

T字型突起を用いた小型高感度3軸力センサによる血圧脈波計測デバイス Blood pressure measurement device based on high sensitive micro triaxial force sensor with T-shaped bump

精密工学専攻 3号 荒井 将伍
Shogo Arai

1. 研究の背景と目的

近年、心疾患や脳血管疾患による死亡率が高く、大動脈などの中心血圧の推定や、動脈硬化症の診断が重要になってきている。動脈の硬さを表す指標の一つとして AI 値が重要視されている⁽¹⁾。AI 値とは血圧の駆出波に対する反射波の割合であり、反射波を計測できることが重要である。

従来、血圧計測はオシロメトリック法が主であった。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、肉体に大きな負荷を与えてしまうため侵襲的である。そこで、非侵襲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。トノメトリ法とは、体表に近い動脈にセンサを血管が平坦になるように押し当て、血圧を検出する方法である。トノメトリ法を用いた血圧計測として、小型2軸力センサを用いた血圧計測デバイスがある⁽²⁾。圧力とせん断応力を計測することで、力を合成し血圧の計測精度を向上させた。このデバイスに用いられたセンサは、センサを弾性体に埋め込んだ2軸力センサである。そのため、弾性体に埋め込んだセンサの変形が阻害され、感度が低い反射波が計測できないという問題点があった。

一方、小型高感度な3軸力センサとして、ピラミッド型突起を用いたセンサがある⁽³⁾。センサを埋め込まずに感圧方向に空洞を設け、弾性体でできたピラミッド型突起で力を伝える。これにより、センサの感度を向上させ、力を高感度に計測することができた。しかし、センサ上面全体で力を受けるため、突起が変形しやすく効率よくセンサに力を伝えることができなかった。

そこで、本研究では、T字型突起を用いた小型高感度3軸力センサ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2つのせん断方向の力を計測可能な3軸力センサを用いる。センサ上面と下面に突起を設けることで、力を上面の突起で受け、下面の突起が変形しやすくなる。これにより、圧力方向のセンサに効率よく圧力を伝達させることで、感度を向上し、反射波が計測できると考えた。また、2方向のせん断応力を計測することで、血圧計測データの精度をさらに向上できると考えた。以上より、センサの感度を向上させることで、高感度な血圧脈波計測デバイスを実現する。

2. 理論と設計

2.1 血圧脈波計測デバイスの概略

本研究で試作する血圧脈波計測デバイスの写真を Fig. 1 に、概略図と各部の寸法を Fig. 2 に示す。血圧脈波計測デバイス

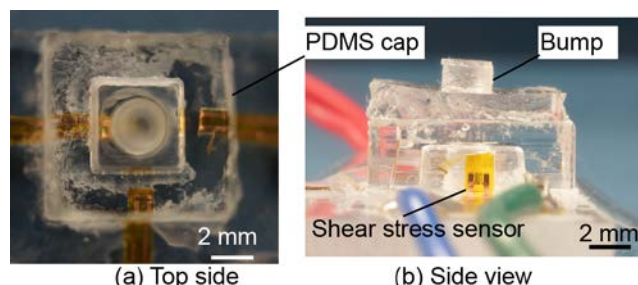


Fig. 1 Photograph of the device.

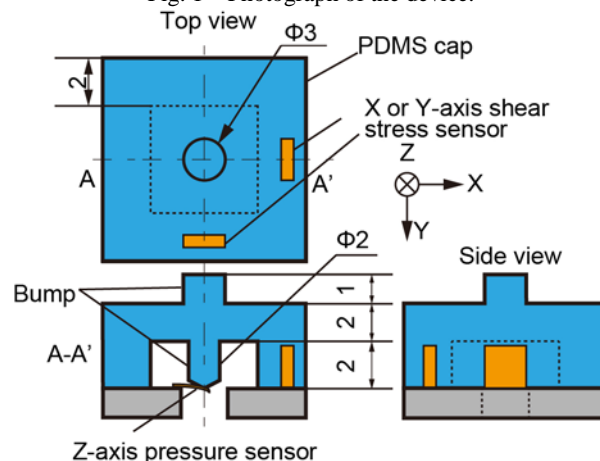


Fig. 2 Schematic view of the device.

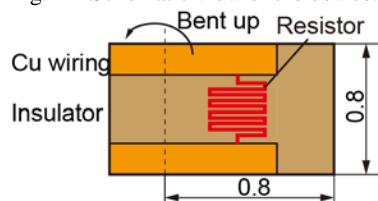


Fig. 3 Schematic view of the force sensor.

は T字型 PDMS (シリコーンゴム) キャップとアクリル板の土台で構成される3軸力センサである。力センサ素子を垂直方向に1つ、せん断方向に2つ配置し、3軸方向の応力を計測可能である。垂直方向の力センサ素子を Z 軸応力センサ、せん断方向の力センサ素子をそれぞれ X,Y 軸せん断応力センサとする。血圧脈波を計測する際は、デバイスを血管上部の皮膚に押し付け、各センサの力を計測することで血圧を計測する。

2.2 カセンサ素子

本研究では、直径2~3 mmの橈骨動脈で血圧を計測する。力センサ素子の大きさは血管径より小さい $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$ とした。本研究で用いる力センサ素子の概略図を Fig. 3 に示す。試作する力センサ素子は、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値 R は、式(1)で表される。

$$R = \frac{\rho l}{bh} \quad (1)$$

ただし、 ρ 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。金属抵抗体に変形すると金属抵抗体の長さや断面積が変化する。それにより、抵抗値が変化し加えられた力を電気信号として検出することができる。

2.3 T字型 PDMS キャップ

本研究で用いる T 字型 PDMS キャップの写真を Fig. 4 に示す。T 字型 PDMS キャップは、2 つのせん断応力センサと 2 つの突起で構成されている。上面突起を血管上部の皮膚に押し付けることで、下面突起が沈み、土台の Z 軸応力センサに力を伝える。これにより、圧力方向の力の感度を向上させる。

本研究で用いる T 字型 PDMS キャップを血管上部の皮膚に押し付けた時、T 字型 PDMS キャップを両端固定の梁と仮定する。押し付けた時の概略図を Fig. 5 に示す。モデル図を Fig. 6 に示す。梁の長さ L 、梁の奥行きを l 、梁の厚さを h 、突起の長さを a 、突起の幅を w とした。上面の突起で力を受けることで、Fig. 5 (a) 示すように梁の中央に集中荷重が加わり、たわみ δ_p は以下ようになる。

$$\delta_p = \frac{PL^3}{16E(lh^3 + wa^3)} \quad (2)$$

突起が無く面で力を受けた場合、Fig. 5 (b) に示すように梁全体に等分布荷重 $q=P/L$ が加わり、たわみ δ_q は以下になる。

$$\delta_q = \frac{qL^4}{32E(lh^3 + wa^3)} = \frac{PL^3}{32E(lh^3 + wa^3)} \quad (3)$$

式(2)、(3)を比較すると、上面に突起をつけた場合、梁の中央に集中荷重が加わり、たわみ量が 2 倍となることが分かる。

また、梁の長さ L を長く、梁の厚さ h を薄くすることでたわみ量が増加する。しかし、梁の長さ L を長くすると、デバイスが大型化してしまう。そこで、梁の厚さ h を薄くすることで、たわみ量が増加し、感度を向上できると考えた。

以上より、梁の厚みを薄くし、上面に突起をつけることで、梁の中央のたわみが大きくなり、センサ上面が平らなものより感度を向上させることができる。また、下面突起の先端を尖らせる構造にすることで点接触し、力が集中し Z 軸応力センサが変形しやすくなる。

2.4 血圧計測の理論と方法

血圧脈波計測デバイスを、皮膚に押し付けて血圧を計測する時の概略図を Fig. 7 に示す。Fig. 7 (a) に示すように血管壁を扁平としなくても血圧値の算出が可能である。血圧を P 、血圧の圧力方向成分を P_z 、せん断応力方向成分を P_x とする。力の合成より、以下の式から求めることができる。

$$P^2 = P_z^2 + P_x^2 \quad (5)$$

式(5)のように、Z 軸応力センサとせん断応力センサの出力を合成することで、血圧値を算出する。また、Fig. 7 (b) に示すようにセンサが血流方向に対して平行でなくても血圧値の

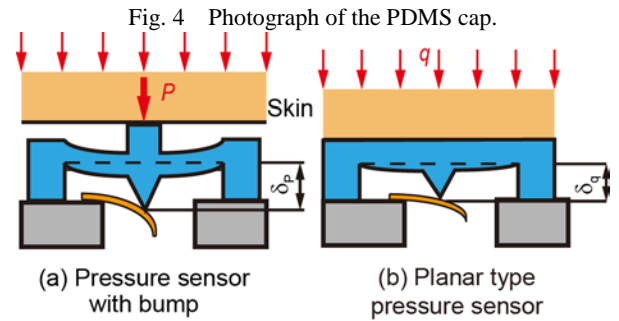
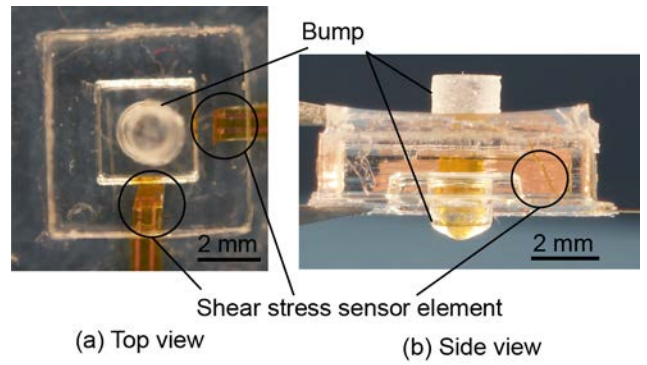


Fig. 5 Deformation of the PDMS cap.

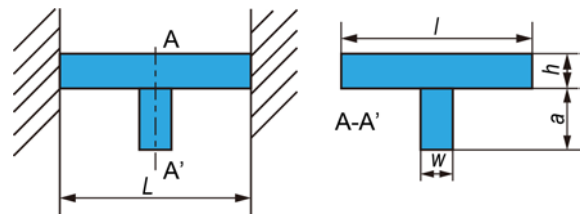


Fig. 6 Beam model of the PDMS cap.

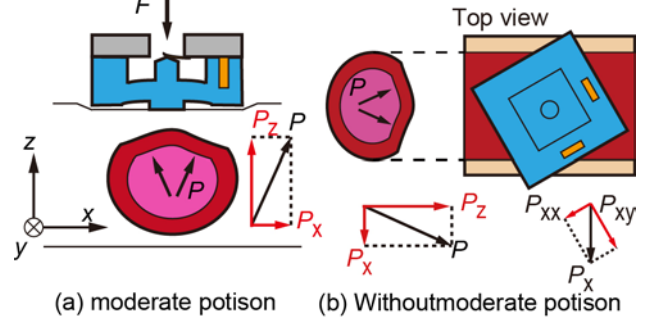


Fig. 7 Principal measurement by triaxial force sensor.

算出が可能である。血圧値 P のせん断応力方向成分 P_x を P_{xx} と P_{xy} に分けることができ、以下の式から求めることができる。

$$P_x^2 = P_{xx}^2 + P_{xy}^2 \quad (6)$$

式(5)、(6)より、2 方向のせん断応力センサの出力を合成し、さらに Z 軸応力センサの出力と合成することで、血圧値を算出する。以上により、センサが血流方向に対して平行に配置されていなくても血圧計測が可能である。

3. 試作

3.1 カセンサ素子の試作

本研究では、厚さ $8.7 \mu\text{m}$ の銅層と厚さ $38 \mu\text{m}$ のポリイミド層の 2 層から成るフレキシブル基板を用い、カセンサ素子

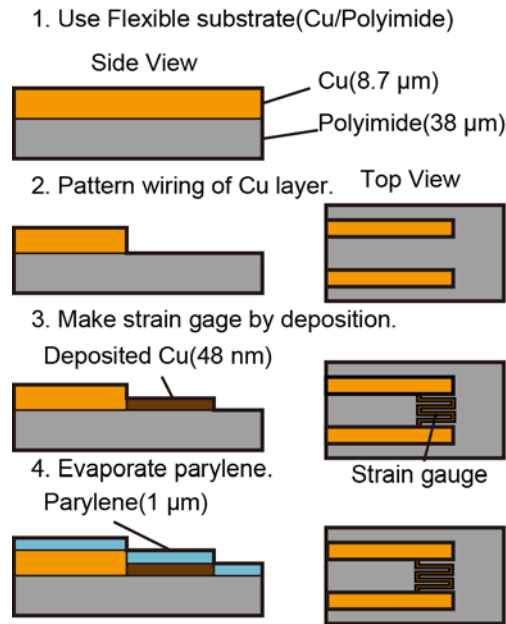


Fig. 8 Fabrication process of the force sensor element.

を試作した。試作工程を Fig. 8 に示す。まず、2 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を形成した。そこに厚さ 48 nm 薄い銅を蒸着させ、エッチングを行い金属抵抗体を形成することで、力センサ素子を試作した。保護膜として、厚さ 1 μm のパリレンを蒸着した。せん断応力センサにおいては、切込みを入れて折り上げ、直立させた。

3.2 T 字型 PDMS キャップの試作

治具に試作したせん断応力センサを配置し、PDMS を流し込むことで T 字型 PDMS キャップを試作した。各部の寸法は Fig. 2 のとおりである。血管径が 2~3 mm なので、血管上に配置できる大きさとして上面突起の直径を 3 mm とした。上面突起の高さは、一般的な血圧計で計測できる最大の力でおした時に、上面突起がセンサ上面と同じ高さにならない様に 1 mm とした。下面突起の直径 2 mm としたのは、Z 軸応力センサの大きさ 0.8 mm であり、確実に Z 軸応力センサに接する大きさにするためである。下面突起の長さを 3 mm とし、Z 軸応力センサに突起が初期状態で接する様にした。これにより、加圧し始めた時に確実に力を伝達することができる。足の高さを 2 mm としたのは、せん断応力センサがはみ出さない様にするためである。足幅を 2 mm としたのはせん断応力センサを配置した時に PDMS からはみ出さない最小の大きさにしたためである。

3.3 血圧脈波計測デバイスの試作

試作した T 字型 PDMS キャップを、Z 軸応力センサを配置した土台に貼り付けて、デバイスを試作した。T 字型 PDMS キャップの下面突起が初期状態で Z 軸応力センサと接する様にした。

4. 実験

4.1 小型 3 軸力センサの基礎特性実験

試作した 3 軸力センサの基礎特性実験を行う。フォースゲージとナットを用いて、垂直方向とせん断方向に力を加え、

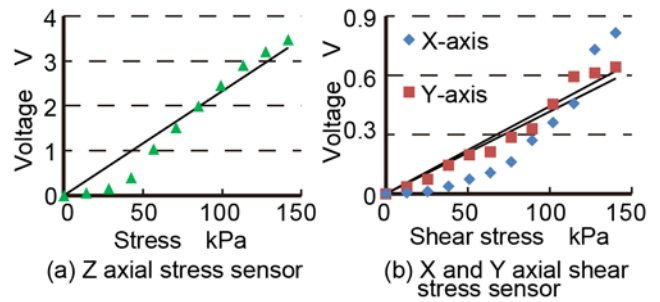


Fig. 9 Basic property of the triaxial force sensor.

各軸の力センサの出力電圧を計測した。実験結果を Fig. 9 に示す。垂直方向に加える力は 0.1N 刻みで 0~1.0 N まで行った。せん断方向に加える力は、約 0.09 N 刻みで 0~0.99 N まで行った。市販されている血圧計の上限値は約 26.7 kPa であるため、30 kPa までの力を計測できればよい。力を受ける面は直径 3mm の円なので、負荷する応力を力に変換すると、約 0.21 N となる。皮下組織の影響で血圧値以上の力を加える可能性があるため、基礎特性の計測は約 1.0 N までとした。Fig. 8 より、各センサの出力は、線形に増加していることが分かる。最小二乗法を用い、近似直線を引いた。その直線を応力と出力電圧の関係式とし、傾きを感度とした。近似直線の式を以下に示す。

$$V_Z = 23.8 \times \sigma \quad (7)$$

$$V_X = 4.45 \times \tau_X \quad (8)$$

$$V_Y = 4.21 \times \tau_Y \quad (9)$$

ただし、 σ [kPa] は応力、 τ [kPa] はせん断応力、 V [mV] は出力電圧である。また、式(7)、(8)、(9)より、出力電圧からセンサに加わった圧力に変換する式を求めた。以下に変換式を示す。

$$\sigma = 0.0421 \times V_Z \quad (10)$$

$$\tau_X = 0.225 \times V_X \quad (11)$$

$$\tau_Y = 0.238 \times V_Y \quad (12)$$

各センサの感度にばらつきが見られる。これは力センサの試作において、蒸着等でばらつきが生じるため、センサそれぞれの特性が異なると考えられる。

4.2 感度比較実験

試作した 3 軸力センサと埋込み式小型 3 軸力センサの感度比較実験を行う。埋込み式小型 3 軸力センサのサイズは $8 \times 8 \times 7 \text{ mm}^3$ である。センサにフォースゲージとナットを用いて、垂直方向とせん断方向に力を加え、各軸の力センサの出力電圧を計測した。埋込み式小型 3 軸力センサの Z 軸応力センサの感度は 2.31 mV/kPa、X 軸応力センサの感度は 1.71 mV/kPa、Y 軸せん断応力センサの感度は 1.98 mV/kPa となった。4.1 項より、試作した 3 軸力センサの感度と比較する。試作した 3 軸力センサの方が埋込み式 3 軸力センサより、Z 軸応力センサは約 10.3 倍、X 軸応力センサは約 2.60 倍、Y 軸応力センサは約 2.13 倍感度が向上していることが分かった。これは、上面と下面に突起をつけることで、圧力方向にひずみゲージが変形しやすくなり、感度が向上したと考えられる。また、せん断応力センサの感度が向上したのは、セン

サが埋め込まれている PDMS キャップの足部の寸法が垂直方向に長く、せん断方向に曲がりやすい構造であるためと考えられる。

4.3 血圧脈波計測実験

試作したデバイスを用いて、実際に血圧脈波計測をした。Z 軸可動ステージに取り付けたデバイスを血管上部の皮膚に押し当て、血圧計測を行った。また、市販血圧計と埋込み式小型 2 軸力センサでも血圧計測を行う。3 周期分の血圧脈波を計測した。定常状態の出力値を計測した後、血圧脈波の出力値を計測し、その出力差から式(10), (11), (12)より血圧値を算出した。実際に計測している様子を Fig. 10 に示す。また、計測した血圧脈波を Fig. 11 に示す。従来の埋込み式小型 2 軸力センサで計測した結果を Fig. 12 に示す。計測した 3 周期分の血圧の最高値と最低値をそれぞれ平均化し、センサの応力値とした。

市販血圧計の血圧値は、最高血圧が 125 mmHg、最低血圧が 83 mmHg となり、埋込み式小型 2 軸力センサの垂直応力センサの最高血圧は 125 mmHg、最低血圧は 82.5 mmHg となった。試作したデバイスの Z 軸応力センサの最高血圧は 180 mmHg、最低血圧は 149 mmHg となった。せん断応力センサは脈波波形が見られなかった。X 軸せん断応力センサの出力は 107~187 mmHg、Y 軸せん断応力センサの出力は 588~708 mmHg となった。また、Z 軸応力センサの出力値は上昇、X 軸せん断応力センサ、Y 軸せん断応力センサの出力値は下降していった。これは、金属抵抗体に電流が流れることで熱が生じ、その影響で抵抗値変化が起きたためと考えられる。この熱による抵抗値変化により、正しい出力差が取れなかったため、血圧値と大幅に異なる値が算出されたと考えられる。従って、2 ゲージ法などの温度補償を行うことで、より精度よく血圧脈波が計測できると考えられる。さらに、皮下組織の影響で、血管を平坦にするための押し圧が血圧値より必要になったため、市販血圧計と異なる値をとったと考えられる。

また、垂直方向の圧力から得られる脈波振幅とノイズから SN 比を求めた。試作デバイスの SN 比は 24.6、埋込み式小型 2 軸力センサの SN 比は 1.59 となり、試作デバイスは埋込み式小型 2 軸力センサより 15.4 倍 SN 比が向上した。さらに、試作したデバイスの Z 軸応力センサの脈波波形から 0.37 s, 1.29 s, 2.31 s 付近で反射波が確認できる。従来の埋込み式小型 2 軸力センサでは反射波は確認できず、試作したデバイスは、血圧脈波が感度良く計測できていることが分かる以上の結果から、埋込み式小型 2 軸力センサより試作したデバイスの方が、感度良く血圧脈波を計測することができた。

5. 結論

本研究では、圧力方向と 2 方向のせん断応力を計測可能な、血圧脈波計測デバイスの試作を行った。デバイスの大きさは $8 \times 8 \times 8 \text{ mm}^3$ であり、基礎特性計測を行った結果、Z 軸応力センサの感度は 23.8 mV/kPa、X 軸せん断応力センサの感度は 4.45 mV/kPa、Y 軸せん断応力センサの感度は 4.21 mV/kPa と

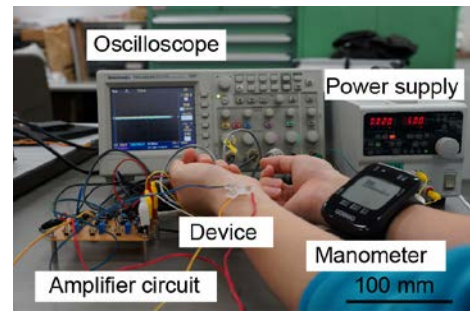


Fig. 10 Experiment of measuring blood pressure.

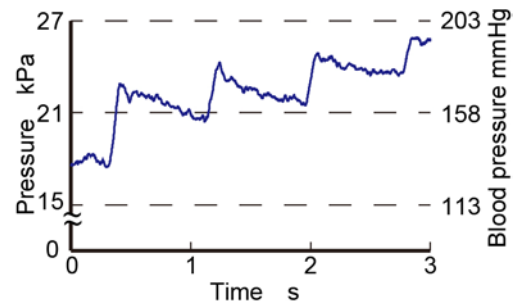


Fig. 11 Pulse wave of blood pressure with the device.

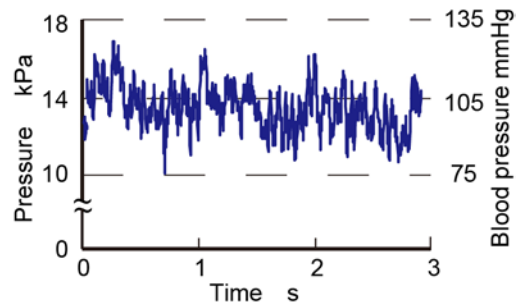


Fig. 12 Pulse wave of blood pressure with 2-axis force sensor.

なった。埋込み式小型 3 軸力センサと比較すると、Z 軸応力センサは約 10.3 倍感度が向上した。また、試作した血圧計測デバイスと従来の埋込み式小型 2 軸力センサを用いて血圧脈波計測を行った結果、試作デバイスは埋込み式小型 2 軸力センサより約 15.4 倍 SN 比が向上した。さらに、従来の埋込み式小型 2 軸力センサでは見られなかった反射波が確認されており、感度よく脈波波形を計測することができた。

以上より、3 軸力センサの圧力方向の感度を向上させることで、高感度な血圧脈波計測デバイスを実現した。

参考文献

- (1) 稲垣孝, トノメトリ法による橈骨動脈波形の AI 測定-オムロン血圧脈波検査装置 HEM-900AI-, Arterial Stiffness 動脈壁の硬化と老化, 9, (2006), pp. 42-46.
- (2) K.Shioya, and T. Dohi, BLOOD Pressure measurement device based on the arterial tonometry method with micro triaxial force sensor : Proc. of transducers, (2013), pp. 2389-2392.
- (3) Thanh-Vinh, N. et al., High sensitive 3D tactile sensor with the structure of elastic pyramids on piezoresistive cantilevers : Proc. of MEMS, (2013), pp. 41-44.