

# エアチューブを用いた無拘束生体情報計測システムによる就寝時 血圧推定法

岩崎光<sup>†1</sup> 鎗木崇史<sup>†2</sup> 栗原陽介<sup>†2</sup>

日本における死亡の最大のリスク因子として、喫煙に次いで高血圧がある。特に高齢者は白衣高血圧や仮面高血圧の割合が高く、在宅環境において日常的に血圧の推移を確認する必要がある。仮面高血圧の一つである夜間高血圧の診断には、睡眠時の15~30分毎のカフ圧迫方式による計測が行われている。しかし、カフ圧迫による腕のしびれ、圧迫感による睡眠の阻害が起こるため、カフ圧迫を用いず拘束性が低い手法による血圧を計測することができれば日々の血圧モニタリングの一助となる。よって本研究ではベッド型の完全無拘束計測装置を用いた血圧推定システムを提案する。

## 1. はじめに

日本では高齢化が進行しており、総人口に占める高齢者の割合は平成27年には26.7%となっている。2060年に高齢化率は39.9%に達し、国民の2.5人に1人が65歳以上の超高齢社会になると言われている[1]。高齢化のために社会保障費が増大している。社会保障費は主に年金、介護、医療で構成されており、一般会計歳出の約3割を占めている[2]。更に、社会保障給付費において医療は32%も占め、費用は35兆円にも上る[3]。これらのことから、医療費を低減させることが日本の大きな社会課題となっている。

日本における死亡の最大のリスク因子として、喫煙に次いで高血圧がある。30代の日本人男性の60%、女性の45%が高血圧だと判定されており、厚生労働省は健康日本21（第二次）において収縮期血圧（最高血圧）を10年間で4mmHg低下させることを目標としてあげている[4]。

高血圧基準値として、診察室血圧測定と家庭血圧測定がある。高血圧には、診察室血圧は正常だが診察室外の血圧が高血圧を示す仮面高血圧があり、高血圧だと診断されていない人の10%~15%はこの仮面高血圧とみられている。これらは一般的に昼間に病院で測定される血圧では判断できず、家庭または職場で、早朝、夜間に血圧を測定する必要がある。仮面高血圧には、夜間に血圧が高くなる夜間高血圧、早朝に血圧が高くなる早朝高血圧、職場や家庭のストレスにさらされている昼間の血圧が高くなる昼間高血圧（ストレス下高血圧）の3つがある。

夜間高血圧の測定には、24時間自由行動下血圧測定（ABPM）、もしくは、家庭用血圧計が用いられている。ABPM、家庭用血圧計を用いた血圧測定では、カフを腕に巻き、圧迫し動脈を閉塞する。よって、夜間高血圧の測定のためには、睡眠時に15~30分に一回腕の圧迫が行われる。問題として、カフ圧迫によるしびれ、圧迫感による睡眠障害がある。また、15~30分に一回測定するだけでは、血圧の急激な短期変動を測定することができない。

これらの背景から、カフ圧迫を用いない血圧測定法が提案されている。使われるデータとして主に心電図（ECG）、指尖容積脈波（PPG）、心弾動図（BCG）の3つが使われている。これらのセンサの内の2つもしくは3つのセンサを用いて、脈の伝播速度を使った推定を行っている研究が多くある[5][6]。またBCGの測定には、椅子型[7]、ベッド型[8]、体重計型[9]などが用いられている。

血圧サーカディアンリズムが正常であれば、夜間血圧は昼間血圧より10~20%低下する。そして、睡眠時の血圧は睡眠段階であるノンレム睡眠、レム睡眠や覚醒状態によって影響を受けるといわれている。ノンレム睡眠時には血圧、心拍数は減少し、変動は少ない、一方レム睡眠時には血圧、心拍数は上昇し、変動する。ノンレム睡眠中の血圧の下降は主に心拍出量の低下によるものと考えられ、末梢血管抵抗は変わらないといわれている。一般的に血圧は心拍出量と末梢血管抵抗によって決まり、心拍出量は一回心拍出量と心拍数の積で表される。ノンレム睡眠では副交感神経系が優位であり、一回心拍出量と心拍数は減少し、心拍数はあまり変動しない。一方、レム睡眠では交感神経系の緊張により、一回心拍出量と心拍数が増加し、心拍数は激しく変動する[10]。これらのことから、交感神経系の緊張によって、一回心拍出量と心拍数が増加し、心拍出量が上昇、血圧上昇が起こることが考えられる。以上のことから特徴量は、自律神経系の緊張の指標として、心拍数、心拍変動、加速度脈波波高比を特徴量として用いる。

一般的に加速度脈波とは光電式指尖容積脈波（PPG）の二階微分波である。PPGの加速度脈波はa波、b波、c波、d波、e波の5つ波から成り、b/a、c/a、d/a、e/aの波高比は年齢、高血圧等により変化することが知られている。

本研究では、夜間血圧の推定を行うことを目的とし、比較的低拘束性の低いPPG、ベッド型のBCGから最高血圧、最低血圧の推定を行う。

<sup>†1</sup> 青山学院大学大学院  
Graduate School, Aoyama Gakuin University  
<sup>†2</sup> 青山学院大学  
Aoyama Gakuin University

## 2. 提案手法

### 2.1 センシングデバイス

双指向性マイクロフォンとは、前面と後面のポートから圧力変動を取り込み、その圧力の差によって電圧変化を計測するセンサである。さらに、脈波を計測する為に前面のポートを密閉し、双指向性マイクロフォンを高感度化する。以後高感度化した双指向性マイクロフォンをチューブと呼ぶ。高感度化により、心拍域 0.7Hz～1.5Hz を計測可能となる。

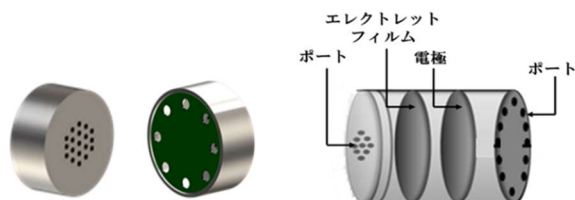


図 1 双指向性マイクロフォンの構造

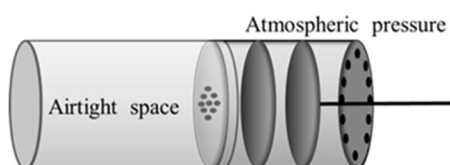


図 2 加工された双指向性マイクロフォン  
センシングデバイスとして、高感度化した双指向性マイクロフォンを塩化ビニール板と発砲ポリスチレンを用いて固定する。このデバイスにより、人間の呼吸、脈、体動などにより発生する振動を測定することが出来る。PPG 計測にはパルスオキシメータを用いる。

### 2.2 特徴量の抽出

BCG の測定機器として、高感度圧力センサを用いる。圧力センサは体の微弱な振動を取得することができる。この圧力センサをマットレスの下に設置する。次に PPG の測定機器として、パルスオキシメータを用いる。これらのアナログ信号はバンドパスフィルタ、増幅回路を通り、 $\Delta t$  でサンプリングされ保存される。1 min 間隔の離散時間を  $k$  とし、 $k = 1, 2, \dots, T$  とする。離散時間  $k$  の 1min 内の  $\Delta t$  毎

の離散時間を  $l$  とし、 $l = 1, 2, \dots, N$  とする。圧力センサから得られた 1min のデジタル信号を  $BCG(l)$ 、パルスオキシメータから得られた 1min のデジタル信号を  $PPG(l)$  とする。最も二乗平均平方根 (RMS) を 1min の BCG 時系列データ  $BCG(k-1), BCG(k-2), \dots, BCG(k-m)$  に対して算出し、最も値の小さかった BCG, PPG 時系列データを使用する。つまり、

$$\underset{\tau}{\operatorname{argmin}} [RMS\{BCG(k-\tau)\}] \quad (0 < \tau \leq m)$$

次に、選択された時系列データ  $PPG(l)$ ,  $BCG(l)$  に対して  $f_{low} - f_{high}$  Hz のバンドパスフィルタをかけ、得られた時系列データをそれぞれ  $PPG_{BPF}(l)$ ,  $BCG_{BPF}(l)$  とする。さらに、 $PPG_{BPF}(l)$ ,  $BCG_{BPF}(l)$  を二階差分した時系列データ  $PPG_{2nd}(l)$ ,  $BCG_{2nd}(l)$  は以下の式で得られる。

$$PPG_{2nd}(l) = PPG_{BPF}(l) - PPG_{BPF}(l-1)$$

$$BCG_{2nd}(l) = BCG_{BPF}(l) - BCG_{BPF}(l-1)$$

そして得られた 3 つの信号  $PPG(l)$ ,  $PPG_{2nd}(l)$ ,  $BCG_{2nd}(l)$  に対してピークをそれぞれ見つける。ここでは、脈の一拍の波形の中で最大値となる点をピーク定義する。 $PPG(l)$  のピークを  $peak$  とする。 $PPG_{2nd}(l)$ ,  $BCG_{2nd}(l)$  のピークを特に a 波と呼び、 $a_{PPG}$ ,  $a_{BCG}$  とする。a 波の次の局所最大値を c 波、a 波から b 波間の局所最小値を b 波とする。 $PPG_{2nd}(l)$  の c 波  $c_{PPG}$ ,  $BCG_{2nd}(l)$  の b 波  $b_{BCG}$ 。波間の長さの平均  $mean\{peak\}$ , 分散  $var\{peak\}$ , PPG の波高比  $mean\{\frac{c_{PPG}}{a_{PPG}}\}$ ,

BCG の波高比  $mean\{\frac{b_{BCG}}{a_{BCG}}\}$ , 計 4 つを特徴量として重回帰分析を用いて最高血圧、最低血圧の推定を行う。

## 3. 実験

### 3.1 実験システム

BCG 計測機器として、プリモ社の双指向性マイクロフォンである小型エレクトレットコンデンサマイクロフォン EM178 を高感度化したものを用いる。圧力センサは厚さ 21cm のマットレス下に設置する。PPG 計測機器として、Medtronic 社の SpO2 センサを用いる。

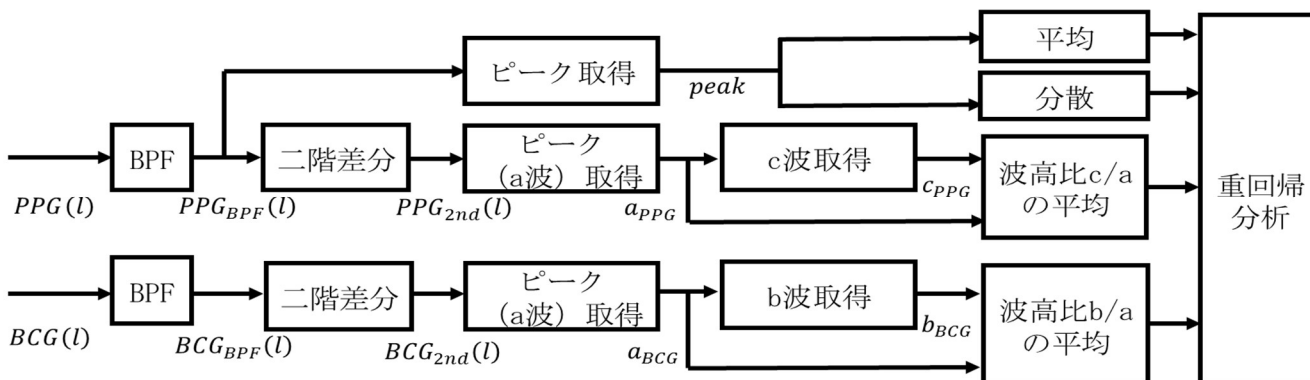


図 3 特徴量抽出の概要

実験条件は $\Delta t = 1\text{ms}$ ，バンドパスフィルタの範囲は $f_{\text{low}} = 0.7\text{Hz}$ から $f_{\text{high}} = 6\text{Hz}$ とする．読み込むファイル数 $m = 3$ とする．リファレンスとして，オムロン株式会社の自動血圧計 HEM-7252G-HP を左上腕部で計測を行う．被験者は 20 代男性 1 名，測定は睡眠時 00:50 から 08:30 まで 10 分間隔で行った，血圧の計測回数は 44 回である．

### 3.2 評価

計 44 回の最高血圧，最低血圧のデータを目的変数，BCG，PPG から得られた 4 つの特徴量を説明変数とし，重回帰分析を行う．また，1 個のデータをテストデータ，残り 43 個のデータを学習データとし，推定をおこなうクロスバリデーションを行う．

## 4. 結果

### 4.1 各波形の結果

PPG，BCG，それぞれの二階差分を示す．この波形は 1 min の 3 分間のデータの中で最も RMS が低い早朝 8:27 から 8:28 までの 1 min のデータである．また，このデータ取得時の姿勢は仰臥位である．

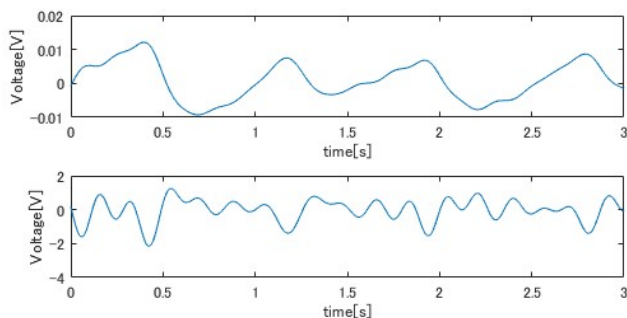


図 4 PPG (上) とその二階差分波形 (下)

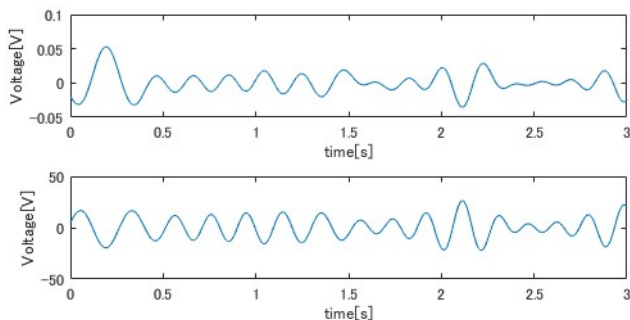


図 5 BCG (上) とその二階差分波形 (下)

次にこのデータから得られた一拍ごとのピーク，a 波を示す．

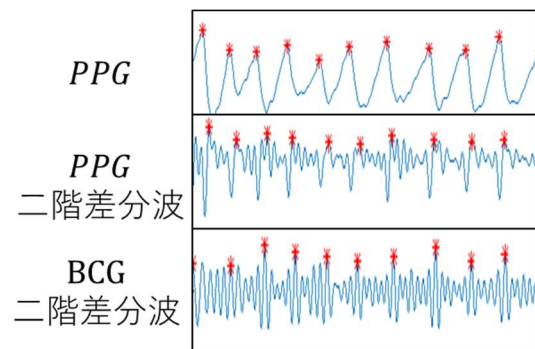


図 6 一拍ごとのピーク

### 4.2 重回帰の結果

以下に推定血圧と最高血圧，推定血圧と最低血圧の散布図をそれぞれ示す．表 1 から最高血圧と推定値における重相関は 0.69，最低血圧と推定値における重相関は 0.70 となり，どちらも相関関係がみられた．

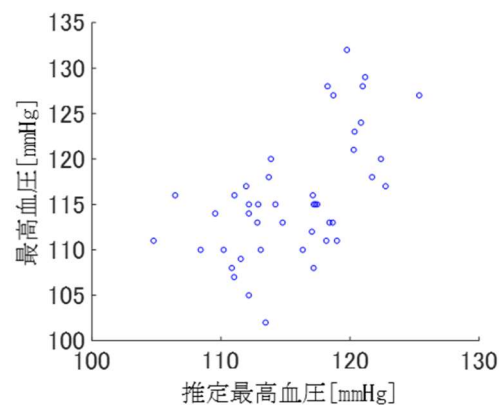


図 4 最高血圧と推定血圧の散布図

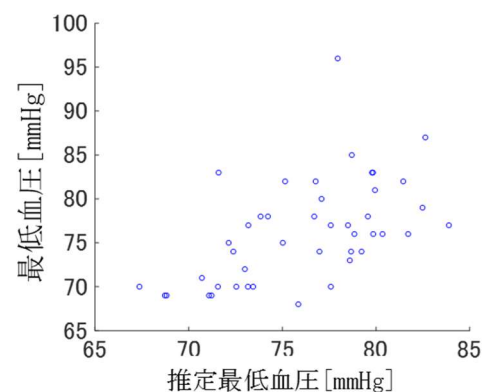


図 5 最低血圧と推定血圧の散布図

表 1 最高血圧, 最低血圧の重相関

|                    | 最高血圧 | 最低血圧 |
|--------------------|------|------|
| 重相関 R              | 0.69 | 0.70 |
| 重決定 R <sup>2</sup> | 0.47 | 0.49 |
| 補正 R <sup>2</sup>  | 0.42 | 0.44 |
| 標準誤差               | 5.19 | 4.38 |

次に表 2 から BCG, PPG の波高比は p 値が 5%以下であり, 血圧の推定に波高比が有効なことがわかる.

表 2 特徴量による推定への影響

| 特徴量         | 最高血圧の結果 |      | 最低血圧の結果 |      |
|-------------|---------|------|---------|------|
|             | 係数      | p 値  | 係数      | p 値  |
| 切片          | 97      | 0.00 | 163     | 0.00 |
| BCG 波高比     | -21     | 0.00 | -35     | 0.00 |
| PPG 波高比     | 19      | 0.01 | 17      | 0.04 |
| ピーク間隔<br>平均 | -11     | 0.31 | -20     | 0.12 |
| ピーク間隔<br>分散 | 98      | 0.40 | -120    | 0.38 |

## 5. 考察

図 4, 5 から体動などのノイズが大きいのっていない波形が得られていることがわかる. しかし, BCG に関しては一拍が目視でわからない部分も存在する. また, 睡眠時には仰臥位, 側臥位, 腹臥位など姿勢が大きく変わるため, BCG で得られる波形は大きく異なった. 推定精度を上げるためには, 姿勢で変わる波形から波高比を計算する必要がある.

## 6. おわりに

二つの計測機器を用いて PPG, BCG を計測し自律神経系の緊張の指標である心拍数, 心拍数の変動, 加速度脈波波高比を特徴量とした. PPG と BCG を用いた. 交感神経系の緊張の指標である心拍変動, 心拍数, 加速度脈波波高比を特徴量とした. 重相関が最高血圧では 0.68, 最低血圧では 0.70 となった.

## 参考文献

- [1] 内閣府: 平成 28 年版高齢社会白書, (2016).
- [2] 財務省: 平成 28 年度一般会計決算概要, (2016).
- [3] 厚生労働省: 社会保障費用統計, (2013).
- [4] 日本高血圧学会高血圧治療ガイドライン作成委員会: 「高血圧治療ガイドライン 2014」, ライフサイエンス, (2014).
- [5] Shin J. H., Lee K. M., Park K. S. : Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale, Physiological Measurement, Vol.30, No.7, pp.679-693(2009).
- [6] M. Kachuee, M. M. Kiani, H. Mohammadzade ほか : Cuffless

- Blood Pressure Estimation Algorithms for Continuous Health-Care Monitoring, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.64, No.4, pp.859-869(2017).
- [7] H. J. Baek, G. S. Chung, K. K. Kim ほか : A Smart Health Monitoring Chair for Nonintrusive Measurement of Biological Signals, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, Vol.16, No.1, pp.150-158(2012).
  - [8] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe ほか : Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.52, No.12, pp.2100-2107(2005).
  - [9] Shin J. H., Lee K. M., Park K. S. : Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale, Physiological Measurement, Vol.30, No.7, pp.679-693(2009).
  - [10] Khatri I.M., Freis E.D. : Hemodynamic changes during sleep, J Appl Physiol, Vol.22, pp.867-873(1967).