

# 福岡工業大学 機関リポジトリ

## FITREPO

Title	指装着型ヘルススクリーニングシステム開発研究 ―無音・無振動で動作するピエゾポンプを用いた血圧計測について検討―
Author(s)	福本 悠斗, 李 知炯, 草場 志帆里, 原田 敦広, 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 P103-P107
Issue Date	2018-12
URI	<a href="http://hdl.handle.net/11478/1245">http://hdl.handle.net/11478/1245</a>
Right	
Type	Departmental Bulletin Paper
Textversion	Publisher

**Fukuoka Institute of Technology**

# 指装着型ヘルスクリーニングシステム開発研究 — 無音・無振動で動作する piezoポンプを用いた血圧計測について検討 —

福本 悠斗（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）  
 草場 志帆里（工学研究科 情報システム工学専攻）  
 原田 敦広（情報工学部 情報システム工学科）  
 山越 健弘（工学研究科 情報システム工学専攻）

## Development of the Finger-type Wearable Health Screening System - A Study on Measurement of Blood Pressure Using the Real Silent and Non-vibration Running Piezoelectric Air Pump -

Yuto FUKUMOTO (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)  
 Jihyoung LEE (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)  
 Shihori KUSABA (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)  
 Atsuhiko HARADA (Department of Information and Systems Engineering, Faculty of Information Engineering)  
 Takehiro YAMAKOSHI (Information and Systems Engineering, Graduate School of Engineering)

### Abstract

The piezoelectric air pump is a thin, compact, real silent, non-vibration, and lightweight. In this study, we developed the blood pressure (BP) monitoring system, based on the finger volume-oscillometric method, using the piezoelectric air pump. Firstly, Pumping characteristics were experimentally investigated. Secondly, the simultaneous BP measurement was performed for one healthy male (age: 22 years old) using the electronic sphygmomanometer and the prototype system. A load pressure over 200 mmHg for BP measurement were achieved with an applied voltage of 15 Vpp and a driving frequency of 23.8 kHz ~ 24.2 kHz. The 4.989 mmHg/s pressurizing speed was controllable by the pulse frequency and delay time. Mean blood pressure and systolic blood pressure were achievable in the finger photoplethysmogram with the cuff. Future work will focus on improvement of the control method for the linear load pressure increasing and the calibration pressure sensor for the high accuracy BP measurement. In conclusion, these findings suggest that it is possible to measure BP with real silent and non-vibration using a piezoelectric air pump in the finger.

**Keywords** : piezoelectric air pump, health screening, blood pressure, finger photo-photoplethysmogram, volume-oscillometric method

### 1. はじめに

近年、我が国では循環器系の疾患による死亡者数が増加傾向にあり、日本人の三大死因の1つとなっている。厚生労働省の「平成29年人口動態統計の年次推移」によると、高血圧性疾患による死亡者数は9,560人であり、大動脈瘤及び解離などの血管疾患による死亡者数も約2万人以上である<sup>(1)</sup>。特に、動脈硬化症は自覚症状もなく症状が進行する為、治療が手遅れになることが多くあり、ストレスによる悪化もある。そこで、日頃から循環器系生体指標（例えば、血圧、心拍数、血管収縮状態など）を短時間かつ簡便にチェックし、自身の健康状態を知り、健康意識の向上に役立させることは、今後の社会的要請が高まって行く予

想される。これらのことから、我々の日常生活で簡易に循環動態をモニタリングし、健康管理を志願するシステムであるヘルスクリーニングシステムを開発してきた<sup>(2)</sup>。

ヘルスクリーニングシステムは、指から、循環系の総合的指標である血圧（blood pressure; BP）、心臓活動の指標である脈拍数（pulse rate; PR）<sup>(3)</sup>、 $\alpha$ アドレナリン作動性の交感神経活動による末梢血管の収縮を反映する基準化容積脈波（modified normalized pulse volume; mNPV）<sup>(4,5)</sup>、血圧非依存の指動脈血管の硬さを反映する指標である指動脈血管弾性指数（finger elasticity index; FEI）<sup>(6)</sup>の4つの血管に関係のある生体指標を計測できるシステムである<sup>(2)</sup>。システムの原理は、光センサを用いて血管容積振動を計測する光電容積脈波（photo-plethysmogram; PPG）計測法<sup>(3,7)</sup>

と、カフ圧迫による手指 PPG 振動の変動を分析して BP を計測する容積振動法 (finger volume-oscillometric method) (8,9) を基にしている。特に、非侵襲的な方法で血管関連情報について把握でき、服を脱ぐ必要もなく一本の指で計測が可能となつて、より簡便な計測システムであるといえる(3,4,5)。しかし、従来のシステムは、振動や騒音を抑制する周辺素材を含む空気ポンプ・空気弁などの機械部品によって計測装置が大きくなり (W: 268 mm × D: 184 mm × H: 78 mm)、計測データの解析に専用 PC が必要であるため、日常生活での使用には制約があった。そこで本研究では、日常生活でより簡便に利用可能な小型の「指装着型ヘルススクリーニングシステム」を目指して、空気ポンプ・空気弁などの機械部品及び信号制御部の改良を試みた。

一般的な BP 計測システムには、カフに高い圧迫圧力 (高血圧患者の計測のため 200 mmHg 以上) と多量の空気が供給できる空気ポンプとカフに入る空気量を調節する空気弁が必要であり、モータの回転によって音と振動が生じる空気ポンプが主に使用されている。一方、薄膜の微振動によって空気圧を発生させる piezoelectric air pump (piezoelectric air pump) が最近の呼吸分析器やガスセンサなどの精密機器分野で注目されている。piezoelectric air pump は、超小型・薄膜型・軽量だけではなく、駆動においても音と振動が生じないことが特徴である。さらに、バルブが内装されているので、空気量の調節も可能である。しかしながら、駆動パルス電圧が高く、出力できる空気量と圧迫圧力が少ないため、適用できるシステムに制約があり、ポンプの使用法についても広く検討されてこなかった。

そこで、本研究では、① piezoelectric air pump を駆動させて指を圧迫しながら計測した PPG から BP の計測ができる新たなシステムを試作し、② 従来システムの動作が再現できる piezoelectric air pump の駆動周波数及び出力特徴について調べた上に、③ 市販の電子血圧計と試作システムを用いた BP 計測値について比較検討を行った。

## 2. 計測装置と実験方法

### 2.1 装置の概要

本研究では、従来システムの小型化を目指して、piezoelectric air pump を用いたシステムの試作を行った。試作システムは、piezoelectric air pump 駆動部、圧力センサ部、PPG 計測部、指カフセンサ部及び制御部に構成されており、電気・電子回路の医療機器安全基準に基づいて試作した (図 1 参照)。

#### 2.1.1 piezoelectric air pump 駆動部

piezoelectric air pump 駆動部は、piezoelectric motor driver (LT3572, Linear Technology) で構成されている。piezoelectric air pump は、振幅 30 V 以上の電圧パルスを 2 つの両端子に交互に入力する事で駆動させることができ、パルスの周波数制御によって圧力及び空気量制御ができる。piezoelectric motor driver は、フルブリッジ回路を用いており、piezoelectric air pump を駆動させる為に必要な駆動電圧までの昇圧及び 2 つのパルス波形の

出力を行っている。

#### 2.1.2 圧力センサ部

圧力センサ部は、piezoelectric air pump (2SMPP-02, Omron) とセンサからの小さな出力電圧を増幅するための差動増幅回路及び電源ノイズを除去するフィルタ回路に構成されている。圧力センサには、100 mA の定電流を流し、三つのゼロドリフト系のオペアンプ (AD8554, Analog Device) を用いて微弱信号を正確に 120 倍増幅できる計装増幅器を設計した。さらに、カットオフ周波数が 50 Hz である 3 次 Sallen-Key ローパスフィルタを設計して、出力信号の安定化と電源ノイズの除去を同時に行った。

#### 2.1.3 PPG 計測部

PPG 計測部は、光センサ部、LED 発光部、外光除去回路、及び増幅・フィルタ回路で構成されている。

光センサ部は、近赤外光を発光する LED (light emitting diode: ピーク波長 810 nm, SMC810, ウシオエビテックス株) と受光するフォトダイオード (photodiode; PD: BPW34FAS, OSRAM Opto Semiconductors Inc.) で構成されている。また、足指用のカフ (2.5 cm × 6 ~ 9 cm, HBP-DCUFF-TBI31, Omron) の上に、LED と PD の中心間の距離を 4 mm 離し、同一平面上に配置 (PPG 反射式計測方法) されている。LED は、500 Hz パルス信号にて発光制御する。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。

PPG 信号は、主に心拍動と同期する拍動成分を表す交流成分 (alternating current; PPGac) と血流量を表す直流成分 (direct current; PPGdc) があり、PD 信号から 0.5~30 Hz のバンドパスフィルタと 150 倍の増幅回路を用いて PPGac と、0.5 Hz 以下の周波数のフィルタと 1 倍増幅回路を用いて PPGdc に分離した。また、PD 信号に帰還回路を設計して、外部光によるノイズを除去する回路を組み込んだ。

#### 2.1.4 制御部

制御部は、高速パルス幅変調 (pulse width modulation; PWM) の機能が付いている 16 ビットマイクロコントローラユニット (micro control unit; MCU: PIC24EP256MC202, Microchip Inc.) を用いた。PWM 機

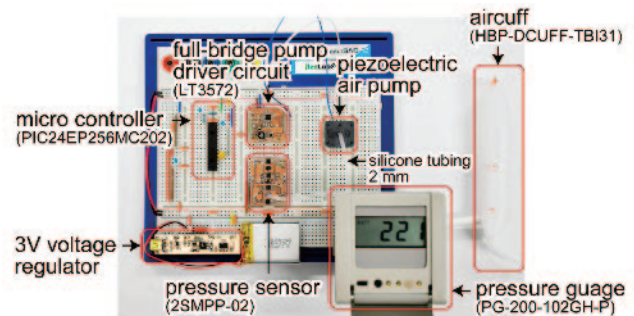


図 1 piezoelectric air pump を用いた試作装置

Fig. 1. The prototype device using piezoelectric air pump

能を用いて PPG 計測のパルス及びピエゾポンプの加圧速度を制御している。

## 2.2 ピエゾポンプ動作特性検討実験

ピエゾポンプをヘルスクリーンシステムに適用するために、血圧計測に必要な 200 mmHg 以上の圧迫可能性及び 5 mmHg/s の加圧速度調節の可能性について検討が必要であり、様々な駆動設定にてポンプの動作実験を行った。

ピエゾポンプ動作実験は、試作システムと基準空気圧力計（市販品：PG-200-102GH-P, Copal Electronics）を用いてシリコン模型指のカフにおける圧力値測定を行った。

実験方法は、23 kHz ~ 25 kHz のピエゾポンプ駆動周波数範囲に対して、200 Hz ずつ周波数変更を行いながら 1 分ずつ測定を行い、試作システムの圧力センサ信号は 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て保存及び 1 分後の基準空気圧力計の圧力値を記録した。保存されたデータの電圧値から圧力値を算出した後、駆動周波数による加圧速度について検討を行った。

## 2.3 試作システムを用いた血圧計測実験

血圧計測実験は、試作システムと血圧値の基準として生体情報モニタ（血圧計測）（市販品：TM-2571, エー・アンド・デイ(株)）を用いて、健康成人男性 1 名（年齢：22 歳）に対し、同時計測を行った。試作システムは、ピエゾポンプの動作特性データを基に、従来システムのカフ圧迫方法（30 mmHg で 5 秒維持及び 5 mmHg/s の一定な加圧速度維持）が再現できるように制御部のアルゴリズムを改良した上、計測実験を行った。本実験は、福岡工業大学の生命倫理審査委員会から承認されている。（No.4, 2018. 3, 体調管理のための健康スクリーニングシステムの研究開発及び評価）

### 2.3.1 計測対象量

比較基準値としての最高血圧値（systolic blood pressure; SBP）、最低血圧値（diastolic blood pressure; DBP）及び平均血圧値（mean blood pressure; MBP）、及び PR は、生

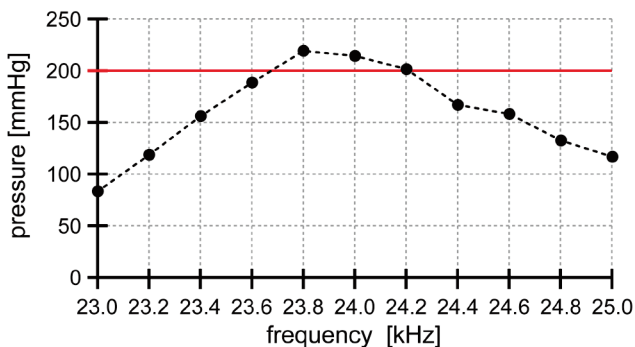


図 2 駆動周波数によるピエゾポンプの最高圧迫圧力値。

Fig. 2. The maximum pressure of piezoelectric air pump by the resonant operating frequency.

体情報モニタを用いて上腕から計測を行った。

試作システムからのアナログ信号である、手指カフ圧迫圧力値（pressure finger cuff; Pfc）、及び指における PPGac と PPGdc を 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 を介して保存及び表示される（LabVIEW 2017, National Instruments Corp.）。

### 2.3.2 実験手順

計測実験は、福岡工業大学情報システム工学科 B7050 の卒研室で行った。被験者は実験室に入室し、椅子に着席後、それぞれのカフを装着した。生体情報モニタのカフは左の上腕に巻いて計測を行い、試作システムの指カフは右手指に巻いて計測を行った。さらに、試作システムの指カフの位置は、生体情報モニタの上腕カフの位置と同じ高さになるように調整を行った。2 分間の安静休息を経た上で、1 分間の血圧計測を行った。

### 2.3.3 データ解析

PPGac データは 0.5 ~ 30 Hz バンドパスフィルタ、PPGdc のデータは 0.5 Hz ローパスフィルタのデジタル信号処理をした後、PPGac の振幅値（1 泊ごと振動の最高値と最低値の差）と PPGdc 値を用いて mNPV を算出した。また、mNPV が最高値（すなわち、PPGac の振幅が最大になる値）になる時点の Pfc を MBP と検出しており、PPGac の振幅が最大振幅値の 20 % 以下になる時点の Pfc を SBP と算出した。DBP は、SBP と MBP の理論的 BP 関係式を用いて求めた。

$$MBP = \frac{1}{3}(SBP - DBP) + DBP \quad (1)$$

## 3. 結果

### 3.1 動作特性検討実験による最高圧迫圧力値と加圧速度

図 2 は、ピエゾポンプの駆動周波数による基準空気圧力計の最高圧迫圧力値の記録例である。駆動周波数の 23.8

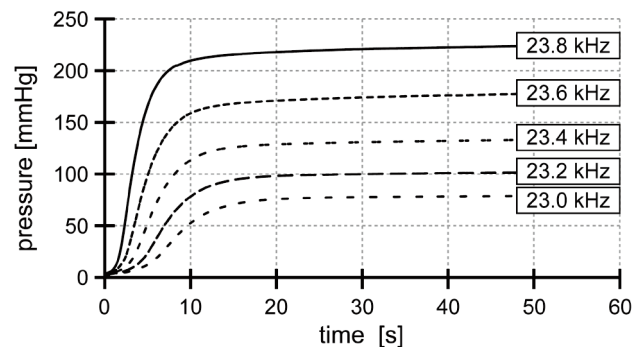


図 3 駆動周波数によるピエゾポンプの圧力変動値。

Fig. 3. The variables of pressure of piezoelectric air pump by the resonant operating frequency.

kHz を基準として、より低い 23 kHz ~ 23.8 kHz の範囲では周波数の増加に連れて最高圧迫圧力値が上昇、より高い 23.8 kHz ~ 25 kHz の範囲では周波数の増加に連れて最高圧迫圧力値が低下されることが確認された。また、23.8 kHz ~ 24.2 kHz の範囲では、最高圧迫圧力値が 200 mmHg 以上であることが確認された。

図 3 は、23 kHz ~ 23.8 kHz 範囲のピエゾポンプ駆動周波数による試作システムの圧力センサデータから算出した圧力値である。駆動周波数によって、最高圧迫圧力値と加圧速度が異なり、一定な加圧速度（例；5 mmHg/s）を維持させながら 200 mmHg 以上の圧力値を再現するために、駆動周波数と維持時間の制御が必要であることが確認された。

### 3.2 試作システムを用いた血圧計測

図 4 は、試作システムを用いて計測した指における圧力値及び PPG であり、算出した各指標の値を表す。算出し

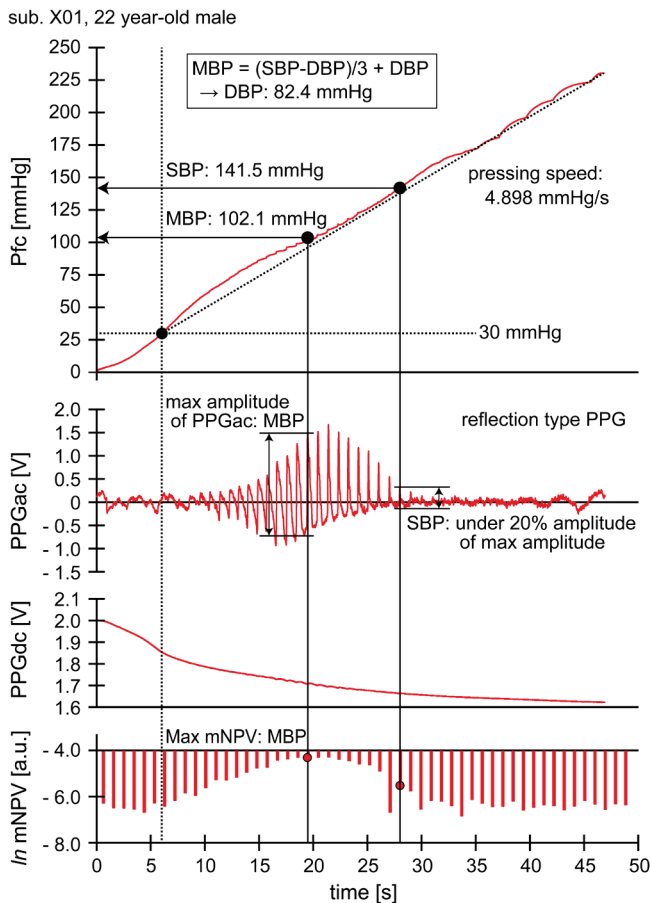


図 4 試作システムによる記録波形例。

*Pfc*: ピエゾポンプによる手指部カフ圧迫圧力, *PPGac*: 光電容積脈波信号の交流成分, *PPGdc*: 光電容積脈波の直流成分, *mNPV*: 修正基準化脈波容積

Fig. 4. Typical recordings measured by prototype system. applied finger cuff pressure (*Pfc*), pulsation signal of PPG (*PPGac* & *PPGdc*), beat-by-beat *mNPV*.

表 1 試作したシステムと基準として生体情報モニターを用いた血圧計測実験結果。

Table 1. Result of blood pressure (DBP, MBP, SBP) measured by the blood pressure monitor and prototype system.

	DBP (mmHg)	MBP (mmHg)	SBP (mmHg)
生体情報モニター (市販品)	77.0	89.0	121.0
試作システム	82.4	102.1	141.5
差	5.4	13.1	20.5

たピエゾポンプの加圧速度が 4.898 mmHg/s となり、ピエゾポンプを用いても従来ヘルスクリーニングシステムと同じ動作が再現できることが分かった。しかし、正確な一定加圧速度を維持させるためには、駆動周波数の維持時間の微細調節がもっと必要であることが分かった。手指部カフ圧迫圧力である *Pfc* が 30 mmHg より低い区間では、皮膚と光センサの接触が不安定であるため、*PPGac* にゆらぎノイズが生じた。また、*Pfc* が MBP 以上になる時点から *PPGac* の振幅が減少し、ノイズも多くなった。*Pfc* が MBP に近づくほど、*Pfc* にも小さな脈拍動のゆらぎが生じた。

表 1 は、比較基準値である生体情報モニターを用いて計測した上腕における各 BP 値と試作システムを用いて計測した手指における PPG 振幅から算出した各 BP 値を表す。

## 4. 考察

本研究の目的は、日常生活で簡易に血管状態のモニタリングでき、体調管理にも利用可能な「指装着型ヘルスクリーニングシステム」の開発を目指して、超小型・薄型・軽量・無音・無振動の特徴を持っているピエゾポンプを駆動させるシステムを試作し (図 1 参照)、ピエゾポンプの空気圧出力の特徴及び BP 計測への有用性について検討を行った。その結果、手指カフを用いると特定周波数区間 (23.8 kHz ~ 24.2 kHz) でピエゾポンプの最高圧迫圧力を BP 計測に必要な 200 mmHg 以上加圧できることが判り (図 2 参照)、周波数制御により加圧速度も調節可能であることが判った (図 3 参照)。さらに、空気弁などの機械部品を除いてピエゾポンプだけ用いても従来システムの動作原理を再現できるし (図 4 参照)、手指を圧迫による PPG 振幅変動から BP 計測も可能であることを判った。これらの結果より、容積振動法が適用されたヘルスクリーニングシステムにもピエゾポンプが有用であり、超小型の指装着型システムへの改良も可能であると考えられる。

試作システムを用いて計測した各 BP 値と比較基準として市販されている生体情報モニターを用いて計測した各 BP 値には、大きな差 (SBP 値で 20 mmHg 以上) が確認された (表 1 参照)。このような結果は、圧力センサ部の出力電圧値から空気圧値に換算する校正式のずれが原因だと考え

られる。本実験では、ピエゾ式空気圧センサのデータシートに基づいて、基準空気圧力計の「0」と最大圧力値に対するセンサ部の出力電圧値を用いて換算式を作成し、空気圧の計算を行った。しかし、センサの「0」点には個体差があり、120倍の増幅によって圧力が高くなるほど差も大きくなることが分かった。よって、加圧駆動時間を細かく分けてより精密な校正が必要と考えられる。

ピエゾポンプによる手指部カフ圧迫圧力 (Pfc) が非線形的に増加し、一部の区間ではでこぼこも確認された (図 4 参照)。このような結果は、加圧速度の変換タイミングと圧迫圧力の維持時間のずれが原因だと考えられる。特に、ピエゾポンプは薄膜型なので、ポンプ内に多量の空気を保つことが不可能であり、適切なタイミングに駆動周波数を変換しないと加圧速度が変わるのである。図 3 から確認できるように、ピエゾポンプは一定な駆動周波数の条件でも圧迫圧力値によって加圧速度が変わる特徴を持っている。よって、より線形的な圧迫圧力の増加を再現するためには、維持時間を考慮した駆動周波数と圧迫圧力の関係式を再検討し、ピエゾポンプの PWM アルゴリズムの修正が必要と考えられる。

PPGac は、Pfc の増加によって BP 計測が可能な振幅の変動が確認された。一般的に MBP は、PPGac の振幅が最大になる時点のカフ圧迫圧力値である。一方、SBP と DBP に対しては、様々な決定方法があり、本研究では従来システムに適用されている方法を用いて計測を行った。しかし、PPG 計測法から考慮すると、光源である LED と受光センサである PD の配置方法によって主に PPGac に反映される血管が異なるのであり、血管による PPGac 波形の変化が考えられる。よって、本研究で用いた反射式 PPG 計測法を含めて、透過式 PPG 計測法及び側方光入社式 PPG 計測法に対してカフ圧迫圧力による PPGac 波形の特徴について分析を行い、より正確な SBP や DBP を検出する方法について検討が必要と考えられる。

## 5. 結言

本研究では、ピエゾポンプの駆動システムを試作し、容積振動法で BP 計測を行うヘルススクリーニングシステムに適用可能性について検討を行った。その結果、ピエゾポンプは駆動周波数の制御によって最高圧迫圧力と加圧速度の調節が可能であり、空気弁などの機械部品が必要ではないことを判った。さらに、試作システムを用いた手指における PPG から BP 計測も可能であった。これらの結果から、日常生活で簡易に血管状態のモニタリングできるピエゾポンプを用いた超小型・軽量・無音・無振動の「指装着型ヘルススクリーニングシステム」への改良が可能であることが示唆された。

## 謝辞

本研究は、共同研究 (T&I Company Co., Ltd., Konix Co., Ltd.) の研究費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) により実施したものである。ここに謝意を表す。

## 参考文献

- (1) 厚生労働省:平成 29 年 人口動態統計 死亡数・死亡率(人口 10 万対) 死因簡単分類別<<https://www.mhlw.go.jp>>.
- (2) 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).
- (3) J. Allen: "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", *Physiol. Meas.*, Vol. 28, No. 3, pp. R1-R39 (2007).
- (4) 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).
- (5) Y. Sawada, G. Tanaka, K. Yamakoshi: "Normalized pulse volume (NPV) derived photoplethysmographically as a more valid measure of the finger vascular tone". *Int. J. Psychophysiol.*, Vol. 41, No. 1, pp. 1-10, (2001).
- (6) H. Shimazu, K. Yamakoshi, A. Kamiya: "Noninvasive measurement of the volume elastic modulus in finger arteries using photoelectric plethysmography". *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 33, No. 8, pp. 795-798, (1986).
- (7) 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).
- (8) K. Yamakoshi, H. Shimazu, M. Shibata, A. Kamiya: "New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger: Part I & II". *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 20, No. 3, pp. 307-313 & 314-318, (1982).
- (9) K. Yamakoshi: "Non-invasive cardiovascular haemodynamic measurements". In: Oberg PA, Togawa T, Spelman F eds, *Sensors in Medicine and Health Care (Sensors Applications, Volume 3)*. Wiley-VCH Verlag, Weinheim, pp. 107-160, (2004).

(平成 30 年 8 月 31 日受付)