

高齢者リハビリ時のスクリーニングに向けた起立時脈拍変動モニタリングに関する研究

Study on Monitoring Orthostatic Pulse Rate Change for Screening as Elderly Rehabilitations

系井川 裕 前田 祐佳 水谷 孝一 若槻 尚斗（筑波大学）

Ryo ITOIGAWA, Yuka MAEDA, Koichi MIZUTANI and Naoto WAKATSUKI, University of Tsukuba

**Abstract:** Measuring orthostatic heart rate (HR) change has been used as one of the screening methods for elder care or elderly rehabilitation, because it enables to evaluate autonomic nervous function. In this study, we developed a forehead photoplethysmogram (PPG) measurement device that has five sets of green-light PPG sensors in order to acquire orthostatic pulse rate (PR) change. In the experiment, 10 young healthy subjects were recruited to participate and asked to wear the elderly person experience kit during experiment. Forehead PR, arms PR and HRs from ECG were measured simultaneously, and two error rate ( $\overline{ER_b}$ ,  $\overline{ER_s}$ ) were calculated to investigate the accuracy of each PR. As a result, it was confirmed that PR measured in the center of forehead with low contact pressure had high accuracy compared with PR from arms PPG.

**Key Words:** Photoplethysmography, Heart rate change, Elder care

1. 序 論

現在、日本の総人口に占める 65 歳以上人口の割合は過去最高の 25.1 % であり<sup>(1)</sup>、高齢者の増加に伴い、高齢者介護の必要性も増加すると考えられる。高齢者介護においてリハビリ前に適正を確認するスクリーニングの手法のひとつとして、座位時から起立時にかけての急速な心拍変動を測定し、心血管系自律神経機能検査を行うものがある<sup>(2, 3)</sup>。座位から起立する際、重力により血液が下半身に移動し、静脈系から心臓へと戻る血液量が低下することで心拍出量が低下し血圧が減少する。Figure 1 に健常者と自律神経不全である疾患者の起立時心拍変動の例を示す<sup>(3)</sup>。Figure 1 が示すように、健常者は起立時において動脈圧受容体反射により心拍数が上昇し血圧が増加するが、自律神経不全である疾患者の場合、心拍数が上昇せず過度に血圧が低下する。この血圧低下が深刻な場合意識を失うこともある。高齢者にとってリハビリ中の運動は身体への負担となる場合もあり、過度な体調変化を事前に防ぐため上記の心拍変動を計測するスクリーニングが行われているが、心拍変動計測のための心電計は電極を取り付ける際に衣服を着脱する必要があり、介護が必要な高齢者には困難・不適である。

心臓の拍動により生じる動脈の容積変化を脈波、その動脈の拍動を脈拍という。通常、脈波は光電容積脈波法と呼ばれる光学的手法で計測され、体表面のあらゆる部位で非侵襲的に計測が可能である。また、脈波は心拍に連動した周期性を持つため<sup>(4)</sup>、心拍の代替として脈波から算出可能な脈拍を用いることは有用であると考えられる。しかし、(i) 一般的な計測部位である指尖や手首では<sup>(5)</sup>、高齢者の場合、起立時に物や手すりに捕まるなどの動作によるノイズのため、起立時の瞬間的な脈拍変動計測が困難であると考えられる。また、(ii) 顔画像の画像処理による脈拍数推定手法があるが<sup>(6)</sup>、対象者の動きにより推定が困難となる場合があり、起立を要するスクリーニング用途としては不適である。

脈拍計測は高齢者の日常的なスクリーニングに有用だが、介護者・被介護者ともに脈拍計測装置の着脱の簡便さが必要である。人の額部は通常衣類に覆われておらず、装着が簡便であり脈拍測定可能であると示唆されているが<sup>(7)</sup>、額部脈波・腕部脈波それぞれから得られる脈拍の計測精度について比較した報告は無い。

そこで、本稿では (i) に関連して、額部脈波、腕部脈波から得られる脈拍を比較し、その計測精度について検証することを目的とし、実験を行った。

2. 脈波計測原理

脈波計測は LED などの発光素子から発せられ、生体組織内で透過・反射した光をフォトダイオード (Photodiode: PD) など

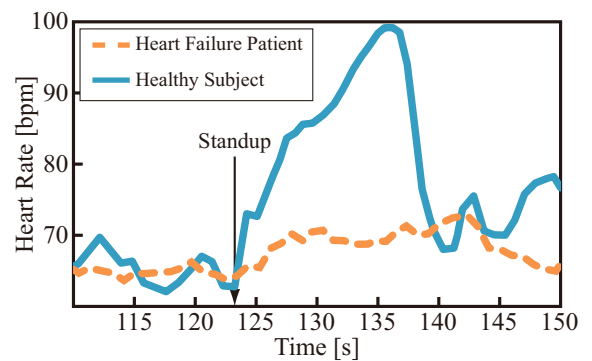


Fig.1 Change state of orthostatic heart rate<sup>(3)</sup>

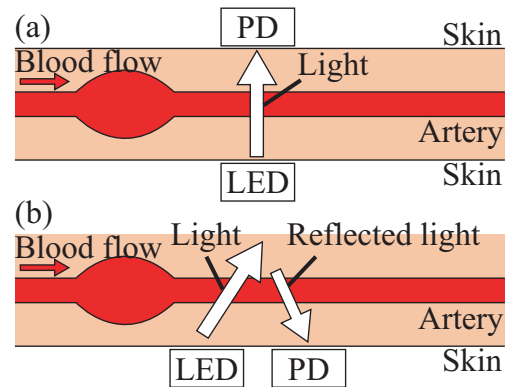


Fig.2 Measurement principle of PPG sensor  
(a):Transmission type (b):Reflectance type

の受光素子で検出することで行われる。心臓の拍動により全身の毛細血管へ血液が流入、血液量が変化し、生体組織に吸収される光量が変化する。この光量変化を PD で検出することにより血液の容積変化を計測できる。これを光電容積脈波法といい、得られる脈波を光電容積脈波 (Photoplethysmogram: PPG) という。

PPG 計測は透過形光電脈波計と反射形光電脈波計がある。Figure 2 に (a) 透過型および (b) 反射型脈波計の計測原理を示す。透過型は生体組織への透過深度が大きい近赤外光を照射し、生体組織を通過した光を受光するため、指尖や耳たぶなどの末梢部に計測部位が限られていたが、反射型は反射光を反射素子と同一側で検出するため、末梢部以外でも脈波計測可能である。なお以下本文中の脈波は (b) 反射型による PPG を表す。

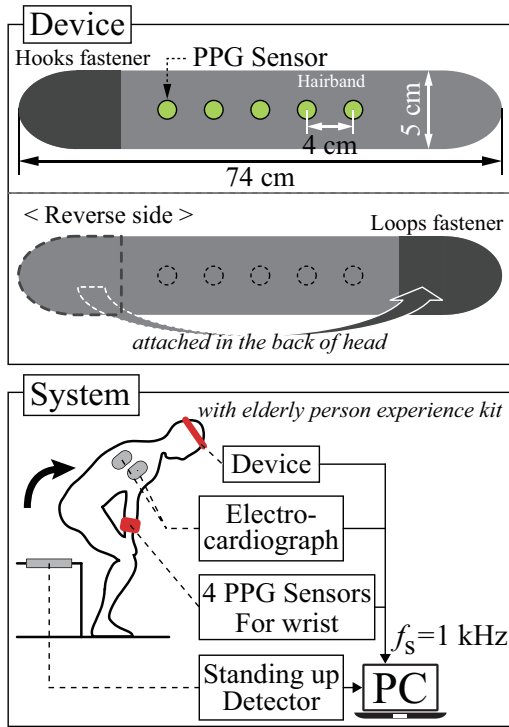


Fig.3 Measurement device and experiment system

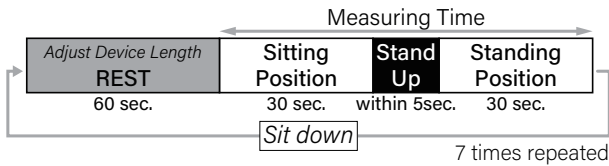


Fig.4 Experiment protocol

### 3. 脈拍計測精度比較実験

#### 3.1 実験装置

計測装置および実験システムを Fig. 3 に示す。本稿では顔部・腕部脈波から得られる脈拍の精度を比較するため、これらを同時取得可能なシステムを開発した。面ファスナー式ヘアバンド上に緑色光 PPG センサ (SEN-11574, SparkFun, ピーク波長 515 nm) を約 4 cm 間隔で 5 個設置し、顔部へセンサを固定可能な装置を作製した。装置は両端の面ファスナーで固定可能であり、これにより実験中に PPG センサの装着圧を変化させる。腕部脈波計測は両腕の内側・外側に PPG センサを計 4 個用い、起立動作を阻害しないよう固定した。なお、腕部 PPG の装着圧は同被験者の実験中に変更しない。参照値の心電図 (Electrocardiogram: ECG) 計測のため心電計を用い、起立判定用の圧力センサ (FSR-406) を椅子に設置した。

#### 3.2 実験方法

実験は血流障害のない若年健康成人男性 10 名 (年齢  $23.4 \pm 1.3$  歳, 身長  $172.3 \pm 5.4$  cm, 体重  $63.0 \pm 9.2$  kg, ) を対象とした。脈波計測装置の顔部への装着は、装置下部を眉と同等の位置に装着し、また 5 個のセンサのうち、中心のセンサが眉間の上方に接触するように行った。

装着時の圧力変化は装置長さの変化により行う。装置を最も緩く装着した状態の長さ ( $l_1$ ) と最もきつく締めあげた状態の長さ ( $l_7$ ) を実験前に計測し、それらの差を 7 等分した長さ ( $l_1, l_2, \dots, l_7$ ) を設定する。また、実験時には高齢者の動きを模擬するため高齢者体験キット (まなび体, 株式会社特殊衣料) の約

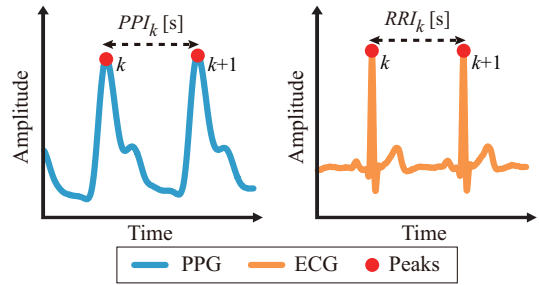


Fig.5 The definition of  $PPI_k$  and  $RRI_k$

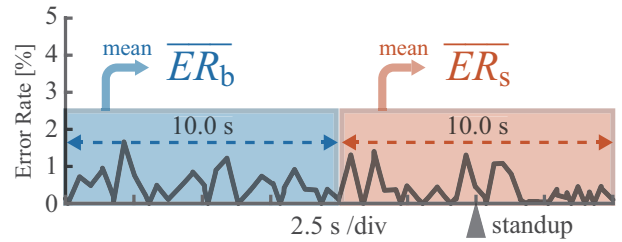


Fig.6 Typical example of error rate and definition of  $ER_b$  and  $ER_s$

2 kg の重り入りベストおよび膝固定サポータ, キャストシューズをそれぞれ上半身・利き足に装着させた。

計測は心電計, および装置・高齢者体験キット装着後, 以下のプロトコルに沿って 7 回繰り返し行った。実験プロトコル図を Fig. 4 に示す。

1. 指定長 ( $l_n, 1 \leq n \leq 7$ ) で装置装着後 1 分間座位で安静
  2. 座位 30 秒間の計測
  3. 実験者の合図により 5 秒以内に起立する
  4. 立位 30 秒間の計測
  5. 装置を次の指定長とし装着圧力変更後, 1 分間座位で安静
3. の起立動作は特に指定せず, 転倒せずに起立可能な動作をそれぞれの被験者が行った。データ集録は LabView (National Instruments) を用い, 顔部脈波, 腕部脈波, 心電図, 起立判定用圧力値をサンプリング周波数 1000 Hz で同時集録した。

なお, 本研究は当該倫理委員会の承認を受け, すべての被験者に実験の内容及び趣旨に関する十分な説明の上, 書面により承諾を得て実施した。

#### 3.3 解析

信号解析は MATLAB により行った。高周波ノイズ除去のため, PPG 信号にはカットオフ周波数 10 Hz, ECG 信号には 30 Hz のローパスフィルタ処理を施した。また基線動揺の影響を軽減するため, 多項式近似により PPG・ECG とともに基線除去を行い<sup>(8)</sup>, 閾値を用いて PPG の極大点のピーク検出を行った。ECG も同様に, R 波のピークを検出し, Fig. 5 に示すように, 得られた PPG・ECG の  $k$  番目と  $k+1$  番目のピークの時間間隔をそれぞれ,  $PPI_k, RRI_k$  とした。この  $PPI_k, RRI_k$  は時間間隔が不規則な離散値であるので, 計測区間内の信号をサンプリング周波数 100 Hz, 線形補間でサンプリングを行った。

$PPI_k$  と  $RRI_k$  のピーク間隔毎の誤差率  $ER_k$  (%) を式 (1) より導出した。また起立判定圧力センサ値の加速度が最大となる時刻を起立時刻と定義する。起立時刻から 5~15 (秒) 前における 10 秒間の  $ER_k$  平均値を  $ER_b$ , 起立時刻から前後 5 秒間 (計 10 秒間) の  $ER_k$  平均値を  $ER_s$  とした。これは起立動作が脈拍推定精度に与える影響を検証するため, 本報告では  $ER_b$  を起立動作による影響が無い安静時の指標,  $ER_s$  を起立動作による影響がある体動時の指標と設定した。Fig. 6 に誤差率例と  $ER_b, ER_s$  の算出方法を示す。

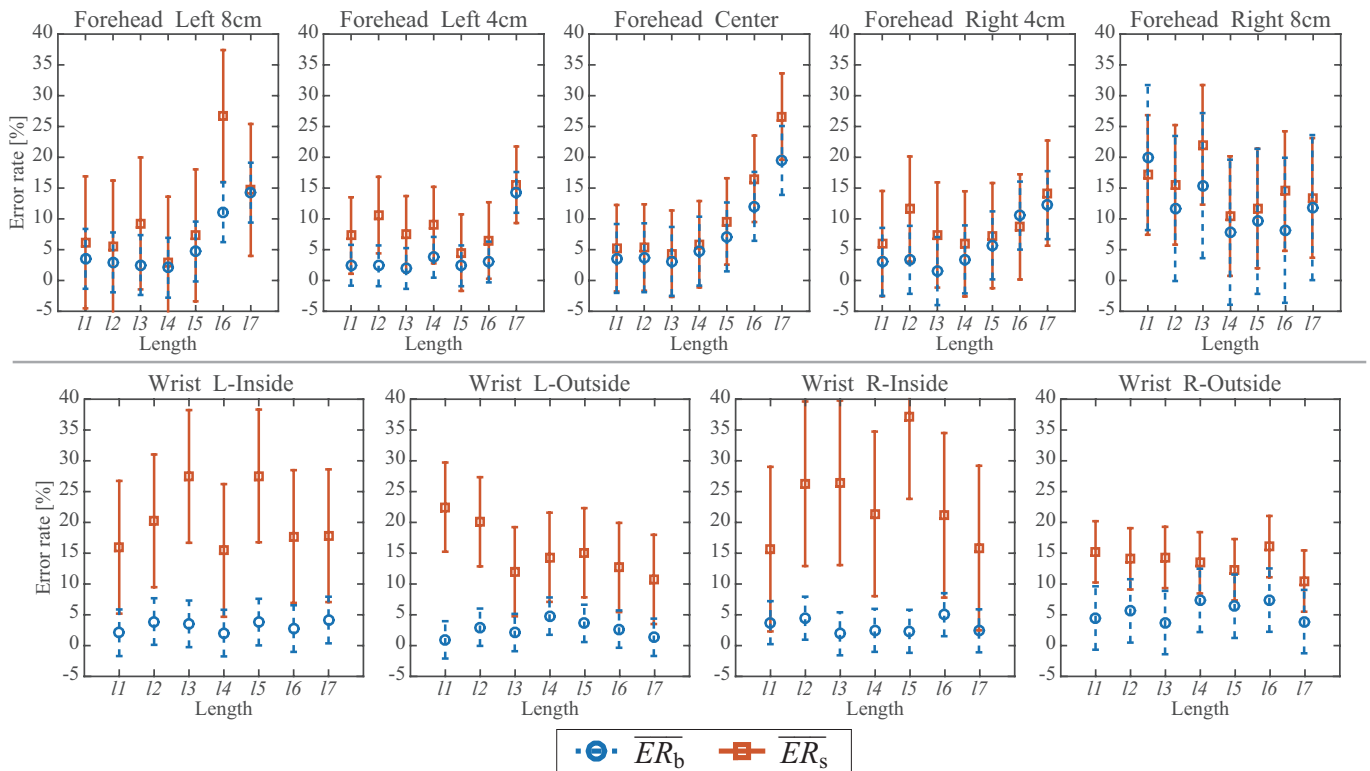


Fig.7 The estimated mean and  $\pm 2SE$  of  $\overline{ER}_b$  and  $\overline{ER}_s$  by one-way ANOVA ( $n=10$ )

Table 1 The details of estimated mean and 2SE

$\overline{ER}_b$	$l1$	$l2$	$l3$	$l4$	$l5$	$l6$	$l7$	each 2SE
Forehead R-8cm	19.95	11.68	15.40	7.83	9.60	8.15	11.83	11.77
Forehead R-4cm	3.02	3.35	1.52	3.42	5.70	10.53	12.23	5.52
Forehead Center	3.57	3.69	3.10	4.76	7.07	12.03	19.48	5.59
Forehead L-4cm	2.47	2.38	1.95	3.76	2.38	3.00	14.30	3.31
Forehead L-8cm	3.51	2.94	2.50	2.07	4.70	11.08	14.26	4.86
Wrist L-Inside	2.08	3.91	3.53	2.03	3.82	2.76	4.15	3.78
Wrist L-Outside	0.93	2.98	2.12	4.79	3.61	2.68	1.35	3.03
Wrist R-Inside	3.73	4.45	1.92	2.48	2.32	5.02	2.40	3.49
Wrist R-Outside	4.48	5.63	3.74	7.34	6.38	7.38	3.90	5.14

$\overline{ER}_s$	$l1$	$l2$	$l3$	$l4$	$l5$	$l6$	$l7$	each 2SE
Forehead R-8cm	17.13	15.52	22.02	10.46	11.69	14.52	13.40	9.71
Forehead R-4cm	5.99	11.59	7.39	5.94	7.28	8.70	14.18	8.54
Forehead Center	5.24	5.35	4.35	5.88	9.58	16.50	26.61	7.02
Forehead L-4cm	7.30	10.61	7.49	8.98	4.52	6.49	15.54	6.21
Forehead L-8cm	6.19	5.51	9.26	2.89	7.32	26.70	14.70	10.71
Wrist L-Inside	15.96	20.26	27.46	15.45	27.55	17.71	17.84	10.77
Wrist L-Outside	22.48	20.10	11.99	14.34	15.08	12.68	10.74	7.24
Wrist R-Inside	15.66	26.27	26.43	21.39	37.18	21.15	15.84	13.36
Wrist R-Outside	15.22	14.09	14.31	13.44	12.32	16.07	10.47	4.97

それぞれ9ヶ所(額部5ヶ所, 腕部4ヶ所)の部位毎に, 被験者数10名×装着圧7パターン, 計70個の $\overline{ER}_b$ ,  $\overline{ER}_s$ が得られた. この70個のデータを用い, 要因を装着圧力値(7水準)とし, 各部位毎に一元配置分散分析を行った. この分析から得られた有意確率が0.001を下回った部位についてTukey-Kramerの多重比較検定を行い<sup>(9)</sup>, どの群(圧力値)の平均が他の群(圧力値)の平均と異なるか判別した. また, 同部位・同圧力値下における $\overline{ER}_b$ ,  $\overline{ER}_s$ について対応のあるt検定(両側検定)を行った.

### 3.4 結果

一元配置分散分析によって推定された測定部位毎の $\overline{ER}_b$ ,  $\overline{ER}_s$ の母平均および標準誤差(SE)を表すグラフをFig. 7に示す. 誤差棒は平均から $\pm 2SE$ の範囲を示す. それぞれの詳細な値はTable 1に示す.

多重比較検定の結果, 有意差があった要因をTable 2に示す. 腕部は同被験者に対し, 実験を通して条件を変更していないため, 全ての部位で $\overline{ER}_b$ ,  $\overline{ER}_s$ 間の有意差が見られなかったため, 省略した.

また, 同部位・同圧力値下における $\overline{ER}_b$ ,  $\overline{ER}_s$ について対応

$$ER_k = \left| \frac{PPI_k - RRI_k}{RRI_k} \right| \times 100. \quad (1)$$

のある t 検定 (両側検定) を行った結果を Table 3 に示す。それぞれ  $\overline{ER}_b$ ・ $\overline{ER}_s$  間について，n.s.:有意差無し，\*: $p < 0.05$ ，\*\*: $p < 0.01$  を表している。

### 3.5 考察

Figure 7, Table 1 および Table 3 より，腕部における安静時の誤差率平均値  $\overline{ER}_b$  は，ほぼ 5% 以下となっているが，起立時の誤差率平均値  $\overline{ER}_s$  は増加しており，ほぼ全ての場合において， $\overline{ER}_b$ ， $\overline{ER}_s$  間で有意差が見られる。したがって，腕部脈波による脈拍推定精度は安静時においては高いが，起立時においては低いと考えられる。これは大半の被験者が起立動作を行う際に，机や椅子に手で掴まることや，腕全体を支えにすることなどを行ったため，計測部位に体動ノイズが混入したことが原因だと考えられる。

一方，額部における  $\overline{ER}_b$  は右 8 cm の部位を除き，ほぼ 5% 以下となっているが，おおよそ装着長が l1~l4 となる，比較的低压時に限られている。Table 2 より，安静時は右 4 cm, 8 cm の部位を除き，l1~l4 と最高圧の装着長である l7 の間で有意差が見られた。起立時は額部中央における測定のみ，l1~l5 と l7 の間で有意差が見られた。また，額部全体において， $\overline{ER}_b$  と  $\overline{ER}_s$  の間にほぼ有意差は見られなかった。

以上のことから，額部中央かつ低压時 (l1~l4) での測定は微小の平均値の変化は見られるが，この条件下では  $\overline{ER}_b$  と  $\overline{ER}_s$  に有意差はなく，また平均値が 5% 以下であることから，起立時における脈拍推定精度は腕部より高いと考えられる。また，額部中央における低压時の測定では， $\overline{ER}_b$ ， $\overline{ER}_s$  とともに l1~l4 間で有意差は見られないが，これはこの範囲内の装着圧であれば大きな誤差を生むことなく脈拍推定が可能であることを示していると考えられる。

したがって，額部脈波による脈拍の推定精度は腕部脈波によるものより高く，額部脈波を用いた脈拍推定は起立時脈拍変動モニタリングへ適していると考えられる。

### 4. 結論

本稿では，装置の装着に衣服の着脱が不要な点に着目し，自律神経機能評価の手法として額部脈波を用いた起立時脈拍変動の計測法を提案した。実験では額部脈波と腕部脈波を同時に計測し，それぞれの脈波から得られる脈拍の誤差率を比較することで，脈拍推定精度について検証した。実験により得られた誤差率を安静時と起立時のものに分割し，それぞれについて，7 水準の装着圧を要因とした一元配置分散分析を行った。

その結果， $\overline{ER}_b$ ， $\overline{ER}_s$  どちらも水準間で有意差が見られたのは額部中央のみであり，低压値と最高圧値での有意差が確認された。額部中央では誤差率の平均値が低压時において 5% 以下になることが示された。また同部位・同装着圧力下での  $\overline{ER}_b$  と  $\overline{ER}_s$  の対応のある t 検定を行った結果，額部で測定した場合はほぼ有意差が見られなかった。一方，腕部で測定した場合は大半の部位で有意差が見られた。以上のことから，高齢者を対象とした起立時脈拍変動モニタリングには額部脈波による脈拍推定が有効であると示された。

Table 2 The conditions of significant difference detected by Tukey-Kramer method ( $p < 0.05$ )

	L-8cm	L-4cm	Center	R-4cm	R-8cm
$\overline{ER}_b$	l1-l7	l1-l7	l1-l7	n.s.	n.s.
	l2-l7	l2-l7	l2-l7		
	l3-l7	l3-l7	l3-l7		
	l4-l7	l4-l7	l4-l7		
	l5-l7	l5-l7	l5-l7		
$\overline{ER}_s$	l4-l6	n.s.	l1-l7	n.s.	n.s.
			l2-l7		
			l3-l7		
			l4-l7		
			l5-l7		

Table 3 Significant difference between  $\overline{ER}_b$  and  $\overline{ER}_s$  by paired t-test (two-sided, n=10)

	l1	l2	l3	l4	l5	l6	l7
Forehead R-8cm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	**	n.s.
Forehead R-4cm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Forehead Center	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Forehead L-4cm	n.s.	*	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Forehead L-8cm	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	*	n.s.	n.s.
Wrist L-Inside	**	n.s.	**	**	*	**	**
Wrist L-Outside	**	**	*	n.s.	*	**	**
Wrist R-Inside	**	*	*	**	**	*	**
Wrist R-Outside	**	**	**	n.s.	*	*	*

(n.s.: No significant difference. \*:  $p < 0.05$ , \*\*:  $p < 0.01$ )

### 参考文献

- (1) 厚生労働省，平成 26 年版高齢社会白書 (概要版)，(2014)。
- (2) 日本自律神経学会編，“自律神経機能検査第 4 版，” 文光堂，pp. 124-128, (2000)。
- (3) Emil Jovanov, Mlenden Milosevic and Aleksandar Milenkovic, “A Mobile System for Assessment of Physiological Response to Posture Transitions,” *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, pp. 7205-7208, (2013)。
- (4) John Allen, “Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,” *Physiol. Meas.*, Vol.28, No.3, pp. 1-39, (2007)。
- (5) Alrick B. Hertzman, “The blood supply of carious skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph,” *Am. J. Physiol.*, Vol. 124, pp. 328-340, (1938)。
- (6) L Tarassenko, M Villarroel, A Guazzi, J Jorge, D A Clifton and C Pugh, “Non-contact video-based vital sign monitoring using ambient light and auto-regressive models,” *Physiol. Meas.*, Vol.35, No.807, pp.807-831, (2014)。
- (7) 糸井川 椋, 前田 祐佳, 水谷 孝一, 若槻 尚斗, “額部脈波を用いた起立時脈拍変動モニタリングに関する研究,” ライフサポート学会第 25 回フロンティア講演会論文集, 1C3-4, (2016)。
- (8) Christopher D. McManus, Ulrich Teppner, Dietrich Neubert and Slawomir M. Lobodzinski, “Estimation and Removal of Baseline Drift in the Electrocardiogram,” *Computers and biomedical research*, Vol.18, pp.1-9, (1985)。
- (9) John W. Tukey, “Comparing individual means in the analysis of variance,” *Biometrics.*, Vol.5, No.2, pp.99-114, (1949)。