

効率的なトレーニングおよびリスク管理支援を目的としたウェアラブル脈拍計の開発

関根 正樹

目 次

要約	1
1. はじめに	2
2. ウェアラブル脈拍計の開発	5
3. 体動アーチファクト除去アルゴリズムの開発	11
4. まとめ	17
謝辞	17
参考文献	18

関根 正樹

要約

スポーツにおいて、運動強度を連続的にモニタリングすることはトレーニングの効率化やリスク管理を行う上で重要な要素である。一般に、運動強度には胸部にベルトで装着する心電計で算出される心拍数が利用されているが、連続的に使用する際には煩わしさが生じるほか、競技によっては胸部への電極の装着が運動の支障になる場合もある。一方、脈拍数を算出する光電脈波計は、計測部位に制限が少なく、手首や上腕などでも利用可能である。しかしながら、運動中の光電脈波信号を計測する場合には、信号に体の動きによるノイズ(体動アーチファクト)が重畳するため、運動中の脈拍数を正確に算出することは容易ではなく、新たな技術開発が必要となる。

そこで、本研究では、生体組織の光学特性に着目し、異なる2波長(緑色光、近赤外光)を光源にもつウェアラブル光電脈波計を開発し、運動中における2つの光電脈波信号の特性と関係について検討した。さらに、効率的なトレーニングおよびリスク管理支援を実現するために、その2つの光電脈波信号を用いて信号に含まれる体動成分を除去し脈拍数を算出するアルゴリズムを提案するとともに、運動中の脈拍数モニタリングに対する有用性を検証した。

開発したウェアラブル脈拍計の外形寸法は 37 x 63 x 16mm、重量は単4ニッケル・水素蓄電池を含み 40g であり、この脈拍計を用いて健常若年男性 6 名を対象に、安静時と走行時の緑色光電脈波と近赤外光電脈波、心電図の計測を行った。その結果、2つの光電脈波信号の相関係数は、安静時に 0.98 ± 0.01 、走行時には -0.07 ± 0.31 であり、走行時に著しく低下した。また、安静時に対する走行時の信号強度増幅率は緑色光電脈波信号では 2.84 ± 0.59 、近赤外光電脈波信号では 64.69 ± 28.85 であり、近赤外光電脈波信号はより体動の影響を受けることが確認された。

この結果を踏まえて、2つの光電脈波信号において共通の成分を脈波成分、異なる成分を体動アーチファクト成分と仮定し、緑色光電脈波と近赤外光電脈波の相関係数と信号強度比をパラメータとする体動アーチファクト除去アルゴリズムを提案した。健常若年男性 6 名を対象にアルゴリズムの効果に関する検証実験を行った結果、緑色光電脈波信号で脈拍数算出に誤差が生じ始めた 6km/h 歩行時と 8km/h 走行時においても平均 5bpm 程度の 2 乗平均平方根誤差、5%程度の誤差率で脈拍数を算出可能であり、運動中の脈拍数モニタリングに対する本アルゴリズムの有用性が示唆された。

1. はじめに

1.1 研究背景

スポーツにおいて、運動強度を連続的にモニタリングすることはトレーニングを効率化する上で重要な要素であり、生理的な運動強度を表す指標として最も信頼性が高いものは酸素摂取量である。しかしながら、マスクやマウスピース、専用の分析装置が必要であり、スポーツ活動中の酸素摂取量を計測することは極めて困難である。そのため、一般的には、酸素摂取量と強い相関があり、競技者に対して拘束が少ない機器で計測可能な心拍数や脈拍数が運動強度の指標として用いられている。また、バイタルサインである心拍数や脈拍数を連続的にモニタリングすることは、トレーニングを行う上で考慮しなければならない運動負荷に対するリスク管理にも寄与する。

心拍数や脈拍数を計測する機器として心拍計と脈拍計がある。市販されているスポーツ向けの製品は、心電図法を用いたものが一般的であり、胸部に取り付けるセンサ(電極)と手首に装着する腕時計型表示装置によって構成されているものが多い。これは電極を胸部に装着して計測するため、連続的に安定して心拍数を計測できるものの、連続的に使用する際には煩わしさが生じるほか、競技によっては胸部への電極の装着が運動の支障になる場合もある。簡易型の機種は、腕時計型装置にセンサ部も備えている。腕時計型装置の背面と表面にステンレス電極が配置され、それぞれの電極に手首と反対側の指を触れるだけで心拍数を計測可能である。しかし、両腕を利用する必要があるため、スポーツ活動中の連続計測には適していない。

一方、血管の脈動を体表から光学的に計測する光電脈波計は、装着部位の制限が少なく、安静時においては手首や上腕などでも脈拍数を計測可能である。しかしながら、運動時においては得られる信号に体動によるノイズ(体動アーチファクト)が混入するため、正確な脈拍数を計測することは容易なことではなく、新たな技術開発が必要となる。

1.2 光電脈波と体動アーチファクト

光電脈波法とは、体表面から光を入射し、生体内を伝搬した光を検出し脈波を計測する手法である。生体内で光を吸収するものは、血液中のヘモグロビンや皮膚のメラニン組織など多数あるが、血液中のヘモグロビンだけが心臓の拍動に伴い増減する。つまり、血管拡張期において組織中の血液量が増すと光吸収量は増加し検出される光量は減少する。逆に血管収縮期において血液量が減ると光吸収量も減少し検出される光量が増加する。血管の脈動に伴い検出される光量が増減し、その変化を脈波信号として捉えることが可能となる。

しかしながら、運動時には脈動だけではなく体動によっても計測領域の血液量が変化してしまい、光電脈波計の出力信号は脈波に体動アーチファクトが重畳したものとなる。スポーツ中においては体動によるアーチファクトを発生させないことは不可能であることから、正確に脈拍数を算出するためには計測された光電脈波信号から体動によるアーチファクトを除去する工夫が必要である。

現在提案されている主なアーチファクト除去手法は、加速度センサで検出した体動信号を組み合わせながら、適応フィルタを用いた手法[1, 2]、高速フーリエ変換を用いた手法[3]、カルマンフィルタを用いた手

法[4], 重回帰モデルを用いた手法[5]など信号処理を主体にしたものが多く, 生体の特性を利用したアプローチは少ない.

1.3 光の波長と体動アーチファクト

現在市販されている脈拍計は, 主に近赤外光を光源に用いている. また近年では緑色光を光源にもつ脈拍計もいくつか市販されるようになった. Giltvedt らによって報告された体表面から生体内へ照射する光の波長と透過深度の関係によれば[6], 約 880nm の波長をもつ近赤外光の強度は透過深度 1.4mm で 37% ($1/e$)に減衰する. 一方, 約 525nm の波長をもつ緑色光は 0.4mm で 37%に減衰する. この透過深度の違いにより, 図 1 に示すように観測する領域が異なり, 緑色光では上行細動脈, 近赤外光では大動脈までを観測しているといわれている[6]. また, 図 2 に示す通り, 緑色光の吸光係数は近赤外光に比較して酸化ヘモグロビン, 還元ヘモグロビンとも 50~100 倍程度であり[7], 緑色光を用いた光電脈波計は血液量の変化に対して感度が高いといえる.

近赤外光と緑色光を光源とした光電脈波信号を比較すると, 恒温槽を用いて皮膚表面温度を 20°C 以下に低下させた場合, つまり血液量を減少させた場合, 近赤外光電脈波では正確な脈波間隔を算出することが困難になり心電図の RR 間隔との相関係数が 0.73 になったのに対し, 緑色光電脈波では 0.93 以上と高い値を維持した[8]. また, 0.5 秒間隔で周期的に腕を振った際の近赤外光電脈波信号と緑色光電脈波信号を上腕, 前腕, 手首, 指先で計測し, それぞれの信号から脈波間隔を算出した結果, 心電図の RR 間隔と最も高い相関を示した脈拍数は, 上腕外側部の緑色光電脈波信号から算出したものであり, 相関係数は平均 0.8 程度であった[9]. さらに, 4km/h で歩行した際の近赤外光電脈波信号と緑色光電脈波信号を上腕外側部で計測し, 脈拍数を算出した結果, その誤差率は近赤外光電脈波信号で平均 30%程度, 緑色

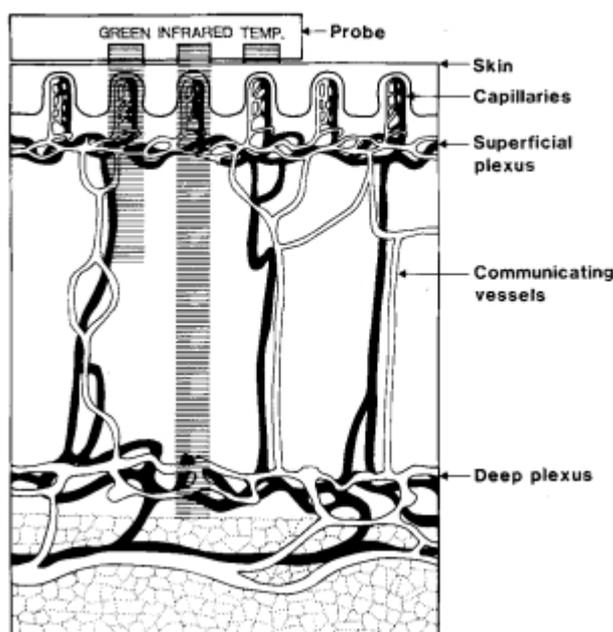


図 1 透過深度と皮膚組織[6]

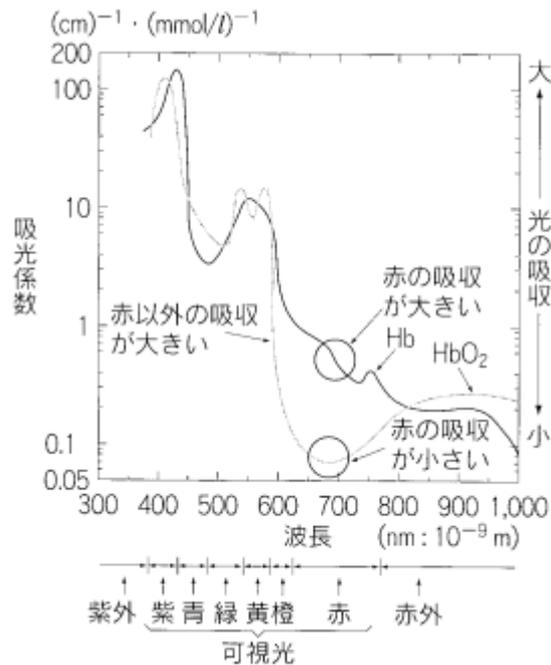


図2 光の波長とヘモグロビンの吸光係数[7]

光電脈波信号では平均 10%程度であった[10]. このように、血液量変化や体動アーチファクトが脈波信号に及ぼす影響は、その光源の波長によって異なる.

1.3 目的

これらの知見から、血液量の変化による影響や体動アーチファクトの重畳が少ない緑色光と血液量の変化による影響を受けやすく体動アーチファクトが重畳しやすい近赤外光の 2 つの光電脈波信号の特性を活かした、つまり生体組織の光学特性を利用した新たな体動アーチファクト除去手法が提案できると考えられる.

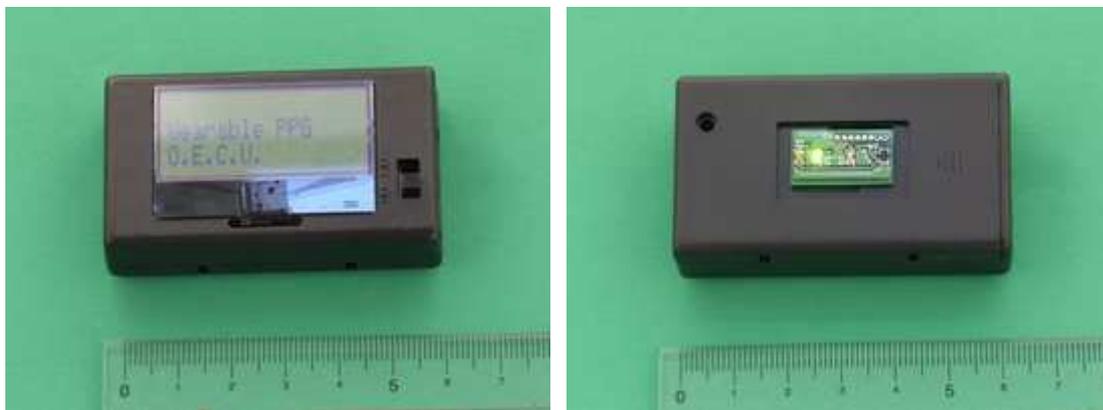
そこで、本研究では、まず異なる 2 波長(緑色光、近赤外光)を光源にもつウェアラブル光電脈波計を開発し、運動中における 2 つの光電脈波信号の特性と関係について検討した. さらに、効率的なトレーニングおよびリスク管理支援を実現するために、その 2 つの光電脈波信号を用いて信号に含まれる体動成分を除去し脈拍数を算出するアルゴリズムを提案するとともに、運動中の脈拍数モニタリングに対する有用性を検証した.

2. ウェアラブル脈拍計の開発

2.1 ウェアラブル脈拍計

緑色光と近赤外光の 2 つの光源をもつウェアラブル脈拍計の電子回路と回路パターン、ファームウェアを設計し、実機を試作した。ウェアラブル脈拍計の外形寸法は 37 x 63 x 16mm, 重量は単4ニッケル・水素蓄電池を含み 40g であり, センサ部, 信号増幅部, 演算処理部, 送信部, 表示部, 電源部で構成される。図 3 にウェアラブル脈拍計の外観を図 4 にブロックダイアグラムを示す。

センサ部には, 体表面から生体内に光を照射するピーク波長 572nm の緑色 LED (SML-M13MTT86, ROHM, Japan) とピーク波長 850 nm の近赤外 LED (VSMY1850X01, VISHAY, USA) と, それぞれの光が体内で散乱・反射して体表面に戻る光を計測するためのピーク波長 572nm のフォトIC ダイオード (S11154-01CT, HAMAMATSU, Japan) とピーク波長 870nm のフォトトランジスタ (TEMT7100X01, VISHAY, USA) を実装した。回路の基板寸法は 10.0 x 19.0 x 1.0mm である。



(a) 表面

(b) 裏面 (装着面)

図 3 ウェアラブル脈拍計の外観

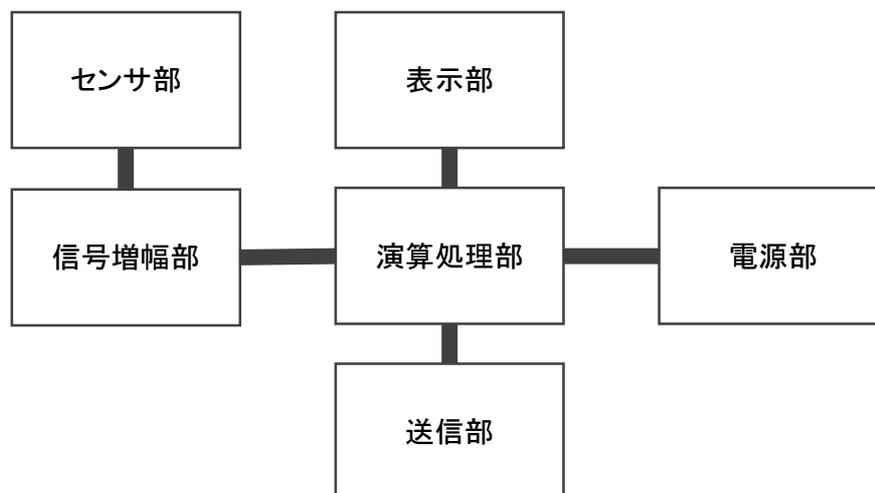


図 4 ウェアラブル脈拍計のブロックダイアグラム

信号増幅部には、フォト IC ダイオードならびにフォトトランジスタの出力信号を 0.66~30.8Hz のバンドパスフィルタでフィルタリングし、48 倍に増幅する回路と、センサ部の LED に電源供給する定電流回路を実装した。回路の基板寸法は 40.0 x 21.0 x 1.0mm である。回路図を図 5 に示す。

演算処理部には、マイクロプロセッサにデジタルシグナルプロセッサ (DSP) を内蔵する (dsPIC30F3013, Microchip, USA) を選択し、信号増幅部から出力される信号の AD 変換、デジタルフィルタ、送信部や表示部との通信を含むファームウェアを設計し、実装した。回路の基板寸法は 40.0 x 21.0 x 1.0mm である。ファームウェアは、Microchip 社の統合開発環境 MPLAB X IDE v2.20 と XC16 (v1.21) を用いて作成した。なお、AD 変換の分解能は 12bit, サンプル周波数は最大 1024Hz である。回路図を図 6 に示す。

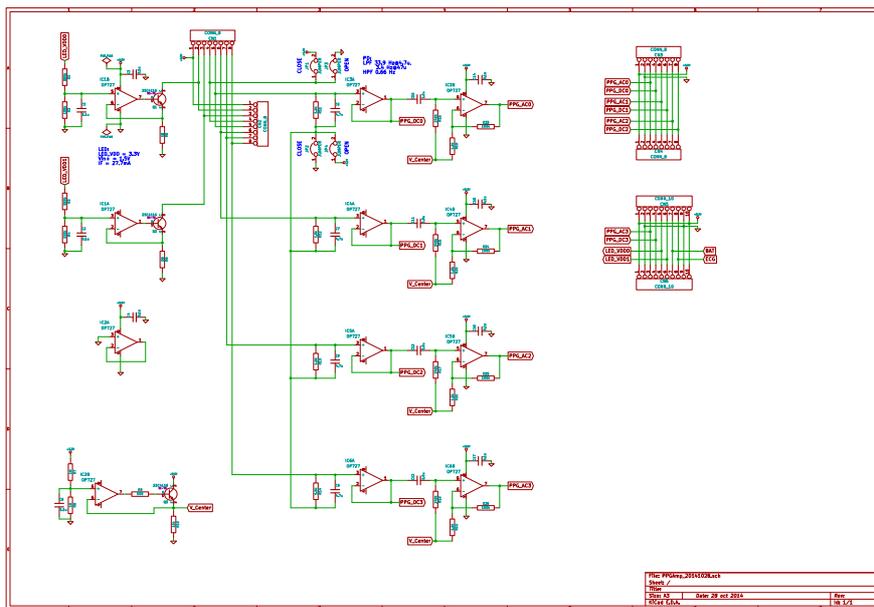


図 5 ウェアラブル脈拍計の信号増幅部

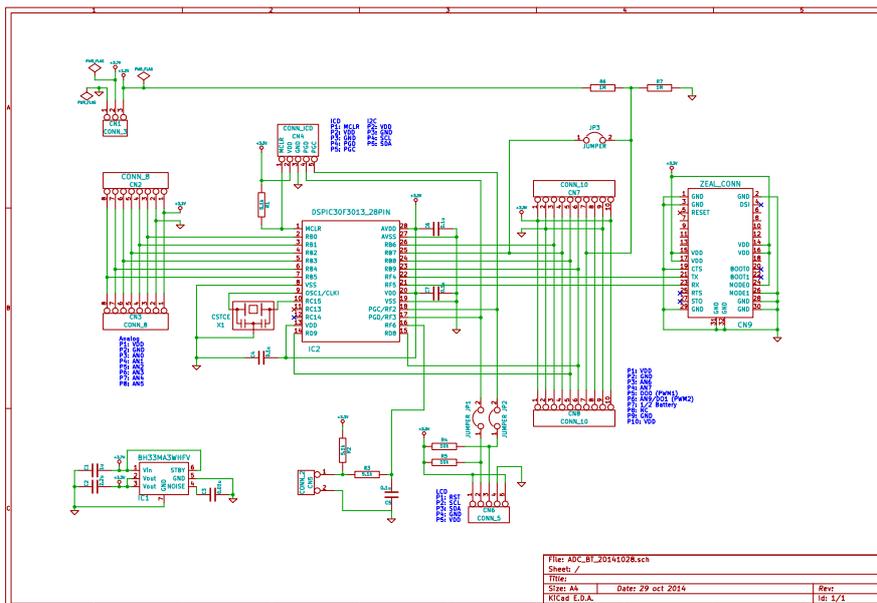


図 6 ウェアラブル脈拍計の演算処理部

送信部には Bluetooth モジュール (ZEAL-C02, ADC Technology, Japan) を選択し, 外部の PC と Serial Port Profile (SPP) 通信でデータの送受信を可能とした. 通信速度は 115,200bps である. また, 表示部には マイクロプロセッサと I2C 通信が可能な液晶モジュール (SB1602BW, Strawberry Linux, Japan) を選択し, 脈拍数や運動強度などの情報を表示可能とした.

電源部では, 超低電圧 DC-DC コンバータモジュール (TPS61200, Strawberry Linux, Japan) を利用し, 1.2V の単4ニッケル・水素蓄電池 1 本からマイクロプロセッサや送信部で必要となる電源電圧 3.3V を供給した.

2.2 実験方法

ウェアラブル脈拍計の動作検証ならびに運動中における緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号の特性と関係を検討するために下記に示す実験を実施した.

(a) ウェアラブル心電計

脈拍数の算出精度を検証するために, 同時に心拍数の計測を行う必要がある. そこで, ウェアラブル心電計を Texas Instruments (旧 BURR-BROWN) 社の計装増幅器 INA118 の仕様書[11]を参考に設計し, 試作した. 回路の基板寸法は 40.0 x 21.0 x 1.0mm である. この心電計は心拍数を算出するための R 波を検出することを目的としているため, 0.1~31Hz のバンドパスフィルタ回路と 1062 倍の増幅回路で構成した. 電極は市販の心電図用ディスク電極を利用した (F-150M, NIHON KOHDEN, Japan). ウェアラブル心電計の出力をウェアラブル脈拍計の演算処理部の AD 変換ポートに接続することで, 脈波と同期がとれた心電図を計測可能とした. 回路図を図 7 に示す.

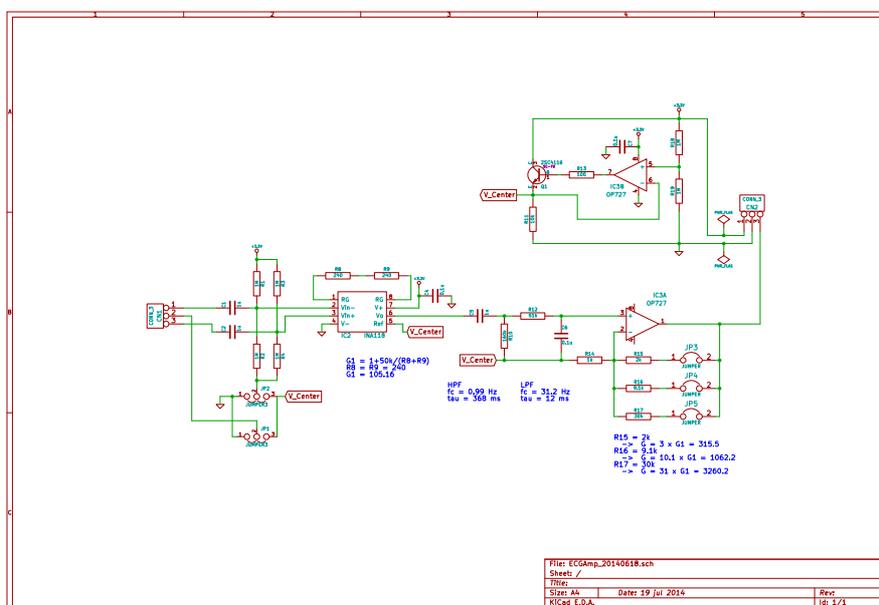


図 7 ウェアラブル心電計

(b) 被験者および実験プロトコル

末梢循環障害や運動障がいのない健常若年男性 6 名 (年齢 22.8 ± 1.5 歳) を対象とし, 安静時と走行時の緑色光電脈波と近赤外光電脈波, 心電図の計測を行った. 2 つの光電脈波は開発した脈拍計を左上腕外側に装着し計測した. 心電図は胸部三点誘導法で電極を装着し, 第 II 誘導によって計測した. 光電脈波と心電図はサンプリング周波数 256Hz で AD 変換し, Bluetooth 接続された PC にデータを保存した.

被験者は, 傾斜 0% のトレッドミル上で 2 分間安静立位を維持した後, 8km/h の走行を 2 分間実施した. なお, 歩行と走行を実施する際, 走り方や腕の振り方等に特別な指示はせず, 被験者の自由にした. また, 本研究は筑波大学倫理委員会の承認を得た後, 被験者には実験の内容および主旨に関する十分な説明の上, 書面による承諾を得て行った.

2.3 評価方法

運動中における緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号の特性と関係の評価は下記の手順で行った.

(a) 脈拍数の算出

脈拍数の算出は閾値処理にて行った. 閾値をゼロとし, 脈波が負の値から正の値と正の値から負の値に切り替わる時刻求め, その間で最大となる時刻を脈波ピークとして検出し, 連続する脈波ピークの時間間隔から(1)式を用いて脈拍数に換算した. ここで, $\lceil x \rceil$ は天井関数であり, 実数 x に対して x 以上の最小の整数をとる.

$$\text{脈拍数} = \left\lceil \frac{60}{\text{ピーク間隔}} \right\rceil \quad \dots (1)$$

(b) 心拍数の算出

心拍数を算出するための R 波は, ノイズと基線動揺を除去するための周波数帯域 10~30Hz のバンドパスフィルタを心電図信号に適用し, 閾値処理にて検出した. 今回は, フィルタリングした心電図信号の標準偏差の 3 倍を閾値とし, 心電図信号がその閾値を交差し立ち上がる時刻と立ち下がる時刻を求め, その間で心電図信号が最大となる時刻を R 波のピークとして検出した. 連続する R 波のピーク時間間隔を求め, その時間間隔から(1)式の右辺を用い心拍数に換算した.

(c) 脈拍数と心拍数の補間と移動平均

脈拍数と心拍数は, 時々刻々と変化するため, その時系列データは等時間間隔にはならない. また, 光電脈波が計測部位の血液量変化を捉えているのに対し心電図は心臓の収縮時伴う電気信号であるため, 脈波ピークと R 波ピークが生じる時刻は一致せず, 脈拍数と心拍数の算出は同時刻とはならない. そこで, 脈拍数と心拍数を, サンプリング周波数 1Hz の同期がとれた時系列データとなるように線形補間し, さらに 5 秒間の移動平均処理した後に評価を行った.

(d) 評価項目

緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号で得られる脈拍数の精度と 2 つの信号の関係を評価するために、安静時と走行時の開始 30 秒から 1 分間のデータに対して、心拍数を真値とした脈拍数の誤差率、緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号との相関係数、信号強度の増幅率を算出した。脈拍数の誤差率は(2)式を用いて算出し、信号強度には信号の 2 乗平均平方根(RMS)を用いた。各評価項目に対する緑色光と近赤外光の差は t 検定を用いて評価した。

$$\text{誤差率} = \frac{|\text{脈拍数} - \text{心拍数}|}{\text{心拍数}} \times 100 \quad \dots (2)$$

2.4 結果

図 8 に安静時と走行時の緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号、心電図信号の典型例を示す。安静時においては、緑色光電脈波信号、近赤外光電脈波信号とも心電図信号の R 波と次の R 波の間に R 波に対応のある 1 つのピークをもった再現性のあるパターンを示した。また、緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号は、信号強度が異なるものの類似していることが観測された。一方、走行時においては、光電脈波信号のパターンが乱れ、心電図信号の R 波に対応する明確な脈波ピークが確認できない場面が多数観測された。また、緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号は、互いに異なるパターンを示し、安静時と比較すると信号強度が大幅に増加した。

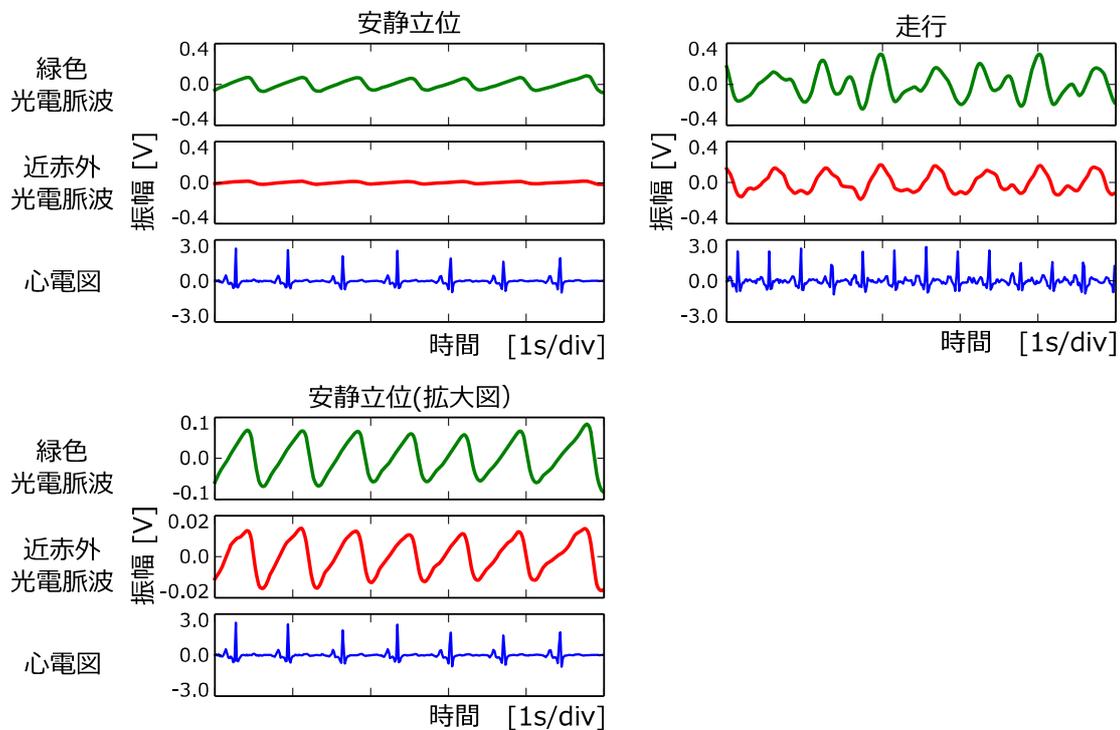


図 8 安静時と走行時の緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号、心電図信号の典型例

図9に全被験者における脈拍数の誤差率の平均と標準偏差を示す。安静時においては、緑色光電脈波信号、近赤外光電脈波信号とも脈拍数の誤差率が1%以下であり、両者に有意な差は認められなかった。一方、走行時においては、緑色光電脈波信号、近赤外光電脈波信号とも安静時と比較して脈拍数の誤差率が増加した。特に近赤外光電脈波信号の誤差率が増大し、両者に有意な差が認められた。

全被験者における緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号との相関係数の平均±標準偏差は、安静時には 0.98 ± 0.01 と高い相関係数が得られたが、走行時には -0.07 ± 0.31 と著しく低下した($p < 0.01$)。

全被験者における安静時に対する走行時の信号強度増幅率は、緑色光電脈波信号では 2.84 ± 0.59 、近赤外光電脈波信号では 64.69 ± 28.85 であり、両者に有意な差が認められた($p < 0.01$)。

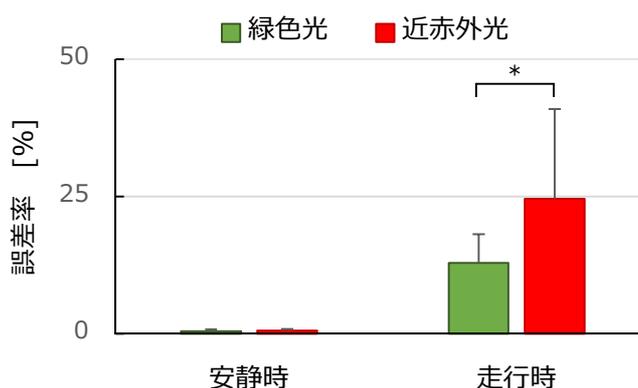


図9 脈拍数の誤差率の平均と標準偏差

*: $p < 0.01$

2.5 考察

安静時の結果は、体動アーティファクトが重畳していない、脈波のみの信号であると考えられる。この状態での緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号は、信号強度は異なるものの相関が強い類似したパターンを示した。信号強度の違いは、光源の輝度、透過震度が異なることによる計測領域に含まれる動脈の違い、ヘモグロビンに対する吸光係数によるものと考えられる。一方、信号のパターンは、信号強度の違いを生じさせる要因からの影響が少なく、双方の光電脈波信号から低い誤差率で脈拍数が算出可能であったと考えられる。

走行時の結果は、脈波に体動アーティファクトが重畳している信号であると考えられる。この状態では緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号のパターンは異なり、安静時、つまり体動アーティファクトが重畳していない状態と比較して両者の相関係数は低下した。言い換えれば、両者の相関係数は、光電脈波信号に体動アーティファクトが重畳している程度を示す指標になると考えられる。

また、走行時において緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号とも脈拍数の誤差率が増加したが、その増加は近赤外光電脈波信号でより大きなものであった。さらに、安静時と比較した信号強度の増加においても、近赤外光電脈波信号は緑色光電脈波信号に比べて20倍程度大きくなった。したがって、この信号強度の増加率も体動アーティファクトの程度を示す指標の1つになると示唆された。

3. 体動アーチファクト除去アルゴリズムの開発

3.1 体動アーチファクト除去アルゴリズム

本研究では、光電脈波信号への体動アーチファクトの重畳の仕方が光源の波長によって異なることを利用し、波長が異なる 2 つの光電脈波信号において共通の成分を脈波成分、異なる成分を体動アーチファクト成分と仮定して体動アーチファクトを除去し、脈拍数を算出するアルゴリズムを提案する。そのブロックダイアグラムを図 10 に示す。

(a) 信号強度補正

本研究では、波長が異なる 2 つの光電脈波信号において共通の成分を脈波成分と仮定しているが、図 8 に示すように、安静時においても 2 つの信号の強度は異なり、振幅に差が生じている。

そこで、この信号強度補正部では、安静時の 10 秒間のデータを利用し、緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号の信号強度を補正する。具体的には、(3)式に示す緑色光電脈波信号と近赤外光電脈波信号の信号強度比 a を求め、この a を近赤外光電脈波信号に掛けることで安静時における 2 つの信号強度を同程度に合わせるよう調整する。ここで、信号強度は演算処理の簡略化のため全波整流した光電脈波信号の区間積分値とした。以後、近赤外光電脈波信号はこの信号強度補正を行ったものを利用する。

$$a = \frac{\text{緑色光電脈波の信号強度}}{\text{近赤外光電脈波の信号強度}} \quad \dots (3)$$

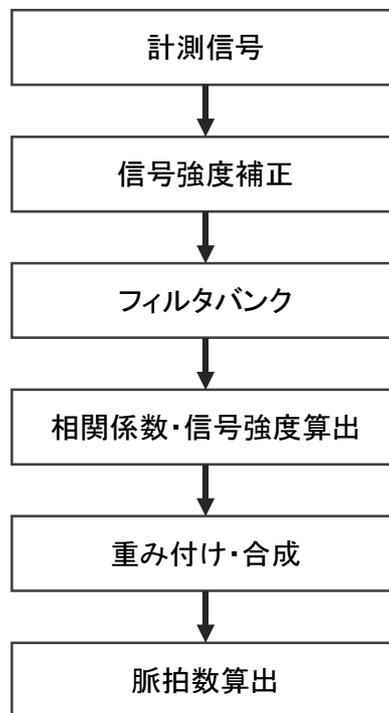


図 10 体動アーチファクト除去アルゴリズムのブロックダイアグラム

(b) フィルタバンク

光電脈波信号に含まれる脈動成分と体動アーチファクト成分を分離するために、信号強度補正された光電脈波信号を周波数帯域が異なる多段のバンドパスフィルタで分解する。各バンドパスフィルタの周波数帯域は 0.5～1.0Hz, 0.75～1.25Hz, 1.0～1.5Hz, 1.25～1.75Hz, 1.5～2.0Hz, 1.75～2.25Hz, 2.0～2.5Hz, 2.25～2.75Hz, 2.5～3.0Hz, 2.75～3.25Hz に設定した。その結果、図 11 に示すように各フィルタからの出力は概ね単一の周波数成分のみをもつ波形となるようなる。

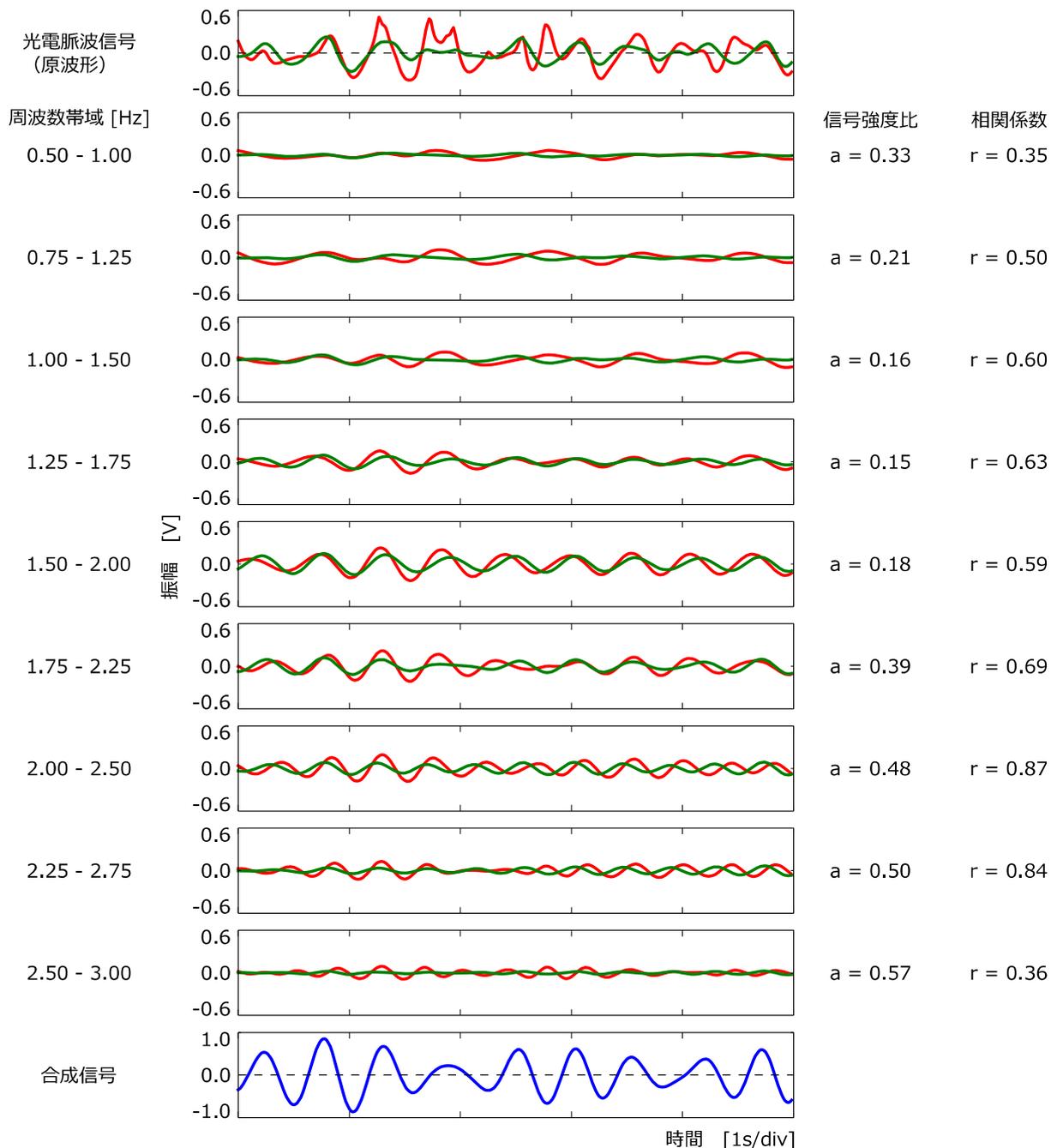


図 11 フィルタバンクと合成信号

緑線：緑色光電脈波信号，赤線：信号強度補正後の近赤外光電脈波信号，破線：閾値

(c) 相関係数・信号強度算出

各周波数帯域の出力信号に対して、近赤外信号と緑色信号との間の相関係数 r と信号強度比 a を算出する。この相関係数と信号強度比の算出処理は 2 秒間のデータ毎に実施し、信号強度比 a の算出方法は(3)式と同じ方法とした。

2 章の結果を踏まえ、脈波成分を含む周波数帯域では近赤外信号と緑色信号との相関が高くなるとともに信号強度比は 1 に近づき、体動成分を含む周波数帯域では両者の相関係数が小さくなるとともに信号強度比は 0 に近づくと仮定した。

(d) 重み付け・合成

相関・信号強度算出部で得られた情報を基に、(4)式を用いて周波数帯域 f ごとに体動アーチファクト成分を減衰させる重み Wf を算出する。この重みを対応する周波数帯域の緑色信号に掛けて体動アーチファクト成分を除去し、それらの信号を再合成することで脈動成分を強調した信号を生成する。

$$Wf = a \times (1 + r)^2 \quad \dots (4)$$

(e) 脈拍数算出

脈拍数の算出は閾値処理にて行った。閾値をゼロとし、合成した信号が負の値から正の値と正の値から負の値に切り替わる時刻求め、その間で最大となる時刻を脈波ピークとして検出し、連続する脈波ピークの時間間隔から(1)式を用いて脈拍数に換算する。

3.2 実験方法

末梢循環障害や運動障がいのない健常若年男性 6 名 (年齢 23.0 ± 1.5 歳) を対象とし、歩行中と走行中の緑色光電脈波と近赤外光電脈波、心電図の計測を行った。計測は、2.2(b)と同様に 2 つの光電脈波は左上腕外側で、心電図は第 II 誘導で計測した。光電脈波と心電図はサンプリング周波数 256Hz で AD 変換し、Bluetooth 接続された PC にデータを保存した。

被験者は、傾斜 0% のトレッドミル上で安静立位を 2 分間維持した後、2km/h、4km/h、6km/h の 3 種類の歩行を 2 分間ずつ、8km/h の走行を 2 分間実施した。なお、歩行と走行を実施する際、歩き方や走り方、腕の振り方等に特別な指示はせず、被験者の自由にした。また、本研究は筑波大学倫理委員会の承認を得た後、被験者には実験の内容および主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

3.3 評価方法

脈拍算出アルゴリズムによる算出精度を評価するために、各歩行、走行の開始 30 秒から 1 分間のデータに対して、心拍数との相関係数、心拍数を真値とした 2 乗平均平方根誤差 (RMSE)、最大誤差、誤差率を算出した。なお、脈拍数と心拍数の算出は、補間と移動平均を含め 2.3 と同様とした。また、アルゴリズムの適用効果を評価するために、各評価項目の適用前後の差を t 検定を用いて評価した。

3.4 結果

図 12 に各歩行時, 走行時の緑色光電脈波信号と本アルゴリズムを適用して得られた合成信号, 心電図の典型例を示す. 緑色光電脈波信号に体動アーチファクトが重畳している場面でも, 合成信号は心電図信号の R 波と次の R 波の間に R 波に対応のある 1 つのピークをもった再現性のあるパターンを示した.

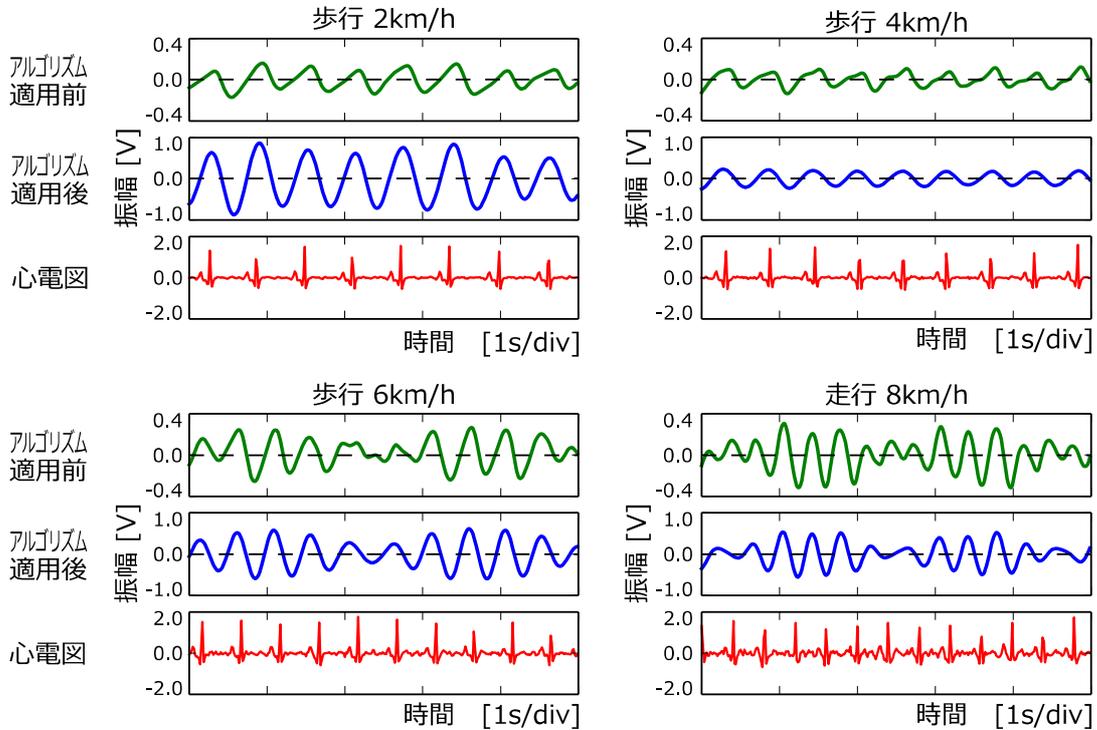


図 12 アルゴリズム適用前後の脈波信号と心電図

破線：閾値

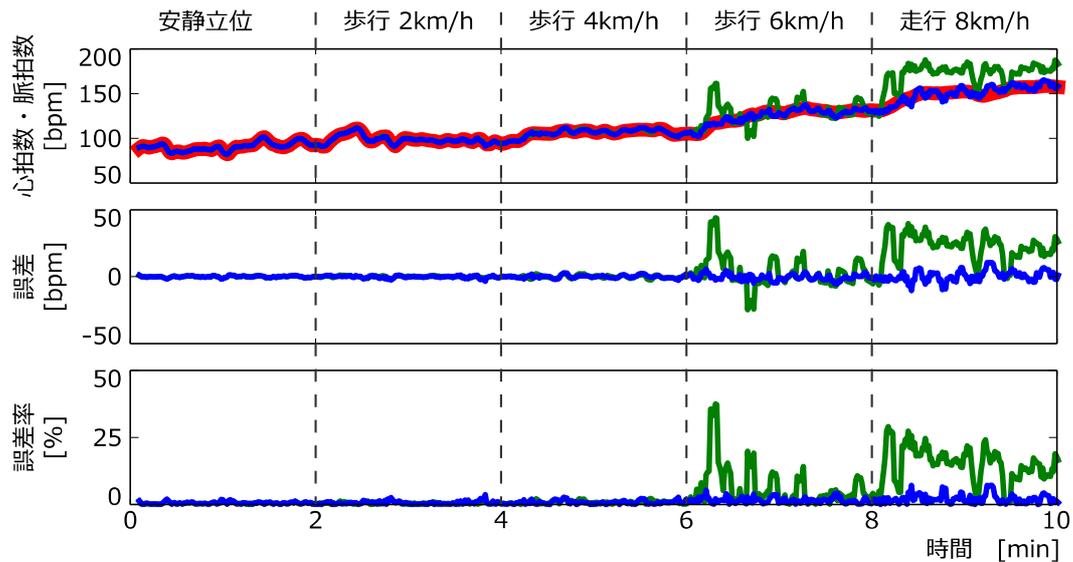


図 13 アルゴリズム適用前後の脈拍数と誤差

緑：アルゴリズム適用前, 青：アルゴリズム適用後, 赤：心拍数（真値）

図 12 に示した典型例の脈拍数算出結果と誤差, 誤差率を図 13 に示す. この被験者においては緑色光電脈波信号だけでも 4km/h の歩行まで 2%程度の誤差率で真値である心拍数と一致した脈拍数を算出していたが, 更に速度が上がると誤差は増大し, 走行時には真値とほぼ一致しなかった. 一方, 本アルゴリズムを適用した結果, 4km/h の歩行や 8km/h の走行においても緑色光電脈波信号に比べてより少ない誤差, 誤差率で心拍数を追従していることが確認された.

図 14 と図 15 に全被験者における RMSE と誤差率の平均と標準偏差を示す. 2km/h と 4km/h 歩行では, RMSE, 誤差率ともアルゴリズム適用前後に有意な差は認められなかった.

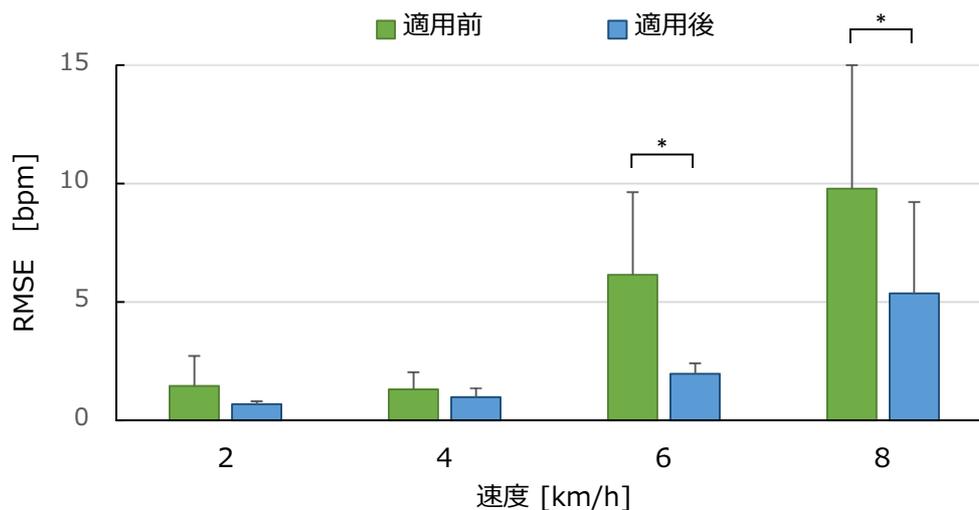


図 14 アルゴリズム適用前後の RMSE の平均と標準偏差

*: $p < 0.05$

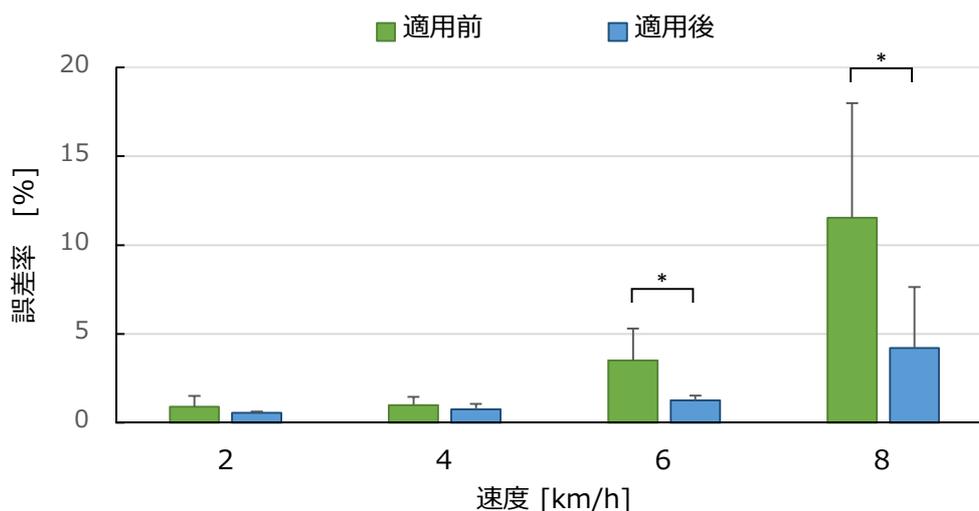


図 15 アルゴリズム適用前後の誤差率の平均と標準偏差

*: $p < 0.05$

一方、6km/h 歩行と 8km/h 走行では、RMSE、誤差率ともアルゴリズム適用前と比較して適用後で有意に減少した。また、今回の計測した速度の範囲内では、RMSE、誤差率とも速度の上昇とともに増加する傾向が見られたが、最大の 8km/h 走行においてもアルゴリズム適用後は 5bpm 程度の RMSE、5%程度の誤差率であった。

3.5 考察

提案したアーチファクト除去アルゴリズムを適用した結果、6km/h 歩行時と 8km/h 走行時にその効果が現れた。2km/h と 4km/h 歩行時でアルゴリズム効果が現れなかった原因としては、この速度の範囲においては緑色光電脈波信号のみからでも被験者全員の平均で 2bpm 程度の RMSE、1%程度の誤差率で脈拍数が算出可能であったことが挙げられる。この誤差の範囲は、安静時のものと変わらない程度であり脈拍計の精度の限界であると考えられる。

一方、緑色光電脈波信号のみの脈拍数算出に誤差が現れ始めた 6km/h 歩行時と 8km/h 走行時では、その誤差を 3～5 割程度に軽減している。全体を通して 5bpm 程度の RMSE、5%程度の誤差率で脈拍数を算出可能であり、運動中の脈拍数モニタリングに対する本アルゴリズムの有用性が示唆された。

4. まとめ

本研究では、トレーニングの効率化ならびにリスク管理支援を目的としたウェアラブル脈拍計の開発を試みた。運動中の脈拍数を計測する上での最大の課題は、運動に伴う体動アーチファクトが計測される光電脈波信号に重畳することである。この課題を解決するために、生体組織の光学特性に着目し、緑色光と近赤外光の2つの光源をもつウェアラブル脈拍計を開発し、運動中の2つの光電脈波信号の特性と関係について検討した。その結果、安静時においては両者の信号強度は異なるものの相関が強く類似したパターンになること、運動時には両者の相関が弱くなることと安静時に対する信号強度の増加率が異なることが明らかになった。さらに、この知見を踏まえて、新たな体動アーチファクト除去アルゴリズムを提案した。その結果、体動アーチファクトに比較的に影響されにくいとされる緑色光電脈波信号でも脈拍数算出に誤差が生じ始めた6km/h歩行時と8km/h走行時においても5bpm程度のRMSE、5%程度の誤差率で脈拍数を算出可能であり、運動中の脈拍数モニタリングに対する本アルゴリズムの有用性が示唆された。

この体動アーチファクト除去アルゴリズムの検証実験は開発したウェアラブル脈拍計で得られた信号と外部のPCを用いて行ったものであり、その効果は確認されたが、アルゴリズムをウェアラブル脈拍計へ実装するまでには至らなかった。ウェアラブル脈拍計のマイクロプロセッサに移植可能なレベルにアルゴリズムを最適化・簡略化することが今後の課題である。

謝辞

本研究は、一般財団法人上月財団 第10回スポーツ研究助成事業の支援を受けて行われました。ここに深甚な感謝の意を表します。また、本研究に対して協力頂いた被験者の方々、ならびに実験に協力頂いた筑波大学 システム情報系・知能機能工学域 前田 祐佳氏に心より御礼申し上げます。

参考文献

1. Gibbs PT, Wood LB, Asada HH: Active motion artifact cancellation for wearable health monitoring sensors using collocated MEMS accelerometers. Proc of the SPIE, Smart Structures and Materials. 5765: 811-819, 2005.
2. Gibbs PT, Asada HH: Reducing Motion Artifact in Wearable Bio-Sensors Using MEMS Accelerometers for Active Noise Cancellation. Proc of American Control Conference. 3:1581-1586, 2005.
3. 佐久本和実, 青島一郎, 小須田司: セイコーパルスグラフの開発(回路システム編). 日本時計学会誌. 162:24-33, 1997.
4. Yarita M, Kobayashi N, Takeda S, Tamura T: Compensation for two specific types of artifact in pulse wave using a Kalman filter, Proc of Information Technology Applications in Biomedicine 2007. 17, 2007.
5. 今井文吾, 塩澤成弘, 牧川方昭: 光電脈波計測における加速度センサを用いた体動アーチファクトの除去. 生体医工学. 44(1):148-155, 2006.
6. Giltvedt J, Sira A, Helme P: Pulsed multifrequency photoplethysmograph. Medical & Biological Engineering & Computing. 22(3):212-215, 1984.
7. 鶴川貞二: パルスオキシメータ<<シリーズ>>日本で開発された診療機器). 日本循環器学会専門医誌. 11(1):163-169, 2003.
8. Maeda Y, Sekine M, Tamura T: The advantages of wearable green reflected photoplethysmography. Journal of Medical Systems. 35(5):829-834, 2011.
9. Maeda Y, Sekine M, Tamura T: Relationship between measurement site and motion artifacts in wearable reflected photoplethysmography. Journal of Medical Systems. 35(5):969-976, 2011.
10. 前田祐佳, 関根正樹, 田村俊世, 鈴木琢治, 亀山研一: 歩行中の光電脈波計に関する計測部位と計測光の比較. 生体医工学. 49(1): 132-138, 2011.
11. Precision, Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER. www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf (訪問日 2014/10/20)