

睡眠時の呼吸推定に向けた非接触脈波計測法に関する研究

Study on Non-contact Pulse Rate Measurement for Breathing Estimation during Sleeping

○ 伊藤駿史, 前田祐佳, 水谷孝一, 若槻尚斗 (筑波大学)

Takashi ITOH, Yuka MAEDA, Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI, University of Tsukuba

Abstract: Sleep Apnea Syndrome (SAS) causes various diseases such as circulatory disease and cerebrovascular disease. The number of SAS patients is estimated millions of people scale. Therefore, it is important to develop simple and contactless examination at home. The heart rate variability contains the rhythm which is affected by the breathing rate. For these reason, it is possible to estimate breathing activity during sleeping by the heart rate variability. Using infrared image is one of the methods for contactless pulse rate measurement in the dark. We experimented in order to investigate the influence of breathing arrest on pulse rate estimated from the infrared image. 10 subjects participated in this study. Subjects was asked to repeat 1 minutes resting state and breathing arrest. Arrest time was increased by 5 seconds each time until 20 seconds. As the result, we found the tendency that pulse rate was increased at the time of intake.

Key Words: Infrared Image, Heart Rate Variability, Respiratory Arrest

1. 序論

睡眠時無呼吸症候群 (Sleep Apnea Syndrome, SAS) を含む睡眠呼吸障害 (Sleep-disordered Breathing, SDB) は循環器疾患や脳血管疾患などの多岐にわたる合併症の危険因子となる⁽¹⁾⁻⁽³⁾。また, SAS は健康に影響を及ぼすだけでなく, 日中過眠 (Excessive Daytime Sleepiness, EDS) や交通事故・産業障害といった社会影響も及ぼす。わが国において何らかの治療が必要な SDB 患者は数百万人規模と推定されている⁽⁴⁾。現在, SDB の診断にはポリソムノグラフィ (Polysomnography, PSG) によって得られる睡眠時の生体情報が用いられている⁽⁵⁾。しかし, PSG は頭や顔, 腕など体の各部にセンサとなる電極やカフを取り付ける必要があり⁽⁶⁾, センサが被験者の睡眠や体動を妨げる可能性がある。また医療機関で診断が行われるが, SDB は自覚症状が出ないため, 早期発見が難しい上に, 数百万人規模の患者すべてに対して PSG を行うのは現実的ではない。そのため, 非接触かつ低拘束な睡眠時モニタリング機器による家庭での簡易検査が求められている。⁽⁷⁾

心拍数は呼吸によって変動することが知られている。1981 年に Akselrod らは副交感神経と交感神経を選択的に薬物でブロックする実験⁽⁸⁾によって, 心拍変動の 0.1 - 0.5 (Hz) に当たる高周波領域は副交感神経, 0.1 Hz 以下に当たる低周波領域は交感神経と副交感神経の両者の変調を受けたものであることを明らかにした。また, Eckberg らは呼吸吸気時に副交感神経, 交感神経ともに活動が抑えられることを報告している⁽⁹⁾。従って, 睡眠時の心拍変動から呼吸の状態が推定されている⁽¹⁰⁾。

本研究の目的は, 家庭で睡眠時無呼吸症候群のスクリーニング検査が可能な非接触かつ低拘束な睡眠時モニタリングシステムを開発することである。本稿ではその基礎的検討として, 暗所でも撮影可能な赤外線画像を用いて脈拍数を推定し, 得られた脈拍変動から呼吸停止が判定可能か検討した。

2. 計測原理

脈拍数を非接触で推定する方法として動画画像を用いた手法が存在する⁽¹¹⁾。心臓から血液が拍出することで皮下の血液量が変化し, 血中に含まれるヘモグロビンは可視光や赤外線光を吸収する性質を持つため⁽¹²⁾, 皮膚からの反射光量にも心拍数と同様の周期的変化が生じる。連続撮影された動画から, 被験者の顔の領域を抽出し, 抽出された領域の画像から心臓の拍動に伴う反射光量の変化をとらえることで脈拍数を推定することができる。本研

究では睡眠時, すなわち暗所でも撮影可能な赤外線カメラを用いて脈拍数の推定を行った。

本研究で得られた信号の典型例を **Fig. 1** に示す。Figure 1(a) は被験者の顔の反射光量の時間変化を, Fig. 1(b) は Fig. 1(a) の 30 秒区間を対象に, フーリエ変換を行って得た周波数スペクトルを, Fig. 1(c) は Fig. 1(a) に 0.5 - 3.0 (Hz) のバンドパスフィルタをかけて得られるデータをそれぞれ示している。

パソコンに取り込んだ赤外線画像に対して計測枠 (Region of Interest, ROI) を被験者の顔の中央付近に設けた。ROI 内の時刻 t における画素 (i, j) の輝度値を $I_{ij}(t)$ とする。心臓の拍動に伴う反射光量が, 体動による反射光量の変化に埋もれている画素を区別するために, フレーム間の輝度値の変化が少ない画素を閾値 k_{th} によって選択した。**Eq. (1)** に示すように, 選択された画素の集合を $S(t)$ とする。 $S(t)$ の輝度値の平均値 $I(t)$ を **Eq. (2)** によって算出し, Fig. 1(a) に示す ROI 内の輝度変化の時系列データを得た。得られたデータにエイリアシングの除去, 体動による影響の除去を目的として 0.5 - 3 (Hz) のバンドパスフィルタを適用し, Fig. 1(c) に示すデータを得た。

Figure 1(c) に示すデータを用いてピーク検出による脈拍数推定を行った。**Figure 2** にピーク検出による脈拍数推定の概略図を示す。バンドパスフィルタを適用したデータに対して Fig. 2(a) に示すようにピークを検出した。検出されたピーク間隔 t_{pp} から脈拍数 $P(i)$ を **Eq. (3)** を用いて算出し, Fig. 2(b) に示した脈拍数の時間変化の波形を得た。

$$S(t) = \{I_{ij}(t) | I_{ij}(t) - I_{ij}(t-1) < k_{th}\}. \quad (1)$$

$$I(t) = \sum_{I_{ij}(t) \in S(t)} I_{ij}(t). \quad (2)$$

$$P(i) = 60/t_{pp} \quad (3)$$

3. 実験

10 人の健常若年成人 (23.2 ± 0.84 歳, 身長 172 ± 5.40 cm, 体重 62.2 ± 9.48 kg) に対して実験を行った。**Figure 3** に実験系の概要を示す。近赤外光を照射し, 近赤外領域に感度を持つカメラ (Xbox One Kinect センサ, Microsoft) を用いて動画画像 (画素数: 512 × 424pixel, フレームレート: 30 fps) をパソコンに取り込んだ。同時にリファレンスとして胸部第 II 誘導心電図を計測した。心電図の信号収録は A-D 変換器 (USB-6120, National Instruments) を用いてサンプリング周波数 1000 Hz で行った。

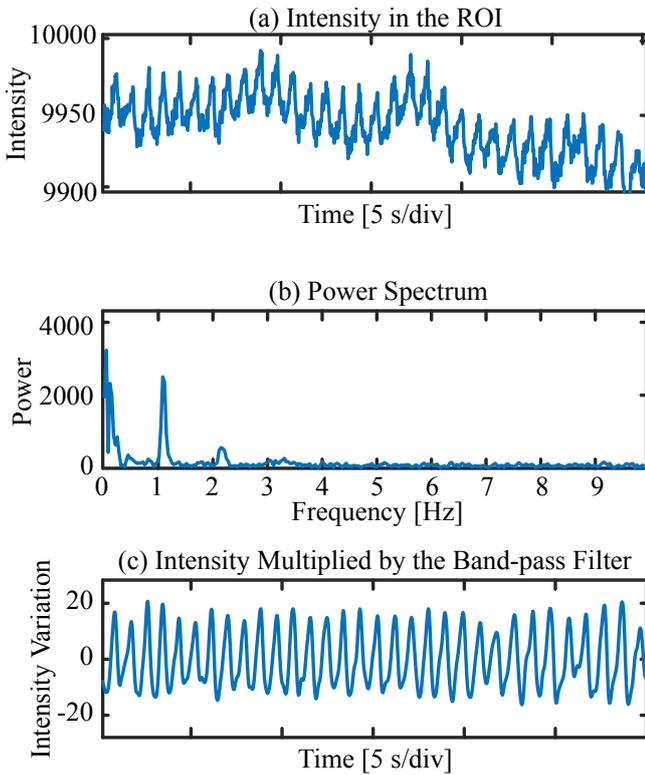


Fig.1 Typical example of time variation and power spectrum.

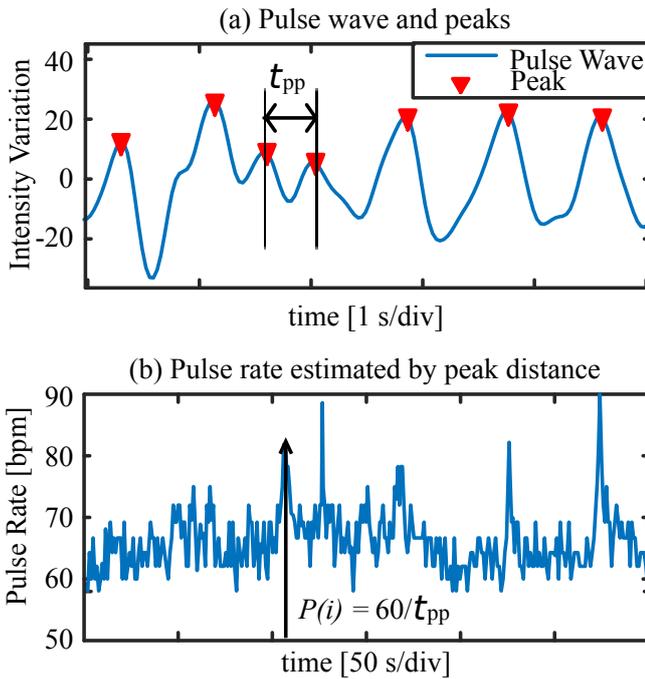


Fig.2 Schematic of pulse rate estimation.

心電図の R 波の間隔より心拍数を算出し，これを真値とした．呼吸停止区間とそれ以外の区間を判別するために，被験者にスイッチを持たせ，呼吸停止の間はスイッチを長押しするように指示した．暗室で被験者に仰臥位を指示し，被験者の顔の領域を撮影した．

実験のプロトコルを Fig. 4 に示す．1 分間の安静状態と呼吸停止を繰り返しながら呼吸停止時間を毎回 5 秒ずつ増加させ，呼吸停止時間が 20 秒となるまでこの過程を繰り返す．つまり，計測開始から 1 分間は安静状態を指示し，続いて 5 秒間の呼吸停

止を指示する．再度 1 分間の安静状態を指示した後に 10 秒間の呼吸停止を指示した．この流れを呼吸停止時間が 20 秒となるまで繰り返した．息を吸って止めた時と吐いて止めた時を比較するために計測は各被験者毎に 2 回行った．1 回目は息を吐いた状態での呼吸停止を指示した．2 回目は息を吸った状態での呼吸を指示した．以降，前者を実験 1，後者を実験 2 と呼ぶ．なお，本実験は筑波大学倫理委員会の承認を受け，すべての被験者からインフォームドコンセントを得た後に実施した．

4. 解析

信号の解析には Matlab を用いた．第 2 章で得た脈拍数の時間変化の波形は等間隔なデータではないため，線形補間によって 3 Hz で再サンプリングした．補間を行った脈拍変動の波形の 10 秒分の区間を対象に標準偏差を算出した．これを 1 サンプルずつずらしながらデータ全体にわたって行い，得られた脈拍変動の標準偏差の時間変化の波形について呼吸停止区間とその他の区間での比較を行った．

また，呼吸停止による影響は，脈拍変動の周波数成分のうち，副交感神経活動の帯域に現れると考えられる．よって本研究では脈拍変動波形を 0.15 - 0.5 (Hz) のバンドパスフィルタに通し，呼吸停止区間とその他の区間での比較を行った．

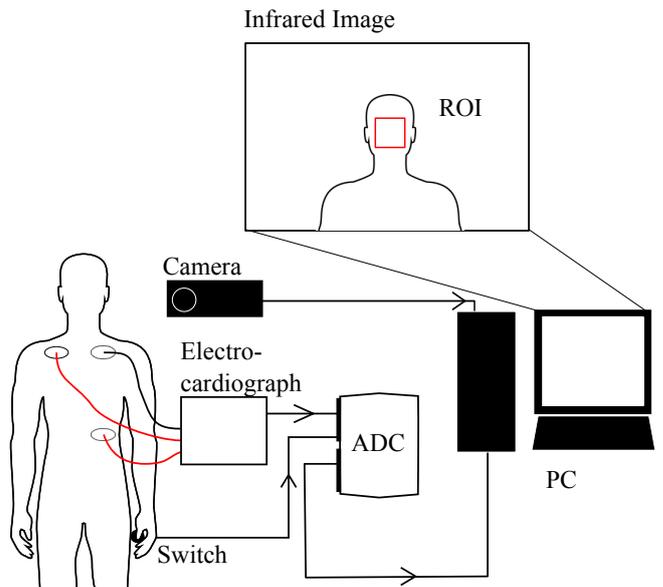


Fig.3 Situation of experiment.

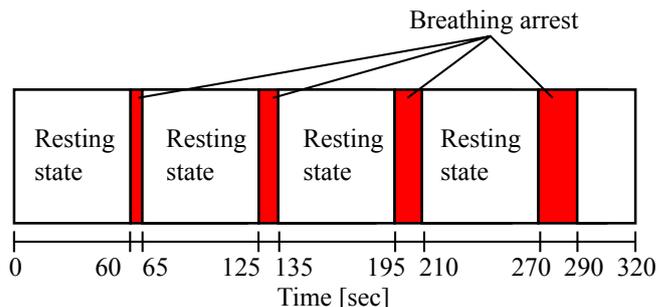


Fig.4 Experimental protocol.

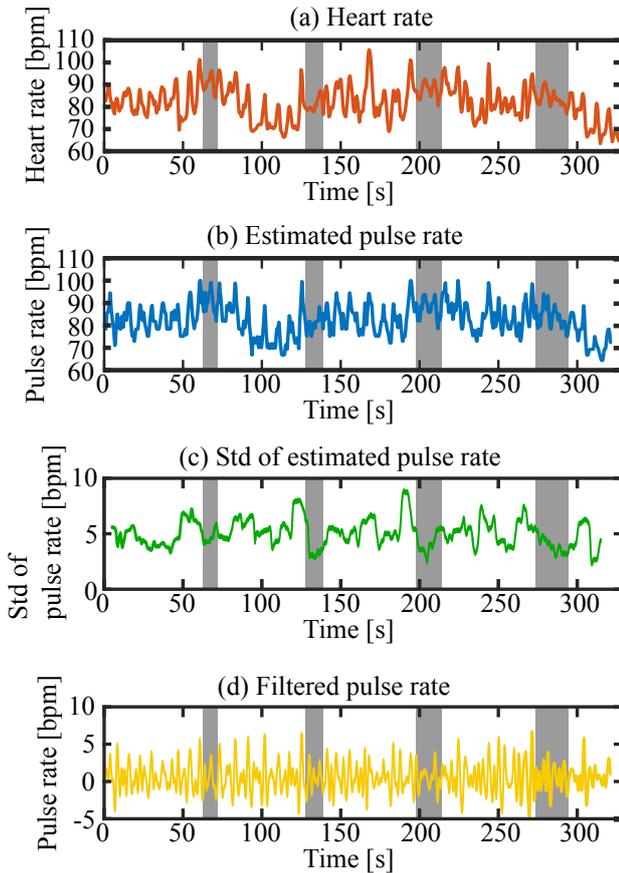


Fig.5 Typical example of result of experiment 1.

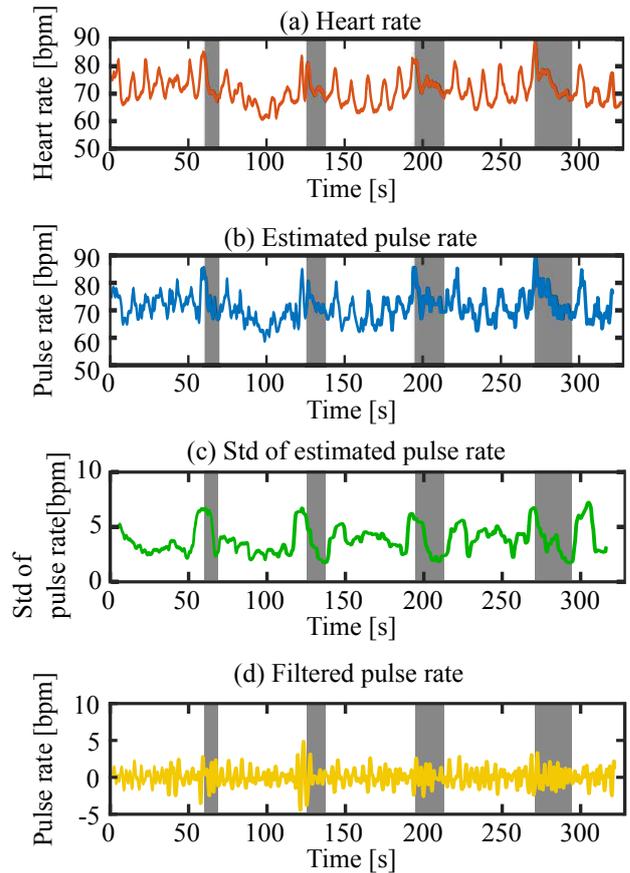


Fig.6 Typical example of result of experiment 2.

Table 1 Error rate of experiment 1 (n=10).

Subject No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average
Error rate [%]	5.30	2.76	9.38	4.34	3.66	3.28	4.34	5.86	4.93	6.05	4.99 ± 1.78
Error rate of 0 - 60 (sec) [%]	4.78	2.92	14.4	3.00	3.01	3.42	2.13	4.67	4.74	7.22	5.03 ± 3.42
Error rate of 270 - 290 (sec) [%]	3.10	2.07	3.58	2.58	2.09	2.63	2.64	8.40	3.98	6.40	3.75 ± 1.96

Table 2 Error rate of experiment 2 (n=10).

Subject No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average
Error rate [%]	4.16	2.38	6.95	7.46	9.12	2.69	4.62	9.40	6.75	6.45	6.00 ± 2.33
Error rate of 0 - 60 (sec) [%]	5.00	2.52	4.00	9.11	9.55	2.98	2.77	8.00	6.35	6.60	5.68 ± 2.50
Error rate of 270 - 290 (sec) [%]	2.90	2.26	11.6	6.43	5.59	2.79	7.66	10.4	6.54	7.37	6.36 ± 2.99

5. 結果

Figure 5 に実験 1 の結果の典型例，Fig. 6 に実験 2 の結果の典型例を示す。各図の (a) は心電図の R 波の間隔から求めた心拍変動，(b) は赤外線画像から得た輝度値の変化量のピーク間隔から推定した脈拍変動，(c) は (b) の波形の 10 秒分の区間の標準偏差の推移，(d) は (b) の波形に 0.15 - 0.5 (Hz) のバンドパスフィルタを適用した結果をそれぞれ表している。網掛け部分は呼吸停止区間を表している。

Table 1 は実験 1 の被験者ごとの誤差率，Table 2 は実験 2 の被験者ごとの誤差率を表す。各表の上段は計測時間全体の誤差率，中段は実験開始から 60 秒間の安静状態時の誤差率，下段は

20 秒間の呼吸停止時の誤差率を表している。推定した脈拍数を P (Pulse rate)，真値の心拍数を H (Heart rate) として，拍ごとの絶対誤差率 $E(i)$ % を Eq. (4) を用いて求めた。

$$E(i) = |P(i) - H(i)|/H(i) \times 100 \quad (4)$$

$E(i)$ を平均したものを、各被験者の誤差率とした。安静状態と呼吸停止の変化による赤外線画像を用いた脈拍推定の精度の有意差を検証するため、対応のある t 検定を行った。結果、実験 1 は $p = 0.300 (> 0.05)$ ，実験 2 は $p = 0.557 (> 0.05)$ となり、有意差はないことが示された。このことから、呼吸停止が赤外線画像を用いた脈拍推定の精度に与える影響はないと考えられる。

実験 1 では、被験者に共通する顕著な脈拍変動を確認することができなかった。一部被験者の 10 秒以上の呼吸停止区間において、呼吸停止後の呼吸再開に伴って標準偏差が大きくなることが確認できたが、同一被験者の場合でも呼吸停止区間毎に共通した変化は確認できなかった。

実験 2 では、6 名の被験者で一過的な脈拍数の上昇が確認でき、数秒後に脈拍数の低下を確認できた。吸った状態で息を止めている間は低下した脈拍数を持続する傾向が見られた。呼吸停止直前と呼吸再開直後に標準偏差が大きくなり、呼吸を止めている間は標準偏差が小さくなる傾向が見られた。

脈拍変動に 0.15 - 0.5 (Hz) のバンドパスフィルタを適応したが、吐いて止めた場合にも、吸って止めた場合にも呼吸停止区間のみに見れるような特徴は確認することができなかった。

6. 考察

実験 1 において、呼吸停止後の呼吸再開に伴って標準偏差が大きくなったのは呼吸開始に伴って息を大きく吸い込んだ際に、副交感神経の活動が抑えられたためであると考えられる。交感神経の活動にはノルアドレナリンが関与しており、ノルアドレナリンは心拍数が増加するように作用する。ノルアドレナリンは一度放出されると除去されるまでに時間がかかるため、効果が長い。一方で副交感神経の活動にはアセチルコリンが関与しており、アセチルコリンは心拍数が低下するように作用する。アセチルコリンはコリンエステラーゼによってすばやく分解されるため、効果は短い。Katona らや Eckberg らの報告の通り、呼吸吸気時に副交感神経と交感神経ともに活動が抑えられるが、アセチルコリンの方がノルアドレナリンよりも早く分解されるため、一過的に脈拍数が上昇し、標準偏差が大きくなったと考えられる。実験 2 の結果についても同じように呼吸吸気による交感神経と副交感神経の活動の抑制が関係していると考えられる。呼吸停止の直前から被験者が吸気することで交感神経と副交感神経の活動が抑えられ、一過的に脈拍数が上昇し、その後遅れてノルアドレナリンが除去されることで脈拍数が低下し、脈拍変動が小さくなり、その後、呼吸再開に伴う吸気のタイミングで再び脈拍数が増加したと考えられる。

得られた脈拍変動の波形を 0.2 - 0.5 (Hz) のバンドパスフィルタに通すことで呼吸による副交感神経活動の特徴が出るのではないかと考えたが、呼吸停止区間のみに見れるような特徴は確認できなかった。心電図の R 波間隔から得心拍変動を同じバンドパスフィルタに通したところ、息を吸って呼吸を止めた区間の振幅が小さくなる傾向が見られた。今後、赤外線画像を用いた脈拍数の推定精度を向上させることで同様の傾向が見られるようになるのではないかと考えられる。

本研究では、主に呼吸吸気時に赤外線画像を用いて推定された脈拍変動が上昇する傾向があることが確認でき、先行研究で報告された傾向と一致した。今後、このような傾向を利用して呼吸数の推定や呼吸停止状態の判定が可能であることが示唆された。

7. まとめ

本研究の目的は、家庭で睡眠時無呼吸症候群のスクリーニング検査が可能な非接触かつ低拘束な睡眠時モニタリングシステムを開発することである。本稿ではその基礎的検討として、暗所でも撮影可能な赤外線画像を用いて脈拍数を推定し、得られた脈拍変動から呼吸停止が判定可能か検討した。実験を行った結果、主に呼吸吸気時に推定された脈拍数が上昇する傾向が確認できた。以上のことから赤外線画像を用いた脈拍数推定によって得られる脈拍変動によって呼吸数の推定や呼吸停止状態の判定が可能であることが示唆された。今後は脈拍数推定の精度を向上させると共に、今回確認された傾向を定量的に評価し、呼吸判定アルゴリズムを検討する。

参考文献

- (1) Jose M Marin, “Long-term cardiovascular outcomes in men with obstructive sleep apnoea-hypopnoea with or without treatment with continuous positive airway pressure: an observational study”, *Lancet*, Vol. 365, pp. 1046-1053, (2005).
- (2) Eyal Shahar, *et al.* “Sleep-disordered Breathing and Cardiovascular Disease”, *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, Vol. 163, pp. 19-25, (2001).
- (3) F. Javier Nieto, *et al.* “Association of Sleep-Disordered Breathing, Sleep Apnea, and Hypertension in a Large Community-Based Study”, *The Journal of the American Medical Association*, Vol. 283, pp. 1829-1836, (2000).
- (4) 粥川裕平, “閉塞性睡眠時無呼吸症候群の有病率と性差, 年齢差”, *治療学*, Vol. 30, pp. 179-182, (1996).
- (5) 日本循環器学会, 日本呼吸器学会 他, “循環器領域における睡眠呼吸障害の診断・治療に関するガイドライン”, *Circulation Journal* Vol.74, (2010) .
- (6) 本間栄, “睡眠時無呼吸症候群 改訂第 2 版”, 克誠堂出版, (2009).
- (7) 佐野公彦, 他, “自宅パルスオキシメトリーによる睡眠呼吸障害のスクリーニング方法についての検討”, *日呼吸会誌*, Vol. 36, pp. 948-952, (1998).
- (8) S. Akselrod, *et al.* “Power spectrum analysis of heart rate fluctuations: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control”, *Science*, Vol. 213, pp. 220-222, (1981).
- (9) D. L. Eckberg, *et al.* “Respiratory modulation of muscle sympathetic and vagal cardiac outflow in man.”, *J Physiol*, Vol. 365, pp. 181-196, (1985).
- (10) 吉田豊, 横山清子, “心拍変動時系列からの呼吸関連パラメータの推定”, *生体医工学*, Vol. 43, pp. 456-460, (2005).
- (11) Chihiro Takano, Yuji Ohta, “Heart rate measurement based on a time-lapse image”, *Medical Engineering and Physics*, Vol. 29, pp. 853-857, (2007).
- (12) 青柳卓雄, “光による血中酸素濃度の計測の実際”, *BME*, Vol. 4(4), pp. 44-52, (1990).