

高精度な血圧脈波計測のための装着状態の判別指標の抽出と評価 Extraction and Evaluation of Discriminative Indexes of the Wearing Condition for High-Precision Blood Pressure Pulse Wave Measurement

精密工学専攻 9号 大澤陽介
Yosuke Osawa

1 諸言

心筋梗塞や脳卒中などのような循環器系疾患では、血圧の急激な変化による症状の急変が懸念される⁽¹⁾。そこで一拍毎の連続的な血圧測定を日常生活に行い、血圧の急激な変化をモニタリングすることで、事前にこれらのリスクを検知することが期待されている。

一般的に日常生活中で血圧を測定できる方法にオシロメトリック法がある。この計測法は上腕にカフを巻き付け、空気圧によって上腕を加圧していき、減圧過程の圧力変化によって収縮期血圧および拡張期血圧を推定している⁽²⁾。この原理を用いて、30分おきの高頻度な血圧測定が可能なAmbulatory Blood Pressure Monitoring (ABPM)がある。このデバイスは一拍ごとの連続的な血圧計測ができないだけでなく、圧迫による負荷が大きいため引き起こされる急性神経痛や睡眠障害などが報告もされている^(3,4)。これに対して、低負荷かつ連続的な血圧計測が可能な手法の一つにトノメトリ法がある⁽⁵⁾。これは、動脈直上に力センサを配置することで、触診するように血圧脈波を測定できる血圧計測法である。一方で、トノメトリ法で高精度に血圧を測定するためには、デバイスの装着状態を適切な状態で計測する必要がある⁽⁶⁾。ここで、デバイスの装着状態の評価にはセンサと橈骨動脈の位置、手首とセンサ面の角度、センサの押し付け量がある。Dueckらは、デバイスの装着状態を血圧脈波の振幅の値によって評価した⁽⁷⁾。この研究では、Fig. 1のようにセンサの押し付け力が適切なとき、血圧脈波の振幅が最大になることが明らかになり、現在まで血圧脈波の振幅の最大値がトノメトリ法の装着状態を評価する指標として用いられてきた。Katoらは圧力センサをアレイ状に配置し、空気圧によって振幅が最大になる装着を実現可能なデバイスを開発した⁽⁸⁾。また、Canningらは、ヘッドホン型の血圧計を開発し、浅側頭動脈で血圧脈波の計測を実現した⁽⁹⁾。このデバイスはステップモーターによって、押し付け力の自動調節を行うことで適切な装着状態によって計測ができる。これらのデバイスは装着状態を自動で調節することができるが、モーターや空気圧を使うためデバイスが重く、消費電量が大きくなるため、ウェアラブルデバイスにすることが困難である。そこで我々の研究室では、腕時計型のウェアラブル血圧脈波計測デバイスの研究を進めている。開発途中の最新モデルをFig. 2に示す。このデバイスは小型かつ軽量で、血圧脈波を一日中連続計測が可能である。しかし、高精度な血圧測定には装着工程が煩雑で時間がかかる。具体的には、センサと橈骨動脈の位置、手首とセンサ面の角度、センサの押し付け量のそれぞれで、血圧脈波の振幅が最大となることを確認する必要がある。また、血圧脈波の振幅は装着ごとに大きさが異なり、ばらつ

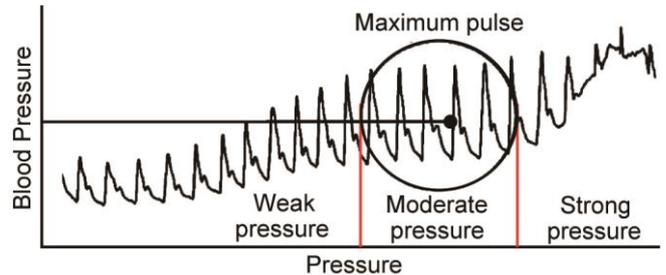


Fig. 1 Changes in the amplitude of the blood pressure pulse wave when the wearing state is changed⁽⁷⁾.

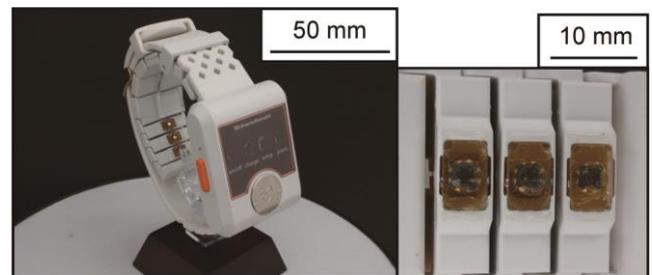


Fig. 2 Wrist watch-type device being developed in our lab.

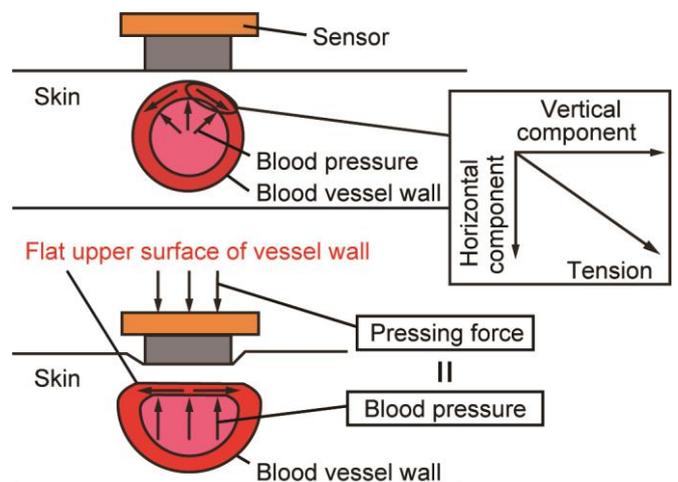


Fig. 3 The principle of the arterial tonometry method.

きが大きい場合、装着の度に血圧脈波の振幅を確認する必要がある。よって、装着の評価を容易にするため、ばらつきの小さいデバイスの装着状態の判別指標が求められる。

そこで本研究では、トノメトリ法を用いたデバイスを試作し、装着状態を変化させながら血圧脈波の計測を行う。また計測波形を周波数解析し、デバイスの装着状態と関係のある判別指標を決定する。そして、判別指標が装着状態を判別できるか、ばらつきの小さい指標であるか確認することを本研究の目的とする。

2 計測原理・試作デバイス

2.1 トノメトリ法の原理

Fig. 3 に一拍ごとの連続的な血圧計測が可能なトノメトリ法の原理を示す⁽¹⁰⁾。Fig. 3(a)のように橈骨動脈の直上に MEMS 3 軸力センサが配置されるようにデバイスを装着する。センサを皮膚表面に押し付けていない状態では、血管壁の円周方向に働いている張力の垂直成分も含まれているため、計測される力は血圧とは異なる。そこで Fig. 3(b)に示すように、血管直上の皮膚に力センサを適度な押し付け力で垂直に押し当てることで、血管上部を平坦にする。これにより、血管壁に働く張力の垂直成分がゼロになり、押し付け力と血圧が釣り合う。したがって、力センサによって直接血圧を計測することができる。この方法は一般的な血圧計測法であるオシロメトリック法とは異なり、血流をせき止めない計測手法のため、負荷が小さく、連続的に血圧を計測できる。

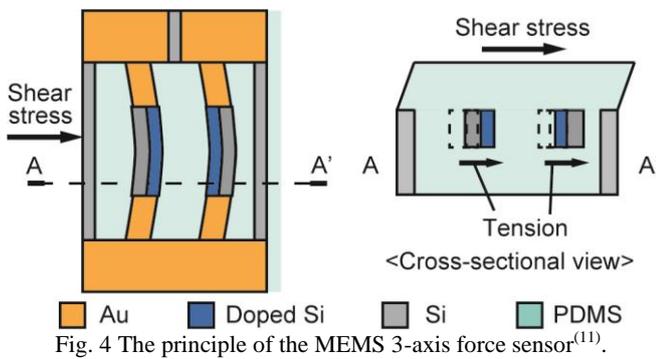


Fig. 4 The principle of the MEMS 3-axis force sensor⁽¹¹⁾.

2.2 MEMS 3 軸力センサの原理

本研究で用いた MEMS 3 軸力センサの原理を Fig. 4 に示す⁽¹¹⁾。Fig. 4(a)に示すセンサは三組の Si 側壁の梁で構成され、一つは垂直力、残りの二つはせん断力を計測できる。ここでは例にせん断力を測定する原理について説明をする。センサに形成された梁は垂直に配置され、その側面内部にピエゾ抵抗層が配置されている。MEMS 3 軸力センサはシリコンゴムに埋め込まれているため、Fig. 4(b)に示すようにせん断力が加わると梁が力の方向に変形する。梁が変形することで、二つの対の内部に形成された抵抗領域は変形方向に伸縮する。それによって、梁の変形による抵抗値の変化はホイートストブリッジ回路と増幅回路により電圧変化として検出され、せん断力が計測できる。

2.3 試作デバイス

試作したデバイスの外観を Fig. 5 に示す。Fig. 5(a)に示すように、デバイスの寸法は $95 \times 75 \times 45 \text{ mm}^3$ である。試作デバイスは MEMS 3 軸力センサアレイ、固定治具、3 軸押し込み調整機構、信号処理基板で構成される。Fig. 5(b)に示す MEMS 3 軸力センサアレイはシナノケンシ(株)、タッチエンス(株)と共同開発し、5 素子の力センサを十字形に配置した。センサ素子はセンサチップを PDMS で埋め込み、センサ間の距離は 3.4 mm である。Fig. 5(c)はセンサチップを撮影した写真であり、センサチップの寸法は $2.0 \times 2.0 \times 0.3 \text{ mm}^3$ 、サンプリング周波数は 100 Hz である。固定治具は 3D プリントで試作し、手首を拘束可能である。また、3 軸押し込み調整機構は橈骨動脈とセンサの位置や角度を調節可能である。

3 実験と結果

3.1 血圧脈波の計測実験

試作した血圧脈波計測デバイスで血圧計測が可能であることを確認するために、Fig. 5(d)に示すようにデバイスを左手首に装着し、安静座位にて血圧脈波の計測を行った。被験者は 20 代の健康な成人 1 名である。計測波形を Fig. 6 に示す。縦軸は計測された力 F [mN] で、横軸は計測時間 T [s] を表す。計測波形から極大値と極小値が周期的に確認できることから、一拍分の血圧脈波を抽出した。また抽出した波形の周波数解析を行った。フーリエ変換の結果を Fig. 7 に示す。周波数 f が 20 Hz 以下では血圧脈波のスペクトル強度が十分に小さいことがわかる。また、 $0 < f \leq 2 \text{ Hz}$ の範囲では、心拍数の影響を大きく受けることが知られている⁽¹²⁾。そこで $2 < f \leq 20 \text{ Hz}$ の間にカットオフ周波数 f_c を設定し、 $2 < f \leq f_c$ の積分値を低周波数帯成分(LF)と $f_c < f$ の積分値を高周波数成分(HF)と定義する。そして LF と HF の比率をデバイスの装着状態を判別する指標として提案する。

3.2 装着状態の変化実験

次に、提案する判別指標 LF/HF (f_c) がデバイスの装着状態と関係のある指標であることを確認するためにセンサの押し付け量を変化させながら血圧脈波計測を行う。デバイスの装着状態にはセンサの押し付け量、位置、センサ面角度が含まれるが、本実験のデバイスの装着では、センサの位置とセ

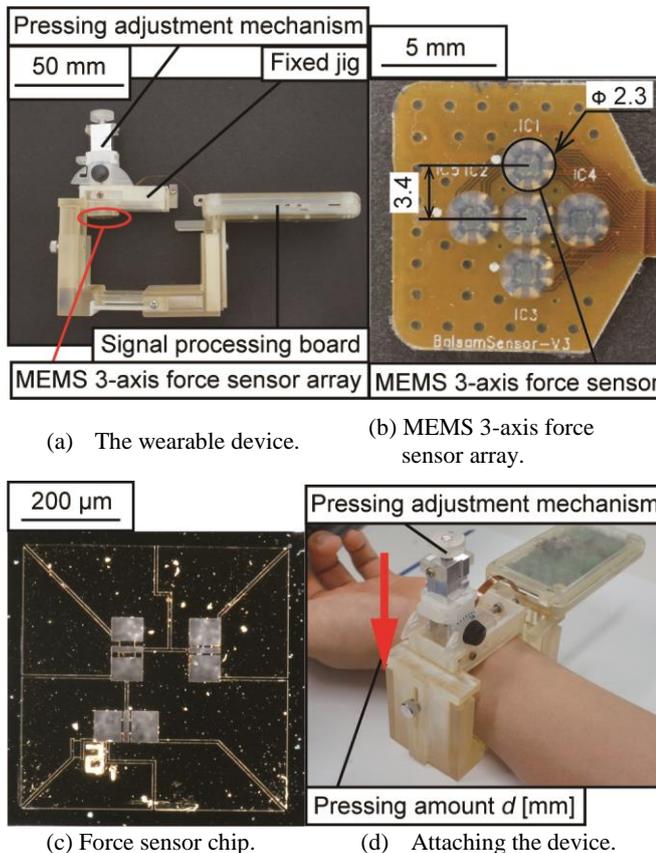


Fig. 5 Photograph of the blood pressure pulse wave measurement device.

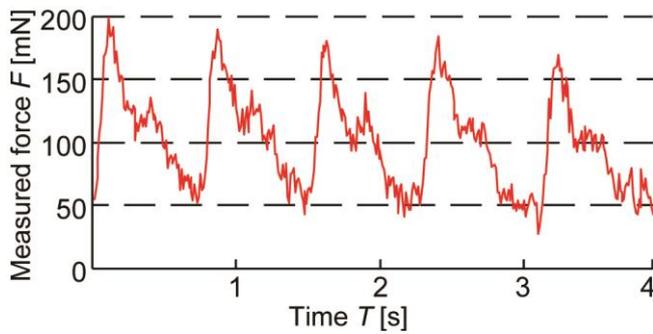


Fig. 6 Waveform of blood pressure pulse wave.

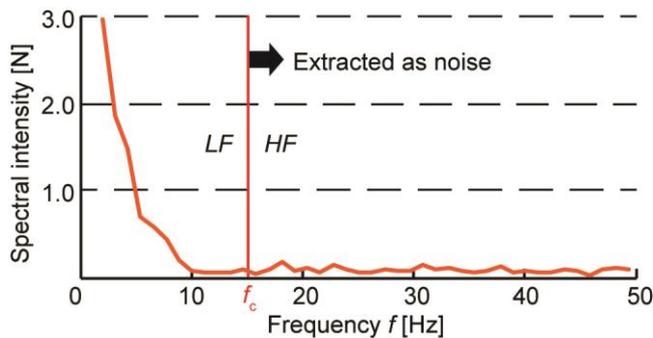


Fig. 7 Fourier transformed blood pressure pulse wave.

ンサ面角度が血圧脈波の振幅が常に最大になるように装着を調節した。その状態で、図 5(d)に示すセンサの押し付け量 d [mm] を 20 秒間ごと 1 mm ずつ増加させた。押し付け量 d はセンサが皮膚に接触する位置を初期値とし、血圧脈波の振幅が減衰して消えるまで計測を行った。計測波形を Fig. 8 に示す。縦軸は計測された力 F [N] で、横軸は計測時間 T [s] を表す。本実験でも血圧脈波の計測実験と同様に、計測波形から一拍ごとの血圧脈波を抽出し、フーリエ変換を行った。またカットオフ周波数 f_c を変化させながら、判別指標 LF/HF を算出した。そしてデバイスの装着状態を評価できる血圧脈波の振幅 A_p と判別指標 LF/HF の関係を確認した。カットオフ周波数を変化させたとき、 A_p と LF/HF の相関係数の推移を Fig. 9 に示す。 $f_c = 7.3$ Hz のとき相関係数が最大になり、 $R = 0.924$ と非常に強い相関関係を示した。これにより、判別指標 LF/HF によってデバイスの装着状態を評価することができることを示した。

3.3 判別指標のばらつきの評価実験

最後に、判別指標 LF/HF のばらつきを確認するために、装着状態の変化実験を 20 回の繰り返し実験を行った。カットオフ周波数 f_c を変化させたとき、血圧脈波の振幅 A_p と判別指標 LF/HF の相関係数の推移を Fig. 10 に示す。20 回の実験結果からも $f_c = 7.3$ Hz 付近で相関係数が安定し始めていることがわかる。また Fig. 11 に示すように $f_c = 7.3$ Hz のとき、 A_p と LF/HF で $R = 0.879$ と強い相関関係を確認した。さらに、20 回の実験データから得られる血圧脈波の振幅が最大であるときの、 A_p のばらつきと LF/HF のばらつきを比較した。Table 1 のように A_p と LF/HF の平均値、標準偏差、変動係数を算出した。 A_p の変動係数は 0.210、 LF/HF の変動係数は 0.183 であり、 LF/HF の方が 12.8% 低いことを確認した。したがって、血圧脈波の低周波数成分 LF と高周波数成分 HF の比率

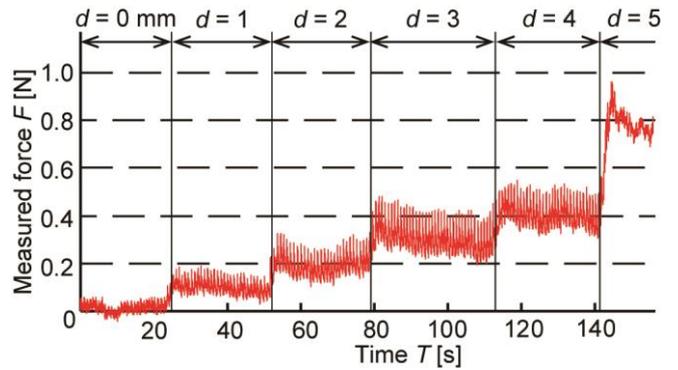


Fig. 8 Waveform of blood pressure pulse wave when pressing force is varied.

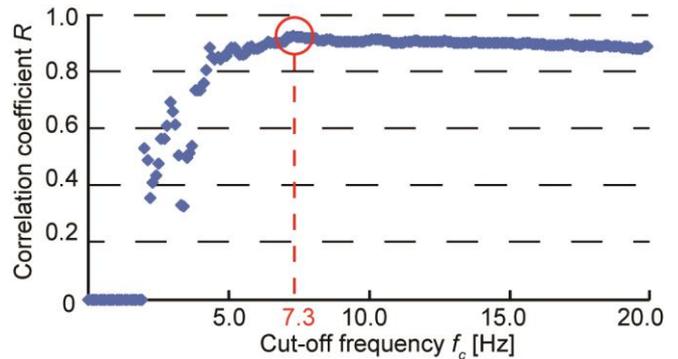


Fig. 9 Changes in correlation coefficient between amplitude of blood pressure A_p and discriminative index LF/HF when cut-off frequency f_c is varied.

を用いることで、ばらつきの小さい血圧脈波計測デバイスの装着状態の判別が可能であることを明らかにした。

4 考察

Fig. 9 では、血圧脈波の振幅 A_p と提案指標 LF/HF の相関係数が最大になったカットオフ周波数は 12 Hz 以下である。血圧脈波は 12 Hz 以下の周波数で構成されるため⁽¹³⁾、低周波数成分 LF が主な血圧脈波の周波数成分であることがわかる。よって、低周波数成分 LF は A_p と相関が強い血圧脈波成分であり、高周波数成分 HF は A_p と関係の少ない血圧脈波成分である。つまり、 LF/HF はデバイスの装着状態と関係のある血圧脈波成分の相対的な大きさを示している。また、血圧脈波の振幅 A_p と比較して、低周波数成分 LF には、 A_p を含む血管の硬化度や心房収縮などに関わる血圧脈波の特徴量が累積していると考えられる^(14, 15)。これら特徴量の観測はデバイスの装着状態が適切ではない状態では難しく、波形成分がノイズに埋もれてしまう。したがって、装着状態と関係のある波形成分とノイズの比である LF/HF と血圧脈波の振幅で強い相関関係があったと考えられる。

Fig. 11 では装着状態の変化実験を 20 回行った際の、血圧脈波の振幅 A_p と提案指標 LF/HF の相関関係を示している。最適なカットオフ周波数 f_c は実験ごとにばらつきが存在するが、 $f_c = 7.3$ Hz と固定して相関係数を算出した。しかし、カットオフ周波数は心拍数や呼吸数によって変動する可能性があるため、被験者ごとに決定する必要がある。また、運動時など心拍数が通常時と異なる場合には、安静状態になるま

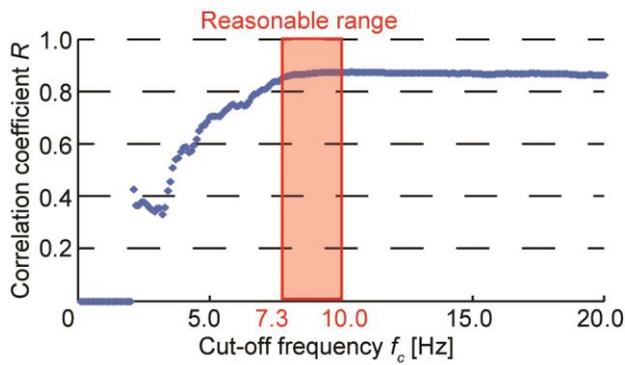


Fig. 10 Changes in correlation coefficient between amplitude of blood pressure A_p and discriminative index LF/HF when cut-off frequency f_c is varied in repeated experiments.

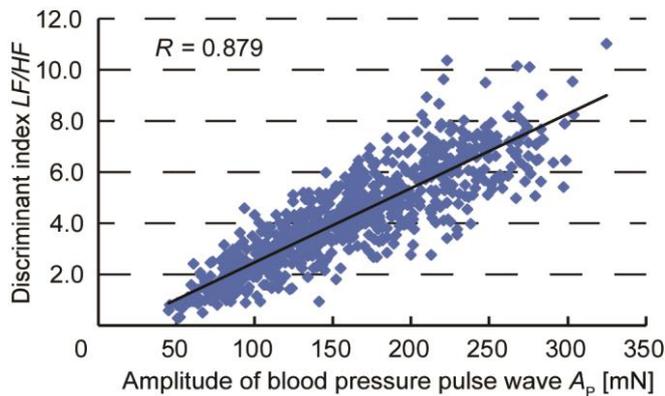


Fig. 11 Relationship between amplitude of blood pressure A_p and discriminative index LF/HF when cut-off frequency $f_c = 7.3$ Hz.

Table 1 Comparison of the variability between amplitude of blood pressure A_p and discriminative index LF/HF .

	Amplitude of blood pressure pulse wave A_p [mN]	Discriminative index LF/HF
Average	208	5.74
Standard deviation	43.7	1.05
Coefficient of variation	0.210	0.183

で心拍数を落ち着かせる必要がある。Table 1 で算出した変動係数はカットオフ周波数を大きくすると、変動係数も上昇する傾向がある。そのため、Fig. 10 に示すように f_c を 7.3 - 10 Hz の範囲で決定することで、ばらつきの影響を軽減することを確認した。実際に、このカットオフ周波数の範囲で判別指標を設定することで、判別指数が最大になることを確認する必要がなくなり、デバイスを適切に装着するための時間が大幅に短縮された。よって、使用者ごとにカットオフ周波数を算出することができれば、再装着時のばらつきが低減され、今までの煩雑な装着工程を大幅に省略できると考える。以上のことから、ウェアラブルデバイスの手軽かつ高精度な血圧計測のための装着状態の判別指標であると考え。

5 結論

本研究では装着状態を変化させることが可能な血圧脈波計測デバイスを試作し、トノメトリ法により血圧脈波の計測

を行った。計測波形を高速フーリエ変換により周波数解析し、高周波数成分 LF と低周波数成分 HF に分解した。カットオフ周波数が 7.3 Hz のとき、デバイスの装着状態と関係のある血圧脈波の振幅と相関係数が最大になった。よってこのときの LF/HF を新しい装着状態の判別指標として定義し、血圧脈波の振幅を比較した。判別指標と血圧脈波の振幅では $R = 0.879$ の強い相関を確認した。また、血圧脈波の振幅と比較して、判別指標では変動係数を 12.8% の低減を実現した。したがって、提案指標がばらつきの影響が少ない血圧脈波計測デバイスの装着状態を判別指標であることを明らかにした。

参考文献

1. J. Castillo, R. Leira, M. M. Garcia, J. Serena, M. Blanco, "Blood pressure decrease during the acute phase of ischemic stroke is associated with brain injury and poor stroke outcome," *Stroke*, Vol. 35, No. 2, pp. 520-527, 2004.
2. P. S. Lewis, "Oscillometric measurement of blood pressure a simplified explanation. A technical note on behalf of the British and Irish hypertension society," *Journal of Human Hypertension*, Vol. 33, pp. 349-351, 2019.
3. A. Noda, T. Okada, H. Hayashi, F. Yasuma, M. Yokota, "24-hour ambulatory blood pressure variability in obstructive sleep apnea syndrome," *Chest*, Vol. 103, No. 5, pp. 1343-1347, 1993.
4. G. A. Mansoor, W. B. White, "Olecranon bursitis associated with 24-hour ambulatory blood pressure monitoring," *the American Journal of Hypertension*, Vol. 7, No. 9, pp. 855-856, 1994.
5. T. Dohi, K. Waki, "Blood pressure pulse wave measurement using a wristband type device with 3-axis force sensor," *International Symposium on Micro-Nano Science and Technology 2016*, p. SuA1-B-8, 2016.
6. M. Sato, T. Dohi, "5 軸調節機構を持つ血圧脈波計測デバイス", *ROBOMECH2016*, p. 2P1-02b5, 2016.
7. R. Dueck, O. Goedje, P. Clopton, "Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry," *journal of Clinical Monitoring and Computing*, Vol. 26, pp. 75-83, 2012.
8. Y. Kato, T. Hamaguchi, "Sensor technology to realize continuous blood pressure monitoring," *OMRON TECHNICS*, Vol. 50, No. 4, pp. 1-10, 2019.
9. J. Canning, K. Helbert, G. Iashin, J. Matthews, J. Yang, M. K. Delano, C. G. Sodini, Q. Zhang, "Noninvasive and continuous blood pressure measurement via superficial temporal artery tonometry," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference 2016*, pp. 3382-3385, 2016.
10. O. Kemmotsu, M. Ueda, H. Otuka, T. Yamamura, A. Okamura, T. Ishikawa, D. C. Winter, J. S. Eckerle, "Blood pressure measurement by arterial tonometry in controlled hypotension," *ANESTHESIA & ANALGESIA*, vol. 73, pp. 54-58, 1991.
11. H. Takahashi, A. Nakai, N. T. Vinh, K. Matsumoto, I. Shimoyama, "A triaxial tactile sensor without crosstalk using pairs of piezoresistive beams with sidewall doping," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 199, pp. 43-48, 2013.
12. I. McKenzie, "Heart rate and blood pressure variability in subjects exposed to simulated increases in gravity," *Experimental Physiology*, No. 78, pp. 825-834, 1993.
13. D. W. Holdsworth, C. J. D. Norley, R. Frayne, D. A. Steinman and B. K. Rutt, "Characterization of common carotid artery blood-flow waveforms in normal human subjects," *Physiol. Meas.*, 20, 219-240, 1999.
14. M. E. Safar, R. Asmar, A. Benetos, J. Blacher, P. Boutouyrie, P. Lacolley, S. Laurent, G. London, B. Panni, A. Protogerou, "Interaction between hypertension and arterial stiffness an expert reappraisal", *Hypertension*, Vol. 72, No. 4, pp. 796-805, 2018.
15. Y. Masuda, A. Hirai, S. Ozawa, K. Fukushima, "The prejection waves in the arterial pulse waves", *臨床心音図*, Vol. 4, No. 1, pp. 273-280, 1974.