

臥位における低拘束な血圧推定システム開発に関する研究

Study on Development of Less Restraint System

for Estimating Blood Pressure in the Recumbent Position

○ 後藤雅志, 前田祐佳, 水谷孝一, 若槻尚斗 (筑波大)

Masashi GOTO, Yuka MAEDA, Koichi MIZUTANI, Naoto WAKATSUKI, University of Tsukuba

Abstract: Measuring blood pressure in sleeping is important to early detection and treatment of masked hypertension such as nocturnal hypertension or early-morning hypertension. To equip sphygmomanometer is necessary to obtain blood pressure but it gives subjects an oppressive or uncomfortable feeling, so it's difficult to monitoring blood pressure in sleeping. Therefore we attempted to develop less restraint monitoring system of blood pressure. Pulse wave, which is a waveform represents changes of capacity of blood vessels caused by heartbeats, attracts attention as easily obtainable index. Pulse wave velocity (PWV) which is obtained from pulse wave and electrocardiogram can well reflects a blood pressure, so we can estimate the change of blood pressure from PWV. We developed less restraint PWV measuring system using photoplethysmograph (PPG) and electrocardiogram, and evaluated the performance of these proposed instruments, and experimented to derive relational expression of blood pressure and PWV.

Key Words: Pulse wave, Pulse wave velocity, Blood pressure, Electrocardiogram

1. 序 論

動脈は生命活動の維持に必要な酸素や栄養素を体のあらゆる組織へと運搬する血液の通り道であり、体の最も重要な器官の一つである。近年、ストレスや運動不足、偏食等生活習慣の悪化から、高血圧症や動脈硬化の発生及びその潜在的な患者数の増加が問題となっている⁽¹⁾。特に高血圧症は動脈硬化やそれに起因する心筋梗塞、脳梗塞等の疾患の主な原因となり得る。ところが、夜間や早朝など検診時以外において血圧値が異常に上昇する仮面高血圧症などの疾患が存在することから、カフ式血圧計を用いた病院における間欠的な計測では疾患の早期発見が困難である⁽²⁾。

血圧と相関があることが知られている生体指標に、脈波伝播速度 (Pulse Wave Velocity, PWV) がある⁽³⁾。脈波とは、広義には心拍に伴う物理的な脈動現象全てを指すが⁽⁴⁾、赤血球の吸光特性を利用した光電脈波計による光電容積脈波 (PPG, Photoplethysmogram)⁽⁴⁾がその計測の簡便さから最も一般的に用いられており、非侵襲的で容易に血管の状態をモニタリング可能な生体情報として、注目を浴びている。PWVは脈波が血管を伝播する速度のことであり、血圧の他に心拍数や動脈の弾性率、年齢等にも相関があることが知られている⁽⁴⁾。

仮面高血圧症の診断には、主に24時間自由行動下血圧測定法 (ABPM) が用いられている⁽⁵⁾。これはカフ式自動血圧計を体に装着し、一定時間ごとに血圧の計測を行うことで、血圧をモニタリングする方法である。しかし、血圧計の装着には拘束感が伴うことから、被験者にストレスを与え血圧に影響を及ぼす可能性があり、特に睡眠時においては頻繁な血圧計測により睡眠障害を引き起こす可能性もあることから問題である⁽⁶⁾。このことから、拘束感が少なく無意識な計測が可能な計測システムは、被験者のストレスを軽減するという観点から重要である。

本研究では、仮面高血圧症、特に夜間・早朝高血圧症の早期発見という観点から睡眠時における長時間の血圧モニタリングを念頭に、ベッド上での被験者や計測者の負担が少ない低拘束な PWV 計測デバイスを作製し、臥位における低拘束な血圧推定システムの開発を行った。

2. 計測原理

脈波が血管中を伝播する時間を脈波伝播時間 (Pulse Transit Time, PTT) と呼ぶ。PWV (cm/s) は脈波が血管を伝播する速度であるから、脈波伝播距離を L (cm) とし、Eq. (1) と定義した。

$$PWV \text{ (cm/s)} = L / PTT \quad (1)$$

本研究では、Eq. (1) における PTT (s) は Fig. 1 に示すように、心臓が血液を拍出した時に発せられる心電図 R 波が観測された瞬間 (a 点) から、脈波が到着した瞬間である脈波の立ち上がり点 (b 点) までの時間とする。また、心臓から足首までの脈波伝播距離 L_a は、

$$L_a \text{ (cm)} = 0.813 \times H - 2.073 \quad (2)$$

と定義した⁽⁷⁾。Eq. (2) における H は身長 (cm) である。

本研究では、心電図 (Electrocardiogram, ECG) と PPG を同時計測することにより PWV の算出を行い、さらに PWV を用いた血圧推定法について検討を行った。

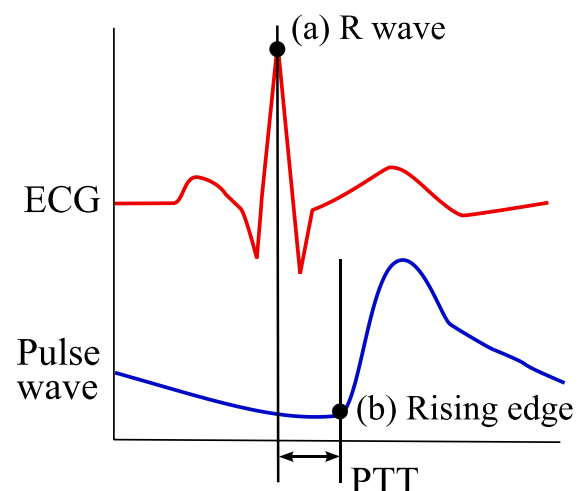


Fig. 1 Definition of PTT.

3. システム概要

本研究では、臥位において低拘束な PWV 計測及び血圧推定を可能とするため、Fig. 2 に示すベッド上に設置可能な布電極を用いた心電計と、脈波センサを複数配置した脈波計測デバイスを作製した。

心電計の電極には金属布を用いた布電極 (イキソルメッシュ, 幸和システム販売株式会社) 約 100 × 15 (cm) 2 枚を使用した。布電極にはアレルギー性が低く、発汗等による腐食に強いリン青銅製の金属布を採用し、頸部と足首に設置した。ここで頸部一足首誘導において得られる波形は、心電図第 I 誘導及び第 II 誘導の合成波形と考えられる。

脈波センサはピーク波長 565 nm の Pulse Sensor (SEN-11574, SparkFun) を用いた。センサを足首から腓腹部の露出する部分に接触する位置に設置し、汗によるショートや体動によるコードの断線を防ぐため、不織布にセンサの受光部大の穴を開けて裏側よりセンサを貼付し、体が直接脈波センサに触れる部分を最小限にした。脚を置く位置の制約を減少させるため、先ほどの不織布に脈波センサ 7 つを体と垂直に直線状に貼付し、各脈波センサの下部には圧力センサ (FSR-402, Interlink Electronics Inc.) をそれぞれに貼付した。これは圧力を脈波と同時に計測し、脚による荷重が最大となった位置にある脈波センサから取得したデータを選択的に使用するためである。最後に脚とセンサの密着性を得るため、センサー式を貼付した不織布をポリエステル製のクッション 35 × 60 (cm) 上に設置し固定した。以下本研究で開発した心電計を布電極心電計 (ECG with sheet electrodes), 脈波計測デバイスをクッション脈波計 (Cushion PPG) とした。

4. 実験

本研究は当該倫理委員会の承認を受け、以下すべての実験においては被験者からインフォームドコンセントを得て実施した。実験は健康若年成人 10 名 (年齢 22.9 ± 0.9 歳, 身長 172.1 ± 4.7 cm, 体重 59.9 ± 4.9 kg) を対象に行った。

まず、作製した計測デバイスによる計測波形の妥当性の検証を行う実験を行った。クッション脈波計により計測を

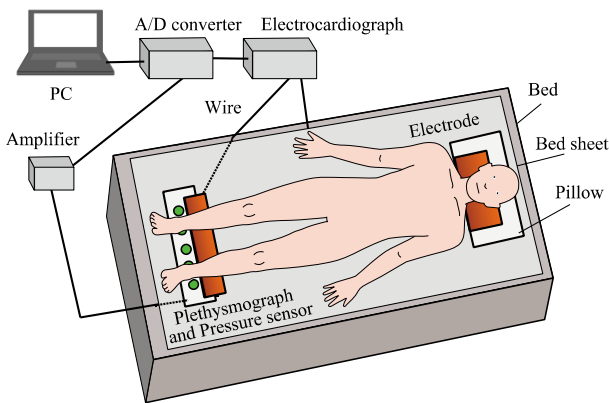


Fig. 2 Less restraint PWV measuring system.

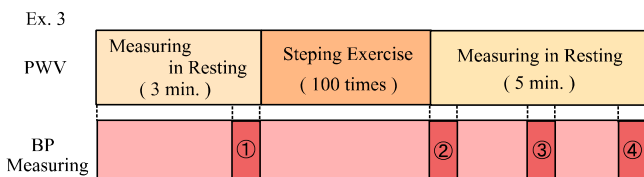


Fig. 3 Experimental procedure of Ex.3.

行った脈波のピーク間隔と胸部誘導心電図の R 波間隔を比較し、姿勢によらない心拍を反映した正確な脈波の計測可能性について検討を行った。仰臥位、側臥位、伏臥位で脈波及び胸部誘導心電図を各 3 分間ずつ計測し、脈波ピーク間隔 PPI (s) 及び胸部誘導心電図 RR 間隔 RRI (s) を算出、そのピーク間隔誤差率の平均 $\overline{ER_{PPI}}$ (%) を算出した (実験 1)。誤差率の平均 $\overline{ER_{PPI}}$ の定義を Eq. (3) に示す。

$$\overline{ER_{PPI}} (\%) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|PPI_i - RRI_i|}{RRI_i} \times 100. \quad (3)$$

同様に、布電極心電計により計測した頸部一足首における心電図誘導波形の妥当性を検証する実験を行った。仰臥位において布電極心電計による頸部一足首誘導心電図及び胸部誘導心電図を同時に 3 分間計測し、それぞれの RR 間隔 RRI_s (s) 及び RRI_c (s) を算出、布電極心電計による心電図におけるピーク間隔誤差率の平均 $\overline{ER_{RRI_s}}$ (%) を算出した (実験 2)。誤差率の平均 $\overline{ER_{RRI_s}}$ の定義を Eq. (4) に示す。

$$\overline{ER_{RRI_s}} (\%) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|RRI_{c_i} - RRI_{s_i}|}{RRI_{c_i}} \times 100. \quad (4)$$

次に、作製した計測デバイスを用いて計測した PWV と、カフ式血圧計を用いて計測した血圧の関係について確認するため、血圧上昇タスクを用いる実験を行った。被験者は作製した計測デバイスを設置したベッド上に仰臥位となり、約 1 分間安静状態を保った後、3 分間デバイスを用いた PWV の計測を行った。その後、高さ約 28 cm の踏み台を用いて 100 回の昇降運動を実施し、同様にデバイスによる 5 分間の PWV 計測を行った (実験 3)。この際、安静時及び血圧上昇タスク後の PWV 計測開始直後、約 2 分 30 秒経過後、5 分経過後の計 4 回、血圧の測定を行った。実験 3 の流れを Fig. 3 に示す。血圧計はオシロメトリック式自動血圧計 (UA-851PBT-C, エー・アンド・デイ) を使い、血圧計測のタイミングも記録した。

尚、信号収録は Labview (National Instruments) を用いて A/D 変換器 (USB-6211, National Instruments) を介して行い、サンプリング周波数 1000 Hz で収録を行った。実験の様子を Fig. 4 に示す。

5. 解析

信号の解析には Matlab を用いた。心電図における R 波



Fig. 4 Situation of experiments.

Table 1 Error rate of Cushion PPG (n=10).

Subject No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average	
Dorsal	\overline{ER}_{PPI} [%]	0.49	0.49	0.51	1.04	1.14	0.79	1.22	1.11	0.43	0.69	0.79 ± 0.27
Lateral	\overline{ER}_{PPI} [%]	0.91	0.69	0.37	0.74	0.88	2.61	0.74	1.01	0.65	0.36	0.90 ± 0.37
Prone	\overline{ER}_{PPI} [%]	0.85	2.33	2.76	0.96	2.17	2.44	3.61	1.46	2.45	0.80	1.98 ± 0.77

Table 2 Error rate of ECG with sheet electrodes (n=10).

Subject No.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	Average
\overline{ER}_{RRI_s} [%]	0.049	0.051	0.118	0.045	0.053	0.101	0.081	0.070	0.227	0.314	0.111 ± 0.065

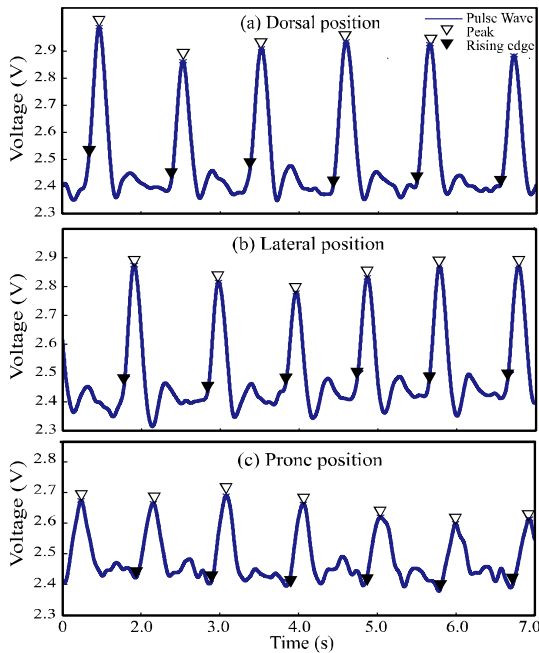


Fig. 5 Typical example of PPG Waveform.

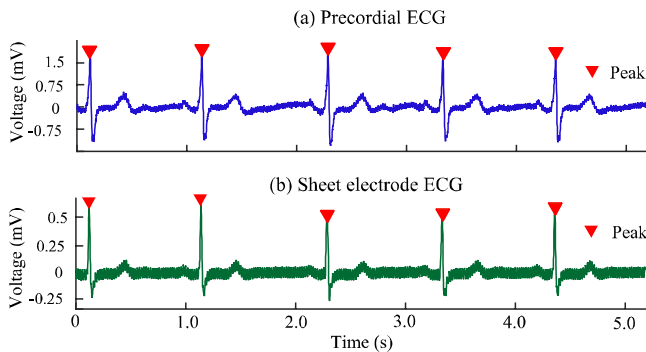


Fig. 6 Electrocardiogram of ECG with sheet electrodes.

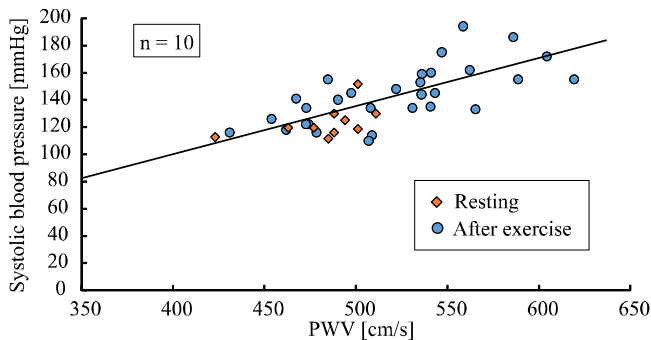


Fig. 7 Correlation diagram of BP and PWV.

発生タイミングは、フィルタ処理を施した心電図波形に対し閾値を設定し、この閾値を超えた範囲での最大値を取る時点とした。体動等による誤検出を低減するため、安静時では平均的な心拍数 1~1.6 Hz を基準に⁽⁸⁾、運動後では個人差が大きいことから目視で、R 波の検出周期の閾値を設定した。脈波の立ち上がり点は脈波を 2 階微分した波形の各パルスにおける最大値を取る時点と定義した⁽⁷⁾。得られた脈波波形は、商用電源ノイズ等の高周波ノイズを除去するため、カットオフ周波数 50 Hz のデジタル・ローパスフィルタを通した。また、得られた心電図波形にも同様にカットオフ周波数 50 Hz のデジタル・ローパスフィルタを通し、さらに体動等による基線動揺ノイズを除去するため、カットオフ周波数 1 Hz のデジタル・ハイパスフィルタを通した。尚、解析ではフィルタ処理による位相遅れの発生を防ぐため、フィルタ処理を行ったデータ列を逆にして逆方向に再度フィルタ処理を行う、ゼロ位相デジタルフィルタ処理を行った。

6. 実験結果

実験 1 の結果を **Table 1** 及び **Fig. 5** に示す。Table 1 は各被験者、各姿勢における胸部誘導心電図 RRI とクッション脈波計 PPI の誤差率の平均 \overline{ER}_{PPI} (%) とその平均及び標準偏差を表し、Fig. 5 は各姿勢におけるクッション脈波計による脈波計測波形である。また実験 2 の結果を **Table 2** 及び **Fig. 6** に示す。Table 2 は実験 2 における各被験者の胸部誘導心電図 RRI と布電極心電計心電図 RRI の誤差率の平均 \overline{ER}_{RRI_s} とその平均及び標準偏差を表し、Fig. 6 における (a) は胸部誘導心電図、(b) は布電極心電計による頸部-足首誘導心電図の計測波形である。

実験 3 で得られた PWV と血圧の関係を **Fig. 7** に示す。Fig. 7 に示した PWV はそれぞれの血圧計測タイミングにおける前後 5 秒間の平均とした。また、実験 3 で得られた PWV と血圧の相関係数を求めると、 $r = 0.72$ ($p < 0.001$) となり強い相関が確認できたことから、回帰分析を行い回帰直線の式を求めたところ、

$$y = 0.34x - 33.0 \quad (4)$$

となった。Eq. (4) における y は血圧 (mmHg)、 x は PWV (cm/s) である。さらに Eq. (4) を用いて PWV から血圧を推定し、実際に計測した血圧との誤差率を求めたところ、その平均と標準偏差は 8.4 ± 4.9 (%) となった。また、誤差の絶対偏差 (MD) 及び標準偏差 (SD) を求めたところ、それぞれ 11.8 mmHg、14.8 mmHg となった。

一方で、今回実施した血圧上昇タスクでは血圧と同時に心拍数の上昇も発生することから、心拍数による PWV への影響の可能性を考慮し⁽⁴⁾、PWV と心拍数の関係において相関分析を行うと同時に、収縮期血圧、心拍数、PWV の各

パラメータを用いて重回帰分析を行った。その結果、相関係数は $r=0.34$ ($p<0.05$) となり、回帰分析の式は、

$$z = 0.33x + 0.10y - 35.0 \quad (5)$$

となった。Eq. (5) における z は収縮期血圧 (mmHg), x は PWV (cm/s), y は心拍数 (bpm) である。PWV と心拍数の相関係数は $r=0.33$ であった。更に Eq. (5) を用いて収縮期血圧を推定したところ、実際に計測した収縮期血圧との誤差率は 8.4 ± 5.0 (%) となった。

7. 考察

実験 1 から、開発したクッション脈波計は脈波ピーク点を、胸部誘導心電図 R 波発生点を基準としておよそ 3% 以下の誤差率で計測可能であることが示された。また実験 2 から心電図 R 波発生点を、胸部誘導心電図 R 波発生点を基準としておよそ 1% 以下の誤差率で計測可能であることが示された。また、実験 3 から本計測システムで計測した PWV と従来法による血圧において相関係数 $r=0.72$ ($p<0.001$) の有意な相関が確認できた。このことから、本計測システムは臥位における血圧の変動をモニタリング可能であると考えられる。更に、本計測システムは誤差率 8.4 ± 4.9 (%) の範囲において臥位における収縮期血圧の推定が可能であることが示された。また、PWV と心拍数の相関係数は $r=0.33$ であり、収縮期血圧と PWV の相関係数 $r=0.72$ よりも低い値であったことから、PWV は収縮期血圧の影響を最も受け、心拍数から受ける影響は相対的に小さいといえる。さらに心拍数を用いない収縮期血圧推定式 Eq. (4) による推定値による誤差率と比較すると、変化が見られなかったことから、本計測システムによる血圧推定においては心拍数の影響は少なく、PWV の値より収縮期血圧の推定が可能であることが確認できた。

開発したシステムによる血圧推定値の誤差の標準偏差は 14.8 mmHg となったが、JIS 規格では血圧計の誤差の平均は ± 5 mmHg 以内、誤差の標準偏差は 8 mmHg 以内と規定されていることから、本研究による血圧推定手法は測定の際のばらつきが大きく、改善の余地があると考えられる。更に、鈴木らが行った心血管特性を考慮したデータ分類による光電脈波信号を用いたカフレス血圧推定⁽⁹⁾では、カフ式血圧計との収縮期血圧の誤差の標準偏差は 8.2 mmHg であり、横井らが行った環境変化を考慮した光電容積脈波信号からのカフレス血圧変動量推定⁽¹⁰⁾では、カフ式血圧計との収縮期血圧の誤差の標準偏差は 7.3 mmHg であったことから、他の手法よりも計測による個人ごとのばらつきがやや大きいと言える。誤差のばらつきの主要因としては体動ノイズや各個人の血管状態の違いが考えられ、機器や解析アルゴリズムの改良を含めて検討を行っていく必要がある。

8. まとめ

本研究では、臥位における低拘束な血圧推定を可能とするため、クッションと複数の脈波センサ、圧力センサを用いた脈波計測デバイス (クッション脈波計) 及び電極に金属布を用いた心電計 (布電極心電計) を使用した PWV 計測システムを開発し、その計測波形の妥当性及び血圧の推

定可能性について検証を行う実験を行った。実験の結果、開発した計測システムは脈波ピーク点及び心電図 R 波発生点を、胸部誘導心電図 R 波発生点を基準としておよそ 3% 以下の誤差率で計測可能であることが示された。また、開発したシステムを用いて計測した PWV と血圧の関係性を、血圧上昇タスクを用いて確認した結果、Eq. (4) の関係式が得られた。Eq. (4) を用いて、計測した PWV から血圧の推定を行ったところ、従来法を用いて計測した血圧との誤差率は 8.4 ± 4.9 (%)、誤差の標準偏差は 14.8 mmHg となった。このことから推定精度においては改善の余地があるといえるが、一方で収縮期血圧と PWV の間では強い相関が見られたことから、開発したシステムは臥位において血圧の変動をモニタリングするシステムとしては有用であることが示された。今後はより高い精度での血圧推定を可能とするため、開発した計測システムの改良を行うと同時に、睡眠時における血圧モニタリング可能性について検討を行っていく。

9. 参考文献

- (1) 厚生労働省, “平成 23 年患者調査の概況”, 受療率, (2011).
- (2) 荻尾七臣, “炎症と動脈硬化 高血圧”, 日本内科学会雑誌, Vol. 99, No. 9, pp.2096 - 2103, (2010).
- (3) 稲垣義明, 増田善昭, “動脈硬化と脈波”, 血管と脈管, Vol. 3, No. 9, pp.1059 - 1066, (1972).
- (4) 小澤利男, 増田善昭, “脈波速度”, 株式会社メディカルビュー社, p.13, pp.15 - 16, p.94, (2002).
- (5) 鈴木康子, 桑島 巖, 三谷健一, 宮尾益理子, 宇野彩子, 松下哲, 蔵本築, “早朝高血圧における血圧変動と活動度”, 日本老年医学会雑誌, Vol. 30, No. 10, pp.841 - 848, (1993).
- (6) 松岡誠治, “小児, 青年時における白衣高血圧と仮面高血圧の検討”, 慶應義塾大学医学部小児科教室, Vol. 85, No. 2, pp.99 - 108, (2009).
- (7) 宗像正徳, “PWV を知る PWV で診る”, 中山書店, p.38, pp.21 - 23, (2006).
- (8) 秋山俊雄, “安静時心拍数と予後の関係”, Japanese journal of electrocardiology, Vol. 31, No. 4, p.429, (2011).
- (9) 鈴木里実, 小栗宏, “心血管特性を考慮したデータ分類による光電脈波信号を用いたカフレス血圧推定”, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 108, No. 371, pp.1 - 4, (2008).
- (10) 横井都司如, 河中治樹, 小栗宏次, “環境変化を考慮した光電容積脈波信号からのカフレス血圧変動量推定”, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 112, No. 344, pp.13 - 18, (2012).