

福岡工業大学 機関リポジトリ

FITREPO

Title	熱中症予防のための生体情報スマートイヤーマニターシステムの実用化に向けた開発研究－イヤホンを用いた耳部における緑光電容積脈波についての基礎検討－
Author(s)	李 知炯
Citation	福岡工業大学情報学研究所所報 第28巻 P19-P24
Issue Date	2017-10
URI	http://hdl.handle.net/11478/766
Right	
Type	Departmental Bulletin Paper
Textversion	publisher

Fukuoka Institute of Technology

熱中症予防のための生体情報スマートイヤーマニターシステムの 実用化に向けた開発研究

—イヤホンを用いた耳部における緑光電容積脈波についての基礎検討—

李 知炯 (情報工学部 情報システム工学科)
小柳 貴寛 (情報工学部 情報システム工学科)
松尾 勇輝 (情報工学部 情報システム工学科)
草場 志帆里 (情報工学部 情報システム工学科)
福本 悠斗 (情報工学部 情報システム工学科)
山越 健弘 (情報工学部 情報システム工学科)

Development of the smart ear monitor system for measurement of physiological indices towards a practical system for the prevention of heat illness: a preliminary investigation of the green light ear photoplethysmogram using an earphone

Jihyoung LEE (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)
Takahiro KOYANAGI (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)
Yuki MATSUO (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)
Shihori KUSABA (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)
Yuto FUKUMOTO (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)
Takehiro YAMAKOSHI (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)

Abstract

We compared the pulse rate (PR) derived from the ear photoplethysmogram (PPG) using a green light with the heart rate (HR) derived from the electrocardiogram (ECG) as a reference. In 20 young healthy participants (21.7 ± 2.7 S.D. years), simultaneous measurements of the ECG (chest lead II), peak green light (525 nm) PPG, and peak near-infrared light (810 nm) PPG from the two sites of the ear (tragus and helix-crux) and index fingertip, respectively, were made. We used a treadmill for walking task, at speeds of 0, 2, 4 and 6 km/h. The results showed that the PR derived from the green light PPG from the ear significantly related to HR derived from ECG (tragus: $r = 0.984$, helix-crux: $r = 0.972$, respectively). In addition, the limit of agreement (± 1.96 S.D.) in *Bland-Altman* plots between PR and HR were ± 5.960 bpm and ± 7.944 bpm. In conclusion, these findings suggest that green light ear PPG could be the basis of a suitable, practical, method for monitoring PR in normal daily life.

Keywords : Ear, Green light, Earphone, Photo-photoplethysmogram, Pulse rate, Motion artifact

1. はじめに

熱中症は、高温や多湿環境等が原因となり、深部体温の異常な上昇により一定基準値（約 41.5°C ）を超えて生じる症状である⁽¹⁾。近年、地球温暖化が一因とされて世界規模の異常気象が年々深刻化しており、特に夏季期間中の異常高温気象による日常生活における熱中症は、新たな社会問題を引き起こしている⁽²⁾。そこで、著者らは熱中症の予防を目指して、テラー・メイド型（個人適合型）イヤホンを用

いた非接触式（サーモパイルセンサを用いた赤外放射式）鼓膜温連続計測システムを開発し、熱中症が大きな問題となっている現場での有用性評価について報告してきた⁽³⁻⁶⁾。一方、それらの評価実験から得られた知見によると、暑熱環境に対する耐性は日々の体調により変動し、個人差も大きいことであった。このことから、熱中症は、体温が一定基準値を超えて生じる症状のみならず、心臓血管系や汗腺の調節などの自律性体温調節の機能が環境に十分に対応できなかったことで生じる症状でもあり、体調と密接な関係

があることがわかる。従って、より効果的な熱中症予防のために、深部体温だけではなく、脈拍数 (pulse rate; PR) や末梢血管状態などの自律性体温調節反応と関係がある生体情報も同時に計測することが重要であり⁽⁷⁾、これらの生体情報が日常生活で簡易的に計測でき、体調管理も可能なシステム⁽⁸⁾の開発が必要だと考えられる。さらに、このようなシステムは、高齢者の健康管理という観点からも、益々社会的要請が高まっていくと予想される。

そこで、本研究では、従来までに開発されてきた「テラー・メイド型イヤホンを用いた非接触式鼓膜温連続計測システム」に PR と末梢血管状態の計測技術を融合し、より効果的な熱中症予防、かつ自己健康管理に利用できる実用的な「生体情報スマートイヤホンモニターシステム」の開発を試みる。

イヤホンを用いた PR と末梢血管状態 (収縮・拡張度) の計測は、光電容積脈波 (photo-plethysmogram; PPG) 計測法が挙げられる⁽⁹⁾。PPG は、末梢部の血管を対象とし、血液量の変動を光電的に観測したものであり、心拍動に伴う PR 及び α アドレナリン作動性の交感神経活動による末梢血管の変化を反映する基準化脈波容積 (normalized pulse volume; NPV) が得られる⁽⁹⁻¹²⁾。通常、PPG 計測は、近赤外領域の光 (例えば、生体の窓である 800~940 nm) と受光センサを用いて指尖や耳朶などの細動脈が豊富な部位で行う^(11, 12)。特に、外耳道の周辺には浅側頭動脈などの外頸動脈の分枝が豊富であり、イヤホンを用いることによって簡便に PPG 計測ができる利点が報告されている^(9, 13-16)。しかしながら、日常生活中での動作による体動アーチファクト (体動ノイズ) が混入した場合は、PPG から得られる PR や NPV の計測精度が低くなるため、これらを克服できる新たな PPG 計測法の開発は、その重要性が極めて高い。そこで、著者らは、人体の吸光特性に基づき、緑光を用いて計測した PPG から得た PR は、動作中でも HR との誤差が許容範囲かどうか について実験的に検証を行い、その結果を報告してきた⁽¹⁷⁾。すなわち、緑光を用いて計測した PPG は、近赤外領域の光を用いて計測した PPG より相対的に体動アーチファクトが少ないという利点がある^(9, 17-19)。

これまで述べたように、耳部ではイヤホンを用いて簡便に PPG 計測が可能であり、緑光を用いた PPG 計測は体動アーチファクトが少ない利点があるため、これらを融合した緑光を用いた耳部における PPG 計測法は、日常生活中で簡便に PR をモニタリングできる実的手法としての潜在的可能性が秘められている。しかしながら、緑光を用いた耳部における PPG についてはこれまで検討されてこなかった。そこで、本研究では、①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、②動作中に「緑光」と「近赤外光」を用いた「耳部」と「指尖部」における PPG から得た PR と比較基準である心電図 (electrocardiogram; ECG) から得た HR に対して比較を行い、③高精度 PR 計測のための緑光を用いた耳部における PPG 計測法について基礎検討を行った。

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⁽²⁰⁾、PPG 計測装置、ECG 計測装置、及び加速度センサを用いた体動計測装置を試作した。

2.1.1 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) と受光するフォトダイオード (photodiode; PD) に構成されている。緑光センサ部は、LED (ピーク波長 525 nm, SMC525, ウシオエビテックス 株) と PD (TEMD5510FX01, Vishay Intertechnology Inc.) が 2 mm 離れ、同じ一平面上に配置されている。近赤外光センサ部は、LED (ピーク波長 810 nm, SMC810, ウシオエビテックス 株) と PD (BPW34FAS, OSRAM Opto Semiconductors Inc.) が 4 mm 離れ、同じ一平面上に配置されている。これらの光センサを骨伝導イヤホン (Trekz Titanium AS600IG, AfterShokz) 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 参照)。

LED 駆動部は、マイクロコントロールユニット (micro control unit; MCU : 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、同時 PPG 計測を行う際に各波長の光が干渉されないように発光させること、また、パルス振幅変調式の電圧レベル調節により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、連続的な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 (一般的な PPG 波形の周波数は、10 Hz 以内のため) 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。試作した各 PPG 計

Photo-sensor earphone module

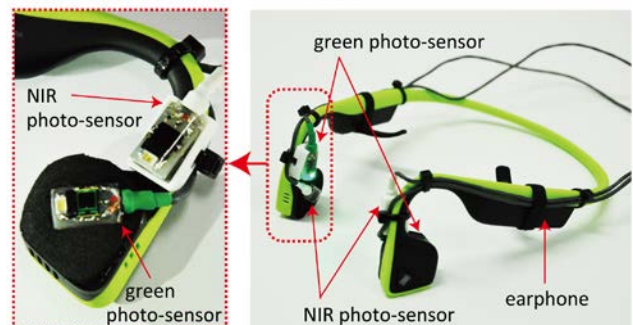


図 1 光センサ組み込みイヤホンモジュール
Fig. 1. Outline of the photo-sensor earphone

測装置の周波数帯域とゲインの較正に関しては、ファンクション・ジェネレータ (AFG1022, TEKTRONIX Inc.) を用いて、同一な値が出るように調節を行った。

2.1.2 ECG 計測装置

ECG 計測装置は、差動増幅回路と増幅・フィルタ回路で構成されている。差動増幅回路は、単電源 (0~3.3 V) で装置を駆動させながら、ヒトをグラウンド (0 V) に接続させて ECG 計測を行うため、リファレンス接続がある標準と異なる計装アンプ (AD8553, Analog Device Inc.) を用いて試作した。増幅・フィルタ回路は、HR が約 1 Hz 帯域に主に分布されていることや運動によるノイズや電源ノイズの混入などを考慮して、通過周波数帯域を通常 (0.01~250 Hz)⁽²⁰⁾ より狭く (0.5~50 Hz) 設定し、ゲインは 750 倍になるように装置を試作した。

2.1.3 体動計測装置

体動計測装置は、加速度センサとフィルタ回路で構成されている。加速度センサは、耳の周辺の小さな振動を計測するため、微細加工技術によって集積化したデバイス (micro electro mechanical system; MEMS) である 3 軸加速度センサ (最小フルスケール・レンジ: ± 5 g, ADXL325, Analog Devices Inc.) は使用した。フィルタ回路の通過周波数帯域は 30 Hz 以下になるように装置を試作した。

2.2 精度評価試験

動作中、緑光と近赤外光を用いた耳部と指尖における 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体動を考慮し、トレッドミル (livestrong 8.0T, LIVESTRONG) 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、健康成人男性 20 名 (年齢: 21.7 \pm 2.7 S.D. 歳) であった。

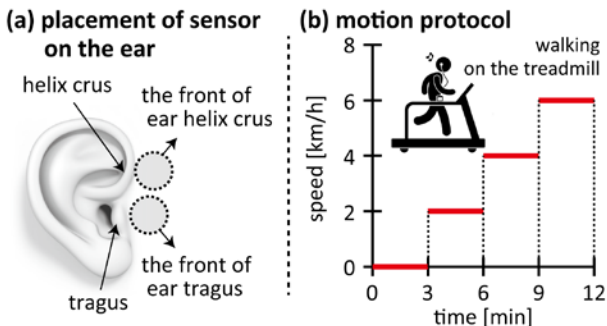


図 2 耳部 (耳介前と耳珠前) における光電容積脈波計測センサの位置 (左側; a) と歩行課題手順 (右側; b)

Fig. 2. The photo-sensor placement on the ear (the front of the helix crus and tragus) for PPG measurement (left: a) and walking motion protocol (right: b)

2.2.2 計測対象量

PPG は、試作したイヤホン型光センサモジュールを用いて耳の周辺の四箇所 (両耳の耳介前と耳珠前)、及び光センサを右手の人差し指に取り付けて計測を行った (図 2 (a) を参照)。ECG は、フォームテープタイプ Ag-AgCl である三つのディスク電極 (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。体動は、下顎骨付近に加速度センサを取り付けて耳の周辺における X, Y, Z 軸に対する振動の計測を行った。人差し指の光センサと加速度センサは、伸縮性テープ (エラテックス 3 号, アルケア) を用いて固定された。

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 2009, National Instruments Corp.)。

2.2.3 実験手順

計測実験は、室温が約 24.2 °C、湿度が約 43 % 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椅子に着席した。その後、5 分間の安静休息を経て歩行運動負荷課題を実施した。運動負荷は Bruce 法を参考とし⁽²¹⁾、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 6 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。運動負荷時の身体の動きに関してコントロールはなかった。被験者に運動負荷課題時間は、12 分間であった。

2.2.4 データ解析

開発装置を用いて計測した各 PPG と 3 軸加速度データには 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 から PR, ECG から HR を検出し、10 秒区間ごとに平均値を算出した。X, Y, Z の 3 軸加速度データは合成加速度の算出を行った。

PR は基準である HR との相関関係ならびに、系統誤差 (かたよりに: bias), 偶然誤差 (ばらつき: limits of agreement), 及び比例誤差がわかる Bland-Altman 分析を行った⁽²²⁾。分析したデータは、各運動負荷区間の 2 分間のデータである。

3. 結果

図 3 は、6 km/h 歩行課題中における典型的な経過を辿った同時計測実験の結果例である。

表 1 は、緑光と近赤外光を用いて耳部と指尖部における PPG から得た PR と ECG から得た HR のピアソンの相関関係分析結果を示す。緑光を用いた耳部における PPG から得た PR は、ECG から得た HR と強い相関関係 (耳介前: $r = 0.972$, 耳珠前: $r = 0.984$) を示した。

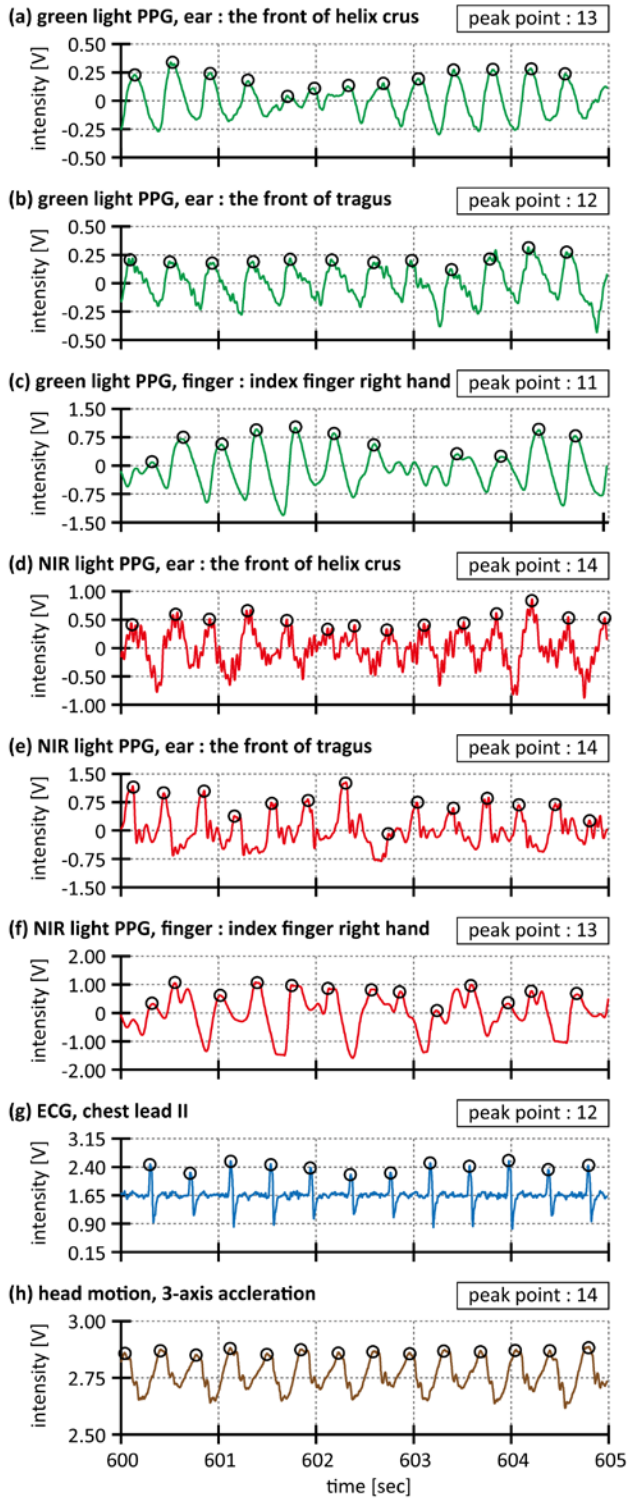


図3 6 km/h 歩行課題中における典型的な同時記録例; 耳介前と耳珠前と人差し指における緑光を用いた PPG (a, b and c), 耳珠前と耳珠前と人差し指における近赤外光を用いた PPG (d, e and f), 心電図 (g), 耳周辺の体動 (h)
 Fig. 3. The typical recordings during 6 km/h walking; green light PPG on the ear (helix crus & tragus; a & b), index finger (c), NIR light PPG on the ear (helix crus & tragus; d & e), index finger (f), ECG (g), head motion (h)

図 4 は、緑光と近赤外光を用いて耳部と指尖部における PPG から得た PR と ECG から得た HR の *Bland-Altman* plots の結果を示す。緑光を用いて耳介前と耳珠前における PPG から得た PR と ECG から得た HR の偶然誤差 (誤差の許容範囲) は、それぞれ、 ± 7.944 bpm, ± 5.960 bpm と小さく、比例誤差もなかった。しかし、緑光を用いて指尖部における PPG から得た PR は、ECG から得た HR と偶然誤差が大きいし、比例誤差もあった。また、近赤外光を用いて耳珠前と指尖部における PPG から得た PR は、ECG から得た HR と偶然誤差が大きく、比例誤差もあった。

4. 考察

本研究の目的は、日常生活におけるより効果的な熱中症予防、かつ、体調管理に利用可能な実用的システム開発を目指して、体動アーチファクトが少ない緑光センサを用いて耳部における PPG 計測ができるイヤホンモジュールを試作し、動作中に計測した PPG から得られる PR を HR と比較評価を行い、緑光を用いた耳部における PPG 計測法について基礎検討を行うことであった。その結果、動作中にも緑光を用いて耳珠前における PPG から得た PR は比較基準である HR と極めて強い相関関係を認め (表 1 に参照), また *Bland-Altman* 分析により、HR として十分信頼できることが明らかとなった (図 4 を参照)。これは、緑光を用いた耳珠前における PPG 計測法は、日常生活における HR モニタリングのための実用的 PPG 計測法として利用可能であることを示唆する結果であった。

図 3 に示すグラフからは、緑光を用いた耳部における PPG の振幅が近赤外光を用いた耳部における PPG の振幅より小さく見える。この傾向は全ての被験者に見られており、これに関しては、緑光を用いて計測できる血管が近赤外光より少ないことから表れた結果である可能性がある。すなわち、緑光は体内への吸収度が高いので、緑光を用いて計測した PPG は皮膚表面に分布する血管だけを計測し⁽¹⁷⁾, 振幅が小さくなったと考えられる。さらに、耳の周辺の細動脈は、指尖より少ないので、より振幅が小さくなっ

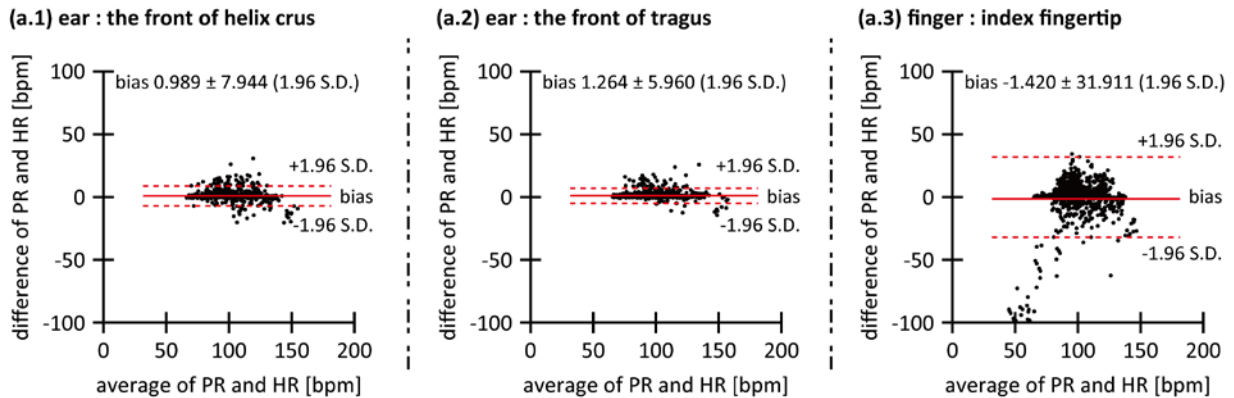
表 1 緑光と近赤外光を用いて耳部と指尖部における光電容積脈波から得られた脈拍数と心電図から得られた心拍数のピアソンの相関関係分析結果

Table 1. Pearson's coefficient of correlation between HR derived from ECG and PR derived from PPG on the ear and finger using green light and NIR light

	PR					
	green light PPG			NIR light PPG		
	ear		finger	ear		finger
	helix crus	tragus	index finger	helix crus	tragus	index finger
HR	0.972*	0.984*	0.655*	0.602*	0.424*	0.528*

n = 960, *P < 0.001

(a) green light PPG



(b) NIR light PPG

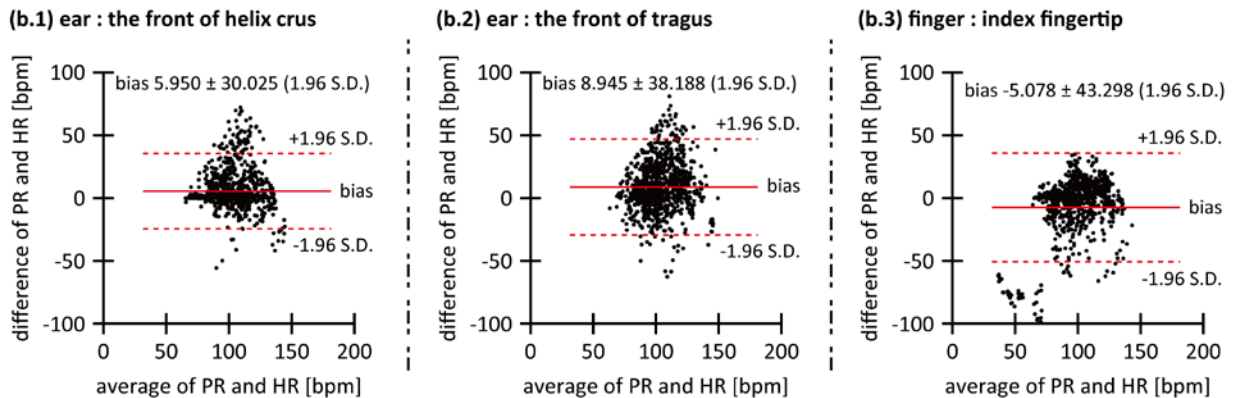


図 4 緑光（上段部）と近赤外光（下段部）を用いて耳部と指尖部における光電容積脈波から得た脈拍数と心電図から得た心拍数の *Bland-Altman* 解析結果

Fig. 4. *Bland-Altman* plots: HR derived from ECG and PR derived from PPG on the ear and finger using green light (top; a.1, a.2, a.3) and NIR light (bottom; b.1, b.2, b.3)

たとえられる。しかし、図 4 から確認できるように、緑光を用いた耳部における PPG から得た PR は HR とばらつきが約 ± 8 bpm 以下であり、実用に際しては問題ない十分な振幅の PPG が計測されたと言える。

図 4 の *Bland-Altman* 分析から確認できるように、細動脈が豊富な部位である指尖部における PPG から得た PR が HR と一致性が比較的悪い。このような結果は、心臓と比べた PPG を計測する部位の高さや冷え症などの被験者の特徴や被験者の動作の大きさなどの影響だと考えられる。PPG 計測に影響を及ぼす生理学的要因は、計測部位の高さ、温度、皮膚の色、血管の量、血管の収縮度、呼吸、動作などがあり⁽¹²⁾、システム的要因は、光センサの配置、光波長、光量、センサの感度、フィルタの特性などがある⁽⁹⁾。これらを考慮することにより、比較的の良い一致性が確認できる緑光を用いた耳部における PPG 計測が適切な PPG 計測法と言える。

一方、図 3 から読み取れるように、緑光を用いて計測した PPG の振幅が大きくなったり、小さくなったりする変動が一定周期で見える。これに関しては、被験者の呼吸が PPG

に表れたことだと考えられる。深呼吸は、PPG の振幅を小さくするノイズの種類であり⁽¹²⁾、歩行課題により呼吸が速く、さらに深くなって PPG 周波数特性のフィルタ（通過周波数帯域：0.5~30 Hz）で除去できなかったと考えられる。特に、緑光を用いて計測した PPG から明確に確認されたことは、動作中に緑光を用いて計測した PPG からより高精度の PR を計測するために、呼吸ノイズは解決すべき新たな課題としてあげられる。

当然のことであるが、今後は、著者らが開発してきた「テラー・メイド型イヤホンを用いた非接触式鼓膜温連続計測システム」に「緑光を用いた耳部における PPG 計測」技術を融合し、新たなシステムに改良、熱中症が大きな問題となっている現場における有用性を評価することが必要だと思われる。

5. 結言

緑受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、緑光を用いた耳部におけるPPG計測法は、動作中でも高精度のPRのモニタリングが可能であり、日常生活における実用的PPG計測法として利用可能性が示唆された。深部体温と同時計測など今後改良の余地は残されているものの、熱中症が大きな問題となっている現場での更なる安全性を確保し、さらに高齢者の健康管理を支援する新たなシステムとして利用でき、安全及び健康である社会が近い将来に実現できるであろう。

謝辞

本研究は、本学情報科学研究所の平成28年度研究費(若手・新任教員スタートアップ支援)により実施したものである。ここに謝意を表す。

研究成果

- [1] 草場志帆里・牟田英里香・勝木泉妃・福本悠斗・小柳貴寛・松尾勇輝・李知炯・山越健弘:「日常生活中におけるイヤホンでの脈拍数検出を目指した耳部での緑波長式光電容積脈波計測法についての基礎検討」, 第56回日本生体医工学会大会, Vol. 55, No. 1, (2017)
- [2] S. Kusaba, Y. Fukumoto, J. Lee, P. Rolfe, and T. Yamakoshi: “Green light photoplethysmography in the ear for measuring pulse rate in daily life using an earphone”, In: Short Papers of the 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, FrDT16-06.2, (2017)

参考文献

- (1) A. Bouchama, and J. P. Knochel: “Heat stroke”, *N. Engl. J. Med.*, Vol. 346, No. 25, pp. 1978-88 (2002)
- (2) A. J. McMichael, R. E. Woodruff, and S. Hales: “Climate change and human health: present and future risks”, *Lancet*, Vol. 367, No. 9513, pp. 859-69 (2006)
- (3) 李 知炯・山越 健弘:「第3節 イヤホン組込型深部体温計の開発と連続計測」, In: 生体情報センシングとヘルスケアの最新応用, ed: 技術情報協会, pp. 187-196 (2017)
- (4) T. Yamakoshi, K. Matsumura, P. Rolfe, N. Tanaka, Y. Yamakoshi, and K. Takahashi: “A novel method to detect heat illness under severe conditions by monitoring tympanic temperature”, *Aviat. Space Environ. Med.*, Vol. 84, No. 7, pp. 692-700 (2013)
- (5) J. Lee, K. Matsumura, K. Yamakoshi, P. Rolfe, N. Tanaka, Y. Yamakoshi, K. Takahashi, K.H. Kim, H. Hirose, and T. Yamakoshi, “Development of a Novel Tympanic Temperature Monitoring System for GT Car Racing Athletes”, In: World Congress on Med. Phys. Biomed. Eng., pp. 2062-5 (2013)
- (6) 山越 健弘・田中 直登・山越 康弘・松村 健太・ピーター・ロルフ・廣瀬 元・高橋 規一:「イヤホン組込型深部体温連続計測装置の開発と安全支援を目指したGTドライバーへの応用」, 生体医工学, Vol. 48, No. 5, pp. 494-504 (2010)
- (7) K. Nagashima: “Central mechanisms for thermoregulation in a hot environment”, *Indust. Health*, Vol. 44, No. 3, pp. 359-67 (2006)
- (8) T. Yamakoshi, K. Matsumura, P. Rolfe, S. Hanaki, A. Ikarashi, J. Lee, and K. Yamakoshi: “Potential for health screening using long-term cardiovascular parameters measured by finger volume-oscillometry: Pilot comparative evaluation in regular and sleep-deprived activities”, *IEEE J. Biomed. Health Inform.*, Vol. 18, No. 1, pp. 28-35 (2014)
- (9) T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida: “Wearable photoplethysmographic sensors—past and present”, *Electronics*, Vol. 3, No. 2, pp. 282-302 (2014)
- (10) 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)
- (11) A.V.J. Challoner: “Photoelectric plethysmography for estimating cutaneous blood flow”, In: *Non-invasive physiological measurements*, ed: P. Rolfe, Vol. 1, pp. 125-51 (1979)
- (12) J. Allen: “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement”, *Physiol. Meas.*, Vol. 28, No. 3, pp. R1-R39 (2007)
- (13) L. Wang, B. P. Lo, and G.-Z. Yang: “Multichannel reflective PPG earpiece sensor with passive motion cancellation”, *IEEE Trans. Biomed. Circ. Syst.*, Vol. 1, No. 4, pp. 235-41 (2007)
- (14) S. Vogel, M. Hulsbusch, T. Hennig, V. Blazek, and S. Leonhardt: “In-ear vital signs monitoring using a novel microoptic reflective sensor”, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, Vol. 13, No. 6, pp. 882-9 (2009)
- (15) M. Z. Poh, N. C. Swenson, and R. W. Picard: “Motion-tolerant magnetic earring sensor and wireless earpiece for wearable photoplethysmography”, *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, Vol. 14, No. 3, pp. 786-94 (2010)
- (16) K. Budidha and P. A. Kyriacou: “The human ear canal: investigation of its suitability for monitoring photoplethysmographs and arterial oxygen saturation”, *Physiol. Meas.*, Vol. 35, No. 2, pp. 111-28 (2014)
- (17) 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)
- (18) Y. Maeda, M. Sekine, and T. Tamura: “The advantages of wearable green reflected photoplethysmography”, *J. Med. Syst.*, Vol. 35, No. 5, pp. 829-34 (2011)
- (19) K. Matsumura, P. Rolfe, J. Lee, and T. Yamakoshi: “iPhone 4s photoplethysmography: which light color yields the most accurate heart rate and normalized pulse volume using the iPhysioMeter Application in the presence of motion artifact? ”, *PLoS One*, Vol. 9, No. 3, pp. e91205 (2014)
- (20) M. R. Neuman: “Biopotential amplifiers”, In: *Medical instrumentation application and design*, ed: J. G. Webster Vol. 4, pp. 241-92 (2009)
- (21) 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)
- (22) 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)

(平成29年7月20日受付)