

3 軸力センサを用いた舌の前部および後部の運動計測

竹井 裕介^{*1}, 野田 堅太郎^{*1}, 河合 利彦^{*2}, 舘村 卓^{*2,3},
外山 義雄^{*4}, 高井 めぐみ^{*4}, 松本 潔^{*5}, 下山 勲^{*1}

Anterior and posterior tongue activity measurement using triaxial force sensor

Yusuke TAKEI¹, Kentaro NODA¹, Toshihiro KAWAI², Takashi TACHIMURA^{2,3},
Yoshio TOYAMA⁴, Megumi TAKAI⁴, Kiyoshi MATSUMOTO⁵, and Isao SHIMOYAMA¹

^{*1} Department of Mechano-Informatics, Graduate School of Information Science and Technology,

The University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8656, Japan

In this research, we fabricated triaxial force sensors which can measure tongue activities. In order to analyze the role of tongue activity of front part (anterior tongue) and back part (posterior) of the tongue, we fixed two triaxial force sensors to the palate. Our triaxial force sensors also have temperature sensors, which can measure the temperature change in the mouth so that temperature drift of the force sensors output can be compensated. In the liquid-swallowing experiment, pressure and shear force distributions were observed to clarify tongue motion. We measured and calculated anterior and posterior tongue activities during swallowing, and found that anterior tongue activity was larger than posterior tongue activity. These results indicated that the anterior tongue works as an anchor and the posterior tongue works as an actuator which transports the food or liquid to the throat.

Key Words : tongue activity, pressure sensor, shear force sensor, swallowing

1. 緒 言

厚生労働省の調べによると、平成 23 年度の日本人の死因の第 3 位は肺炎であった。また肺炎で亡くなった方の 90%は 65 歳以上の人であった。特に高齢者で、肺炎が原因で亡くなった方のうち 70%が、誤嚥がもとで肺炎になっていた⁽¹⁾。誤嚥は、嚥下する際に飲料や食品が気管に入ってしまう現象である。こういった誤嚥は、舌の活動量の低下によるものである。医療や介護の現場では誤嚥を防ぐために、患者に提供する飲料や食品に増粘剤を足して粘度を増している。低粘度の液体を嚥下する際には、液体が舌の上を滑るように喉へと流れていくため、一般に流入速度が速く、誤嚥が起りやすい。一方、高粘度の液体の嚥下は、舌の上を滑らず能動的に舌を使って喉へと送り込む必要があるため、誤嚥が起りにくい。このように、舌の運動は、飲み込みやすさや誤嚥の起りやすさに深い関連がある。本研究の目的は、嚥下動作時の舌の前部と後部の役割を、口蓋の前部、後部の 2 か所に貼付した 3 軸力センサを用いて明らかにすることである。

舌の運動の計測の従来手法としては、筋電位計測⁽²⁾や X 線撮像⁽³⁾、パラトグラム⁽⁴⁾⁻⁽⁷⁾などがある。また、舌圧を直接計測するために、種々の舌圧センサが開発されている⁽⁸⁾⁻⁽¹³⁾。我々の研究グループでは、舌圧のみではなく、面に水平な 2 軸のせん断応力を加えた合計 3 軸の力を計測可能な舌運動計測センサを製作した⁽¹⁴⁾。

^{*1} 正員, 東京大学 情報理工学系研究科 知能機械情報学専攻 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1)

^{*2} 学生員, 社団法人 TOUCH (〒563-0017 大阪府池田市伏尾台 5-8-3)

^{*3} 学生員, 大阪大学大学院歯学研究科 高次脳口腔機能学講座 (〒565-0871 大阪府吹田市山田丘 1-8)

^{*4} 学生員, 株式会社明治 研究本部 食品開発研究所 (〒250-0862 神奈川県小田原市成田 540)

^{*5} 学生員, 東京大学 IRT 研究機構 (〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1)

E-mail: takei@leopard.t.u-tokyo.ac.jp

本研究では、口蓋の前部と後部の2か所に3軸力センサを固定し、嚥下時の舌が口蓋に及ぼす力の計測を行った(図1)。それに加えて、本センサは温度センサを備えており、センサの温度ドリフトによる影響を補償する。液体の嚥下を考える際、口内の温度は液体の温度や嚥下の方法によって経時的に変化している。本研究の3軸力センサは、シリコン表面に形成したピエゾ抵抗層をセンサ素子として用いている。そのため、力と同時に、温度の変化によっても電気抵抗が変化してしまう。そこで3軸力センサに組み込んだ温度センサで温度補償を行う。

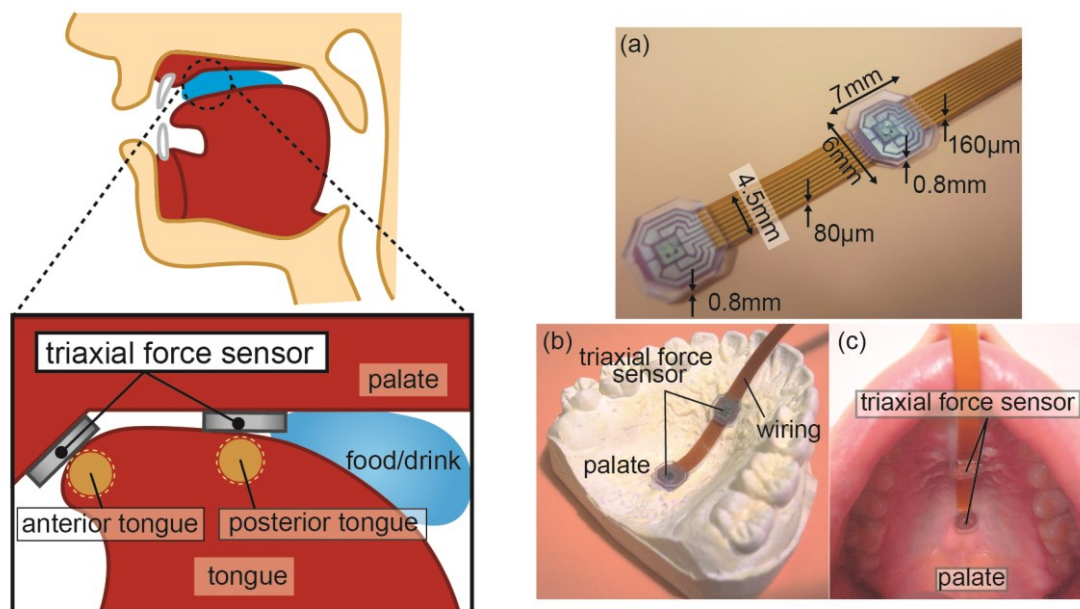
2. センサデザインと作製プロセス

一般的に、舌の前部と後部では嚥下の際に役割が違うことが知られている。本研究では、口蓋の前部と後部の2か所に3軸力センサを固定し、嚥下動作中に舌が口蓋に及ぼす力を計測し、その役割を明らかにする。

図2(a)に製作したセンサを示す。二つの温度補償用温度センサを内蔵した3軸力センサチップを、厚さ80 μm の配線基板に接着剤で固定する。センサチップの大きさは、7 \times 6 \times 0.8 mmである。また、配線基板の幅は4.5 mmである。図2(b)(c)は、センサを口蓋に固定した写真である。センサを固定した状態で自然な嚥下動作を行うために、配線基板の厚さを上前歯と下前歯の隙間よりも小さい80 μm とした。

図3に、3軸力センサの圧力およびせん断応力の検出メカニズムを示す。3軸力センサは、シリコンの両持ち梁および片持ち梁がシリコンゴムに埋め込まれたものである。図中の垂直に起き上がった片持ち梁がせん断応力センサ、両持ち梁が圧力センサとして機能する。それぞれの梁のヒンジ部の表面には、不純物拡散により製作したピエゾ抵抗層が形成されている。シリコンゴムに力が加わり、ゴムが変形すると、それに倣い、ヒンジ部が変形し電気抵抗が変化する。この抵抗変化を事前に計測しておいた校正データをもとに応力に変換する。センサの作製プロセスの詳細は参考文献(15)に詳しい。

温度センサは、センサチップ内、圧力センサの隣に形成されている。両持ち梁形状の圧力センサと、同じ寸法形状である。圧力センサとの構造上の違いは、両持ち梁の裏側のガラス層およびシリコン層がエッチングされていないことである。そのため、温度センサに圧力が加わっても、ヒンジ部が変形することはなく、温度のみに反応して電気抵抗が変わる。



(Left) Fig.1 Lingual motion of swallowing food/liquid. Tongue rubs palate when swallowing. To measure the tongue activity of anterior and posterior tongue, we fixed two triaxial force sensors on the palate.

(Right) Fig.2 (a) Photograph of the two triaxial force sensors bonded on the 80 μm thick wiring substrate and coated by PDMS and parylene. (b) Wiring shape of our sensor system. (c) Photograph of the triaxial force sensors fixed on the palate. Sensors and its wiring are fixed by the medical glue. Wiring comes out from gap of the front-tooth.

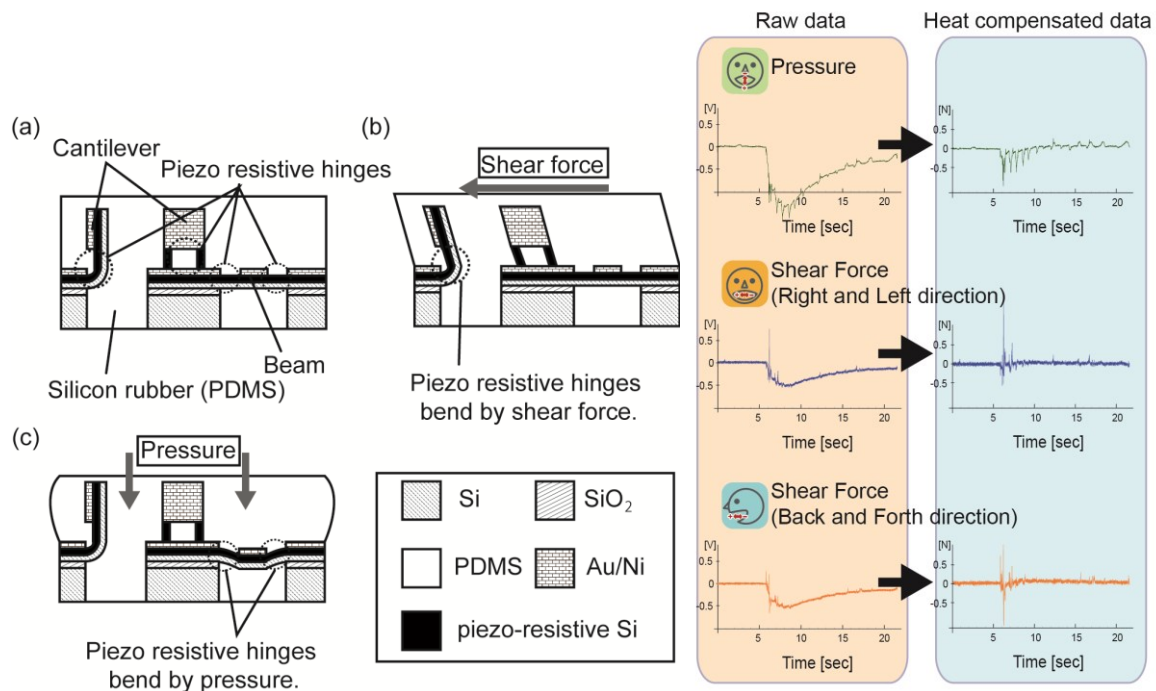
センサチップは、金配線がパターンニングされた厚さ80 μm のフレキシブルなポリイミド基板上にエポキシ系の接着剤で固定する。その後、センサチップ上の電極と、ポリイミド基板上的金配線の間を、ワイヤボンダを用いてアルミ配線で接続した。その後、センサチップを固定したポリイミド基板を、シャーレの底に両面テープを用いて固定し、シリコンゴム (PDMS, Polydimethylsiloxane) を注ぎ込む。PDMSの主剤と硬化剤の混合比率は10:1である。60 $^{\circ}\text{C}$ の電気炉内で1時間硬化させた後、センサおよび配線基板を切り出す。その後、センサおよび配線表面全体にパリレン (Parylene) を成膜する。

製作したセンサの温度補償実験結果を図4に示す。口蓋にセンサを貼付した状態で、アイスクリームを一口量喫食した際のデータである。原波形では、アイスクリームによる温度低下に伴い、温度ドリフトが顕著である。センサチップ内の温度センサの出力に基づき温度補償を行ったデータを図4右に示す。温度補償により、温度ドリフトの影響を受けないデータ取得が可能であることが確認された。

3. 実験および考察

本研究では舌の運動を定量化するために、舌の活動量を以下のように計算した。まず圧力センサの出力をもとに嚙下時間を定義する。ここでは、舌が口蓋に設置したセンサに触れてから、離れるまでの間の区間を嚙下時間と定義する。そして、この嚙下時間中の3軸のセンサ出力の積分値を、各軸方向の舌運動量とした。

本研究では、嚙下時の舌の前部と後部の役割を明らかにするために、二つの実験を行った。一つ目の実験は、水嚙下時の舌前部と後部の舌活動量計測、二つ目の実験は、水嚙下時の口蓋前部と後部に設置したセンサ出力の時系列的観察である。本研究で行った実験は東京大学ライフサイエンス研究倫理支援室、倫理審査専門委員会の監督、指導に基づいている。また、センサの被験者の口蓋への固定および脱着、シリンジを用いての口内への液



(Left) Fig.3 (a) Cross-sectional view of the triaxial force sensor. The sensor consists of two standing cantilevers and a beam structure. Their hinges are formed by piezo-resistive Si layers. (b) Image of the shear force applying to the sensor. The hinges of the cantilever, illustrated in the left, bend by the force and the resistance will change. (c) Image of the pressure applying to the sensor. Only the hinges of the beam bend.

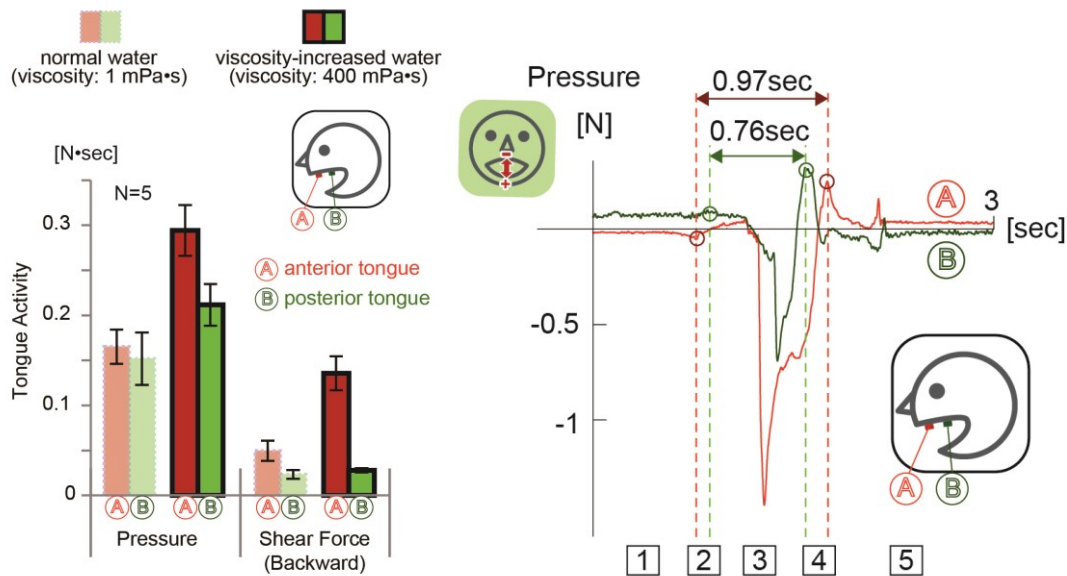
(Right) Fig.4 Raw data and heat compensated data of triaxial force sensor. Examinee ate a spoon of ice cream. Raw data shows the temperature drift on the data. After the heat compensation, the temperature drift are eliminated.

体の注入は、共著者で歯科医師の舘村卓，河合利彦が行った。

一つ目の実験の概要は以下の通りである。被験者は健常成人男性とし、実験の前日に通常の粘度（粘度：1 mPa・s）の水の至適嚥下量を計測しておく。被験者の口腔内に異常がないことを確認し、水でうがいをしてもらう。その後、粘着型義歯床安定用糊材（タッチコレクトII，シオノギ製薬）を用いて、事前にキャリブレーションを行っておいたセンサを口蓋に固定する。センサを被験者の口蓋に固定して5分後に、水でうがいをしてもらい、その後、歯科医師が口内を検分し、センサの固定を確認する。固定を確認した後、歯科医師がシリンジで規定量の液体試料を被験者の舌の下に注入する。本実験では、2種類の液体試料を用意した。一つ目は、粘度1 mPa・sの通常の水、そして二つ目は粘度400 mPa・sに調整された水である。二つ目の液体試料は増粘剤（トロメイクSP，株式会社明治）を水に混ぜることで粘度を調整した。

図5に計測したセンサ出力を元に計算した舌活動量を示す。圧力方向および送り込み方向の舌活動量は、液体試料の粘度が増えることにより増加した。また、舌前部と舌後部の舌活動量の差も液体試料の粘度が増えることにより増加することが分かった。

二つ目の実験は、水嚥下時の口蓋前部と後部に設置したセンサ出力の時系列的観察である。図6に、水嚥下時のセンサ出力の時系列データを示す。嚥下時に、まず舌の前部が口蓋に接触し、その後舌の後部が口蓋に接触していることが分かる。また、嚥下完了後は、舌後部がまず口蓋から離れ、その後舌の前部が口蓋から離れることが分かった。図7の(1)-(5)に、本実験結果から予想される嚥下中の舌の動きを示す。これらの実験結果から、舌の前部は嚥下の際に液体が口からこぼれないよう押さえつける蓋としての役割をしており、舌の後部は液体を喉へと送り込むアクチュエータとしての役割を果たしていると考えられる。



(Left) Fig.5 The tongue activities calculated by temperature compensated triaxial force sensors. The tongue activities of pressure direction and backward direction at prepalatal area is 1.5 times larger than that of postpalatal area in both liquids.

(Right) Fig.6 Time-series data of pressure sensor when swallowing normal viscosity water of optimal swallowing volume. Data A is showing the pressure of anterior tongue and Data B is showing the pressure of posterior tongue.

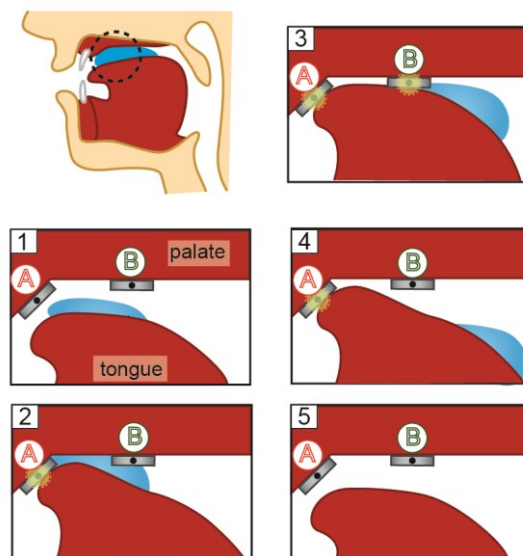


Fig.7 The motion of the tongue during swallowing. The anterior tongue works as an anchor which prevents the liquid from going outside of the mouth, and the posterior tongue works as an actuator which actually transports the liquid into the esophagus.

4. 結 語

口蓋に貼付し、液体を咀嚼嚥下時に舌の前部および後部が口蓋に及ぼす圧力、せん断力を計測可能な3軸力センサを製作した。粘度1 mPa・sの通常の水と、増粘剤で粘度を400 mPa・sに調整した水の2種類の液体試料を用いて、嚥下時の舌の活動量を計測し、圧力方向および送り込み方向の舌活動量は、液体試料の粘度が増えることにより増加することが分かった。また、舌の前部は嚥下の際に液体が口からこぼれないよう押さえつける蓋としての役割をしており、舌の後部は液体を喉へと送り込むアクチュエータとしての役割を果たしていることが、センサの時系列データ観察から明らかになった。

文 献

- (1) S. Teramoto, Y. Fukuchi, H. Sakai, K. Sato, K. Sekizawa, T. Matsuse, "High incidence of aspiration pneumonia in community- and hospital-acquired pneumonia in hospitalized patients: A multicenter, prospective study in Japan," *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 56, No. 3, pp.577-579, 2008.
- (2) T. Tachimura, K. Nohara, Y. Fujita, T. Wada, "Effect of a speech prosthesis on electromyographic activity levels of the levator veli palatini muscle activity during syllable repetition," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 83, pp. 1450-1454, 2002.
- (3) K. Satoh, T. Wada, T. Tachimura, S. Sakoda, R. Shiba, "A cephalometric study by multivariate analysis of growth of the bony nasopharynx in patients with clefts and non-cleft controls," *J. Cranio-maxillofacial surgery*, vol. 26, pp. 394-399, 1998.
- (4) W. T. Harley, "Dynamic palatography – a study of linguopalatal contacts during the production of selected consonant sounds," *J. Prosthet Dent.*, vol. 27, pp. 364-376, 1972.
- (5) M. Liker, F. E. Gibbon, "Tongue palate contact patterns of velar stops in normal adult English speakers," *Clin. Linguist Phon.*, vol. 22, pp. 137-148, 2008.
- (6) J. R. Green, Y. T. Wang, "Tongue-surface movement patterns during speech and swallowing," *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 113, pp. 2820-2833, 2003.
- (7) N. Kiuchi, S. Kohno, K. Ikeda, N. Michimi, K. Ueda, "Treatment of dysphagic patients with a palatal augmentation

- prosthesis based on a tongue movement function diagnosis method by palatography,” *J. Jpn. Prosthodont Soc.*, vol.47, pp. 135-144, 2003.
- (8) Y. Utanohara, R. Hayashi, M. Yoshikawa, M. Yoshida, K. Tsuga, Y. Akagawa, “Standard values of maximum tongue pressure taken using newly developed disposable tongue pressure measurements device,” *Dysphagia*, vol. 23, pp. 286-290, 2008.
- (9) J. A. Stierwalt, S. R. Youmans, “Tongue measures in individuals with normal and impaired swallowing,” *Am. J. Speech Lang. Pathol.*, vol. 16, pp. 148-156, 2007.
- (10) J. Kieser, B. Singh, M. Swain, I. Ichim, J. N. Waddell, D. Kennedy, *et al.*, “Measuring intraoral pressure: adaptation of dental appliance allows measurement during function,” *Dysphagia*, vol. 23, pp. 237-243, 2008.
- (11) K. Tamine, T. Ono, K. Hori, J. Kondoh, S. Hamanaka, Y. Maeda, “Age-related changes in tongue pressure during swallowing,” *J. Dent. Res.*, vol. 89, pp.1097-1101, 2010.
- (12) K. Hori, T. Ono, K. Tamine, J. Kondo, S. Hamanaka, Y. Maeda, *et al.*, “Newly developed sensor sheet for measuring tongue pressure during swallowing,” *J. Prosthodont Res.*, vol 53, pp. 28-32, 2009.
- (13) J. Yano, i. Kumakura, k. Hori, K. –I. Tamine, T. Ono, “Differences in biomechanical features of tongue pressure production between articulation and swallow,” *J. Oral Rehabilitation*, DOI: 10.1111/j.1365-2842, 2011.
- (14) Y. Takei, K. Noda, T. Kawai, T. Tachimura, Y. Toyama, T. Ohmori, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, “Triaxial force sensor for lingual motion sensing,” *Proc. MEMS 2012*, pp. 128-131.
- (15) K. Noda, K. Hoshino, K. Matsumoto, I. Shimoyama, “A Shear Stress Sensor for Tactile Sensing with the Piezoresistive Cantilever Standing in Elastic Material,” *Sensors and Actuators A*, vol. 127, no. 2, pp. 295-301, 2006.