

# 小型 3 軸力センサを用いたトノメトリ法による血圧計測デバイスの研究

## Blood Pressure Measurement Device

### Based on Tonometry Method with Micro Triaxial Force Sensor

精密工学専攻 29号 塩谷 圭  
Kei Shioya

## 1. 研究の背景と目的

近年、高血圧の診断には、病院等での血圧計測以上に家庭での日常的な血圧計測が重要であるとされている<sup>(1)</sup>。また、家庭での血圧計測では、一日に数回血圧計測を行うよりも、長時間連続した血圧計測の方が有用であるとされている<sup>(2)</sup>。

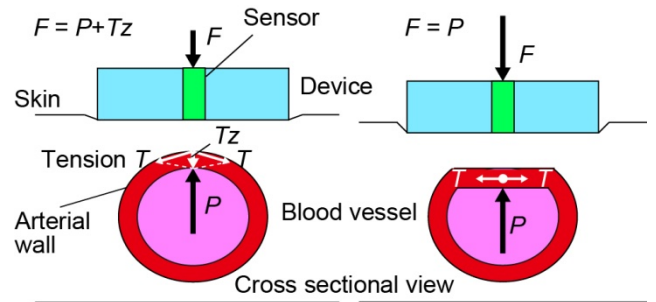
家庭での血圧計測にはオシロメトリック法を用いた血圧計が一般的に用いられている。しかし、この方法ではカフによる上腕の強い圧迫が必要で、肉体的に大きな負荷を与えてしまう。そこで、カフによる上腕の加圧がなく、連続的な血圧計測が可能なトノメトリ法を用いることが考えられている。しかし、トノメトリ法による血圧計測では、動脈血管上の最適な位置にセンサを配置し、垂直に加圧する必要がある。血管の動脈壁上部が扁平となるように加圧する必要がある。従来のトノメトリ法を用いた血圧計では、40チャンネルのセンサアレイにより、動脈上の最適計測位置を検出し、上記の問題を解決してきた。しかし、センサ数が多いためデータの処理が複雑で、逆にセンサ数を減らすと計測精度が低下する。また、垂直に加圧できているかは考慮されていない。

そこで本研究では、小型な3軸力センサを用いたトノメトリ法による血圧計測デバイスを試作する。デバイスには、圧力方向とその方向に垂直な二つのせん断応力方向の力を計測可能な3軸力センサを用いる。せん断方向の力を計測することで、垂直な加圧を判別でき、血管の動脈壁上部が扁平でなくとも計測可能となる。また、血圧計測データの精度を向上させることができると考えた。以上より、デバイスの小型化を行い、日常的に使用可能な大きさで、被験者への負荷が少ない血圧計測デバイスを実現する。

## 2. トノメトリ法による血圧測定

### 2.1 トノメトリ法の原理

トノメトリ法とは、橈骨動脈や頸動脈などの体表に近い動脈に、センサ素子を体表から押し当て、経皮的に血圧、動脈内圧を検出する方法である。Fig. 1 (a) に示すように、通常、動脈内圧  $P$  は動脈壁の円周方向の張力  $T$  成分の  $T_z$  と平衡している。そのためセンサ素子を単純に外部から押し当てても、センサ素子表面の応力  $F$  は動脈内圧  $P$  と等しくならず、動脈内圧を計測することができない。Fig. 1 (b) に示すように適度な強さで圧迫すると、動脈壁の上部が扁平となる。その扁平部に限って、張力が感圧方向に対して直角に向くため、張力  $T$  が感圧方向に作用しなくなる。従って、センサ素子表面の応力  $F$  が動脈内圧  $P$  と等しくなり、動脈内圧を計測することが可能となる。このため、トノメトリ法の測定精度は、セン



(a) Without moderate pressure (b) With moderate pressure

Fig. 1 The principle of the tonometry method.

サ素子の位置合わせと、適切な押圧に影響される。

### 2.2 トノメトリ法の問題点

Fig. 2 (a) に示すように、センサ素子は、動脈上部の中央に配置できなければ、正確な血管内圧を計測することはできない。しかし、計測対象とする橈骨動脈の血管径は、2 mm ~ 3 mm であり、精度良く配置することは困難である。そのため、複数のセンサ素子をアレイ状に並べ、動脈上部に配置する方法が用いられてきた<sup>(3)</sup>。

従来のトノメトリ法を用いた血圧計では、センサの数が多く、データの処理が複雑である。また、垂直に加圧できているかは考慮されていない。Fig. 2 (b) に示すように、センサ素子を動脈上部に垂直に押しあてられない場合、扁平な動脈壁と、センサ素子が平行ではなくなってしまい、正確な動脈内圧の計測が困難となってしまふ。さらに、動脈壁が扁平となる適度な圧力を、センサ素子から判断することもできなくなってしまう。Fig. 2 (c) に示すように動脈血管の上部が扁平と

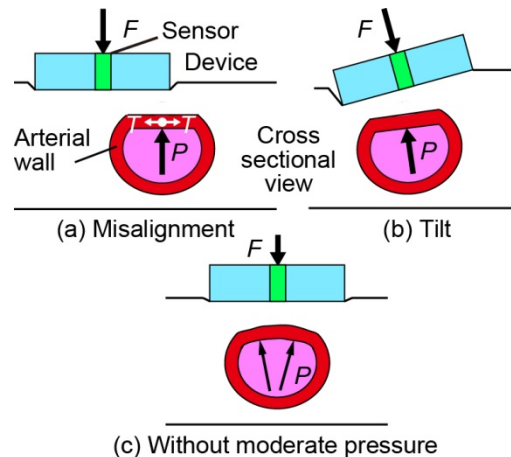


Fig. 2 The problem of the tonometry method.

なっていない場合、張力の影響で正しい動脈内圧を計測することができない。従って、センサの数を低減しても、垂直に血圧計測デバイスを押しかてられているかを判別可能で、動脈壁が扁平となっていないなくても動脈内圧を計測可能となるような工夫が必要である。

### 2.3 3軸力センサを用いた血圧計測

本研究では、センサとして3軸力センサを用いる。3軸力センサとは、動脈上部に配置するデバイスの圧力方向だけでなく、その圧力方向と垂直な二つのせん断応力方向の力を計測できるセンサである。本研究で用いる3軸力センサの概略をFig. 3に示す。Fig. 3に示すように、センサ中央部に感圧方向の計測可能な血圧計測センサを二組配置している。また、センサの端部には、せん断応力が計測可能な垂直加圧判別センサを四つ配置している。

このセンサでは、垂直加圧判別センサのせん断応力センサ素子の出力値を比較することで、垂直に加圧できているかを判別することが可能である。また、Fig. 4に示すように、動脈壁を扁平としなくても血圧値の算出が可能である。血圧計測センサは、圧力センサ素子とせん断応力センサ素子から構成される。圧力センサ素子の出力とせん断応力センサ素子の出力を合成することで、動脈内圧を算出する。また、血圧計測センサ二組を比較し、算出した動脈内圧の値を補正する。

以上により、垂直な加圧を判別し、センサ素子数を減らしても正確な動脈内圧の計測が可能になると考えた。

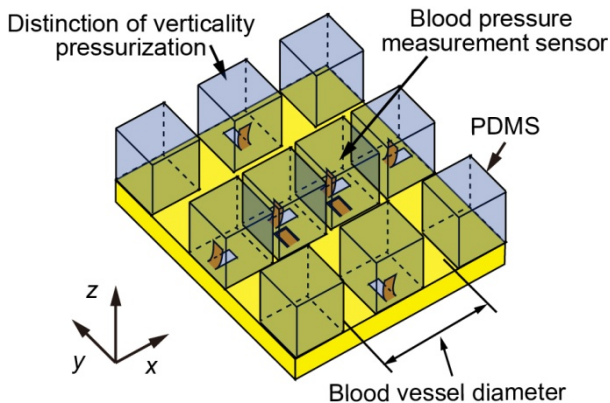


Fig. 3 A schematic view of the triaxial force sensor.

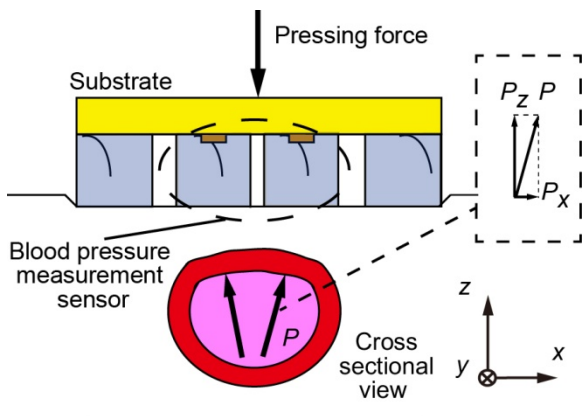


Fig. 4 Principal measurement by triaxial force sensor.

### 3. 小型3軸力センサ

本研究では、直径2mm~3mmの橈骨動脈で血圧を計測する。そのため、試作する血圧計測センサ部の大きさは2x2mm<sup>2</sup>とする。各力センサ素子の大きさは0.8x0.8mm<sup>2</sup>となる。小型3軸力センサ全体の大きさは10x10mm<sup>2</sup>程度とする。

本研究で用いる力センサ素子の概観をFig. 5に示す。力センサ素子は、蒸着した薄膜金属抵抗体のひずみによる抵抗値の変化から、力を検出するひずみゲージである。金属抵抗体による抵抗は、 $R = \rho l / bh$ から求められる。ただし、 $R$ は抵抗値、 $\rho$ は金属の電気抵抗率、 $l$ は線の長さ、 $b$ は線幅、 $h$ は線の厚さとする。本研究では薄膜金属体として、厚さ20nmの薄い銅層を用いる。配線には厚さ8.7μmの銅を、絶縁体には厚さ38μmのポリイミドを用いる。まず、銅層とポリイミド層の二層のフレキシブル基板をエッチングし、銅層を溶かして配線部を形成する。そこに薄い銅層を蒸着し、エッチングを行って、金属抵抗体を形成することで、力センサ素子を試作する。試作した力センサ素子がひずむことができるように、基板に切り込みを入れる。せん断応力センサ素子においては、Fig. 5の点線部を折上げることで直立させる。試作したセンサ基板をPDMS(シリコーンゴム)内に配置する。ここで、せん断応力センサ素子の高さを考慮して、PDMSの厚さは8mmとする。

試作した小型3軸力センサの概観をFig. 6に示す。一つめの圧力センサ素子をp1センサとし、同様に各力センサ素子の呼称をFig. 6に示すように決めた。センサ全体の大きさは10x10x8mm<sup>3</sup>となった。センサのPDMS上面に力を加えるとPDMSが変形し、PDMS内のセンサ基板がひずむ。そのひずみを、各力センサ素子で計測することで力を検出する。

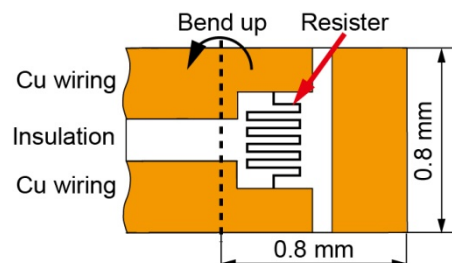


Fig. 5 A schematic view of the force sensor element.

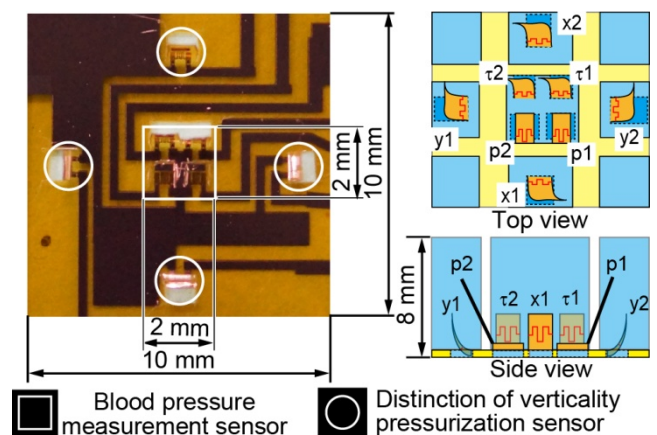


Fig. 6 Photographs of the triaxial force sensor.

## 4. 基礎特性実験

### 4.1 垂直加圧判別センサの基礎特性

試作したセンサの垂直加圧判別センサの基礎特性実験を行う。フォースゲージを用いてセンサ上部にせん断応力を加えたときの出力結果を Fig. 7 に示す。垂直加圧判別センサの各せん断応力センサ素子の抵抗は  $R_{x1} = 59.0 \Omega$ ,  $R_{x2} = 132 \Omega$ ,  $R_{y1} = 117 \Omega$ ,  $R_{y2} = 152 \Omega$  であった。Fig. 7 から最小二乗法を用い、電圧から応力に変換する式を作成した。変換式は以下のようになった。

$$\tau_{x1} = 0.495V + 2.65 \quad (1)$$

$$\tau_{x2} = -0.578V + 4.60 \quad (2)$$

$$\tau_{y1} = 0.813V + 1.70 \quad (3)$$

$$\tau_{y2} = -0.935V + 0.212 \quad (4)$$

ただし、 $\tau$  [kPa] はせん断応力、 $V$  [mV] は出力電圧である。

### 4.2 血圧計測センサの基礎特性

試作したセンサの血圧計測センサの基礎特性実験を行う。フォースゲージを用いて、センサ上部に垂直な応力、せん断応力を加えたときの出力結果を Fig. 8 に示す。血圧計測センサの各圧力センサ素子の抵抗は  $R_{p1} = 30.0 \Omega$ ,  $R_{p2} = 46.0 \Omega$ , 各せん断応力センサ素子の抵抗は  $R_{\tau1} = 29.8 \Omega$ ,  $R_{\tau2} = 59.9 \Omega$  であった。Fig. 8 より最小二乗法を用い、電圧から応力に変換する式を作成した。変換式は以下のようになった。

$$\sigma_{p1} = 2.18V + 0.259 \quad (5)$$

$$\sigma_{p2} = 1.74V + 2.68 \quad (6)$$

$$\tau_1 = 0.447V - 1.70 \quad (7)$$

$$\tau_2 = 0.406V + 2.15 \quad (8)$$

ただし、 $\sigma$  [kPa] は圧力、 $\tau$  [kPa] はせん断応力、 $V$  [mV] は出力電圧である。

Fig. 7 および Fig. 8 から、各力センサ素子は、線形に増加、減少していることが分かる。垂直加圧判別センサのせん断応力センサ素子の増加、減少の違いは、せん断応力を負荷した向きによる。これは、力センサ素子が、一方は引張の力によって伸び、もう一方は圧縮されていることを示す。Fig. 7, Fig. 8 より、各出力値には、ばらつきがみられる。これは熱による抵抗値の変化や、計測中に振動を与えてしまった影響によるものだと考えられる。

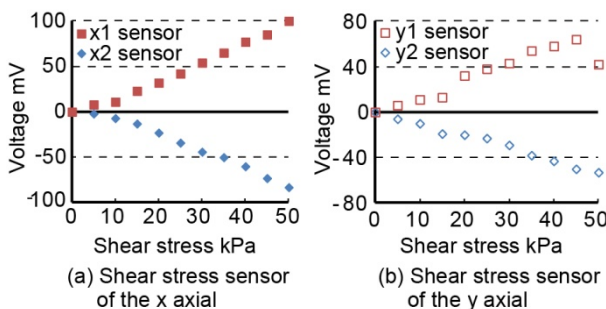


Fig. 7 Basic property of the distinction part verticality pressurization sensor.

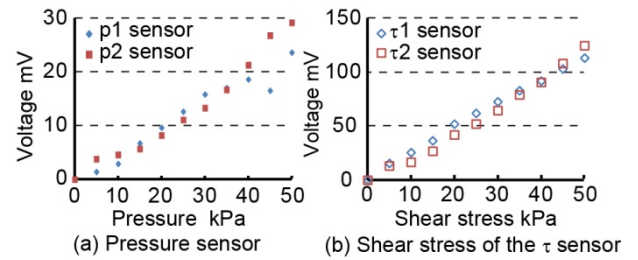


Fig. 8 Basic property of the blood pressure measurement sensor.

### 4.3 垂直加圧判別実験

試作した3軸力センサを用いて垂直な加圧が判別できるか実験を行う。試作した3軸力センサを30 kPa の力で土台と水平なアクリル板に、垂直に押しあてる。次に、3軸力センサを土台から  $5^\circ$ ,  $10^\circ$ ,  $15^\circ$  傾けた状態のアクリル板に、垂直に押しあてる。せん断応力センサ素子のそれぞれの出力を計測する。実験の概略図を Fig. 9 に、結果を Fig. 10 に示す。水平なアクリル板に垂直に押しつけた場合の出力値を計測値から引き、その値を基準点としている。Fig. 10 より、X 軸の角度が増えるにつれ、X 軸方向のせん断応力センサ  $x1$  センサ及び  $x2$  センサの出力は増加した。Y 軸方向のせん断応力センサ素子  $y1$  センサ、 $y2$  センサはほとんど変化がなかったといえる。次に Y 軸方向の角度を増加した場合は、 $y1$  センサ、 $y2$  センサのせん断応力が増加した。 $x1$  センサ及び  $x2$  センサはほとんど変化しなかったといえる。

以上より、X 軸方向の傾きが増えたとき、出力値が垂直に押しあてた場合の計測値と異なり、 $x1$  センサ、 $x2$  センサで垂直に加圧できているかを判別することができる。また、Y 軸方向の傾きが増えたときも同様に、 $y1$  センサ、 $y2$  センサで垂直に加圧できているかを判別できることが分かった。

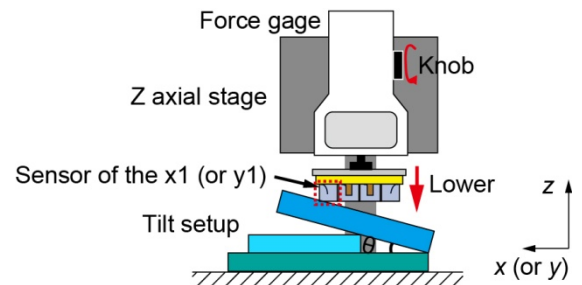


Fig. 9 The experimental abstract.

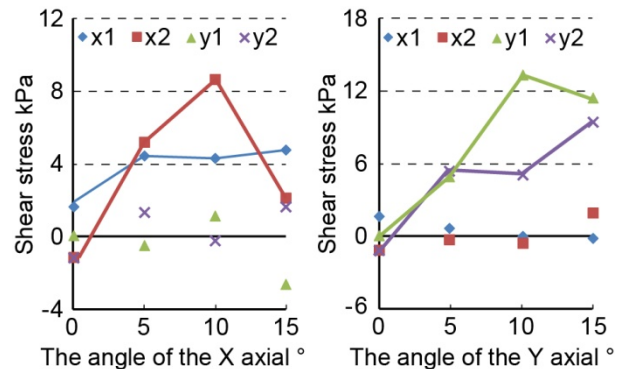


Fig. 10 The shear stress by the angle of the sensor.

## 5. 血圧計測実験

試作したデバイスを用いて、実際に血圧を計測できるか実験した。

まず、試作したデバイスの垂直加圧判別センサで垂直に加圧できているか判別する。垂直に加圧をした状態で、試作デバイスで血圧計測を行う。また、市販血圧計、圧力センサのみで構成されるデバイスでもそれぞれ血圧計測を行う。このときデバイスを押しあてる力の大きさは、人の血圧値と同程度の 110 mmHg とした。試作デバイスの血圧計測センサで計測される応力値を式 (5), (6), (7), (8) から算出し、血圧値に変換する。実際に計測している様子を Fig. 11 に示す。

計測した血圧脈波を Fig. 12 に示す。このとき垂直加圧判別センサを利用して、試作デバイスを垂直に加圧した。計測した 3 周期分の血圧脈波の最高値と最低値をそれぞれ平均化し、各センサ素子の応力値とした。得られた応力値の単位を mmHg に変換し、 $P^2 = P_z^2 + P_x^2$  の式を用いて、血圧値を算出する。算出した結果は、p1 センサと  $\tau_1$  センサの合成血圧値  $P_1$  は、最高血圧が 121 mmHg, 最低血圧が 70.4 mmHg, p2 センサと  $\tau_2$  センサの合成血圧値  $P_2$  は、最高血圧が 90.5 mmHg, 最低血圧が 65.7 mmHg となった。その時の市販血圧計での血圧値は、最高血圧が 115 mmHg, 最低血圧が 76.0 mmHg であった。圧力センサのみのデバイスでは、最高血圧が 95.0 mmHg, 最低血圧が 60.0 mmHg, その時の市販血圧計の最高血圧は 108 mmHg, 最低血圧は 69.0 mmHg であった。

試作したデバイスと市販血圧計の血圧値を比較したところ誤差は合成血圧値  $P_1$  が最高血圧で 5.4 %, 最低血圧で 7.9 %, 合成血圧値  $P_2$  は最高血圧で 21.3 %, 最低血圧で 13.6 % であった。圧力センサのみのデバイスと市販血圧計との誤差は、最高血圧で 12.0 %, 最低血圧で 13.0% であった。

以上の結果から、圧力センサのみのデバイスより、試作デバイスの誤差の方が小さいことが分かり、試作デバイスによる精度の向上を確認することができた。また合成血圧値  $P_1$ ,  $P_2$  を比較すると、p1 センサと  $\tau_1$  センサが動脈のより真上に位置していることが分かった。Fig. 12 のグラフを見ると、ノイズの影響が大きいことが分かる。これは、試作したデバイスの感度が低すぎたためであり、センサの感度を向上させる必要がある。また、時間の経過により、出力値が徐々に増加している。これは、金属抵抗体に電流が流れて発熱し、その影

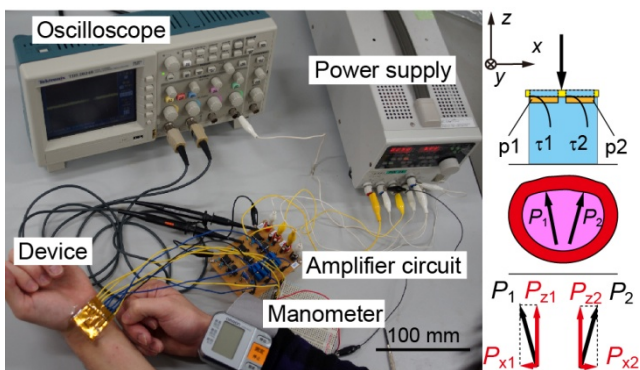


Fig. 11 Experiment of measuring blood pressure.

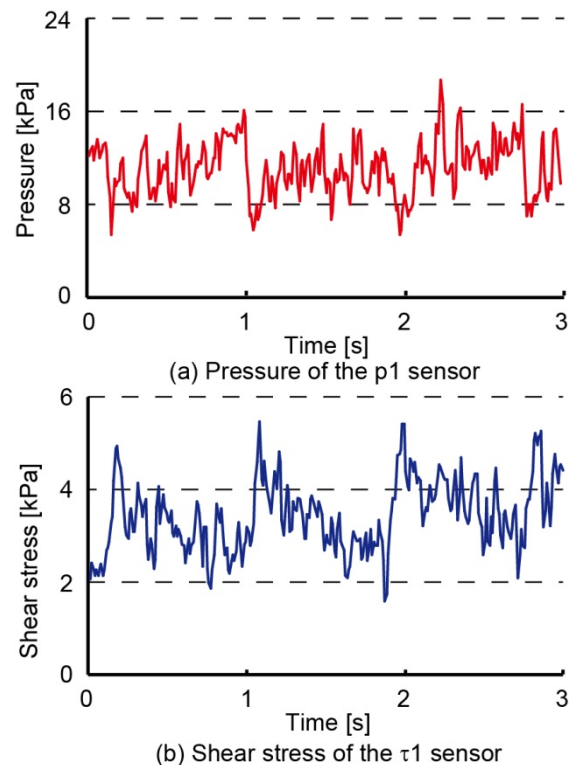


Fig. 12 Pulse wave of blood pressure by p1 and  $\tau_1$  sensor. 響で抵抗値が変化してしまったためであると考えられる。従って、温度補償を行う必要があることが分かった。

## 6. 結論

本研究では、トノメトリ法による血圧計測のために、圧力方向と二つのせん断応力方向の力を計測可能な小型 3 軸力センサを試作した。小型 3 軸力センサの大きさは、 $10 \times 10 \times 8 \text{ mm}^3$  であり、基礎特性計測を行った結果、50 kPa までの応力を計測可能であった。また、小型 3 軸力センサで、垂直加圧を判別することが可能であった。試作した血圧計測デバイスと市販の血圧計の血圧値の比較を行い、誤差は最高血圧値で 5.4%, 最低血圧値で 7.9 % となり、精度の向上を確認した。また、センサの感度の向上と熱による影響を除去することで、デバイスの有用性が高まることが分かった。

以上より、試作した小型 3 軸力センサを用いて、トノメトリ法による血圧計測デバイスを実現できたといえる。

## 参考文献

- (1) Oikawa, T. and Obara, T., et al., Characteristics of resistant hypertension determined by self-measured blood pressure at home and office blood pressure measurements: the J-HOME study, *J Hypertens*, 24-9, (2006), pp. 1737-1743.
- (2) Sokolow, M. and Werdegar, D., et al., Relationship between level of blood pressure measured causally and by portable recorders and severity of complications in essential hypertension, *Circulation*, 34, (1966), pp. 279-298.
- (3) 劔物修, 上田光男, 大塚浩司, 堂崎信一, 山村剛康, 櫻谷憲彦, トノメトリ法の応用による連続的動脈血圧測定法, *日本臨床麻酔学会誌*, 9-4, (1989), pp. 36-41.