

# 労働環境における携帯型センサによる生体情報モニタリングの意義

早野順一郎<sup>†</sup> 田麿哲也<sup>‡</sup> 岩田慎一郎<sup>‡</sup> 阿部勝巳<sup>‡</sup> 湯田恵美<sup>†</sup>

**概要**：勤務中の脈拍変動の解析から得られる情報の基本的特性を明らかにするために、8名のオフィスワーカーを対象に腕時計の携帯型センサによって、勤務中の脈派信号を、身体活動量、皮膚温、会話量および主観的な情動とともに1~3か月間に渡って記録した。総計1,544時間のデータが得られた。脈拍数は身体活動によって増加し、居眠りに伴って減少した。脈拍変動の高周波数(HF, 0.15-0.45 Hz)成分の振幅は手首で検出された軽度の体動に伴って増加し、居眠り中に減少した。因子分析の結果、脈拍変動から得られる情報の83%は、それぞれ、遅い変動と速い変動を反映する2つの成分によって説明された。遅い変動を反映する第一因子は、歩行によって減少し軽度の体動で増加したが、怒りを自覚した時にも増加した。速い変動を反映する第二因子も軽度の体動で増加したが、幸福感やリラックスを自覚した時に、怒りや悲哀を感じた時よりも、増加した。本研究の結果は、少なくとも腕時計型のセンサから得られた脈拍変動のHF成分は、心拍変動のHF成分とは異なり、心臓の副交感神経機能の指標としては使えないことを示唆する。一方、脈拍変動は、心拍変動にはない特徴として、その速い変動は仕事に対する陽性の情動と関連し、その遅い変動は仕事に対する葛藤や不安と関連する可能性が示唆された。

**キーワード**：携帯型センサ、生体信号、脈波、脈拍変動、心拍変動、労働、職業ストレス、身体活動、情動

## Characteristics of Biometric Information Obtained from Wearable Sensors during Work

JUNICHIRO HAYANO<sup>†</sup> TETSUYA TANABIKI<sup>‡</sup> SHINICHIRO IWATA<sup>‡</sup>  
KATSUMI ABE<sup>‡</sup> EMI YUDA<sup>†</sup>

### 1. はじめに

心拍変動解析による自律神経機能評価は様々な領域において利用されている[1]。心拍変動の高周波数(HF, 0.15-0.45 Hz)成分は呼吸に同期した心周期の変動で、呼吸性洞性不整脈の程度を定量化したものである。HF成分は心臓迷走神経のみによって媒介され、心臓副交感神経機能の指標として使用されている[2, 3]。また、呼吸性洞性不整脈には心拍を呼吸と同期させる事で、安静時の肺のガス交換効率を最適化する機能があることから[4]、それを反映するHF成分は心臓と呼吸の休息の指標である[5]。心拍変動の低周波数(LF, 0.04-0.15 Hz)成分やLF成分とHF成分のパワーの比(LF/HF)と自律神経機能との関連は、今なお議論の対象であるが[6-9]、LF成分は心臓副交感神経と交感神経機能の両者の影響を受ける[3, 10]。

従来、心拍変動解析には心電図のR-R間隔変動が用いられてきたが、心電図の計測には複数の電極の装着を必要とする事から、頻回の測定や長期間のモニタリングには限界がある。近年、心拍変動解析は、従業員の健康や生産性の向上のための指標として、職場環境における応用が注目されているが、就労中の測定には、最近、ウェアラブル・セ

ンサが急速に普及している脈波を、心電図の代わりに用いる試みが増加している。脈波は単一のセンサを皮膚に当てただけで測定されることから、心電図に比べて測定の負担が少なく、長期的なモニタリングも可能である。しかし、心電図による心拍変動解析では、電気生理学的に発生する急峻なR波の間隔を用いるのに対し、脈波による脈拍変動解析では、脈圧や組織の血液量の変化を反映するなどらかな波形から脈拍間隔や瞬時脈拍数を測定する必要がある。脈波の波形は、脈派伝搬速度、末梢からの反射波によって変形する事から、脈拍間隔の測定値は体位や呼吸、血圧の変動によって修飾をされる可能性がある[11-13]。実際、脈拍数と頻拍数は良好な相関を示しても、両者のHF成分の間の相関は中等度である[14]。勤務中の脈波は、作業に伴う体位の変化や身体活動、また手首にセンサを装着する場合には、キーボード操作などの手を使う作業の影響が生ずる可能性がある。このことは、就労中の脈拍変動から得られる指標に対して、心拍変動指標と自律神経機能との間に知られている関係をそのまま当てはめることの妥当性に対する検討の必要性を示唆する。

そこで、本研究は、就労中の脈拍変動の基本的な特性を検討した。オフィスワーカーを対象に、腕時計型の脈波センサを用いて就労中の脈波を記録し、そこから得られた脈拍変動の指標について、同時に測定した身体活動、体動、皮膚温、会話量、および主観的な情動との関係を分析した。

<sup>†</sup>名古屋市立大学大学院医学研究科  
Nagoya City University Graduate School of Medical Sciences

<sup>‡</sup>日本電気(株)ものづくりソリューション部門  
MONODUKURI Solution Division, NEC Co., Ltd.

表 1. 脈拍変動指標および生体情報の平均と標準偏差

Variable	時間, h	平均	標準偏差
PR, bpm	1544	74	10
SDPI, ms	1544	46	22
VLF, ms	1544	48	24
LF, ms	1544	28	9
HF, ms	1544	23	8
HF 周波数, Hz	1340	0.28	0.01
VLFsd, ms	1514	23	16
LFsd, ms	1514	14	6
HFsd, ms	1508	14	5
歩数, 歩/分	1544	8	45
METs	1544	0.40	0.48
体動時間, 分/5 分	1544	4	1
皮膚温, °C	1544	31.6	6.4
会話時間, 分/5 分	1486	1	2

## 2. 方法

### 2.1 対象とプロトコール

健康なオフィスワーカー 8 名を対象とした。対象者は、1～3 か月間に渡って、腕時計型の生体信号センサ(Silmeec W20、TDK 株式会社)を、勤務時間中(08:30-21:30)に装着した。この装置は、脈波とともに加速度、皮膚温、音、環境の紫外線を測定し、それらから、歩数、身体活動レベル(metabolic equivalents, METs)、活動状態(安静、歩行、歩行以外の体動)、睡眠、会話の有無を 1 分ごとに推定した。さらに、対象者には、実験期間中に自覚した情動(幸福感、怒り、リラックス、悲哀感)を記録するように依頼した。

### 2.2 データの分析

脈拍変動の分析には、complex demodulation(CDM) [15, 16]を用いた。CDM は時間領域の時系列解析法で、指定された周波数帯の変動の振幅と周波数を時間の連続関数として抽出する。本研究は、超低周波数(VLF)、LF、HF 成分の周波数帯として、0.0003-0.04 Hz、0.04-0.15 Hz、0.15-0.40 Hz の変動を CDM によって復調した。

CDM を適用する前に、脈拍間隔時系列よりノイズや不整脈によると考えられるデータを除外した後、ステップ関数で補間し 2 Hz で再標本化し、等間隔標本化時系列に変換して、CDM を適用した。

各周波数成分の振幅と周波数の平均値と SD (VLDsd、LFsd、HFsd) を 5 分ごとの求め、同じ 5 分間の枠組みで脈拍数および脈拍間隔の SD (PISD)、LF と HF 成分のパワーの比(LF/HF、振幅比の自乗)を計算した。

### 2.3 統計処理

統計処理には Statistical Analysis System (SAS Institute, Cary, NC)のプログラム・パッケージを使用した。個々の対象者の脈拍変動指標は、個人の平均値と SD を用いて z 変

換 ( $[x - \text{平均}]/\text{SD}$ ) することで標準化し、個体差の影響を除外した。各脈拍変動指標と他の生体指標との関係は Pearson の相関係数で、脈拍変動指標の活動状態、会話、睡眠(居眠り)による差は、混合モデルによる ANOVA によって分析した。

脈拍変動指標の背景に存在する共通因子を因子分析によって抽出した。因子分析には主因子法を使用し、1 以上の eigenvalue の数を抽出因子数とした。共通性の推定値には重相関係数を対角成分に挿入し、共通性の推定値の小数点以下 3 桁目に変化しなくなるまで、主因子分析を反復した。得られた直交成分の回転にはバリマックス法を用いた。

脈拍変動指標の因子スコアと活動状態、会話、睡眠との関連の分析には、一般線形モデルを使用した。第一種の過誤水準として  $P < 0.05$  を用いた。

因子スコアと諸種との関連の分析は、一般線形モデルにより年齢、性別の影響を調整して行い、因子スコアと生体信号指標との関連は相関係数によって評価した。  $P = 0.05$  を第一種の過誤の許容水準の閾値とした。

## 3. 結果

8 名から総計 1,544 時間分の分析可能なデータが得られた。脈拍変動指標および生体情報の平均値と SD を表 1 に、両者の間の相関係数を表 2 に示す。期待された通り、脈拍数は歩数および METs と関連したが、LF および HF 成分の振幅は体動時間と正の相関を示した。

図 1 は脈拍数および脈拍変動指標と加速度から推定された活動状態との関連を示す。脈拍数は歩行および中等度の体動で増加した。LF 成分の振幅は歩行時に減少し、HF 成分の振幅は会話時に減少したが(図 2)、両者とも軽度の体動時に増加し(図 1)、睡眠時に減少した(図 3)。

脈拍変動指標の因子分析の結果、1 以上の eigenvalue が 2 つ存在し、それらによって指標の分散の 83% が説明されることが分かった。表 3 に回転後の因子パターンを示す。第 1 因子には VLF の振幅と VLFsd、LF 成分の振幅の寄与が大きいことから、脈拍の遅い変動を反映すると考えた。第 2 因子には HF 成分の振幅の寄与と、LF/HF の負の寄与が大きいことから、脈拍変動の速い変動を反映すると考えた。

表 4 は、脈拍変動指標の各因子のスコアと身体活動、皮膚温、体動および会話時間の間の相関係数を示す。第 2 因子のスコアは体動時間と正相関を示した。また、第 1 因子のスコアは歩行中に減少し、軽度の体動で増加(図 4)、睡眠時に減少した(図 5)。第 2 因子のスコアは歩行中と軽度の体動時に増加し(図 4)、会話中および睡眠時に減少した(図 5)。

図 6 は、脈拍変動指標の因子スコアと主観的な情動の間の関係を示す。第 1 因子スコアは怒りによって増加したが、他の情動では変化しなかった。第 2 因子のスコアは幸福とリラックス感によって増加したが、怒りと悲哀感では変化しなかった。

表 2. 脈拍変動と身体活動、皮膚温、会話時間との相関

	相関係数 有意性				
	歩数	METs	体動時間	皮膚温	会話時間
PR	0.31 <.0001	0.21 <.0001	0.08 <.0001	-0.04 <.0001	0.06 <.0001
SDPI	0.11 <.0001	0.15 <.0001	0.17 <.0001	0.01 0.3	-0.02 0.01
VLF	0.06 <.0001	0.13 <.0001	0.15 <.0001	0.03 <.0001	-0.01 0.4
LF	-0.08 <.0001	0.05 <.0001	0.23 <.0001	0.01 0.1	0.01 0.04
HF	-0.01 0.4 <.0001	0.08 <.0001	0.31 <.0001	-0.06 <.0001	-0.07 <.0001
HF 周波数	-0.06 <.0001	-0.07 <.0001	-0.21 <.0001	0.09 <.0001	0.08 <.0001
VLFsd	0.02 0.04	-0.01 0.1	-0.02 0.01	-0.10 <.0001	-0.02 0.003
LFsd	0.04 <.0001	0.08 <.0001	0.12 <.0001	0.03 <.0001	0.02 0.03
HFsd	-0.03 0.0003	0.04 <.0001	0.15 <.0001	0.01 0.08	0.02 0.001

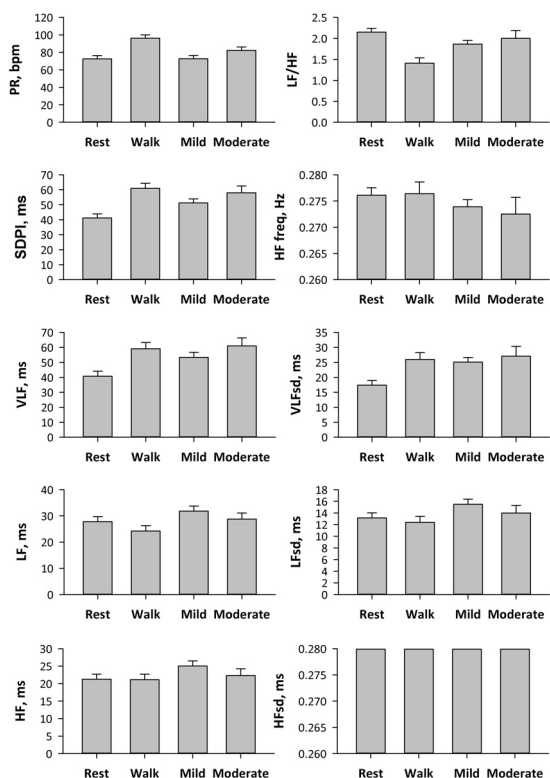


図 1. 脈拍変動指標に対する活動状態の影響  
 最小二乗平均と標準誤差。すべて  $P < 0.0001$ 。

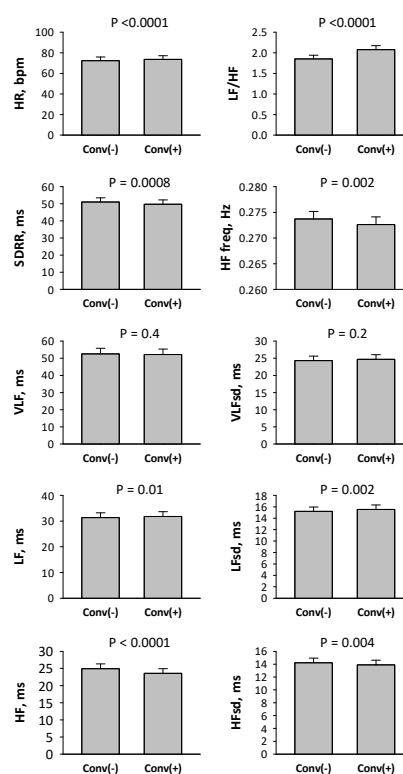


図 2. 脈拍変動指標に対する会話の影響  
 最小二乗平均と標準誤差

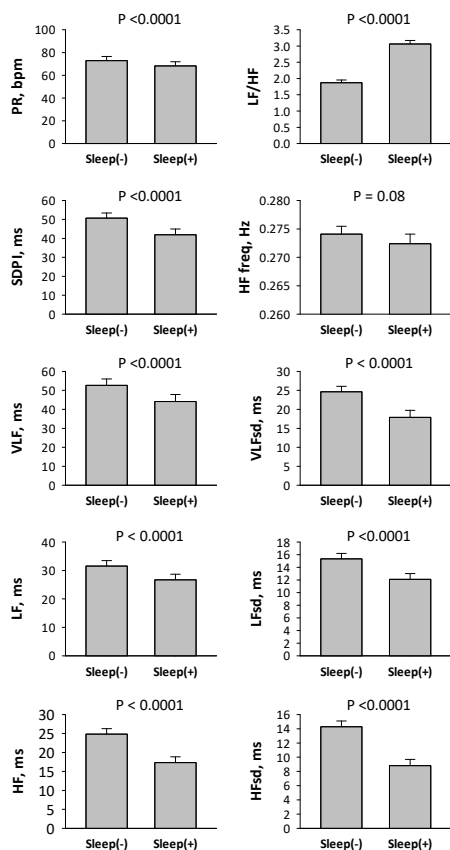


図 3. 脈拍変動指標に対する睡眠(居眠り)の影響  
最小二乗平均と標準誤差

表 3. バリマックス回転後の脈拍変動指標の因子パターン

Variable	Factor 1	Factor 2
	遅い変動	速い変動
PR	-0.38	-0.05
SDPI	0.74	0.23
VLF	<b>0.83</b>	0.10
LF	<b>0.80</b>	0.16
HF	0.43	<b>0.80</b>
LF/HF	0.28	<b>-0.82</b>
HF 周波数	-0.27	0.10
VLFsd	<b>0.81</b>	0.13
LFsd	0.77	0.18
HFsd	0.51	0.67

表 4. 脈拍変動指標の因子スコアと身体活動、皮膚温、会話時間との相関

	相関係数				
	有意性				
	歩数	METs	体動時間	皮膚温	会話時間
Factor 1 score	-0.008	0.094	0.193	0.015	0.011
	0.2	<.0001	<.0001	0.06	0.1
Factor 2 score	0.031	0.092	0.301	-0.083	-0.079
	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001

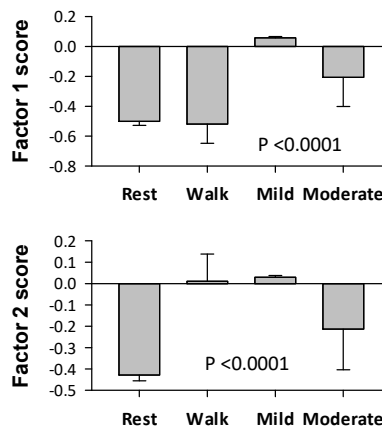


図 4. 脈拍変動指標の因子に対する活動状態の影響  
最小二乗平均と標準誤差

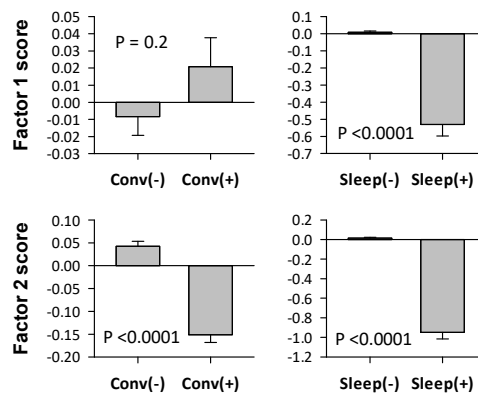


図 5. 脈拍変動指標の因子に対する会話と睡眠の影響  
最小二乗平均と標準誤差



図 6. 脈拍変動指標の因子とスコアと情動の種類との関係

#### 4. 考察

8 例のオフィス労働者を対象に、腕時計型ウェアラブル・センサによって長期間にわたって脈派信号を記録し、そこから得られた脈拍変動の基本的な特徴を調べた。その結果、就労中の脈拍変動は、心拍変動とは異なった特性を示すことが分かった。本研究の結果は、心拍変動と自律神経機能との関連についてこれまでの研究で蓄積された知識が、少なくとも腕時計型のセンサから得られた就労中の脈拍変動にはそのまま当てはめられないことを示している。

心拍変動の HF 成分の振幅は、心臓副交感神経機能の指標[1-3]として、あるいは心肺系の休息の指標[5]として広く知られているが、脈拍変動の HF 成分の振幅は、心臓副交感神経活動が抑制されると考えられる歩行時や軽度の体動によって増加した。この事は、就労中の脈拍変動の HF 成分の振幅は、心臓副交感神経活動の指標ではないことを示している。

脈拍変動の HF 成分の振幅の増加は、センサが装着されている手首の運動によるものである可能性が示唆される。手首の動きは、脈派の波形に HF 領域の高い周波数のアーチファクトを生ずる可能性があり、それが脈拍間隔の測定値に、人工的な速い変動を生成するのかもしれない。軽度な体動時には LF 成分の振幅も増加したので、この影響は LF 領域にも及んでいる可能性がある。本研究の対象者は、オフィス労働者であったために、彼らはキーボードの操作を頻繁に行っていた可能性があり、それが手首に軽度で速

い動きを生じさせていたものと考えられる。LF および HF 成分の振幅が睡眠(居眠り)時に減少したことも、この仮説を支持する。

脈拍変動指標の因子分析の結果、83%の分散を説明する 2 つの因子が抽出され、それぞれ、脈拍変動の遅い変動と速い変動を反映するものと解釈された。主観的な怒りの情動は、遅い変動を反映する第 1 因子のスコアとのみ関連し、幸福感とリラックス感は速い変動を反映する第 2 因子のスコアとのみ関連した。第 2 因子には HF 成分の貢献が大きいことから、第 2 因子と幸福感との関連には、軽度の体動が介在している可能性があり、それが仕事の順調な進行を示しているのかも知れない。逆に、怒りや悲哀が第 2 因子を増加させないのは、作業が順調に進まず手が止まっている状態を示しているのかも知れない。一方、第 1 成分スコアと怒りとの関連は、この成分が仕事における葛藤や不満の指標となる可能性を示唆している。

本研究にはいくつかの限界がある。第 1 に対象者はオフィス労働者であるが、就労中の脈拍変動の特性が職種によって異なる可能性は否定できない。したがって、本研究の結果が他の職種にも当てはまるかどうかは、今後の検証が必要である。第 2 に、情動は自主的な報告による主観評価に基づくものであり、強い情動を感じた時のみ記録されたものである。したがって、reporting bias や recall bias が働いている可能性を想定する必要がある。今後の研究ではランダム・プロンプト法などが有用かも知れない。第 3 に、本研究では脈派を腕時計型のセンサで記録した。センサを腕の動きの影響を受けにくい部位に装着した場合には、異なる結果が得られる可能性がある。

#### 5. 結論

腕時計型のセンサから得られる就労中の脈派の分析は、労働中の自律神経機能の評価法として注目されている。本研究の結果は、この方法で得られる脈拍変動指標の解釈には、心拍変動の指標についての従来の解釈が当てはまらないことを示す。特に脈拍変動の HF 成分の大きさは心臓副交感神経機能やや心肺系の休息を反映せず、軽度の体動によって増加する。一方、脈拍変動の指標には就労中の情動の種類と関連する因子が含まれている可能性があり、新たな分析法の開発の必要性が示唆された。

#### 参考文献

- [1] J. Hayano, "Introduction to heart rate variability," in *Clinical assessment of the autonomic nervous system*, S. Iwase, J. Hayano, and S. Orimo, Eds., ed Japan: Springer, 2016, pp. 109-127.
- [2] J. Hayano, Y. Sakakibara, A. Yamada, M. Yamada, S. Mukai, T. Fujinami, *et al.*, "Accuracy of assessment of

- cardiac vagal tone by heart rate variability in normal subjects," *American Journal of Cardiology*, vol. 67, pp. 199-204, Jan 15 1991.
- [3] B. Pomeranz, R. J. Macaulay, M. A. Caudill, I. Kutz, D. Adam, D. Gordon, *et al.*, "Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis," *Am J Physiol*, vol. 248, pp. H151-3, Jan 1985.
- [4] J. Hayano, F. Yasuma, A. Okada, S. Mukai, and T. Fujinami, "Respiratory sinus arrhythmia. A phenomenon improving pulmonary gas exchange and circulatory efficiency," *Circulation*, vol. 94, pp. 842-7, Aug 15 1996.
- [5] J. Hayano and F. Yasuma, "Hypothesis: respiratory sinus arrhythmia is an intrinsic resting function of cardiopulmonary system," *Cardiovascular Research*, vol. 58, pp. 1-9, 2003.
- [6] A. Malliani, "Cardiovascular variability is/is not an index of autonomic control of circulation," *Journal of Applied Physiology*, vol. 101, pp. 684; author reply 690-1, Aug 2006.
- [7] J. A. Taylor and P. Studinger, "Counterpoint: cardiovascular variability is not an index of autonomic control of the circulation," *Journal of Applied Physiology*, vol. 101, pp. 678-81; discussion 681, Aug 2006.
- [8] F. Rahman, S. Pechnik, D. Gross, L. Sewell, and D. S. Goldstein, "Low frequency power of heart rate variability reflects baroreflex function, not cardiac sympathetic innervation," *Clin Auton Res*, vol. 21, pp. 133-41, Jun 2011.
- [9] Y. Yoshida, Y. Furukawa, H. Ogasawara, E. Yuda, J. Hayano, and A. R. Group, "Longer lying position causes lower LF/HF of heart rate variability during ambulatory monitoring," in *Proceedings of the 2016 IEEE 5th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, Kyoto, Japan, 2016, pp. 214-215.
- [10] R. D. Berger, J. P. Saul, and R. J. Cohen, "Transfer function analysis of autonomic regulation. I: canine atrial rate response," *American Journal of Physiology*, vol. 256, pp. H142-H152, 1989.
- [11] A. Schafer and J. Vagedes, "How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability? A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram," *Int J Cardiol*, vol. 166, pp. 15-29, Jun 5 2013.
- [12] T. Akiyama, T. Miyazaki, H. Ito, H. Nogami, E. Higurashi, S. Ando, *et al.*, "Comparable accuracy of micro-electromechanical blood flowmetry-based analysis vs. electrocardiography-based analysis in evaluating heart rate variability," *Circ J*, vol. 79, pp. 794-801, 2015.
- [13] V. Ferrer-Mileo, F. Guede-Fernandez, M. Fernandez-Chimeno, J. Ramos-Castro, and M. A. Garcia-Gonzalez, "Accuracy of heart rate variability estimation by photoplethysmography using an smartphone: Processing optimization and fiducial point selection," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2015, pp. 5700-3, Aug 2015.
- [14] J. Hayano, A. K. Barros, A. Kamiya, N. Ohte, and F. Yasuma, "Assessment of pulse rate variability by the method of pulse frequency demodulation," *Biomed.Eng Online.*, vol. 4, p. 62, 2005.
- [15] J. Hayano, J. A. Taylor, S. Mukai, A. Okada, Y. Watanabe, K. Takata, *et al.*, "Assessment of frequency shifts in R-R interval variability and respiration with complex demodulation," *Journal of Applied Physiology*, vol. 77, pp. 2879-2888, 1994.
- [16] J. Hayano, J. A. Taylor, A. Yamada, S. Mukai, R. Hori, T. Asakawa, *et al.*, "Continuous assessment of hemodynamic control by complex demodulation of cardiovascular variability," *American Journal of Physiology*, vol. 264, pp. H1229-H1238, 1993.