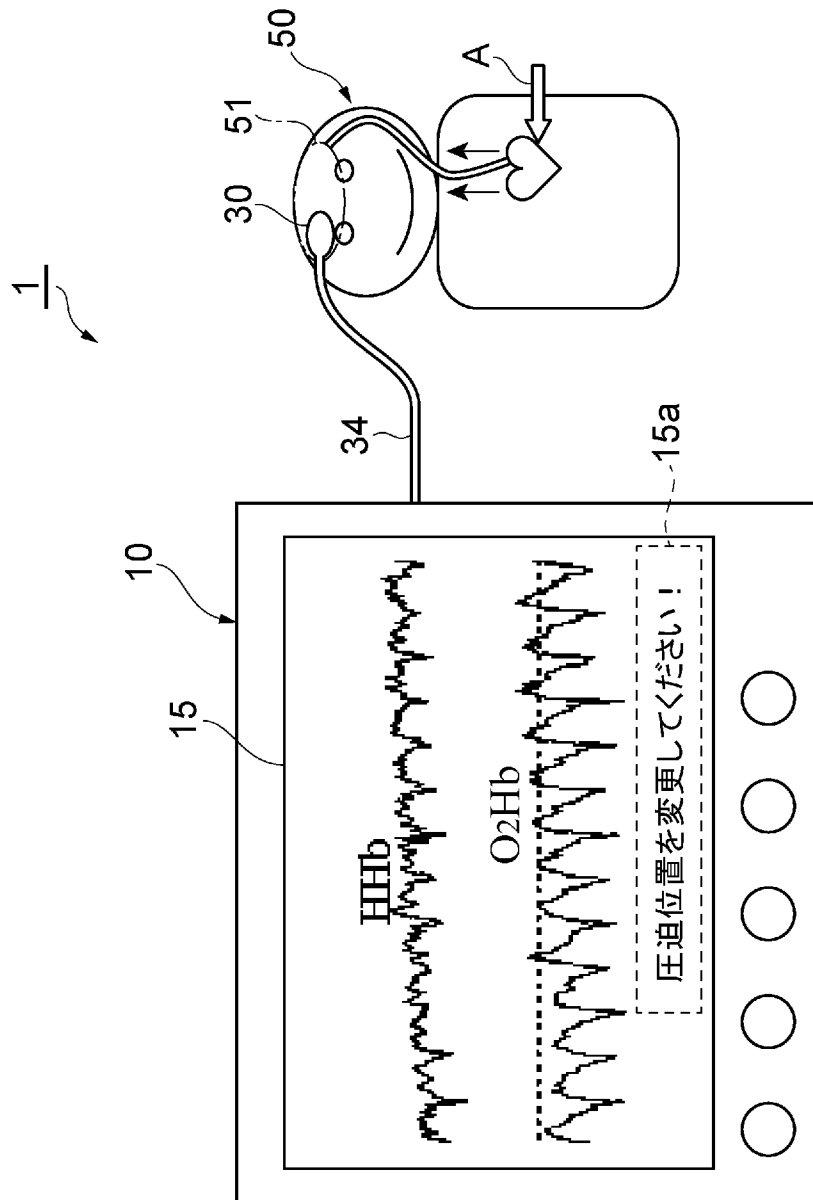
[請求項13] 前記判定するステップでは、前記第 1 の指標である前記回帰係数の値が第 1 の閾値より小さく、且つ、前記第 2 の指標である前記決定係数の値が第 2 の閾値より小さい場合に、胸骨上の圧迫位置が不適切であると判定する、請求項 1 1 または 1 2 に記載の評価方法。

[請求項14] 前記第 1 の閾値は、0.5 以上 1.0 以下であり、前記第 2 の閾値は、0 以上 0.7 以下である、請求項 1 3 に記載の評価方法。

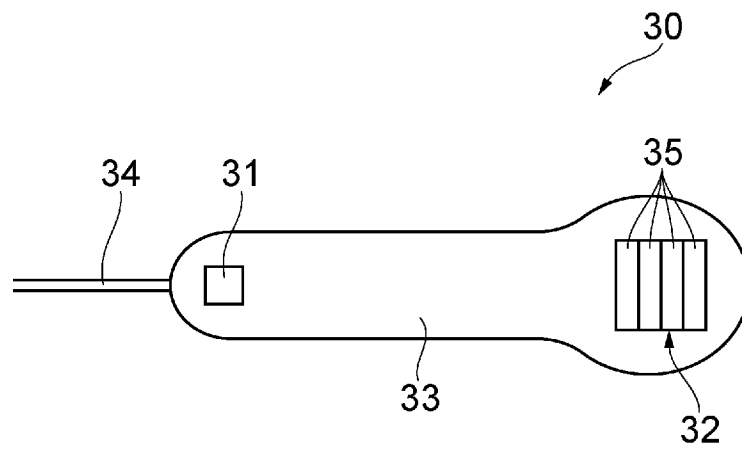
[請求項15] 前記取得するステップでは、胸骨圧迫の繰り返しに起因して変動する成分を抽出するためのフィルタ処理を前記数値に施して、総ヘモグロビン濃度の脈波成分、酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を求め、

前記算出するステップでは、前記取得するステップにおいて求められた、前記総ヘモグロビン濃度の脈波成分と、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び前記脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分のうちいずれか一方又は双方とを用いて前記第 1 の指標を算出し、前記取得するステップにおいて求められた、前記酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分及び前記脱酸素化ヘモグロビン濃度の脈波成分を用いて前記第 2 の指標を算出する、請求項 1 1 ~ 1 4 のいずれか 1 項に記載の評価方法。

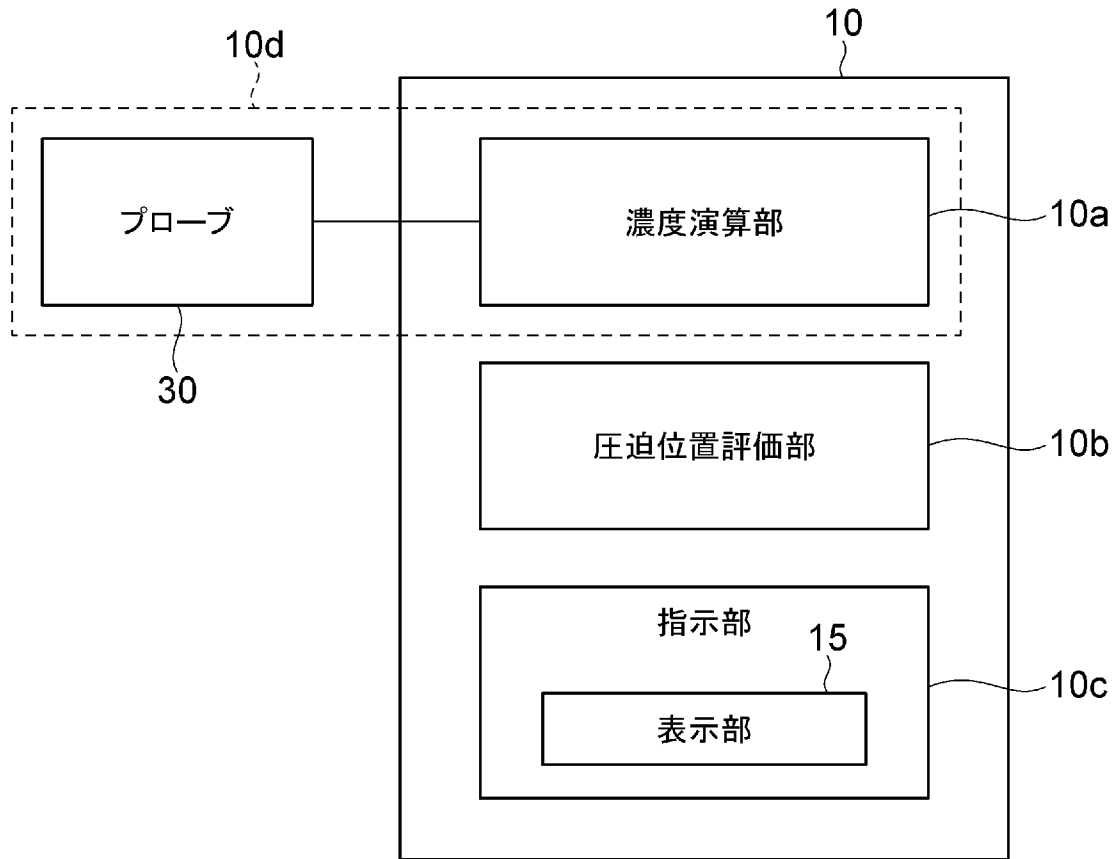
[図1]



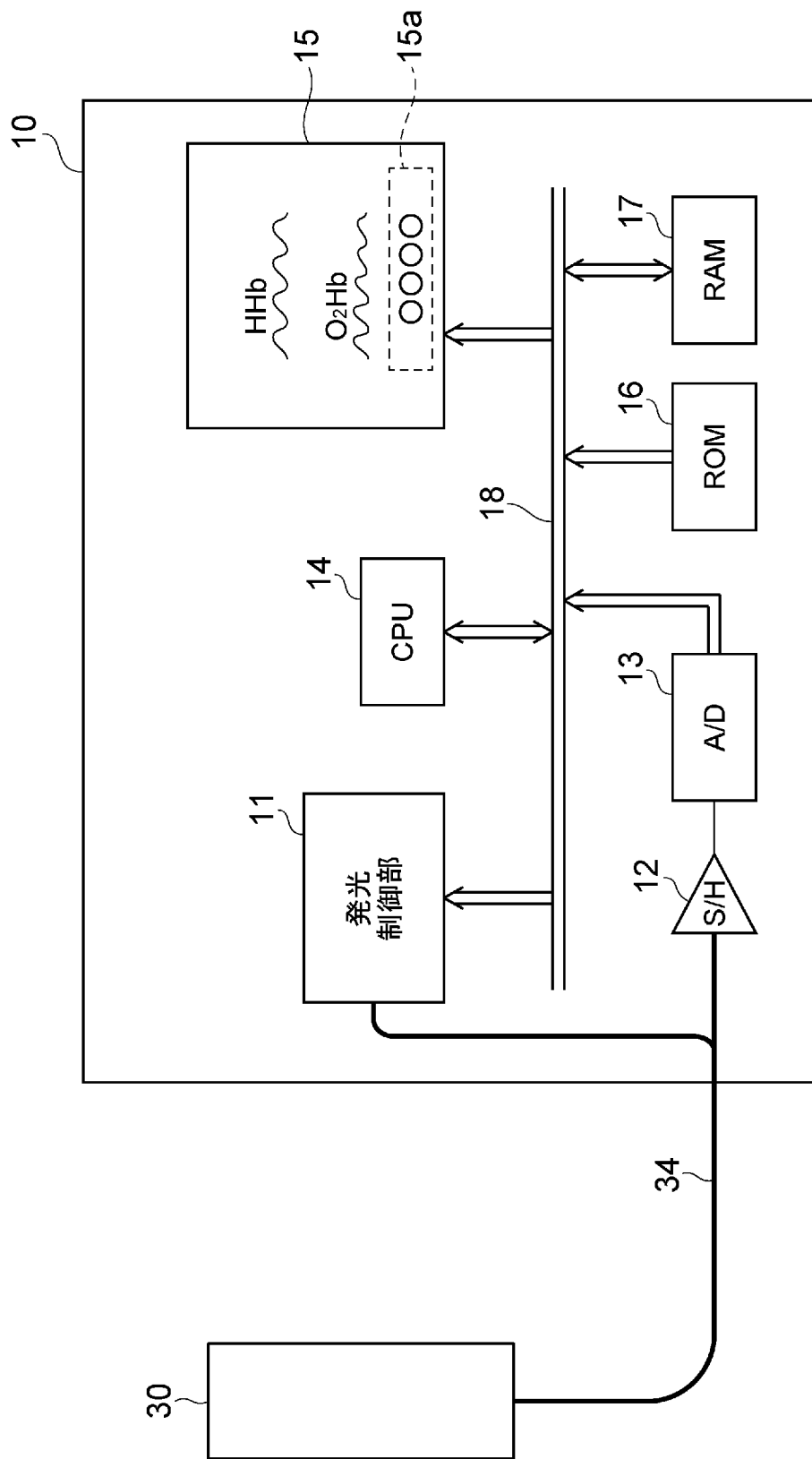
[図2]



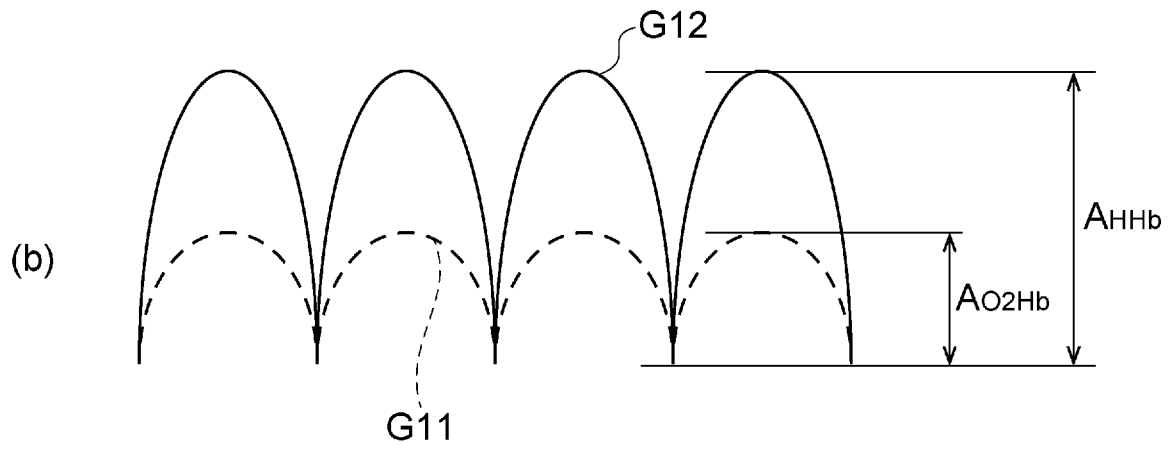
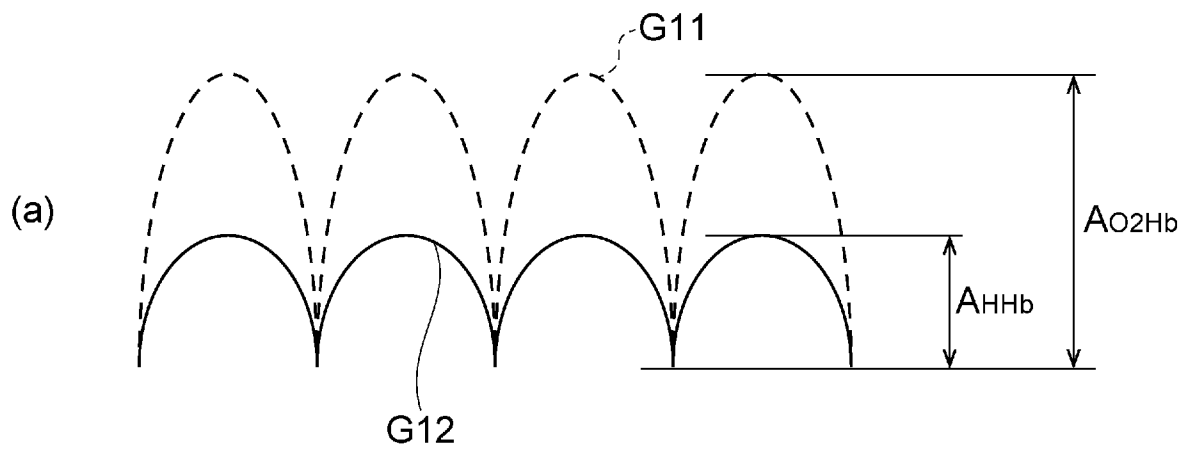
[図3]



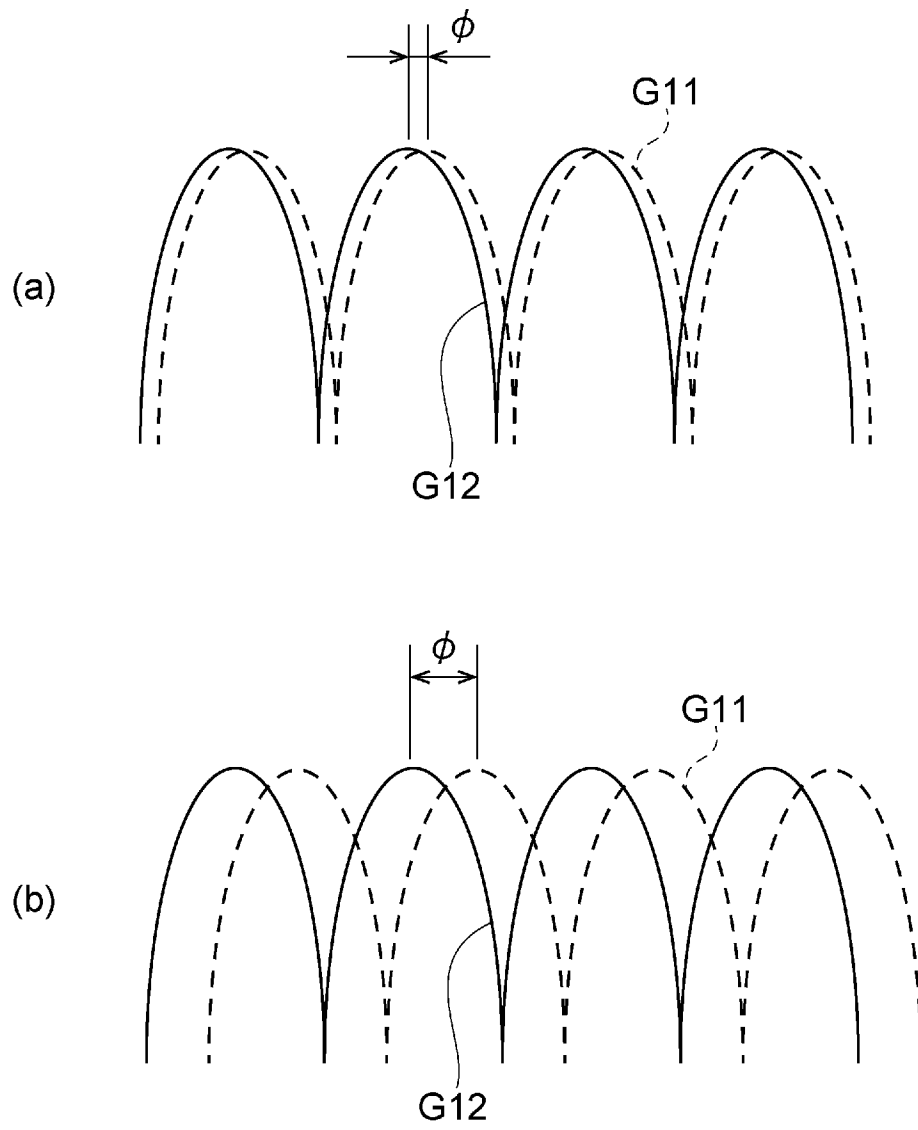
[図4]



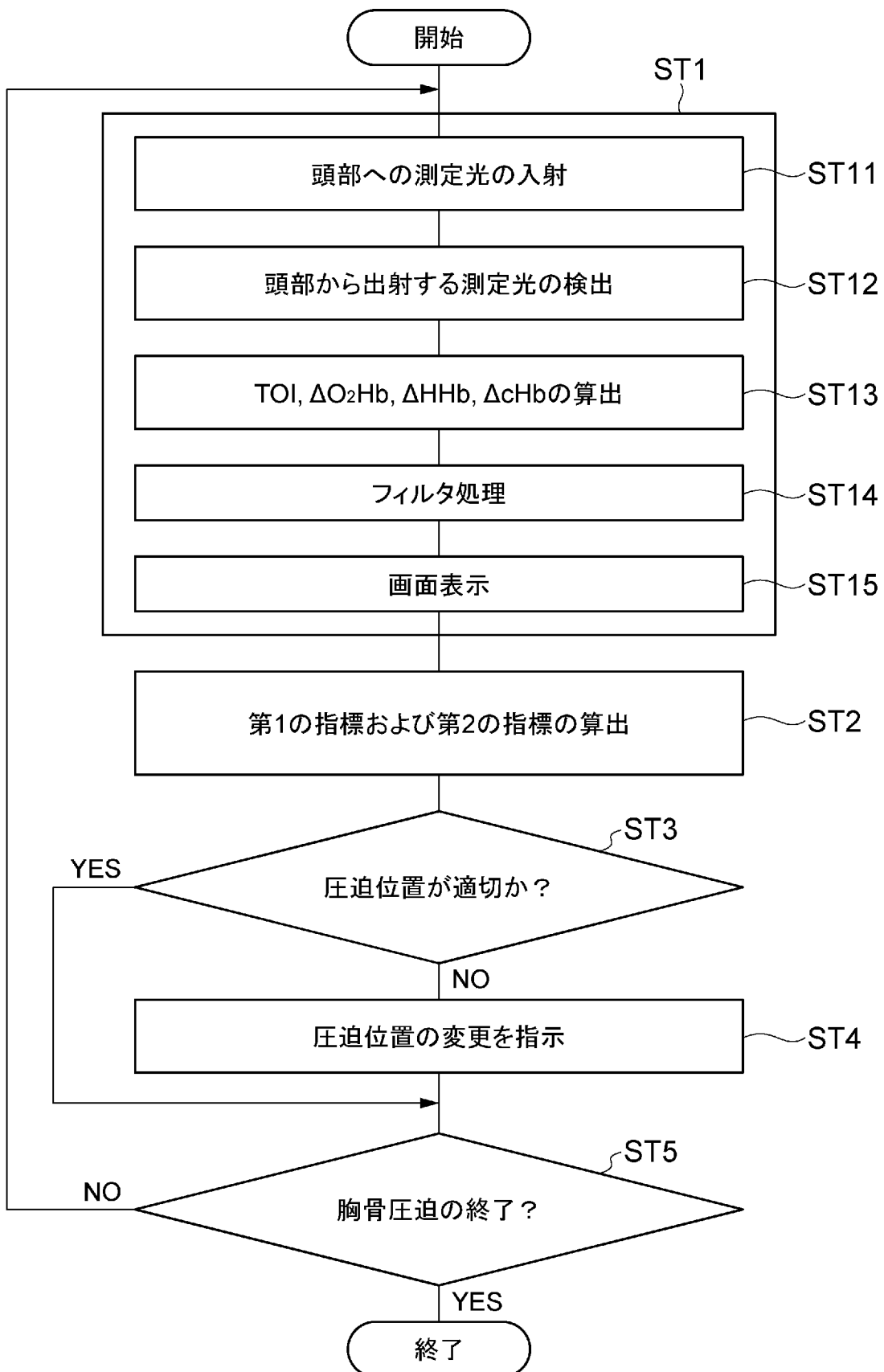
[図5]



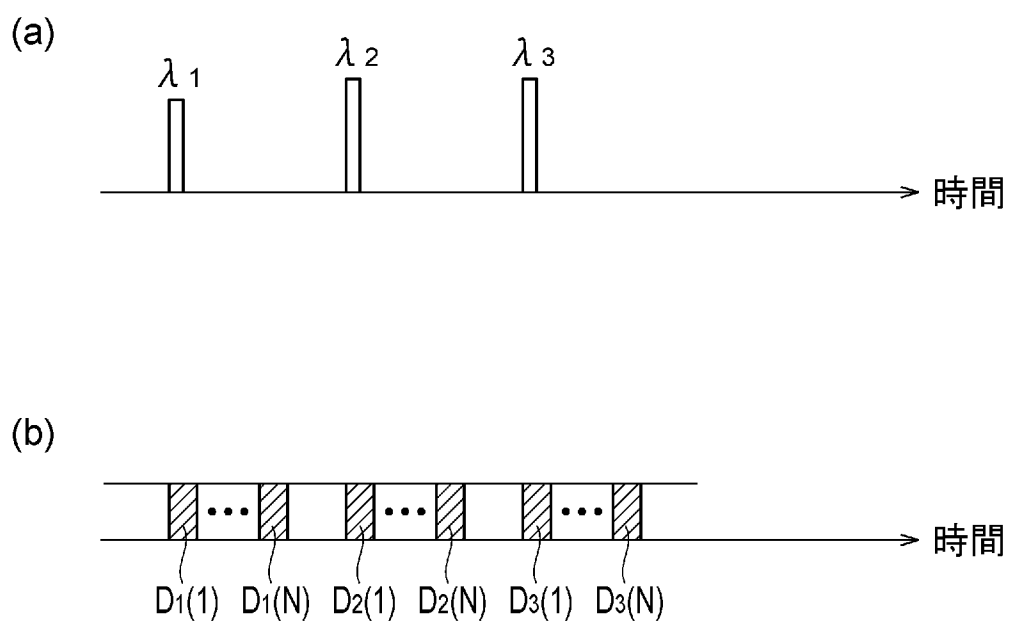
[図6]



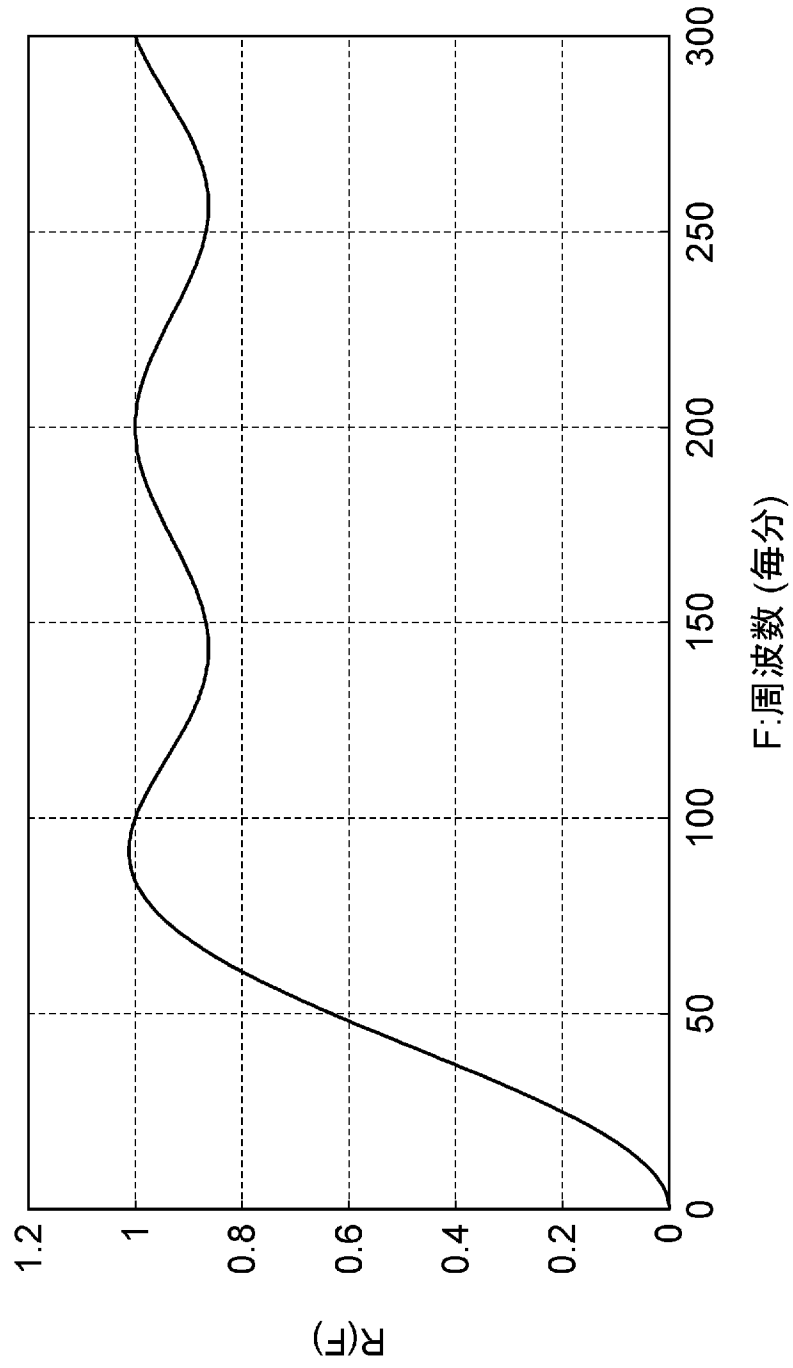
[図7]



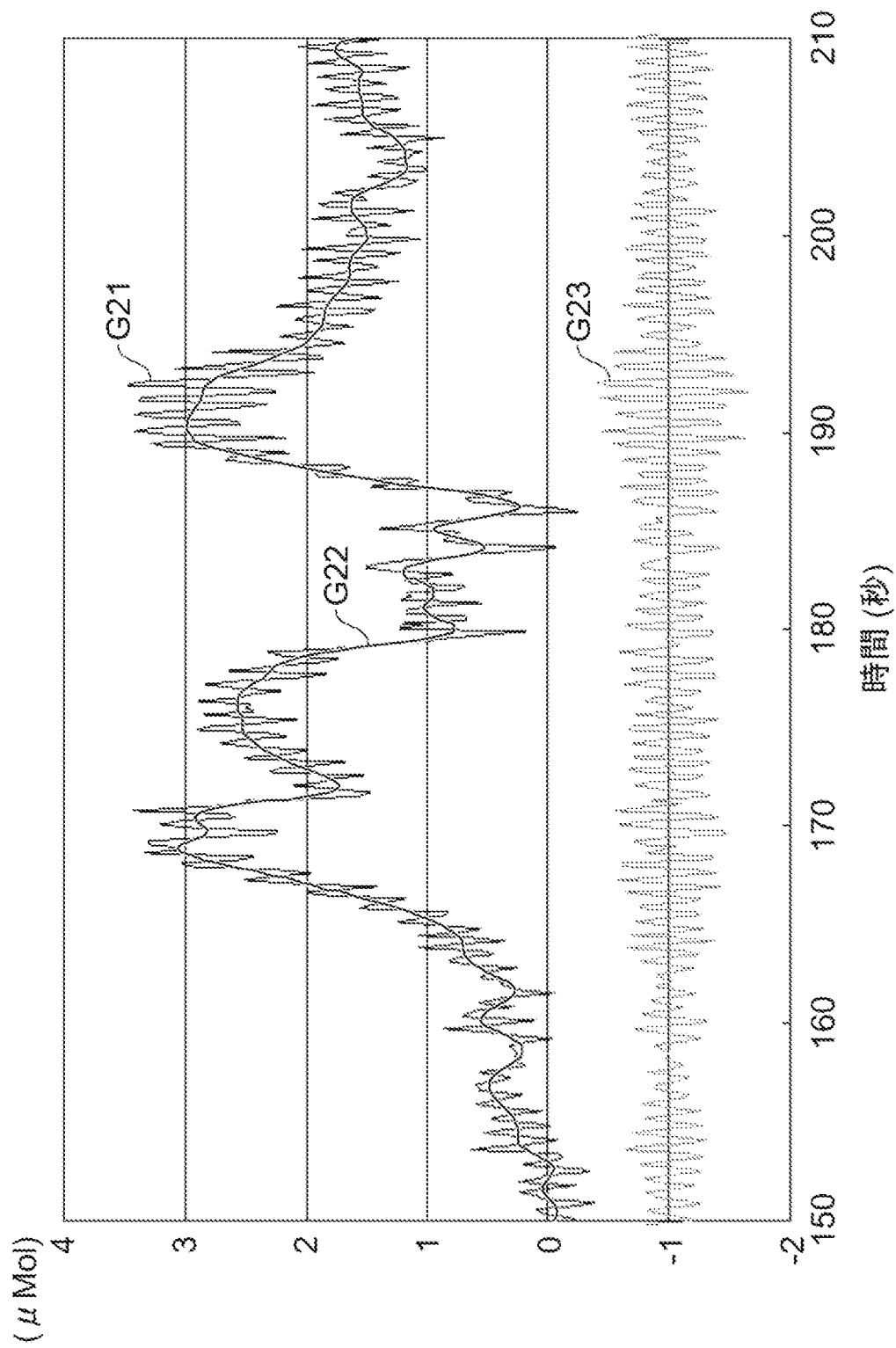
[図8]



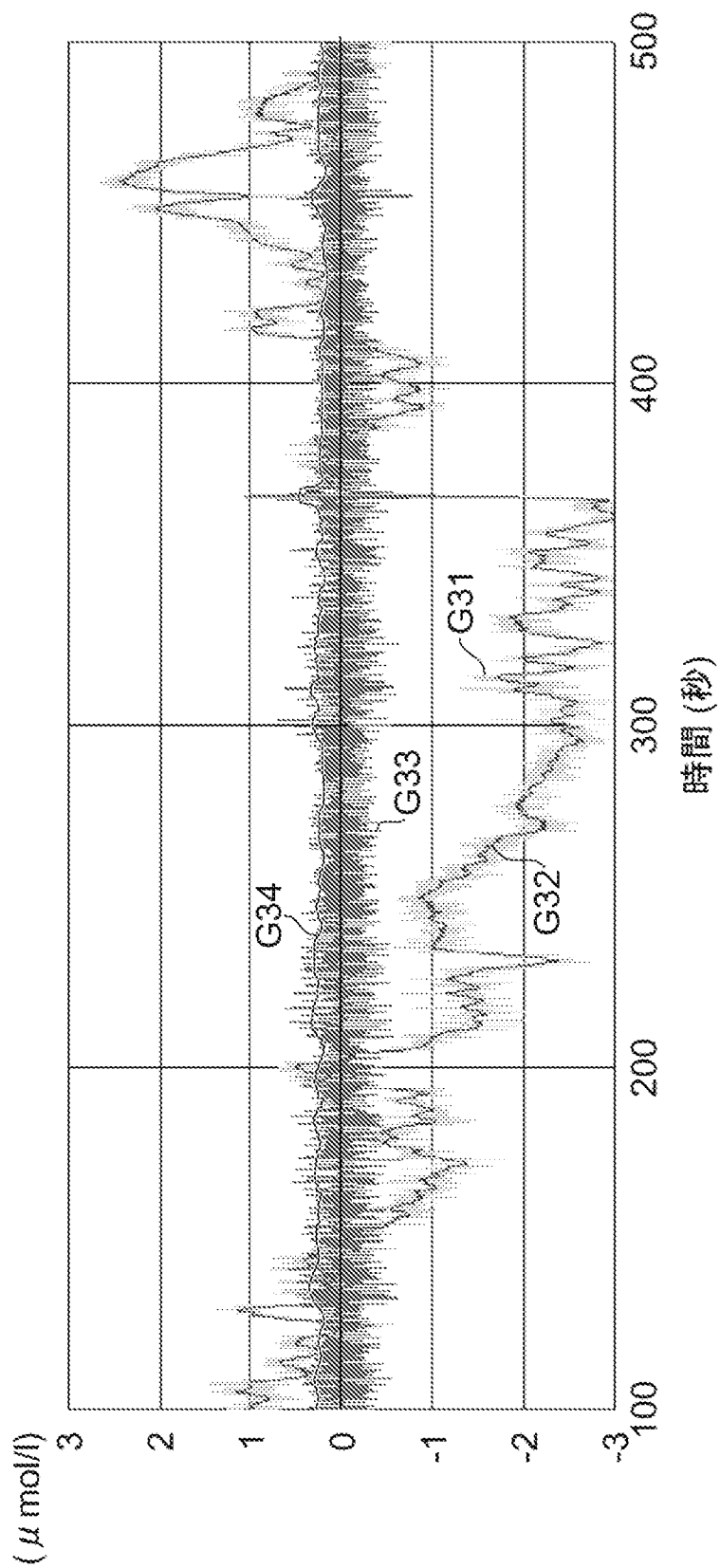
[図9]



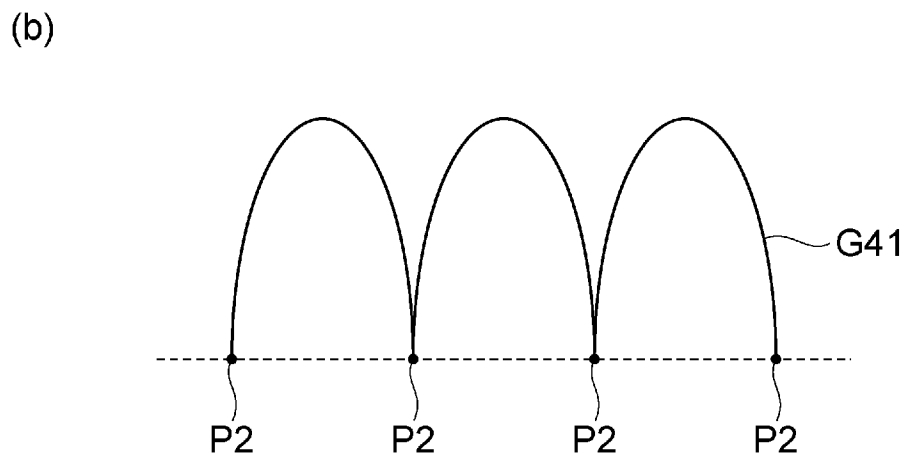
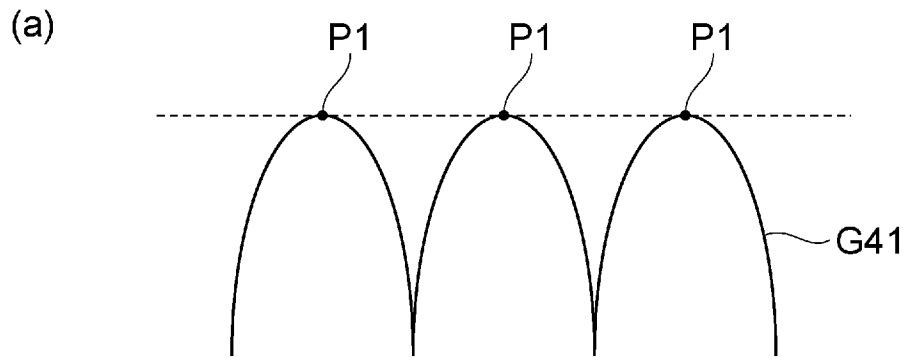
[図10]



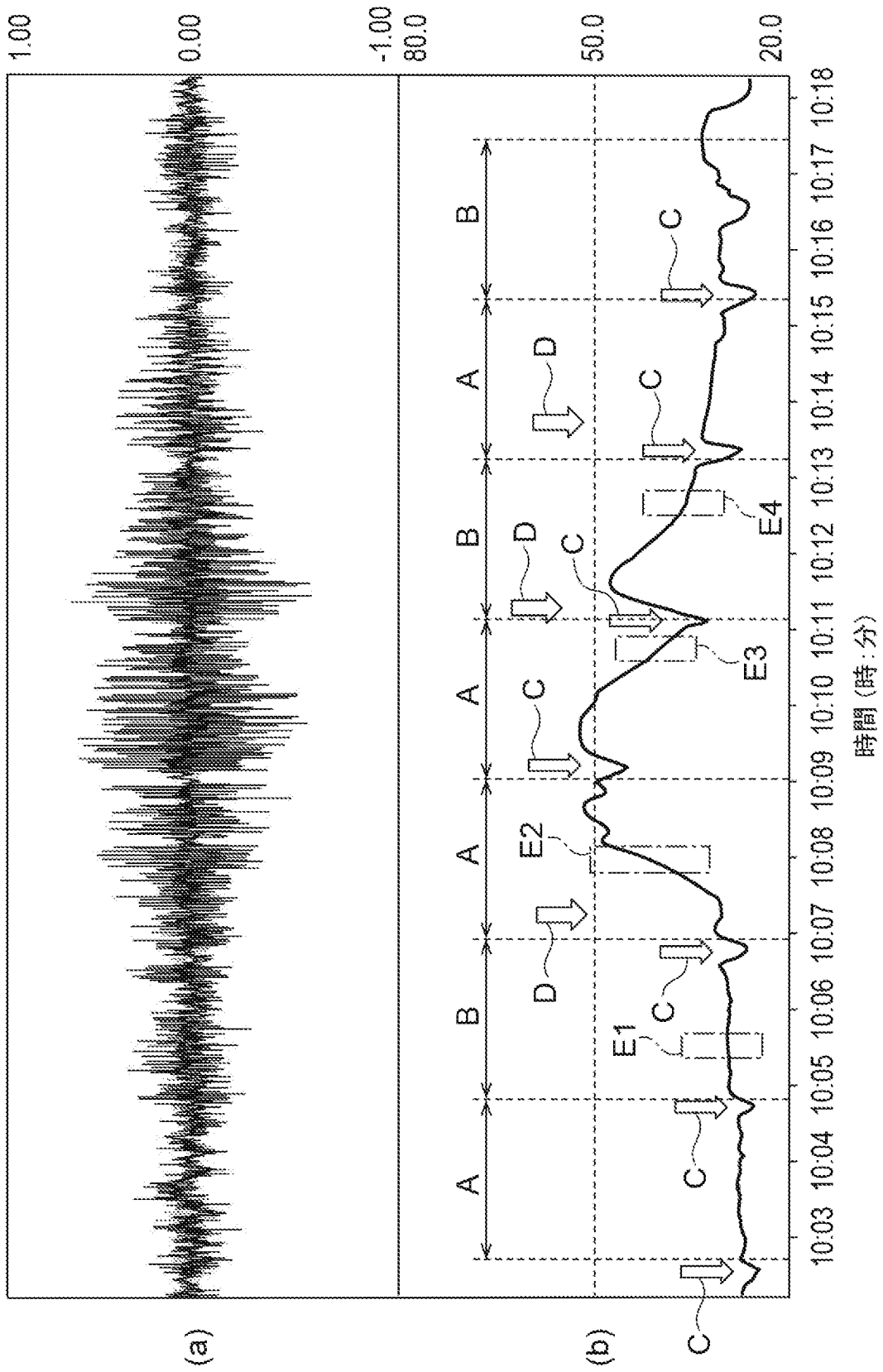
[図11]



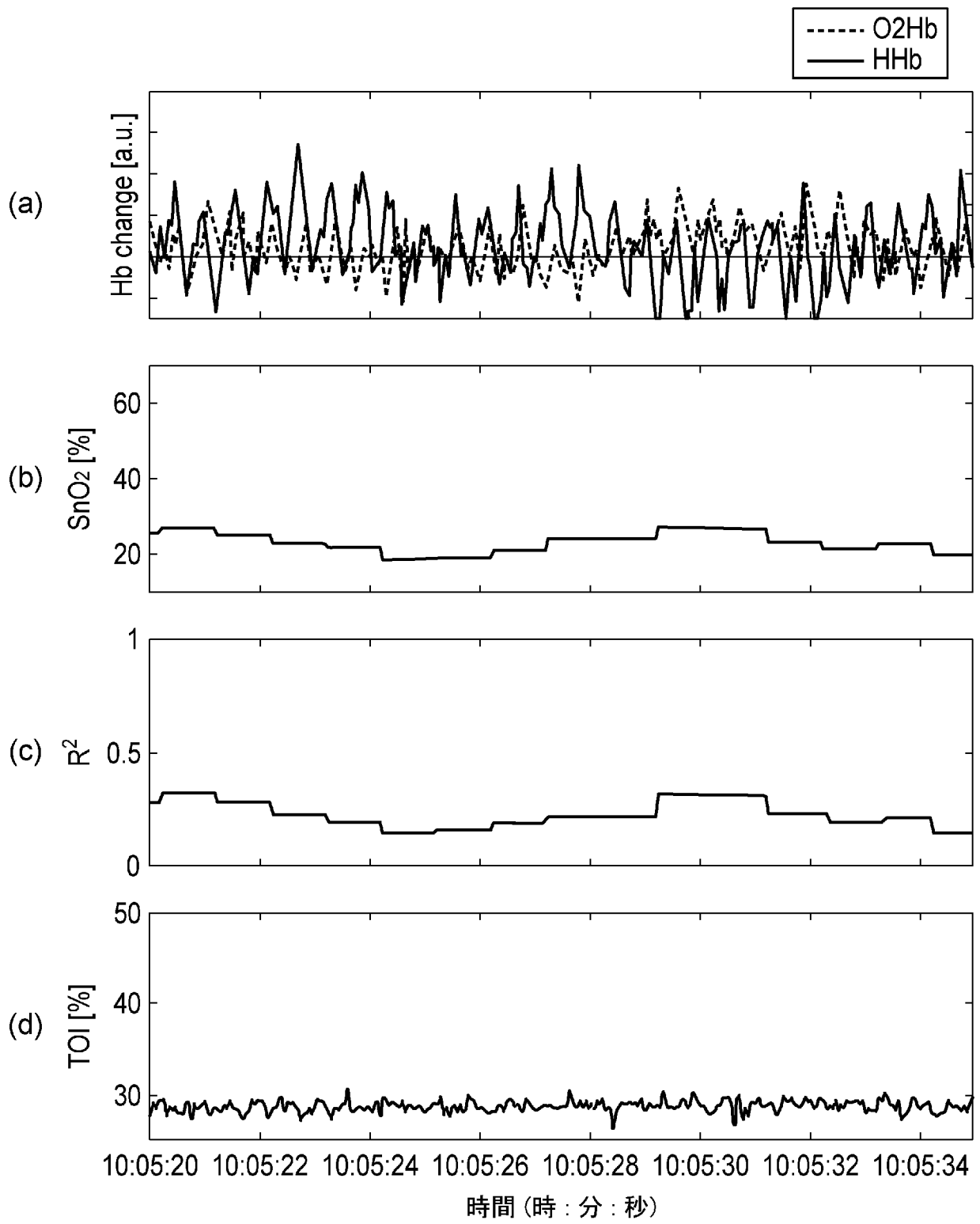
[圖12]



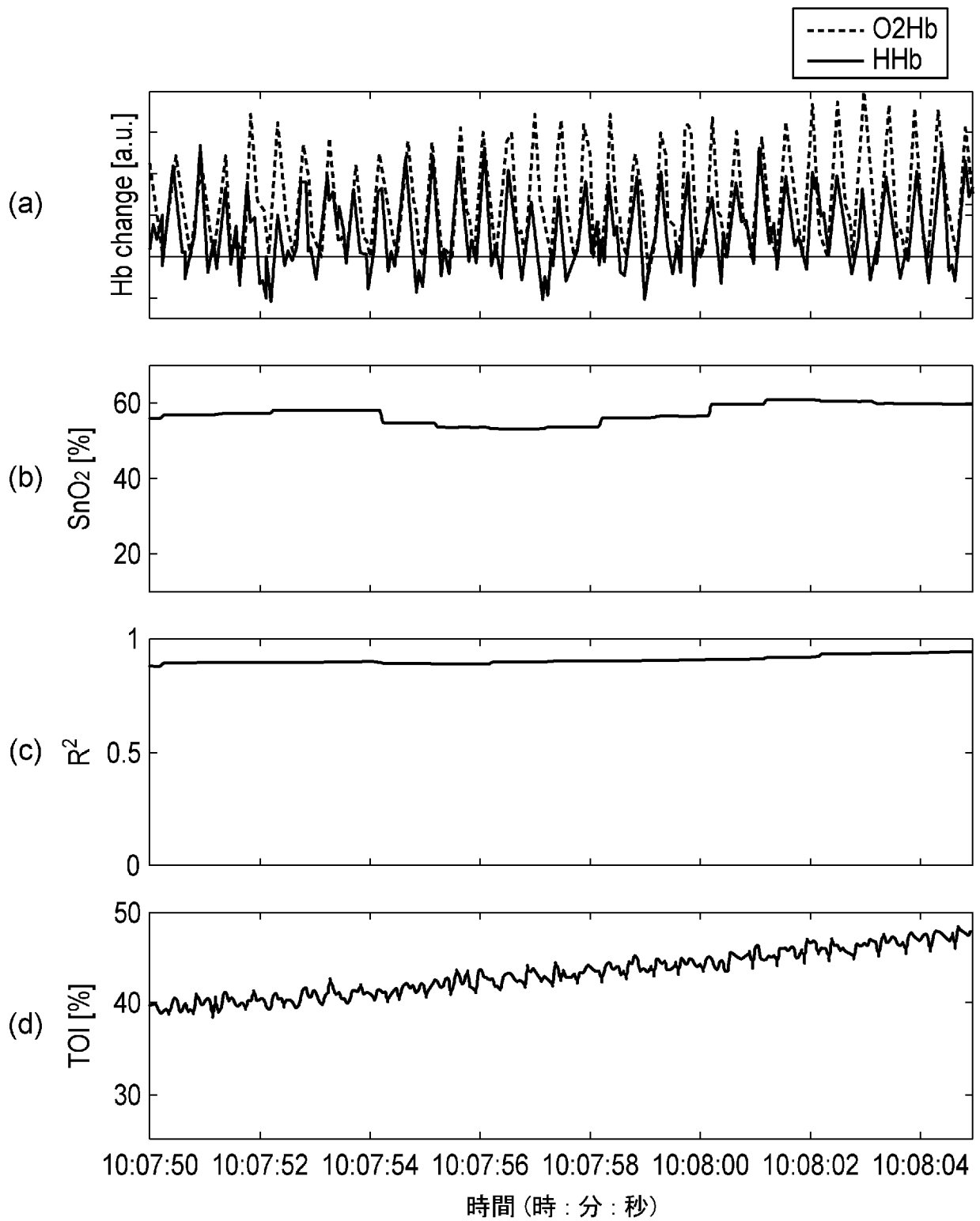
[図13]



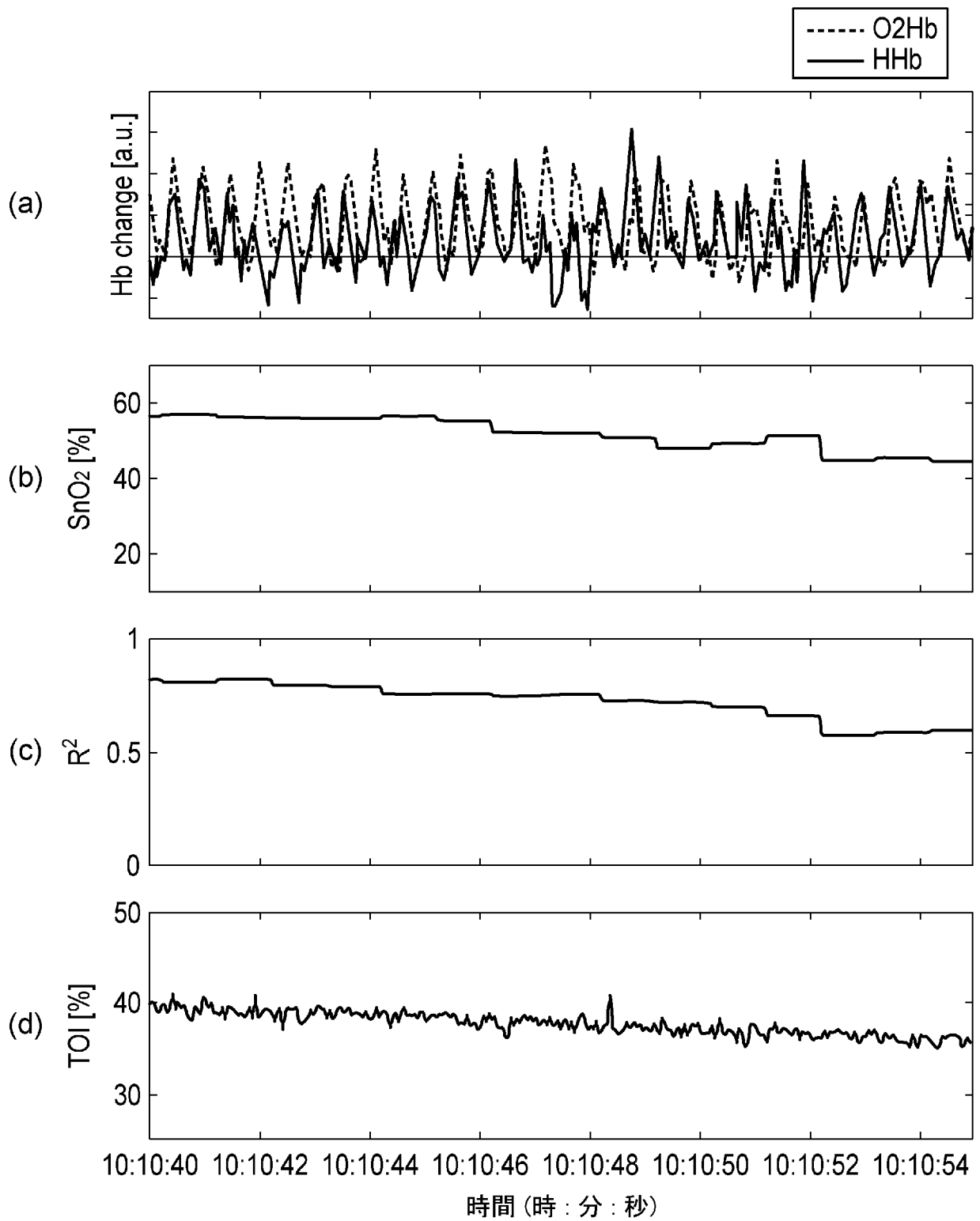
[図14]



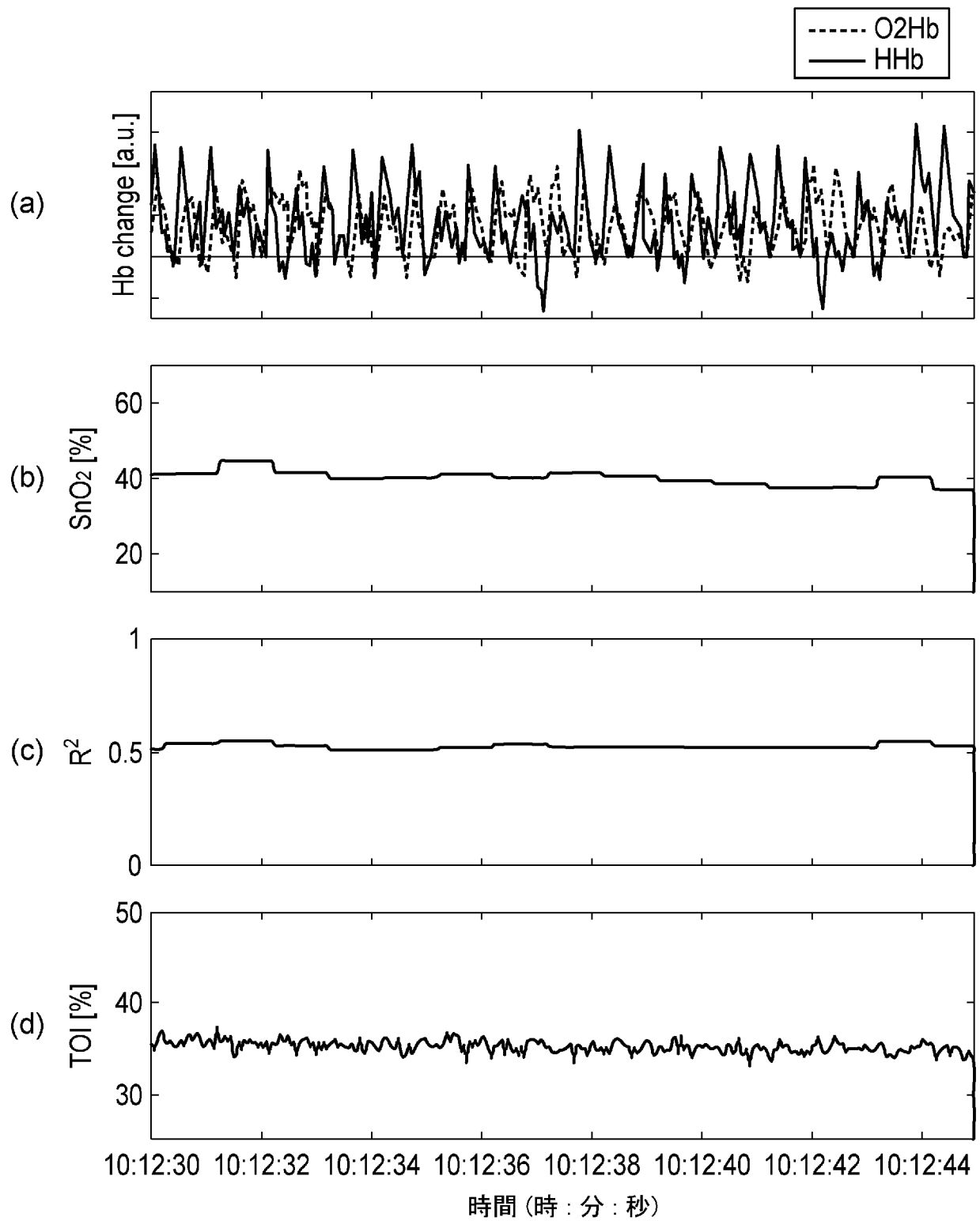
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/013668

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61H 31/00(2006.01)i FI: A61H31/00		
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) A61H31/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Published examined utility model applications of Japan 1922-1996 Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2022 Registered utility model specifications of Japan 1996-2022 Published registered utility model applications of Japan 1994-2022		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-223451 A (ST. MARIANNA UNIV. SCHOOL OF MEDICINE) 15 November 2012 (2012-11-15) paragraphs [0028], [0057]-[0061], fig. 1	1-15
A	JP 2013-169280 A (HAMAMATSU PHOTONICS KK) 02 September 2013 (2013-09-02) paragraphs [0045]-[0050]	1-15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 14 April 2022		Date of mailing of the international search report 26 April 2022
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/013668

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2012-223451 A	15 November 2012	US 2014/0058233 A1 paragraphs [0023], [0060]- [0064], fig. 1 CN 103491873 A	
JP 2013-169280 A	02 September 2013	US 2015/0045640 A1 paragraphs [0061]-[0066]	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61H 31/00(2006.01)i FI: A61H31/00		
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） A61H31/00 最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2022年 日本国実用新案登録公報 1996-2022年 日本国登録実用新案公報 1994-2022年		
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）		
C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-223451 A (学校法人 聖マリアンナ医科大学) 15.11.2012 (2012-11-15) 段落[0028], [0057]-[0061], 図1	1-15
A	JP 2013-169280 A (浜松ホトニクス株式会社) 02.09.2013 (2013-09-02) 段落[0045]-[0050]	1-15
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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	“T” 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの “Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの “&” 同一パテントファミリー文献	
“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		
国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日	
14.04.2022	26.04.2022	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 関本 達基 3E 4796 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2022/013668

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2012-223451 A	15.11.2012	US 2014/0058233 A1 段落[0023],[0060]-[0064] 図1 CN 103491873 A	
JP 2013-169280 A	02.09.2013	US 2015/0045640 A1 段落[0061]-[0066]	