

# カフレス血圧計測法を用いたウェアラブル血圧計測デバイス

## A wearable blood pressure measurement device using cuffless blood pressure measurement method

精密工学専攻 53号 脇浩平  
Kohei Waki

### 1. 研究の背景と目的

血圧が高い状態が続く高血圧症は、動脈硬化に拍車をかけるとされており、心筋梗塞や脳卒中のリスクが高まる原因になると言われている<sup>(1)</sup>。血圧は、1日の中でも活動時や安静時などの状態や環境で変化してしまい、日内での変動も大きい。従って、医療機関で計測される随時血圧は、患者本来の血圧の状態を反映しない。そのため、脳卒中のリスク評価などでは、日常生活での自由行動下血圧の計測が望ましい<sup>(2)</sup>。そこで、長時間の連続的な血圧計測が可能なウェアラブル血圧計測デバイスが求められている。現在、主に家庭での血圧計測には、オシロメトリック法が用いられている。この計測法は、カフにより上腕や手首を圧迫し、減圧の過程で血圧を計測する方法である。しかし、カフによる上腕の圧迫により血流を一時的に止める必要があり、使用者への負担が大きい問題がある。

そこで、使用者への負担が少ないカフレス血圧計測法として、トノメトリ法<sup>(3)</sup>、脈波伝播時間(Pulse Transit Time: PTT)による血圧推定法<sup>(4)</sup>、重回帰分析による血圧推定法<sup>(5)</sup>が注目されている。これらの計測法の中で、我々はトノメトリ法による血圧計測デバイスの研究を行っている。トノメトリ法は皮膚上から血管に圧力センサを押し付け、血圧計測を行う方法である。血流を止める必要がないため、低負荷で連続した血圧計測が可能である。しかし、試作中のトノメトリ法の血圧センサは計測の誤差が大きい問題がある。そこで本研究では、PTTや重回帰分析を用いた血圧の推定値を組み合わせることによって、低負荷で高精度な血圧計測を行うためのシステムを提案・試作する。PTTを用いた血圧の推定法は、2点間で計測されたPTTと収縮期血圧の関係から血圧を推定する方法である<sup>(4)</sup>。PTTの計測には、心電と指先や手首などが用いられている。しかし、計測にはデバイスが複数必要であり、心電用のデバイスは皮膚に直接貼り付ける必要があるため、簡便な計測ができない。また、この2点が高精度な計測に適した計測箇所であるかは明らかになっていない。重回帰分析を用いた血圧の推定法は、光電容積脈波センサによって計測した脈波の波形から特徴量を抽出し、重回帰分析を用いて血圧を推定する方法である<sup>(5)</sup>。しかし、特徴量と血圧の相関は個人差が大きい。また、長期的な血圧計測においては誤差が大きく、定期的な較正が必要である。そこで本研究では、試作した血圧計測デバイスを用いて各計測法の精度の比較実験を行い、これらの計測法によって推定した血圧値でトノメトリ法による計測値を較正し、高精度な長時間の連続計測可能な血圧計測デバイスを実現することを目的とする。

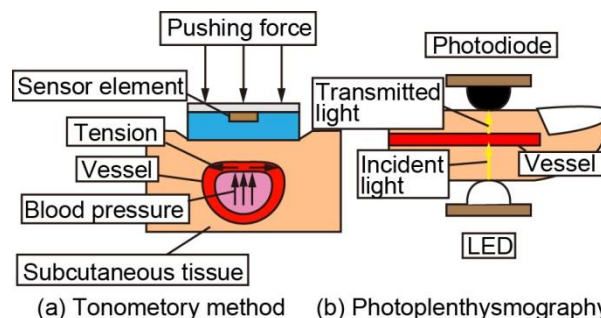


Fig. 1 The principle of the arterial tonometry method and photoplethysmography.

### 2. 各カフレス血圧計測の原理

#### 2.1 トノメトリ法の計測原理

トノメトリ法の計測原理を Fig. 1(a)に示す。血管壁には円周方向に張力が働いており、張力の垂直方向成分が存在する。この垂直方向成分が血圧に影響してしまうことで、正確な血圧が計測できない。そこで、皮膚上からセンサを適度な力で押し付け、血管上部を平坦にさせることで張力を水平方向成分のみにする。その結果、押し付け力と血圧が等しくなり、血圧の計測が可能となる。この計測法は血流を止めないため、血圧を連続した血圧脈波として計測することが可能である。一方で、押し付け力は血管上部を平坦にする最適な力である必要がある<sup>(6)</sup>。しかし、長時間の血圧計測では被験者の活動による体動が生じ、センサの押し付け力が変動してしまう。そのため、計測の誤差が大きく、定期的な較正が必要であると考えられる。

#### 2.2 カフレス血圧計測法の計測原理

トノメトリ法による計測値を他のカフレス血圧計測による計測値によって較正する方法がある<sup>(7)</sup>。2点間で計測した脈波のピーク時間差を脈波伝播時間  $T_{PTT}$  としたとき、収縮期血圧  $P_s$  との関係は  $a_1$ 、 $a_2$  を係数として、式(1)で示される<sup>(4)</sup>。

$$P_s = a_1 \ln T_{PTT} + a_2 \quad (1)$$

従来研究では、式(1)から算出した値にトノメトリ法による計測値を合わせることで較正を行っている<sup>(7)</sup>。脈波伝播時間は、指先での光電容積脈波法(photoplethysmography: PPG)を用いた脈波計測と手首でのトノメトリ法による計測値のピークの時間差から求めている。PPGの計測原理を Fig. 1(b)に示す。皮膚に赤外線 LED から赤外線を照射し、血管を透過してきた光をフォトダイオードで検出する。生体内に照射された光は、動脈血層の周期的な容積変動による、ヘモグロビンの量に応じて強度が変化するため、脈波計測が可能となる。

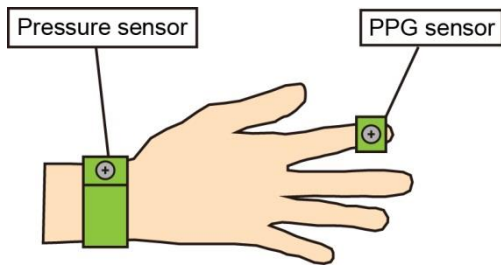


Fig. 2 Schematic view of measurement system.

しかし、従来研究では装置が大型であり、日常的な血圧計測には不向きであった。

また、PPGを用いた血圧の推定方法として、重回帰分析による血圧推定法がある<sup>(5)</sup>。これは血圧と高い相関を持つ脈波の特徴量を抽出し、重回帰分析を行うことで血圧値を推定する方法である。単一のセンサで推定可能であり、簡便な計測が可能である。しかし、長期間の計測では誤差が大きく、定期的な較正が必要である。これらの計測法を用いて誤差が少ない血圧の計測値を求め、その値を用いた較正を行うことで、高精度な血圧計測が可能であると考えた。

### 3. 設計と試作

#### 3.1 ウェアラブル血圧計測システム

血圧計測システムの概要を Fig. 2 に示す。本研究では、トノメトリ法による血圧脈波を計測するための圧力センサを手首に装着可能な腕輪型デバイスと、容積脈波を計測するための光電式センサを指先に装着可能な指輪型のデバイスを試作する。日常的な血圧計測のためには、ウェアラブルな計測システムが必要になる。そのため、装着箇所に密着する形状を持つ、小型で軽量のデバイスが必要だと考えた。

#### 3.2 腕輪型血圧計測デバイス

本研究で用いる腕輪型血圧計測デバイスの概要を Fig. 3(a) に示す。このデバイスは ABS 樹脂の枠と、アクリルとねじによる押し付け力調節機構、血圧脈波計測用の圧力センサ、シリコーンゴムである PDMS(Polydimethylsiloxane)で構成されている。試作したデバイスを Fig. 4(a)に示す。デバイスの枠は 3D プリントを用いて作成した。血圧脈波計測に用いる圧力センサはタッチエンス(株)のショックカクチップ™を使用する。この圧力センサは直径 5.5 mm、高さ 3.1 mm の円筒形の受圧部を持ち、感度は z 方向に 0.3 V/N、xy 方向に±0.5 V/Nである。また、デバイスに取り付けたねじを回すことで、圧力センサの押し付け力の調節が可能である。枠と腕の隙間は PDMS で埋まっている。PDMS は腕型の石膏を型にすることで、腕に密着する形状になっており、違和感なくデバイスを装着し続けることが可能である。

#### 3.3 指輪型脈波計測デバイス

本研究で用いる指輪型脈波計測デバイスの概要を Fig. 3(b) に、試作したデバイスを Fig. 4(b)に示す。センサは 15 × 10 × 1.5 mm<sup>3</sup> のプリント基板に赤外線 LED を配置した発光部、20 × 18 × 1.5 mm<sup>3</sup> のプリント基板にフォトダイオードとオペアンプ、抵抗を配置した受光部の 2 つで構成されている。受光

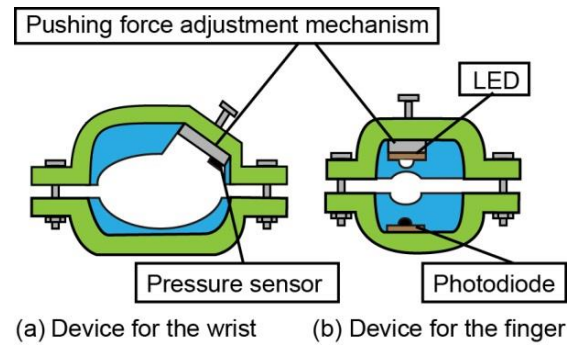


Fig. 3 Schematic view of fabricated device.

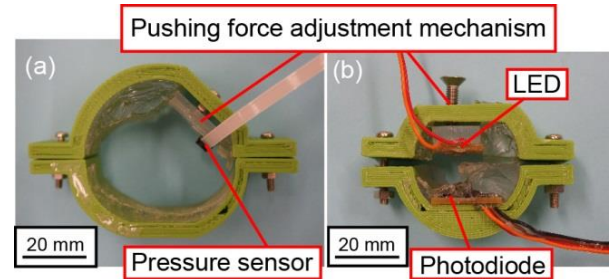


Fig. 4 Photograph of fabricated device.

部は枠に取り付け、PDMS に埋め込んでいる。発光部は厚さ 2 mm の PDMS で覆い、押し付け力調節機構に取り付けた。ねじを回すことで発光部を押し付ける力を調節することができる。腕輪型血圧計測デバイスと同様に、PDMS は指型の石膏を型にすることで、指に密着する形状になっている。

### 4. カフレス血圧推定実験

#### 4.1 トノメトリ法による血圧脈波計測実験

試作デバイスを用いて、トノメトリ法による血圧脈波計測実験を行った。実験のセットアップを Fig. 5 に示す。以降の実験のセットアップは共通である。各センサからの出力は増幅基板を通してオシロスコープで計測している。右腕を心臓と同じ高さにして実験を行った。圧力センサの位置と押し付け力は、計測される血圧脈波の振幅が最大となるような条件とした。実験の結果を Fig. 6 に示す。血圧の最大値である収縮期血圧は 306 mmHg、血圧の最低値である拡張期血圧は 257 mmHg であった。被験者の通常時の血圧が収縮期で 120 mmHg、拡張期で 70 mmHg 程度で振幅が約 50 mmHg であることから、高い値ではあるが脈波の計測は問題なくできていると考えられる。従って、この値を較正することで高精度な血圧脈波計測が可能になると考えられる。

#### 4.2 脈波伝播時間による血圧推定実験

次に、脈波伝播時間による血圧の推定実験を行った。右手に取り付けた試作デバイスで PTT の計測を行い、左手に取り付けた市販血圧計でその時の血圧値を計測した。まず、PTT を算出するため、試作デバイスによる脈波計測を行った。計測された波形を Fig. 7(a)に示す。計測された脈波伝播時間は PTT = 0.05 s であった。圧力センサと光電式センサの距離は 180 mm であるため、PTT の逆数である脈波伝播速度は 3.60 m/s となった。心臓と指尖間の脈波伝播速度は 3 ~ 4 m/s であ

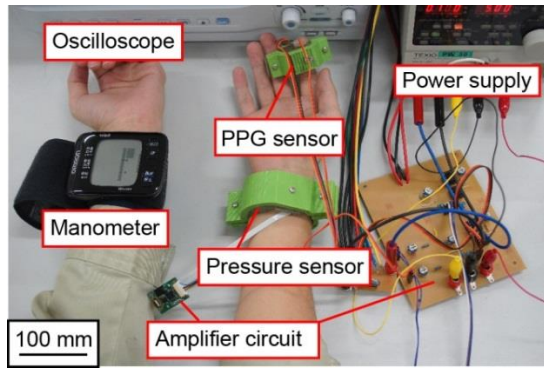


Fig. 5 Experimental setup.

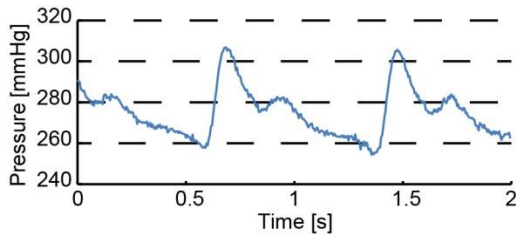
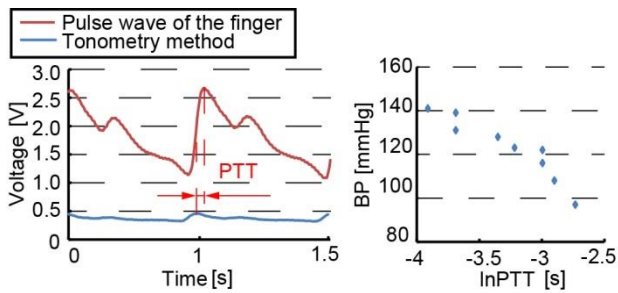


Fig. 6 Blood pressure pulse wave measured by the fabricated device.



(a) Result of measuring (b) Relationship between PTT and  $P_s$

Fig. 7 Relationship between PTT and  $P_s$ .

るため<sup>(8)</sup>, 適切な計測が行えていることがわかる. 次に, 算出した PTT から式(1)の係数  $a_1$ ,  $a_2$  を求める. 腕の心臓からの高さを変えることで血圧値を変動させて計測を行い, PTT と収縮期血圧との関係を求めた. 結果を Fig. 7(b)に示す. PTT の横軸は対数グラフを使用した. PTT と収縮期血圧との相関係数は-0.94 となり, 線形な関係があることが確認できた. そこで, 最小二乗法により, PTT から血圧値を求める式(2)を導出した.

$$P_{\text{PTT}} = -38.62 \times \ln \text{PTT} - 5.24 \quad (2)$$

#### 4.3 重回帰分析による血圧推定実験

次に, 重回帰分析による血圧推定を行った. 脈波の波形は変化が緩やかであり, 各脈波成分を正確に抽出することが困難である<sup>(9)</sup>. そのため, 脈波を1次微分した速度脈波(Velocity plethysmography: VPG)と脈波を2次微分した加速度脈波(Acceleration plethysmography: APG)を用いることで波形成分の抽出を行う. 脈波から抽出する特徴量を Fig. 8に示す.  $f_0$  は血圧脈波波形の最大値,  $f_1$  は脈波の最小値から最大値の時間差,  $f_2$  は速度脈波の最大値,  $f_3$  は脈波の最大値と速度脈

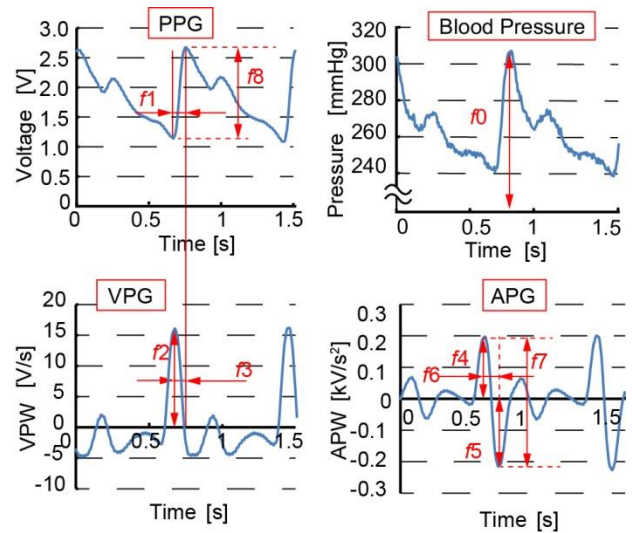


Fig. 8 Selected features of the pulse wave.

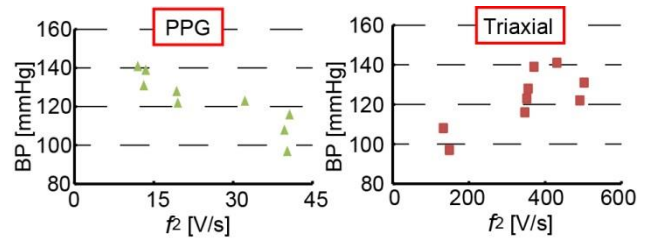


Fig. 9 Result of the experiment of accuracy evaluation.

Table 1 Relationship between features and blood pressure

	$f_0$	$f_1$	$f_2$	$f_3$	$f_4$
PPG		-0.31	-0.88	0.56	-0.88
Triaxial	0.94	0.41	0.76	0.77	0.79
	$f_5$	$f_6$	$f_7$	$f_8$	
PPG	-0.89	0.16	-0.90	-0.30	
Triaxial	0.74	-0.16	0.77	0.75	

波の最大値の時間差,  $f_4$  は加速度脈波の最大値,  $f_5$  は加速度脈波の最小値,  $f_6$  は加速度脈波の最大値から最小値までの時間差,  $f_7$  は  $f_4$  と  $f_5$  の和,  $f_8$  は脈波の振幅である. この内, 血圧と相関の高いものを重回帰分析に用いる. 本研究では, 従来行われている指先での PPG 波形に加えて, 新たにトノメトリ法により計測された3軸方向の脈波波形を使用し, 重回帰分析を行った. 各特徴量と血圧との相関を調べた結果を Fig. 9 と Table 1 に示す.

まず, PPG による脈波波形の特徴量と血圧の実測値との相関を調べたところ,  $f_2$ ,  $f_4$ ,  $f_5$  の相関が高くなった. PPG の特徴量と血圧には負の相関があることが確認できる. これは, 血圧が上がるほど血流の容積が増加し, 血液による赤外光の吸収量が増加することで, 血管を透過する赤外線の量が減少するためだと考えられる. 高い相関のあった  $f_2$ ,  $f_4$ ,  $f_5$  を用いて, 回帰式(3)を導出した.

$$P_m = -439.31 \times f_2 + 4.94 \times f_4 - 0.56 \times f_5 + 195.83 \quad (3)$$

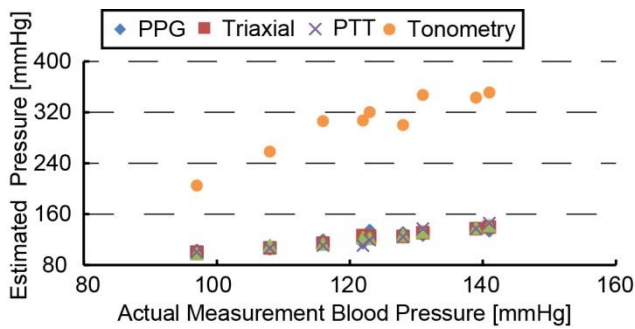


Fig. 10 Accuracy evaluation of each measurement method.

次に、トノメトリ法による3軸方向の力を合成した波形から得た特徴量と血圧との相関を調べた。その結果、 $f_0$ ,  $f_2$ ,  $f_4$ ,  $f_8$ との相関が高くなった。血圧脈波波形の特徴量と血圧には正の相関があることが確認できる。これは、血圧が上がるほど血流の最高速度が上がり、心臓からの拍動による力が大きくなるためだと考えられる。高い相関のあった  $f_0$ ,  $f_2$ ,  $f_4$ ,  $f_8$  を用いて、回帰式(4)を導出した。

$$P_m = 0.29 \times f_0 - 0.06 \times f_2 + 0.022 \times f_4 - 1.97 \times f_8 + 28.27 \quad (4)$$

#### 4.4 精度比較実験

各カフレス血圧計測法の精度を比較する実験を行った。各計測法より算出した血圧と、市販血圧計で計測された血圧との相関係数を求めることで評価した。結果をFig. 10とTable 2に示す。

まず、トノメトリ法により試作デバイスで計測した血圧値と市販血圧計の計測値を比較した結果、相関係数は0.90となった。次にPTTを用いた血圧推定値と市販血圧計の計測値の比較を行った結果、相関係数は0.93となり、トノメトリ法よりも高い相関を示した。また、重回帰分析による血圧の推定値と市販血圧計との相関を調べたところ、PPGを用いた推定法では相関係数が0.91、トノメトリ法による3軸の合成波形を用いた推定法では0.99となり、どちらもトノメトリ法より高い相関がみられた。ここで、トノメトリ法による3軸の合成波形を用いた重回帰分析よりも、PPGを用いた重回帰分析の方が相関は低くなっている。これは、血圧を変化させるため、腕を上下させた時、光電式センサに環境光が入り込むなど、外乱の影響を受けやすいためだと考えられる。以上の結果より、トノメトリ法による血圧の計測値を、高い計測精度を持つトノメトリ法による3軸の合成波形を用いた重回帰分析で算出した血圧値で較正することで、高精度な血圧計測が可能であることを示唆した。

## 5. 結論

本研究では、計測精度の高いカフレス血圧計測を行うために、トノメトリ法と光電式容積脈波法を利用したデバイスを試作した。トノメトリ法用の圧力センサは直径5.5 mm、高さ3.1 mmで、光電式センサは発光部が  $15 \times 10 \times 1.5 \text{ mm}^3$ 、受光部が  $20 \times 18 \times 1.5 \text{ mm}^3$  である。試作したデバイスで脈波計測実験及び血圧推定実験を行い、トノメトリ法、PTTによる血圧推定、PPGの波形を用いた重回帰分析、トノメトリ法によ

Table 2 Experimental result of each method

	Tonometry	PTT	Multiple regression equation	
	Triaxial	PPG	PPG	Triaxial
Correlation coefficient	0.90	0.93	0.91	0.99

る3軸方向の脈波波形を用いた重回帰分析で、問題なく計測や血圧推定ができることを確認した。試作デバイスで計測した血圧値と市販血圧計を比較した結果、トノメトリ法と市販血圧計との相関係数は0.90となった。一方、PTTによる血圧推定では0.93、PPGの波形の特徴量を用いた重回帰分析では0.91で、トノメトリ法による3軸方向の脈波波形を用いた重回帰分析が0.99となり、市販血圧計との相関が最も高くなった。以上より、トノメトリ法による3軸方向の脈波波形を用いた重回帰分析で算出した血圧値により、トノメトリ法の計測値を較正することで、高精度な血圧が計測可能なデバイスを実現できる可能性を示した。

## 参考文献

- (1) 桑島巖, 総説 24 時間血圧変動, 心臓, **25-5** (1993) pp. 491-502.
- (2) 大久保孝義, 非医療環境下血圧による脳卒中リスク予測とその予防, 第33回日本脳卒中学会, **30-6** (2008) pp. 829-833.
- (3) K. Shioya, T. Dohi, Blood pressure measurement device based on the arterial tonometry method with micro triaxial force sensor, The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (2013) pp. 2389-2392.
- (4) DJ. Huges, C.F. Badds, L.A. Geddes, and J.D. Bourland, Measurements of young's modulus of elasticity of the canine aorta with ultrasound, Ultrasonic Imaging, **1-4** (1979) pp. 356-357.
- (5) A. Suzuki, K. Ryu, Feature selection method for estimating systolic blood pressure using the taguchi method, IEEE Transactions on Industrial Informations, **10-2** (2014) pp. 1077-1085.
- (6) 劔物修, トノメトリ法による血圧測定, 呼吸と循環, **42-12** (1994) pp. 1173-1179.
- (7) 土肥徹次, トノメトリ法と脈波伝播速度を用いた較正可能な血圧計測デバイス, マイクロメカトロニクス, **59-213** (2015) pp. 1-8.
- (8) 藤本浩一, 佐野裕司, 渡邊英一, 脈波伝播速度計測における加速度脈波の応用, 人間工学, **48-6** (2012) pp. 285-294.
- (9) 佐野裕司他, 加速度脈波計による血液循環の判定とその応用(第6報)波形の定量化の試み, 体力科学, **36-6** (1987) p. 372.