

# ドラム演奏時の指先力計測のための爪ひずみを用いた高感度 2 軸力センサ A High Sensitive 2-axis Force Sensor for Measuring Drum Performance with Nail Strain.

精密工学専攻 14 号 小山智也  
Tomoya Oyama

## 1. 緒言

ドラム演奏時の奏法の一つにダブルストロークがある。ダブルストロークはスティックを打面に押し付けた際に生じる反発力を利用して一振りですべての打叩音を発生させる奏法である<sup>(1)</sup>。ドラム演奏の初学者は奏法の原理を理解し、熟練者の動作を模倣することが望ましい。しかし、打叩時に生じる打面反力に対して必要な指先の力を明確に共有することは困難である。そのため、演奏技術の指導が定性的となり、習得までに長い練習期間が必要となる<sup>(2)</sup>。

このようなドラム演奏動作の解析にはモーションキャプチャ技術による動作解析<sup>(3)</sup>や、スティックに直接力センサを埋め込む方法<sup>(4)</sup>が行われた。前者は演奏動作がセンサ配置による影響を受けずに計測ができる一方、ダブルストロークのような高速な動作の計測は困難であり、遮蔽物のような外部環境から起因する計測の乱れが発生する問題がある。後者の場合連続的に高速な動作が計測できる一方で、スティックに加工を加える必要がありスティック本体の振動特性が大きく変化し、計測の再現性が悪化する問題がある。また、指腹部の触覚感覚を阻害せず力計測を行う手法として皮膚変形を利用したセンサ<sup>(5)</sup>が提案された。しかし、間接的な計測は感度、線形性が低くなってしまいう課題がある。

そこで本研究ではドラム演奏に適した、爪ひずみを用いた高感度かつ高い線形性の関節的な力計測が可能で 2 軸力センサを提案する。そしてダブルストローク時にスティックを操作する母指に発生する力を計測し、奏者の演奏技術を定量化することを目指す。

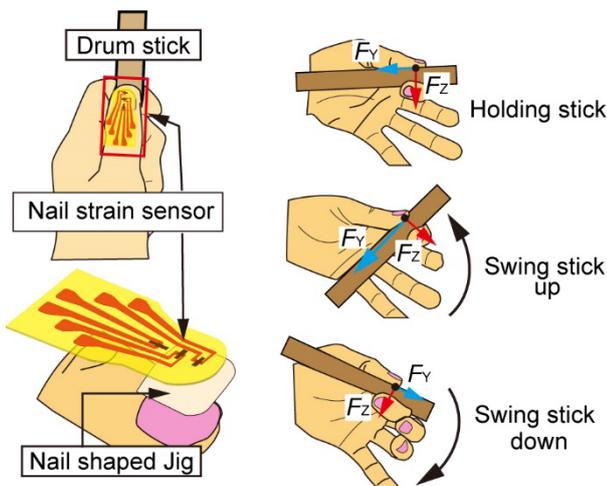


Fig. 1 Schematic view of the nail strain sensor for thumb force measurement during drum performance

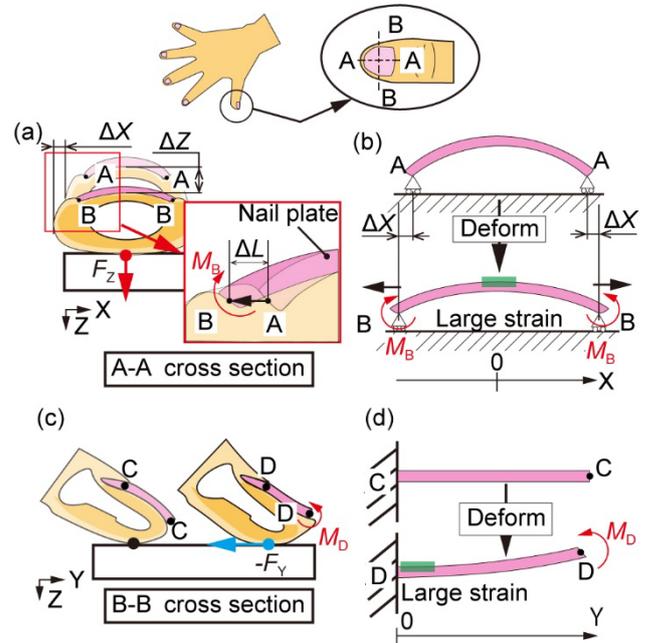


Fig. 2 (a) Measurement principle of  $F_z$ . (b) Schematic View of nail plate of A-A cross section. (c) Measurement principle of  $F_y$ . (d) Schematic View of nail plate of B-B cross section.

## 2. 提案する爪ひずみセンサの概要

### 2.1 爪ひずみセンサの概要

提案する爪ひずみを用いたドラム演奏時の 2 軸力計測デバイスの概要を Fig. 1 に示す。奏者は、提案する爪ひずみセンサを母指爪甲上に装着しドラム演奏動作を行う。センサはフレキシブル基板と 3D プリンタで形成した軽量の治具で構成されており、センサ装着による影響を受けないドラム演奏が可能である。また、従来の力計測デバイス<sup>(4)</sup>と異なり、センサ導入に対するスティックの加工が必要ないため、打叩時にスティック先端に生じる反発力の減衰が発生せず再現性の高い計測が可能である。本研究では作成したセンサを用いてドラム演奏中のスティックを把持する力やスティックの振り上げ、振り下げ動作に必要な 2 軸力を計測する。

### 2.2 爪ひずみセンサの計測原理

爪ひずみを用いた 2 軸力センサの計測原理を Fig. 2 に示す。指腹部が物体と接触し、垂直力  $F_z$  が加わると Fig. 2(a) のように指先の皮膚と皮下組織が水平方向、垂直方向に変形する<sup>(6)(7)</sup>。そして皮膚と皮下組織の変形に応じて爪甲の両端に

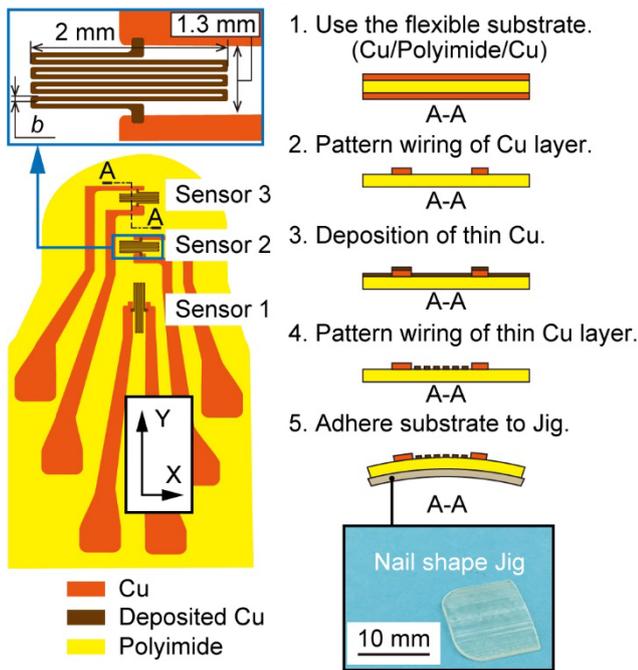


Fig. 3 (a) Schematic view of nail strain sensor  
(b) Fabrication process of nail strain sensor.

曲げモーメントが発生し、爪甲に圧縮応力が加わることで、X 方向の圧縮ひずみが爪甲表面に発生する。また、皮膚と皮下組織の変位量は力に応じて大きくなり<sup>(8)</sup>爪のひずみ量も準じて大きくなるため、指腹部に加わる垂直力  $F_z$  とその大きさを爪甲表面に生じる X 方向圧縮ひずみ量から算出することが可能である。また Fig. 2(b) に示すように A-A 断面上の爪甲は円弧上の梁であり、爪溝に生じる曲げモーメント  $M_B$  によって円弧上梁の中央 ( $x=0$ ) が指腹部の単位垂直力  $F_z$  に対して最も圧縮応力が加わる。そのため、ひずみセンサを円弧梁中央に配置することで高感度な垂直力  $F_z$  計測を実現できると考えられる。

次にせん断力  $F_y$  が負荷された場合、Fig. 2(c) に示すように  $F_y$  負荷時に指腹部に加わる物体との摩擦力によって  $F_y$  と逆方向に皮膚と皮下組織が変形する。この時、爪先に皮膚変形による曲げモーメントが発生すると考えられる。また、Y 軸上の爪甲片側端は爪上皮によって覆われているため、Fig. 2(d) に示すような一端を固定支持した梁に近似できると考えられる。爪先から生じる曲げモーメントに応じて片持ち梁の根元 ( $y=0$ ) が最も圧縮応力が加わる。よって、ひずみセンサを爪甲の片側端付近に配置することで高感度なせん断力  $F_y$  の計測が可能であると考えられる。

### 3. 試作

#### 3.1 爪ひずみセンサの設計

試作する爪ひずみセンサの設計を Fig. 3(a) に示す。提案するひずみセンサは Cu/ポリイミド/Cu の三層フレキシブル基板をエッチングして銅配線パターンを作成する。銅配線パターンはひずみ計測のための金属抵抗体となるゲージ部と、計

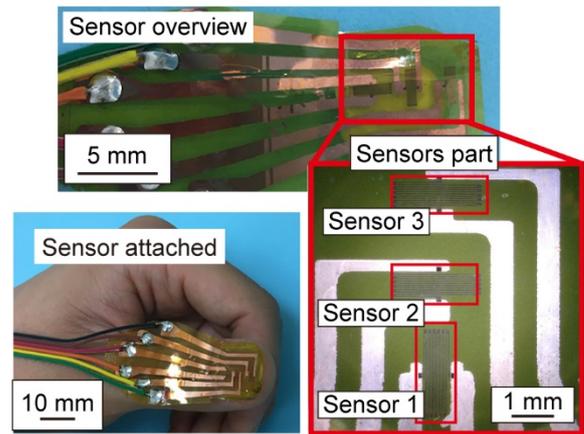


Fig. 4 Photographs of fabricated nail strain sensor.

測回路とセンサを接続するための配線部で構成されている。センサとなる各ゲージ部の抵抗値は発熱による影響が少なく、かつ市販ひずみゲージと同等の  $120 \Omega$  以上を目標として設計し、配線幅  $b$  を  $100 \mu\text{m}$  とした。またセンサではない配線部はゲージ部と比較して二桁以上小さい抵抗値となるよう設計した。これにより、装着時に配線部の基板が変形してもゲージ部の出力に干渉しないと考えられる。またゲージ部はフレキシブル基板の上に三つ作成した。センサ 1 は Y 軸方向に対し平行な方向に、センサ 2、センサ 3 は X 軸方向に対し平行な方向で Y 軸上に配置した。また、垂直力に対する X 方向ひずみが Y 軸上でどのように推移するか明らかになっていないため、爪根からの長さが異なる二ヶ所に配置した。そして 4.1 節で行う基礎特性実験において導出された感度が高いセンサを計測データとして使用した。

#### 3.2 爪ひずみセンサデバイスの試作プロセス

爪ひずみセンサの試作プロセスを Fig. 3(b) に示す。本研究で用いるフレキシブル基板は厚さが  $4 \mu\text{m}$  の両面 Cu 層と厚さが  $25 \mu\text{m}$  のポリイミド層の三層構造で構成される。まず、表面の Cu 層をエッチングし配線部を形成した。その後、真空蒸着装置を用いてポリイミド層に厚さ  $100 \text{nm}$  の銅薄膜を形成した。そして蒸着した銅薄膜をエッチングしてゲージ部を形成した。はんだで電氣的に接続し、試作したひずみセンサと母指爪形状治具を接着して爪ひずみセンサを試作した。Fig. 4 に試作した爪ひずみセンサデバイスを示す。試作したセンサ 1、センサ 2、センサ 3 の各抵抗値はそれぞれ  $145.5 \Omega$ 、 $134.7 \Omega$ 、 $128.6 \Omega$  となり、いずれのセンサも設計値である抵抗値  $120 \Omega$  の誤差 20% 程度の範囲で試作することが出来た。

試作したセンサのひずみによる微小な抵抗値変化はブリッジ回路によって電圧変化に変換し、増幅回路によって信号を 1000 倍に増幅した。増幅された信号を二次ローパスフィルタによって高周波成分の信号を抑制した。なお、カットオフ周波数は  $38.8 \text{Hz}$  であった。また計測回路はアナログ回路で構成されているため、時間分解能はオシロスコープのサンプリング周期の限界値まで増やすことが可能である。

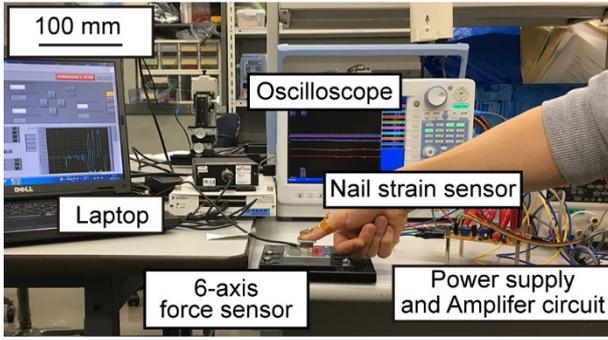


Fig. 5 Experimental setup for measuring the basic characteristics of the sensor.

## 4. 実験

### 4.1 爪ひずみセンサの基礎特性実験

試作されたセンサを装着した状態で、指腹部にかかる力と爪ひずみセンサの出力の関係性を評価するための基礎特性実験を行った。Fig. 5 に実験のセットアップを示す。実験装置は6軸力センサ、6軸力センサ出力を記録するPC、試作センサの計測回路と電源を供給する直流安定化電源、データを記録するオシロスコープで構成される。デバイスを装着した母指が6軸力センサに対して10Nを目安として垂直力 $F_z$ を負荷、正負それぞれ4Nを目安としてせん断力 $F_y$ を負荷することで爪ひずみセンサに生じる出力電圧変化を計測した。計測サンプリング周波数は10Hzで計測した。

実験の結果をFig. 6に示す。Fig. 6(a)より、せん断力 $F_y$ の変動に対してセンサ1は高い線形性を示した。一方でFig. 6(b)より垂直力 $F_z$ が4N以降はいずれのセンサにおいても優れた出力変化は見られなかった。金らの研究によって指先の変形量は垂直力 $F_z$ がある一定の値を超えると大きく抑制していることが明らかになった<sup>(7)</sup>。本実験でも同様に4N以降の $F_z$ において指先の変形量に制限がかかり、変形特性が著しく低下したため爪甲表面に十分なひずみが発生しなかったと考えられる。一方で4Nまでの $F_z$ の入力に対するセンサの出力はセンサ1、センサ2で高い線形性を示した。

ここで、最小二乗法を用いて、入力 $F_y$ と4Nまでの $F_z$ に対する各センサ出力の近似直線と感度を導出した。各センサの感度、相関係数をTable 1に示す。ここで2.2節の計測原理で述べた通り、 $F_y$ の計測のために配置されたセンサ1が、他のセンサに比べ入力 $F_y$ に対して最大の変化量であった。同様に $F_z$ の計測のために配置されたセンサ2、3が入力 $F_z$ に対して大きく変化した。ここで $F_z$ に対するセンサ感度はセンサ2のほうが優れているため、以後の計測はセンサ2の出力電圧を用いて $F_z$ を算出した。なお、本デバイスは入力される2軸力において本来関係ないセンサも反応するため、較正行列を用いて高精度に力を算出する。各センサの電圧変化 $V_1, V_2$ を2軸力 $F_z, F_y$ に変換する関係式を式(1)に示す。

$$\begin{bmatrix} F_y \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -64.5 & 23.9 \\ -12.07 & 37.6 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \end{bmatrix} \quad (1)$$

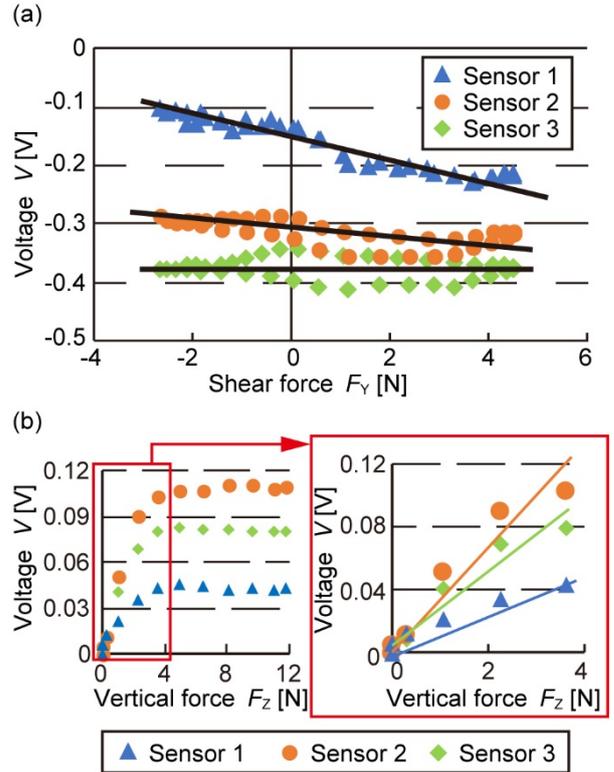


Fig. 6 Relationship between each axis force and voltage change each fabrication strain sensors. (a) Shear force  $F_y$ . (b) Vertical force  $F_z$ .

Table 1 Sensor sensitivity and coefficient correlation in each axis directions force.

	$F_y$		$F_z$ (0~4 N)	
	Sensitivity [mV/N]	Coefficient correlation	Sensitivity [mV/N]	Coefficient correlation
Sensor 1	17.61	-0.965	11.21	0.971
Sensor 2	-5.660	-0.641	30.23	0.970
Sensor 3	-1.276	-0.167	23.42	0.970

また、デバイス装着中、無負荷時に発生する電圧変化を用いてセンサの最小分解能を算出した結果、 $F_y$ が98.9mN、 $F_z$ が31.1mNとなった。以上より、本デバイスによって指腹部の微小な力変化を高分解能に計測可能であることが示された。

### 4.2 ダブルストローク演奏計測実験

試作した爪ひずみセンサを用いて実際にドラム演奏時の母指指先に生じる2軸力を計測した。実験のセットアップをFig. 8に示す。市販のスティックと打面がゴム製の市販の練習パッドを用いてドラム演奏動作時の指先力を試作したセンサを装着して計測した。計測時はテンポを120BPM、サンプリング周波数を1000Hzで計測した。

実験結果をFig. 9に示す。センサ1とセンサ2の出力電圧を式(1)に代入して算出された2軸力は連続的な変化を示し

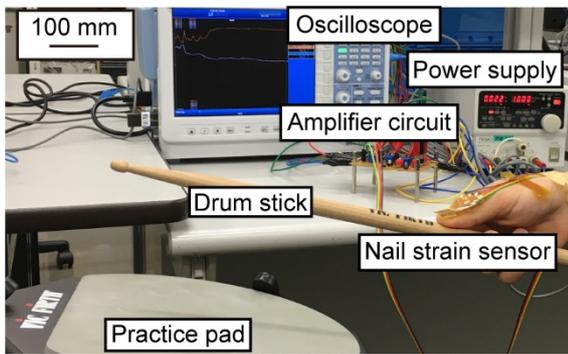


Fig. 8 Experimental setup of measurement drum performance.

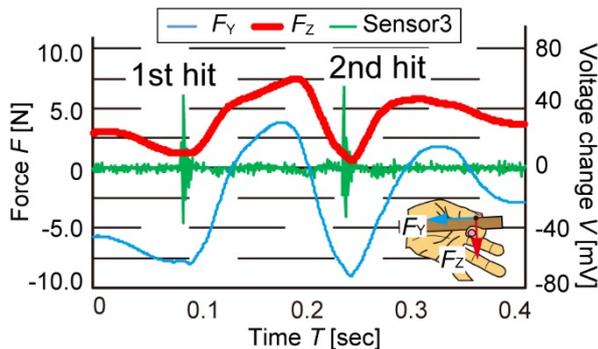


Fig. 9 Experimental result of the thumb tip force and impulse in double stroke.

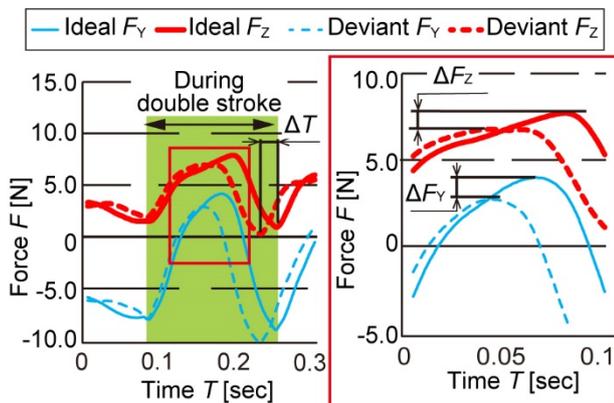


Fig. 10 Comparison between ideal performance and deviant performance.

た。またフィルター回路を経由しない端子から各ひずみセンサに撃力を検出した。そこで、力算出に使用しないセンサ3の出力電圧からインパルス波形を抽出した。インパルス波形の急激な立ち上がり応答を示した瞬間を叩いた瞬間であると仮定したとき、二つのインパルス波形の時間差からダブルストロークの二打間の間隔を算出することが可能である。また、打面を叩く瞬間、 $F_Y$ 、 $F_Z$ はともに極小値を取り、二打間に強い極大値があることを確認できた。

また、リズムよくダブルストローク演奏を行うためには二打間の間隔が均一となることが望まれる<sup>(1)</sup>。そこで連続したダブルストローク演奏時の間隔が理想的である演奏と逸脱した演奏を比較した。ここで 120 BPM の演奏に必要な時間

間隔は 0.167 sec であり、理想的な演奏は時間間隔誤差が 2% 以内、逸脱した演奏は誤差 10% 以上のものを選択した。

比較した結果を Fig. 10 に示す。比較した動作の二打間の時間差  $\Delta T$  は 0.022 sec であった。そして理想的な演奏と比べ、逸脱した演奏は一打目直後の立ち上がりはおおよそ一致しているが、理想的な演奏と比べ  $F_Y$ 、 $F_Z$  のピーク値に差がみられた。この時、ピーク差  $\Delta F_Y$ 、 $\Delta F_Z$  はそれぞれ 1.58 N、0.82 N であり、この偏差が理想的なダブルストローク時間間隔を達成するうえで必要な力であったと考えられる。以上より、奏者の理想的なダブルストローク演奏は本センサを用いた 2 軸力の計測によって定量化できる可能性を示唆した。

## 5. 結言

本研究では、ドラム演奏時の指先力計測のための爪ひずみを用いた高感度な力計測が可能な爪ひずみセンサを作成した。試作したセンサは垂直力  $F_Z$  に対して最大感度 30.23 mV/N、せん断力  $F_Y$  は最大感度 17.61 mV/N であった。また、センサの最小分解能は垂直力  $F_Z$  が 31.1 mN、せん断力  $F_Y$  が 98.9mN であった。実際にセンサを装着してダブルストローク演奏を行った結果、センサは連続的な信号波形を出力した。そのため、爪ひずみを用いた間接的な力計測でダブルストローク時の指先力計測が可能であるといえる。また、二打間の時間間隔が理想的なダブルストローク演奏と比較して時間間隔誤差 0.022 s の演奏は、 $F_Y$ 、 $F_Z$  のピーク値がそれぞれ 1.58 N、0.82 N 不足していたことが原因であることを示唆した。よって、本研究で試作したセンサがダブルストローク時の演奏技術の定量的な評価に有用である可能性を示した。

## 参考文献

- (1) 長野祐亮, 新・ドラマーのための全知識, リットーミュージック, 東京 (2019) pp.130-147.
- (2) 大西雅博, 新しい打楽器練習法—教育現場における練習の効率化—, 人間教育学研究 2 (2015) pp.185-192.
- (3) 谷貝祐介ら, 熟練ドラマーの動作解析: 演奏速度の違いによる協応構造の変化認知科学, 第 36 回日本認知科学学会, (2019) pp. 93-96.
- (4) 小山智也ら, ダブルストローク時の指先力を計測可能な 3 軸力センサ内蔵ドラムスティックデバイス, ロボティック・メカトロニクス講演会, (2020), 1P2-N07.
- (5) Kristanto, H., et al, A Wearable Three-Axis Tactile Sensor for Human Fingertips, IEEE Robotics and Automation Letters 3-4 (2018) pp. 4313-4320.
- (6) Yu, Sun., et al, Estimation of Fingertip Force Direction with Computer Vision, IEEE Transactions on Robotics, 25-6 (2009) pp. 1356-1369.
- (7) 金一煥ら, 人間の指先のインピーダンスモデル, 計測自動制御学会論文集, 30-1 (1994) pp. 112-114.
- (8) 中谷正史ら, 触覚の完成評価ツール: ウェアラブル触動作センサ HapLog, 日本ロボット学会誌, 30-5 (2012) pp.499-501.