

福岡工業大学 機関リポジトリ

FITREPO

Title	スマートイヤーマニターシステムの開発研究－耳部脈拍数検出のためのイヤホン型高感度緑光電容積脈波計測システム開発－
Author(s)	草場 志帆里,李 知炯,甲斐 智希,福本 悠斗,山越 健弘
Citation	福岡工業大学総合研究機構研究所所報 第1巻 P97-P102
Issue Date	2018-12
URI	http://hdl.handle.net/11478/1246
Right	
Type	Departmental Bulletin Paper
Textversion	Publisher

Fukuoka Institute of Technology

スマートイヤーマニターシステムの開発研究

－耳部脈拍数検出のためのイヤホン型高感度緑光電容積脈波計測システム開発－

草場 志帆里 (工学研究科 情報システム工学専攻)

李 知炯 (工学研究科 情報システム工学専攻)

甲斐 智希 (情報工学部 情報システム工学科)

福本 悠斗 (工学研究科 情報システム工学専攻)

山越 健弘 (工学研究科 情報システム工学専攻)

Development of the Smart Ear Monitor System

- Development of an Earphone-type High Sensitivity Green Light Photoplethysmogram Measurement System for Heart Rate Monitoring in the Ear -

Shihori KUSABA (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

Jiyoung LEE (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

Tomoki KAI (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)

Yuto FUKUMOTO (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

Takehiro YAMAKOSHI (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

Abstract

The aim of this study is to compare the heart rate (HR) derived from electrocardiogram (ECG) with the pulse rate (PR) derived from the green light ear photo-plethysmogram (PPG) using an earphone. We developed a compact device that the PPG sensor comprising a green LED and phototransistor was embedded in the earphone. The weight of device was 8.8 g. In 10 subjects, simultaneous measurements of ECG and green light (525 nm) PPG from the front of tragus were made at the following treadmill speeds: 0, 2, 4, 6, 8 km/h. During walking (2, 4 km/h), the results showed that the PR derived from the green light PPG from the ear significantly related to HR derived from ECG ($r = 0.98$). In addition, the limit of agreement in *Bland-Altman* plots between these indices were ± 3.95 (1.96 SD) bpm. In conclusion, these findings suggest that the green light ear PPG using earphone might be practical measurement for monitoring HR during walking.

Keywords : ear, green light, earphone, photo-photoplethysmogram, pulse rate, photo-transistor

1. はじめに

近年、我が国では心疾患による死亡者数が年々増加しており、日本人の三大死因のうちの1つになっている⁽¹⁾。心疾患とは、狭心症や心筋梗塞などの心臓に起こる病気の総称である。心疾患の予防方法として、日頃からのジョギング等の適度な運動や病院での定期検診が挙げられる。しかし、心疾患には初発症状から24時間以内に死亡する「突然死」が多い⁽²⁾。突然死とは、突然何らかの原因で心臓に異常が現れ、一定リズムである心拍数 (heart rate; HR) のリズムに乱れが生じ、血液の循環不全になり死に至ることである。よって、HRに乱れが生じると、病院で早期受診を行う等の突然死の予防対策は重要であり、常時HRを計測して乱れを確認できるモニタリングシステムが必要と考えられる。

HRモニタリングの基準法としては、心電図 (electrocardiogram; ECG) 計測法が挙げられる。しかし、ECGは体表面に電極を取り付ける必要があり、小型装置であっても計測の際は必ず電極が必要である。また、計測するためには胸部等に電極を直接取り付ける必要があるために皮膚を傷つけてしまう可能性があり、取り付けのためには服を脱ぐ必要性があり屋外で容易に身に着けることができない。一方、光電容積脈波 (photo-plethysmogram; PPG) から得られる脈拍数 (pulse rate; PR) は、ECGから得られたHRは一致しているため、HRモニタリングによく使われている。さらに、PPGは、光センサと光検出器のみの構成で小型であり、計測部位も指尖部や腕部など末梢部での計測が可能のために日常生活での計測に適している。したがって、我々は光センサを用いて日常生活でより簡便にモニタリン

グが可能である PPG 計測に注目した。

PPG は、一般的に脈波と呼ばれ、指尖や耳朶などの末梢部の血管を対象とし、心拍動に伴う血液量の変動（容積変動）を光電的に観測したものである。皮膚、皮下脂肪、骨、腱及び血管から構成される生体組織に光を照射し、その部位における血管での血液量の変動を光検出センサで計測する。そして、その極めて小さな血液量の変動信号を電氣的に増幅させて記録した波形が PPG である。PPG 計測原理は、光における生体組織の吸光係数が、組織よりも血液においてははるかに大きいという特性を利用して計測部位における血流容積の変動を計測する原理である⁽³⁾。一般的に、可視光領域から近赤外領域までの光（例えば、約 450 ~ 1800 nm）を入射し、生体組織を通過及び反射される光を光検出器にて検出する方法である。光検出器には、ヘモグロビンの吸光波長に対する感度を有するフォトダイオード（photo diode; PD）などの光電素子を使用するのが一般的である。

通常、PPG 計測は、近赤外光を光源として指先から得られる。細動脈からは豊富な情報が得られることは知られており、この場所は特に PPG を調査することに役立つ。しかしながら、従来の PPG 計測法のデメリットとして、一般的である指尖部での計測を行う際には意識的な行動が必要であること、また日常活動中での PPG 計測は動作中に生じる体動アーチファクトによる影響を近赤外光は受けやすく正確に計測が行えないという点が挙げられる。一方、近年ではノイズの影響が少ない緑光を用いた計測で、着用可能なヘッドホンを用いた耳部での無意識下での計測が注目されている^(4,5)。

我々の先行研究では、浅側頭動脈の分枝が多く存在する耳珠前、光源として緑光を用いた PPG 計測法が最も精度が良く安定した計測が可能であることを明らかにした⁽⁶⁾。しかし、先行研究で使用したヘッドホン型 PPG 計測システムは、動作時において髪が長い場合髪の毛が装置に触れることによりノイズが発生するなどのセンサ部の重量において改良点が残されており、歩行中等の起立状態はまだしも睡眠中等の横になっている状態では着用においては問題があり、イヤホン型など軽量小型改良が必要であった。軽量イヤホン型への改良において、PD は感度が低くなり光電素子の検討も必要であった。一方、フォトトランジスタ（photo transistor; PT）は、PD の出力をトランジスタで増幅する構造となっており、PD と比較して出力信号レベルを大きく取ることが可能である⁽⁷⁾。よって、感度が大きすぎるために得たい情報以外の不必要な情報である体動アーチファクトも多く得てしまう可能性があり、PT を用いて耳部で PPG 計測可能かどうかの検証を行う必要性があった。

そこで本研究の目的は、PT を搭載したイヤホン型の耳部緑光 PPG 計測システム開発を目指して、①耳部における PPG 計測ができるイヤホンモジュールを改良し、②動作中に緑光を用いた耳部における PPG から得た PR と比較基準である ECG から得た HR に対して比較を行った。

2. 計測装置と実験方法

2.1 試作装置の概要

本研究では、医療機器設計の安全基準に基づき⁽⁸⁾、PPG 計測装置、ECG 計測装置を試作した。

2.1.1 イヤホン設計

イヤホン型の設計は、3 次元 CAD ソフト（solidworks, Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp.）を使用して作成した（図 1（a）参照）。耳の大きさや形には個人差があるため高い柔軟性を持つナイロン樹脂が使える、3D プリンタ（ultimaker 3, Ultimaker B.V.）を用いてイヤホン型の試作を行った。

2.1.2 PPG 計測装置

PPG 計測装置は、光センサ部、LED 駆動回路、そして増幅・フィルタ回路で構成されている。

光センサ部は、光を発光する LED（light emitting diode）と受光する PT に構成されている。発光部は、LED（LT Q39G, 中心波長：525 nm）と PT（TEMT6200FX01, 中心波長：540 nm）をセンサ部とし、イヤホンに固定させた。また、耳への挿入部分にシリコンイヤピース（AIKAQI 株）を搭載した。これらの光センサを試作したイヤホン型に組み込んで、耳部における PPG 計測ができるイヤホン型光センサモジュールを試作した（図 1（b）参照）。緑光センサ部の大きさは W: 9 mm × D: 7 mm × H: 3mm であり、緑光センサモジュールの重さは 8.8 g であった。

LED 駆動部は、マイクロコントロールユニット（PIC24FV32KA301, Microchip Inc.）からの 500 Hz パルス信号にて LED を制御する。LED のパルス制御は、光量を制御するためである。

増幅・フィルタ部は、電流・電圧変換回路、サンプル・ホールド回路、さらに増幅・フィルタ回路で構成されている。PD の電流信号は、電流・電圧変換回路にて電圧信号に変換された後、サンプル・ホールド回路にて、アナログ信号になる。増幅・フィルタ回路の通過周波数帯域は 0.5 ~ 30 Hz であり回路ゲインは耳部 PPG 計測装置が 500 倍、指尖部 PPG 計測装置が 150 倍であった。

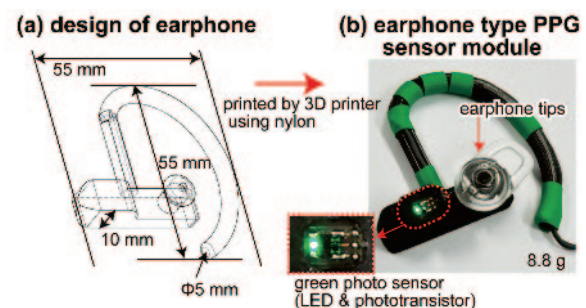


図 1 イヤホン型設計（左側；a）と試作した光センサ組み込みイヤホンモジュール（右側；b）。

Fig. 1. Design of the earphone (left; a) and outline of the green light sensor earphone module (right; b).

2.2 精度評価試験

試作システムを用いた PPG 及び ECG の同時計測を行った。また、日常生活中で起こる様々な動きを考慮し、ガムを噛む咀嚼課題とトレッドミル (Paragon E, horizon fitness Inc.) を用いて段階的に負荷が増加させる歩行運動課題を行った。本試験は、ヘルシンキ宣言の精神に則り、対象者には本研究に関する十分な実験主旨説明を行い、参加への任意性を文書および口頭にて説明し、書面にて同意を得た上で実施した。

2.2.1 実験参加者

実験に参加した被験者は、健康成人男女 10 名 (年齢: 22.9 ± 3.78 S.D. 歳) であった。

2.2.2 計測対象量

PPG は、試作したイヤホン型の緑光センサモジュール (図 2 (a) を参照) を用いて右の耳珠前に取り付けて計測を行った。ECG は、フォームテープタイプ Ag-AgCl である三つのディスコ電極 (M ビトロード, 日本光電株) を胸部の体表面に取り付けて第 II 誘導法で計測を行った。

各計測装置からのアナログ信号は、USB タイプの 16 ビット AD 変換器 (NI USB-6210, National Instruments Corp.) を用いてデジタル信号に変換した。サンプリング周波数は 1 kHz であり、計測した結果は PC を介して表示される (LabVIEW 2017, National Instruments Corp.)。

2.2.3 実験手順

計測実験は、室温が約 24.6°C 、湿度が約 45.6 % に保たれた福岡工業大学情報システム工学科 B7050 の卒研室を使用した。被験者は実験室に入室し、センサ類を装着してトレッドミル上に起立して待機した。その後、3 分間の安静休息を経て咀嚼課題と歩行・走行運動負荷課題を実施した。振動ノイズの影響を調査するために、咀嚼課題としてガムを口に含み、左 1 分、右 1 分の合計 2 分間計測した。運動課題として Bruce 法を参考とし⁽⁹⁾、トレッドミルにて速度 0 km/h・傾き 0 % より開始し、3 分毎に速度だけ 2 km/h ずつ

負荷量を加えていき、速度 8 km/h まで実施した (図 2 (b) を参照)。また、速度負荷量を加える前、運動強度に対する被験者の主観的な感覚を確認した後、被験者の意志に従って負荷増加や中止を行った。運動負荷時の他の身体の動きに関してコントロールはなかった。被験者の合計課題時間は、17 分間であった。

2.2.4 データ解析

試作システムを用いて計測した PPG には 30 Hz デジタルローパスフィルタ処理、ECG には 50 Hz デジタルローパスフィルタ処理を行った。また、多用途生体情報解析プログラム (BIMUTAS II, キッセイコムテック株) を用いて各 PPG と ECG からピーク点を検出して PR と HR を算出した上、10 秒区間ごとに平均値を出した。PR は基準である HR との相関関係ならびに、系統誤差 (かたより: bias)、偶然誤差 (ばらつき: limits of agreement) がわかる Bland-Altman 分析を行った⁽¹⁰⁾。分析したデータは、咀嚼課題各 1 分、始めの 1 分間は装置の光量の調節時間として除いた運動負荷課題各 2 分間ずつのデータである。

PR と HR を算出する方法には、周波数分析法もあり、8 km/h の運動負荷課題時の任意 16,384 点 (約 16 秒区間) の PPG と ECG に対して高速フーリエ変換 (fast Fourier transform; FFT) アルゴリズムを使用して周波数分析を行い、パワースペクトル密度 (power spectral density; PSD) として表した。PPG の PSD からピーク周波数を検出して HR の周波数と比較を行い、また、HR 周波数及び HR の 2 倍と 3 倍の周波数から両側 0.5 Hz 区間のパワーの合計を信号、0.5 Hz から 15 Hz までの周波数区間から信号区間を引いた区間のパワーの合計をノイズとして定義し、信号対雑音の比 (signal-to-noise ratio; SNR) を算出した。

3. 結果

図 3 は、咀嚼課題中における典型的な経過を辿った PPG 計測例である。両側の咀嚼課題において、緑光 PPG ピーク数がはっきりと確認されたが若干の乱れも確認された。し

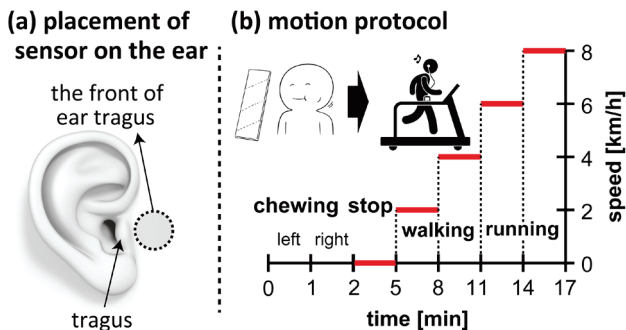
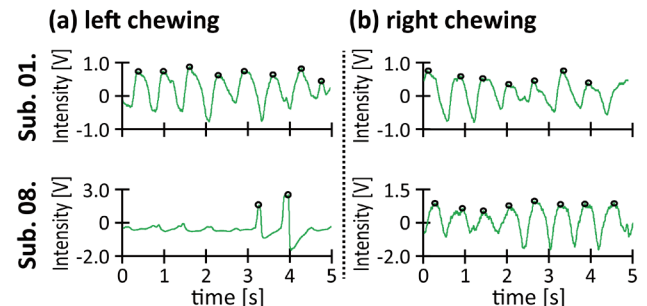


図 2 耳珠前における光電容積脈波計測センサの位置 (左側; a) と咀嚼と歩行課題手順 (右側; b)。

Fig. 2. The photo-sensor placement on the ear (the front of the tragus) for PPG measurement (left; a), motion protocol (right; b).



※ photo-sensor placement on the right ear

図 3 咀嚼課題中における典型的な同時記録例; 左の口腔内ガムを噛む (左側; a) と右の口腔内ガムを噛む (右側; b)。

Fig. 3. The typical recordings during chewing; left chewing (left; a) and right chewing (right; b).

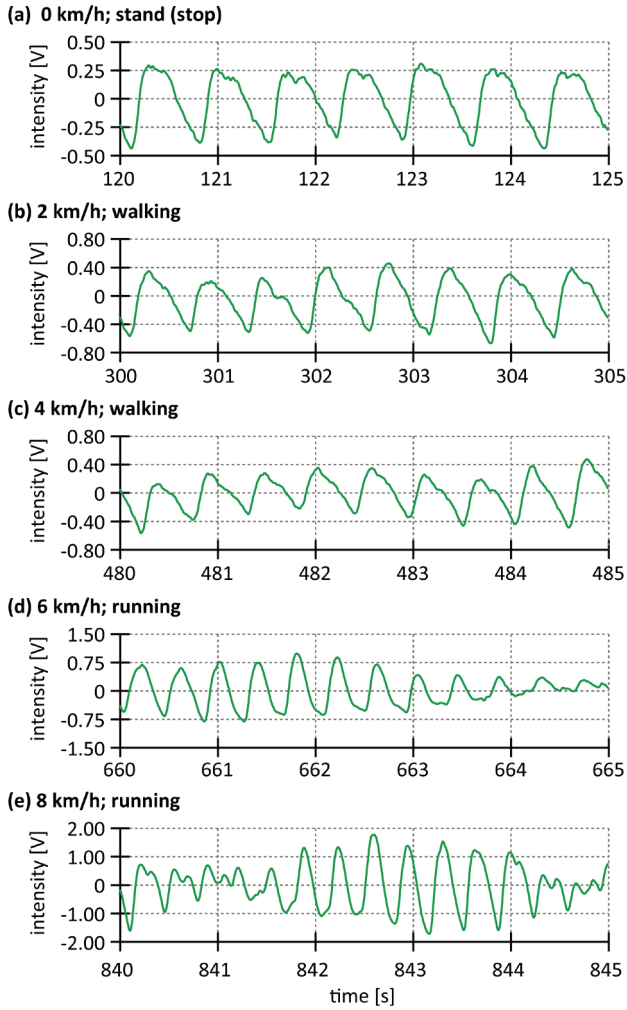


図 4 歩行・走行課題中における典型的な同時記録例; 静止 0 km/h (a), 歩行 2 km/h (b), 歩行 4 km/h (c), 走行 6 km/h (d), 走行 8 km/h (e).

Fig. 4. The typical recordings during walking and running; 0 km/h (a), walking 2 km/h (b), walking 4 km/h (c), running 6 km/h (d), and running 8 km/h (e).

かし、一部の被験者からには、センサの逆側である右側にはピークが確認されたが、センサに近い左側はほとんどピークが確認されなかった。

図 3 は、静止・歩行・走行課題中における典型的な経過を辿った PPG 計測例である。静止・歩行課題 (0, 2, 4 km/h) 時の緑光 PPG は一般的な脈波波形と同様にピークがはっきりと確認された。さらに、走行課題 (6, 8 km/h) 時も緑光 PPG は一般的な脈波波形と同様にピークがはっきりと確認された。しかし、表 1 から確認できるように 8 km/h においては、PPG のピーク周波数と ECG のピーク周波数がほぼ一致している被験者もあり、周波数が 0.3 Hz 以上ずれて尚且つ SNR がマイナスになる被験者もいた。

図 5 は、緑光 PPG から得た PR と ECG から得た HR の Bland-Altman plots の結果を示す。静止課題時及び歩行課題時における PPG から得た PR と ECG から得た HR の

表 1 耳部緑光電容積脈波から得られた脈拍数のピーク周波数と心電図から得られた心拍数のピーク周波数分析結果及び耳部緑光電容積脈波における信号対雑音の比。

Table 1. Peak frequency HR derived from ECG and PR derived from PPG using green light and SNR.

	PR frequency (Hz)	HR frequency (Hz)	SNR (dB)
Sub. 01	2.625	2.625	11.195
Sub. 02	2.686	2.625	11.810
Sub. 03	2.808	2.747	13.248
Sub. 04	2.625	3.052	-3.004
Sub. 05	2.686	3.235	-3.611
Sub. 06	2.869	2.869	14.240
Sub. 07	2.747	2.625	11.831
Sub. 08	2.869	2.808	6.771
Sub. 09	2.808	2.869	3.691
Sub. 10	2.625	2.625	11.301

偶然誤差 (誤差の許容範囲) は、それぞれ、 ± 3.611 bpm, ± 3.952 bpm と小さかった。一方、走行課題時及び咀嚼課題時における PPG から得た PR と ECG から得た HR の偶然誤差は、それぞれ、 ± 24.026 bpm, ± 21.603 bpm と大きかった。

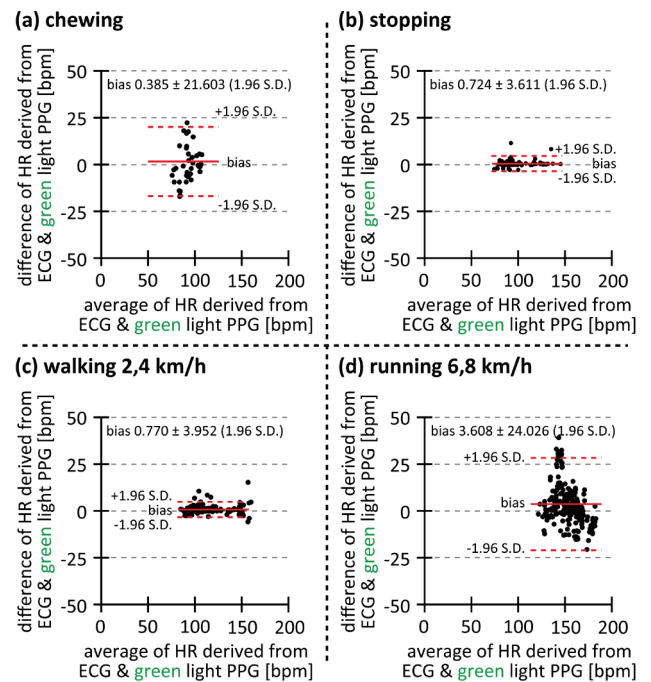


図 5 試作した緑光イヤホンモジュールを用いて課題中における光電容積脈波から得た脈拍数と心電図から得た心拍数の Bland-Altman 解析結果。

Fig. 5. Bland-Altman plots; HR derived from ECG and PR derived from PPG on the ear using green light sensor earphone module; during chewing (a), stopping (b), walking (c), and running (d).

表 2 試作した緑光イヤホンモジュールを用いて耳部における光電容積脈波から得られた脈拍数と心電図から得られた心拍数のピアソンの相関関係分析結果。

Table 2. Pearson's coefficient of correlation between HR derived from ECG and PR derived from PPG on the ear using green light sensor earphone module.

	speed	<i>r</i>
chewing (n = 40)	0 km/h	0.500**
stopping (n = 40)	0 km/h	0.994***
walking (n = 120)	2, 4 km/h	0.994***
running (n = 120)	6, 8 km/h	0.737***

n = data, ** $P < 0.01$, *** $P < 0.001$

表 2 は、各課題時の相関分析における相関係数をまとめたものである。静止課題時、歩行・走行課題時の耳部における緑光 PPG から得られた心拍数と基準である ECG で得られた心拍数の相関関係は強い相関を持つことが示された。また、咀嚼課題時は中間の相関を持つことが示された。

4. 考察

本研究の目的は、突然死予防のための「イヤホン式緑光電容積脈波計測システム」の開発を目指して、体動アーチファクトが少ない緑光センサと小型で感度の高い PT を用いて耳部における PPG 計測ができる小型イヤホンモジュールに改良し、動作中に計測した PPG から得られる PR を HR と比較評価を行うことであった。

先行研究において課題として挙げられていた装置の小型化は、センサ部を PD からより感度が良く小型である PT に変更することによって、62.5 %小型化に成功した。装置自体の重量も従来の計測装置は 42.8 g だったが、今回試作したイヤホン型装置は 8.8 g と 73.4 %軽量化に成功した。また、試作したイヤホン型 PPG 計測装置を用いて被験者 10 名での計測実験を行ったが、小型化による髪の動きの影響などによる計測不良はなかった。これらのことから、装置の小型化の問題を改善したと考えられる。

咀嚼課題時において、緑光 PPG から得られた PR はと ECG から得られた HR は中間の相関をもつことが確認された (表 2 を参照)。しかし、*Bland-Altman* 解析によるとばらつきが大きかった。図 3 の波形より緑光 PPG のピークが確認された被験者も、ピークがほぼわからない被験者も存在した。これらは咀嚼時において耳珠前に与える振動ノイズには個人差大きいことが考えられる。耳珠前という計測位置に対して咀嚼課題は、振動ノイズにより緑光 PPG は個人差があり計測には不適切であった。また、先行研究では耳介前においても緑光 PPG 計測が行えると示唆されている。したがって、耳珠前よりも上に存在し、咀嚼時の振動がより少ないと考えられる耳介前や耳の他の部位での咀嚼課題を検討する必要があると考えられる。

静止・歩行課題時においては、緑光 PPG の波形は一般的

な脈波波形と同様にピークがはっきりと確認され、緑光 PPG から得られた PR と ECG から得られた HR は強い相関をもち、*Bland-Altman* 解析における偶然誤差も小さいことが確認された。このことから静止時においてイヤホン型装置を用いた PPG 計測は安定した計測は可能であると考えられる。したがって、安静時や動作が小さい歩行中等において試作したイヤホン型 PPG 計測装置は、安定した高精度の計測が可能であったことが確認でき、HR モニタリングシステムとして有用性があると考えられる。

一方、走行課題においては、緑光 PPG から得られた PR と ECG から得られた HR は、0.7 以上の強い相関をもつことが確認された。しかし、*Bland-Altman* 解析によると偶然誤差は大きかった (± 24.026 bpm)。特に、8 km/h においては、ECG のピーク周波数と緑光 PPG のピーク周波数がほぼ一致している被験者も、0.3 Hz 以上差がある被験者もいた。このことから走行による振動を計測したのではないかと考えられる。相関係数が高い理由としては走行による身体の動きと 8 km/h という運動状態において 6 km/h の時よりも負荷がかかり心拍数が上昇し偶然一致したことが考えられる。よって、これら 6, 8 km/h を合わせたことにより、強い相関関係をもつがこれは偶然によるもので、実際の試作した装置の精度としては *Bland-Altman* 解析結果より、低いものであると考えられる。これらの原因としては、走行状態等の強い運動状態では計測位置付近が激しく振動するためにセンサ部と皮膚との間に隙間が生じ体動アーチファクトを測定してしまったことによるものであると考えられる。

本実験では、試作した装置において安静時や歩行時において緑光 PPG のピークが確認できたが、咀嚼時や走行時などの歩行時よりも動きが大きい場合には精度が低下した。それは計測位置付近が激しく振動するためセンサ部と皮膚表面に隙間が生じ密着感が低くなったためだと考えられる。よって、今後の展望として、耳珠前により高い密着感・装着感のある装置への改良と強い振動ノイズ条件 (咀嚼及び 6 km/h 以上の走行など) にて再検討する必要があると考えられる。さらに、PPG から得られる情報である PR と基準化容積脈波から血圧推定も可能であり⁽¹¹⁾、より健康管理ができるシステムの開発を検討する必要があると考える。

5. 結言

緑光センサを用いた耳部における PPG 計測ができるイヤホンモジュールを試作し、動作中における PPG から得た PR の精度評価を行った。その結果、より小型で軽量のイヤホン型に改良でき、尚且つ歩行中などで高精度 PR モニタリング可能であった。よって、散歩中や睡眠中などの心疾患患者のモニタリングシステムとして利用できるであろう。

謝辞

本研究は、JSPS 科研費 17K13024（若手研究（B））助成と、本学情報科学研究所の平成 29 年度研究費（研究インセンティブ制度）を受けたものである。ここに謝意を表す。

研究成果

草場志帆里・李知炯・甲斐智希・福本悠斗・阿南青冴・原田敦広・木原広夢・池尻晃基・石崎昭太・山越健弘：「動作中における脈拍数検出を目指した小型イヤホン式緑波長光電容積脈波計測システムの開発」, 第 57 回日本生体医工学会大会, (2017)

参考文献

- (1) 厚生労働省(2015) 平成 27 年人口動態統計(確定数)の概況 (https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei15/dl/02_kek.pdf).
- (2) 小林建三郎・池田隆徳：「虚血性心疾患に伴う心室不整脈に対するリスク層別化と薬物療法」, 第 30 回日本心電学会学術集会, Vol. 34., No. 2, pp. 98-107 (2014).
- (3) 藤沢清・ほか編 (1998) 「新 生理心理学〈1 巻〉生理心理学の基礎」 宮田洋監修, 北大路書房.
- (4) J. Lee, K. Matsumura, K. Yamakoshi, P. Rolfe, S. Tanaka, and T. Yamakoshi: "Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion", In: Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc., pp. 1724-7 (2013).
- (5) J. Lee, K. Matsumura, T. Yamakoshi, P. Rolfe, N. Tanaka, K. Kim, and K. Yamakoshi: "Validation of normalized pulse volume in the outer ear as a simple measure of sympathetic activity using warm and cold pressor tests: towards applications in ambulatory monitoring", Physiol. Meas., Vol. 34, No. 3, pp. 359-75 (2013).
- (6) 李知炯, 小柳貴寛, 松尾勇輝, 草場志帆里, 福本悠斗, 山越健弘, 熱中症予防のための生体情報スマートイヤホンモニターシステムの実用化に向けた開発研究 -イヤホンをういた耳部における緑光電容積脈波について基礎検討, 福岡工業大学研究所所報, Vol.28, pp.19-24, (2017).
- (7) Stanley Electric Co., Ltd (2008) 「受光デバイスとは 動作原理」, (http://www.stanley-components.com/data/technical_note/TN014_j.pdf).
- (8) M. R. Neuman: "Biopotential amplifiers", In: Medical instrumentation application and design, ed: J. G. Webster Vol. 4, pp. 241-92 (2009).
- (9) J. Myers, N. Buchanan, D. Walsh, M. Kraemer, P. McAuley, M. Hamilton-Wessler, and V. F. Froelicher: "Comparison of the ramp versus standard exercise protocols", J. Am. Coll. Cardiol., Vol. 17, No. 6, pp. 1334-42 (1991).
- (10) J. M. Bland and D. G. Altman: "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", Lancet, Vol. 1, No. 8476, pp. 307-10 (1986).
- (11) K. Matsumura, P. Rolfe, S. Toda, T. Yamakoshi: "Cuffless blood pressure estimation using only a smartphone." Scientific reports 8.1 (2018).

(平成 30 年 8 月 31 日受付)