

筋電義手使用者の為の触覚センサと提示デバイスの開発

潰田 純也^{*1} 曲谷 一成^{*2}

Development of Tactile Sensor and Display Device for Myoelectric Artificial Hand Users

by

Junya TSUEDA^{*1} and Kazushige MAGATANI^{*2}

(Received on Sep. 28, 2018 and accepted on Nov. 8, 2018)

Abstract

We are currently investigating grip power feedback systems for use in artificial hands. The objective of this study was to develop a variable capacitance type multipoint (16 points) pressure sensor and a tactile feedback device using a noninvasive approach. The pressure sensor is set on a fingertip of the artificial hand. The tactile feedback device composed of 16 disk vibrators is set on the upper arm of the system user. The disk vibrators are arranged in correspondence with the pressure sensor unit, and the intensity of the vibration indicates the intensity of the pressure applied to each sensor point. Our experiment, in which three normal subjects participated, involved the use of typical objects (pen, ball, plastic bottle cap, bottle neck, and wavy plate like washing plate) to apply pressure on the developed sensor. After the preliminary learning session, the subjects were presented with responses from the pressure sensor to randomly selected objects using the developed tactile feedback device, and the subjects stated which objects they thought had been used. This trial was conducted 30 times for each subject. The average value of the correct answer rate was 68.9%, which we believe would increase with the user's practice. Therefore, we conclude that our developed system using a noninvasive approach will prove useful for artificial hand users.

Keywords: EMG, Multipoint pressure sensor, Noninvasive

1. まえがき

厚生労働省の調査によると、全国の更生相談所が平成 22 年度に判定した義手の新規処方割合は約 2 % と非常に低い¹⁾。その背景としては、以前の労災保険での対象者は両上肢切断者であったことが挙げられる。しかし、平成 25 年度から筋電義手の支給対象者が改訂され、片側上肢切断者にも対象者要件が拡大された²⁾。このため今後、筋電義手への関心は高まると予測され、筋電義手の機能向上が求められると考えられる。既に SEMG (表面筋電位) を用いて義手を制御する事ができ³⁾、SEMG を用いて動作認識技術を使用した筋電義手では、改良が進められ複雑な動作の実現、義手使用者に対しての力覚、触覚などの感覚機能を取り入れる試みがされている⁴⁾。

本研究では筋電義手使用者の為の触覚センサ及びその出力提示デバイスの開発を目的としている。センサを筋電義手の指先、出力提示デバイスを使用者の上腕に取り付けることで、筋電義手使用者でも指先で触れている物の形状を認識することができるようになり、健常者と近い義手の動作をすることができるようになると考える。

そのため形状を認識するための触覚センサである多点圧覚センサの開発を試みた⁵⁾。筋電義手に用いる触覚センサはウェアラブルデバイスであることから使用できる電力量に限りがあることや、義手の見た目も能動義手と違い見た目や触感も本物の腕に似ていることから、それに影響を及ぼさないことが望ましい。そのためセンサは消費電力が少なく触感を人肌に近く再現できることが出来る静電容量変化式を採用した。また、近年では VR 用の電気刺激によって触覚情報を義手使用者に提示する手法も開発^{6) 7)}されているが、使用中は電極を介して神経に直接電流を流すため、筋電義手に用いる場合は使用者の心身の負担があるといった問題点があると考えられる。そのため我々は振動モータを用いた非侵襲な手法による提示デバイスの開発を試みた。

本研究のシステム構成を Fig. 1 に示す。このシステムは発振回路、センサ、計測回路からなるセンサ部、マイコン、触覚提示デバイスからなる触覚提示デバイス部で構成される。また、持ち運ぶことを想定してモバイルバッテリーで駆動できるように、電源電圧 5 V、最大使用電流を 2 A 以下の仕様を満たすよう開発を行った。これらを用いて筋電義手使用者でも触覚情報を提示することで、筋電義手の機能向上に貢献することが我々の目標である。

^{*1} 工学研究科電気電子工学専攻修士課程

^{*2} 工学部電気電子工学科教授

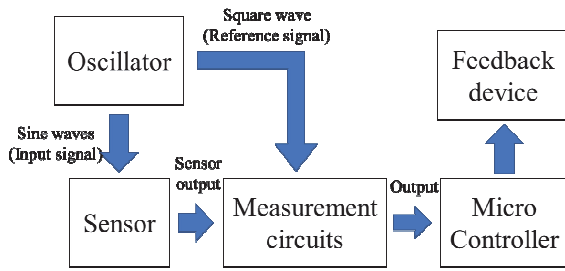


Fig. 1 Block diagram of the system.

2. 静電容量変化式多点圧覚センサ

基本的な静電容量変化方式圧覚センサは Fig. 2 に示すような構造をしており、センサに力が加わると電極間の距離が変化し静電容量が変化することによって圧力を計測する。消費電力が少なく感触が人肌に近い事や作成が容易であるほか、間に挟む誘電体の固さによって測定する圧力の範囲を変えることができる等の利点がある。しかし、今回作成したセンサでは 10 kHz の正弦波に対して 102 MΩ とインピーダンスが非常に高いため S/N 比が悪く、感圧導電ゴムを用いたセンサに比べて圧力を加えたときの変化量が微小であること等の問題点がある。

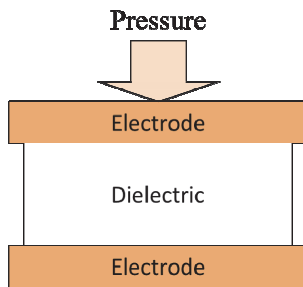


Fig. 2 Structure of a variable capacitance pressure sensor.

実際に作成したセンサの断面図を Fig. 3 に示す。このセンサはボタン、電極、ゴムシート、柱から構成されてエアギャップコンデンサのようになっており、1 点当たりの電極面積は 9 mm²、電極間隔は 0.55 mm となっている。今回使用した柱は厚さ 0.5 mm のクロロプレンゴムを使用し、Fig. 4 のように圧力検出点においては空洞になるように成型した。このサイズでは一点当たりの静電容量は 0.156 pF となる。なお、今回開発したセンサでは先行研究で開発したセンサに比べて大きさが約 1/10 程度となり、手のひらほどのサイズから指先に装着できる程度の大きさに小型化することに成功した。

また、電極の接触防止と可塑性を保つため柱の上に厚さ 0.05 mm のゴムシートを取り付け、さらに圧力検出点の陥没防止のために直径 2 mm、厚さ 0.5 mm のゴムシートを円柱にくり抜いた上に、厚さ 1 mm、3 mm 四方のシリコンゴムシートを取り付けたボタンを作成し、センサの圧力を計測する各点に取り付けた。開発したセンサの構造図及び写真を Fig. 5 に示す。

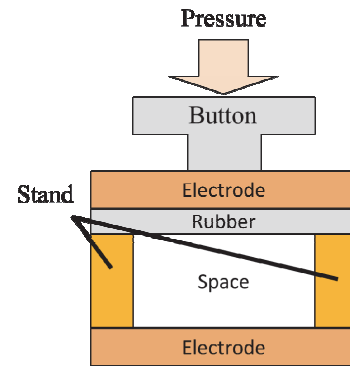


Fig. 3 Structure of a developed sensor.

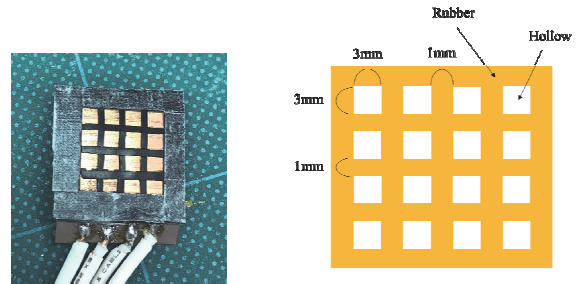


Fig. 4 Shape of a molded rubber.

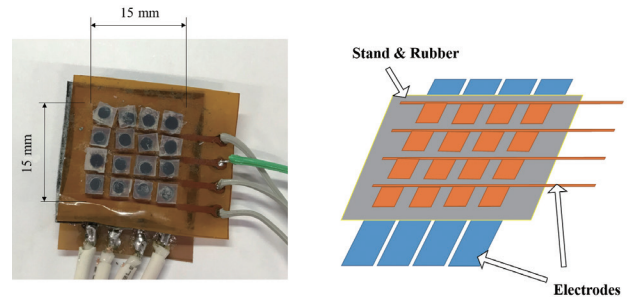


Fig. 5 Developed sensor.

3. 計測回路

本研究では同期検波方式を利用し、センサからの雑音を排除した。本センサでは接触側の各電極に正弦波電圧を印加すると反対側の電極から各点のインピーダンスの大きさに応じた電流が流れる。このインピーダンスは加わった圧力の大きさによって変化し、圧力が大きいほど電極間隔は狭くなるためインピーダンスは小さくなる。流れた電流は I-V 変換回路によって電圧に変換される。電圧の振幅はセンサに加わった圧力によって変化するため、センサに加わった圧力は振幅変調がかかった電気信号に変換されることになる。

本研究では同期検波を行うためにロックインアンプの原理を用いた乗算回路を開発した。ロックインアンプの基本構成を Fig. 6, 入出力信号の波形を Fig. 7 に示す。Fig. 7 において参照信号は方形波である。このとき入力した信号に対して正転と反転した信号をそれぞれスイッチ部に

入力し、参照信号を用いてスイッチングを行う。本研究ではスイッチ部にアナログスイッチ IC（東芝製 74HC4066AP）を用いており、参照信号をアナログスイッチのゲート端子に入力し、H の時正転信号、L の時反転信号を導通させている。参照信号と同期された信号が入力された場合、スイッチ出力にはリプルを含む直流信号が出力されるが、非同期信号が入力された場合は Fig. 7 の右図のような波形（交流信号）が出力される。スイッチ出力からの信号はローパスフィルタを通すことによって交流信号は遮断され、平滑化された同期信号のみ出力される。この方式ではローパスフィルタの半値幅が 6.78 Hz であるため式 (1) を用いて Q を求めたところ 447（3.03 kHz 使用時）～1474（10 kHz 使用時）と非常に大きくとれる事が分かった。したがって、センサからの信号に近い周波数成分を持つノイズに対しても大きくカットできると同時に、異なる周波数成分を持つ信号も遮断することができるため、信号分離を明確に行うことができる。これにより従来方式に比べ低電圧かつ低周波数の信号を用いた場合でも、センサに加わった圧力を測定できるようになった。

$$Q = f / f_0 \quad (1)$$

Q : フィルタの Q 値

f : 使用周波数 (3.03, 4.55, 7.54, 10.0 kHz)

f_0 : バンド幅 (6.78 Hz)

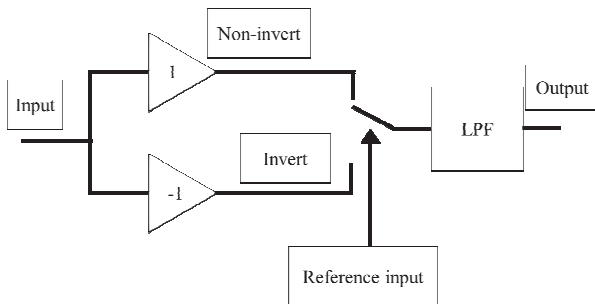


Fig. 6 System configuration of a lock-in amplifier.

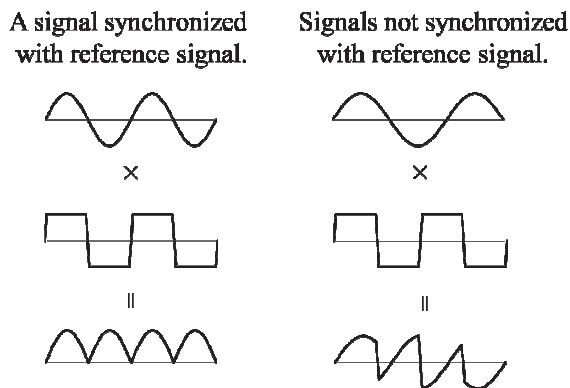


Fig. 7 Principle of synchronous detection.

開発したセンサの等価回路を Fig.8 に示す。前述の通りセンサのそれぞれの列電極に異なる周波数の正弦波を印加し、行電極の出力信号を同期検波して信号分離を行う。今回は X1 に 3.03 kHz, X2 に 4.55 kHz, X3 に 7.54 kHz, X4 に 10.0 kHz の正弦波をそれぞれ印加した。行電極には 4 つの周波数成分を持つ圧力信号が合成されて出力され、一つの行電極に付き 4 つの乗算回路によって分離が行われる。

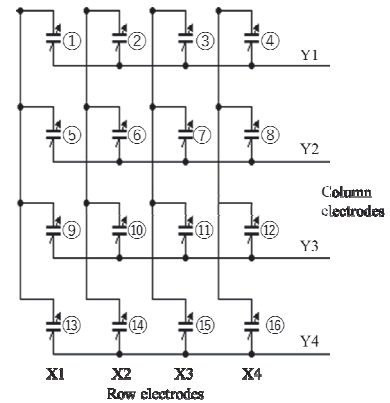


Fig. 8 Equivalent circuit of the sensor.

4. 触覚提示デバイス

縦 100 mm, 横 100 mm, 厚さ 2 mm のシリコンゴムシートに振動モータ（T.P.C 社製円盤型振動モータ）を 15 mm 間隔で 16 個接着した。使用した振動モータを駆動し続けていると発熱する。このため操作者の肌に直接振動モータを設置してしまうと、モータの発熱によりやけどをしてしまうことが考えられたため、振動モータをシリコンゴムシート上に張り付け、使用者にモータの熱が伝わりにくくした。Fig. 9 に示したフィードバックデバイスの提示部を操作者の上腕部に取り付け、振動パターンにより感覚を提示する。振動の強さは、その差を認識しやすくするために 3 段階（強、弱、振動無し）で提示し、この時モータに流れる電流量をそれぞれ 100 mA, 50 mA, 0 mA とした。

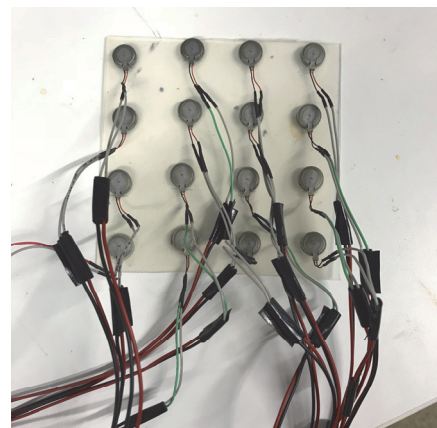


Fig. 9 Feedback device.

5. 試験・評価

5.1 センサ特性の評価

まず開発したセンサの圧力-出力電圧特性を計測した。センサの計測点にそれぞれ分銅を用いて 0.1, 0.2, 0.5, 1, 2, 5, 10, 20 g の重りを乗せた時と無加圧時の直流出力電圧を計測した。センサの圧力-出力電圧特性の平均値, 最小値, 最大値を Fig.10 に示す。

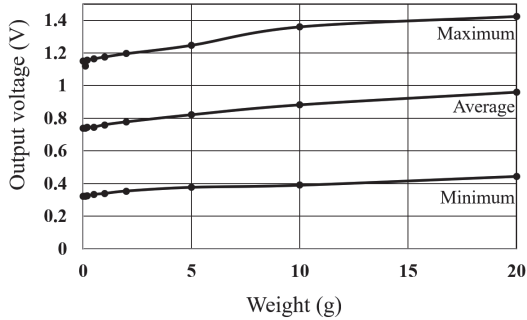


Fig. 10 Output voltage for applied pressure.

また、センサの各点に同じ圧力を加えても Fig. 10 のように特性曲線には大きなばらつきがあったため、各点をそれぞれ独立したセンサと考え、それぞれのセンサに対して個別の補正を行うこととした。まずセンサの各点における特性曲線の始点を揃えて比較を試みた。用いた補正式を(1)式に示す。

$$P_o = V - V_o \quad (2)$$

P_o : 無加圧時の出力電圧を 0 としたときの出力値 (V)

V : 計測回路出力電圧 (V)

V_o : 無加圧時の計測回路出力電圧 (V)

この式によって補正したセンサ特性の平均値を両軸対数にしたものを Fig. 11 に示す。このグラフから圧力を 1 g 以上加えた時はほぼ直線になることから、センサ特性はべき関数で近似できると考えた。

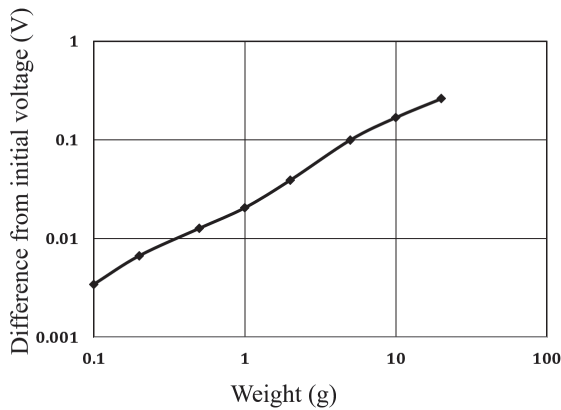


Fig. 11 Corrected output voltage for applied pressure.

Fig. 11 に示したグラフがほぼ直線になったため、最小二乗法を用いて各点における特性をべき乗の近似式に置き換えた。Fig. 10, 11 に示されるように 1 g 以下印加時は特性に大きなばらつきがある。これはキャパシタの端部効果が生きていることで静電容量の値が定まっていないためと考えた。そこで 2 g 以上の力を印加した時の出力電圧を基に式(3)で出力電圧を表現することとし、最小二乗近似により未知のパラメータ A, B を定めた。求めたパラメータの値を Table 1 に示す。

$$V_o = AP^B \quad (V) \quad (3)$$

A, B: パラメータ

V_o : 出力電圧(V)

P: 乗せた分銅の重さ(g)

Table 1 Obtained parameter values at each sensor unit.

Unit number	A	B
1	0.848	0.0566
2	0.589	0.158
3	0.602	0.0280
4	0.792	0.0787
5	0.659	0.129
6	0.845	0.0826
7	0.327	0.0934
8	1.13	0.0717
9	0.457	0.149
10	0.498	0.109
11	0.515	0.109
12	1.01	0.104
13	0.820	0.0368
14	0.761	0.137
15	0.703	0.0359
16	0.988	0.0994

次に近似式が元のデータに対して正確であるかの検証を行うため、実際に計測した値と(3)式を用いて示された値の相対誤差を調べた。相対誤差は(4)式によって求められる。各点、圧力の相対誤差の値を Table 2 に示す。2 g ~ 20 g 印加時における誤差の絶対値は最大で 4.84(%)となった。

$$\varepsilon = (V_p - V_o) / V_o \times 100 \quad (\%) \quad (4)$$

ε : 相対誤差(%)

V_p : パラメータを用いて示された予測電圧(V)

V_o : 計測した電圧(V)

Table 2 Relative error rate at each unit for applied pressure.

Unit number	Relative error rate [%]			
	2[g]	5[g]	10[g]	20[g]
1	-1.29	1.35	1.63	-1.65
2	-1.42	2.67	-0.520	-0.683
3	-1.07	1.18	1.22	-1.31
4	-1.59	1.14	3.10	-2.55
5	-2.41	4.84	-1.33	-0.941
6	-1.64	2.82	-0.0689	-1.05
7	-1.55	0.705	3.86	-2.89
8	-0.548	1.86	-1.84	0.569
9	-2.25	2.57	2.53	-2.72
10	-0.117	-0.378	1.15	-0.648
11	-0.114	-1.19	-2.54	-1.30
12	-1.39	0.130	4.48	-3.07
13	-0.644	0.743	0.668	-0.757
14	-1.82	2.20	1.75	-1.39
15	-0.831	0.544	1.70	-1.39
16	-1.22	2.73	-1.31	-0.149

5.2 触覚提示試験

次に触覚提示試験を行った。触覚提示デバイスを制御するマイクロコントローラに電圧値を式(3)で力を 20 g 及び 200 g とした時の出力電圧を用いてプログラムを行い、20 g を超える値の入力があった場合には弱い振動を、200 g を超えた場合は強い振動をそれぞれ対応する振動モータに出力するよう設定した。マイコン内に設定した電圧値を Table 3 に示す。

Table.3 Threshold voltage used for the program for each sensor unit.

Unit number	Voltage[V]	
	(P=20[g])	(P=200[g])
1	1.00	1.114
2	0.946	1.36
3	0.654	0.698
4	1.00	1.20
5	0.969	1.30
6	1.08	1.31
7	0.432	0.536
8	1.40	1.65
9	0.714	1.00
10	0.690	0.887
11	0.714	0.917
12	1.38	1.75
13	0.916	0.997
14	1.15	1.57
15	0.783	0.850
16	1.33	1.67

今回は鋭利なものとしてボールペン、丸みを帯びているものとして半径 46 mm のボール、平らなものとして半径 30 mm のペットボトルのキャップ、筒状の物としてギターのボトルネック、ギザギザなものとして波板（豆腐カッター）の 5 種類を用意した。センサにこれらの物体を当てた時のデバイスの振動パターンの一例を Fig. 12~Fig. 16 に示す。ペンを押し当てているときは一点のみに強い振動，ボールを押し当てているときは一点に強い振動に加えてその周りに弱い振動，キャップを押し当てているときは広範囲に弱い振動，ボトルネックを押し当てているときは外側に強い振動，波板を押し当てているときは一点おきに強い振動となり，センサに押し当てた物体の形状によって提示デバイスの出力パターンが異なることが分かる。

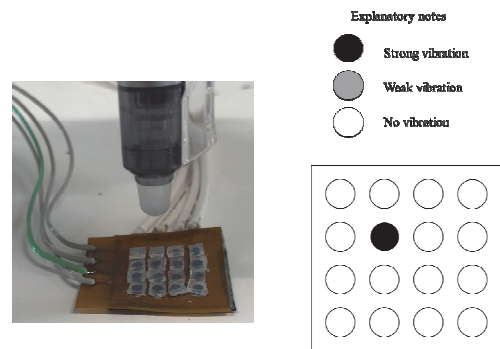


Fig. 12 Vibration state of the feedback device (Pen).

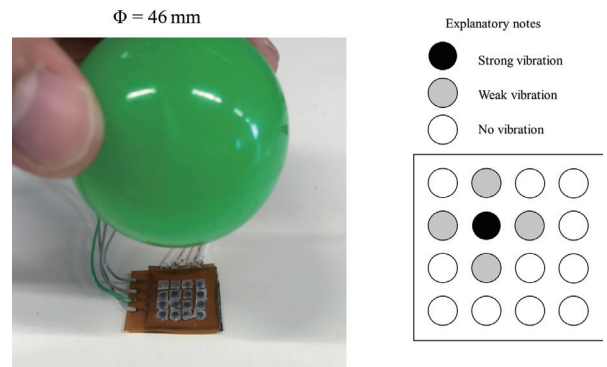


Fig. 13 Vibration state of the feedback device (Ball).

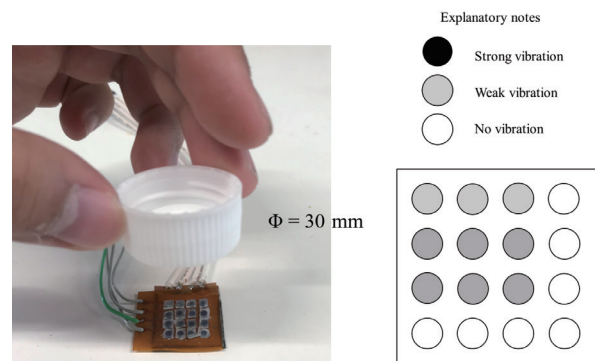


Fig. 14 Vibration state of the feedback device (Cap).

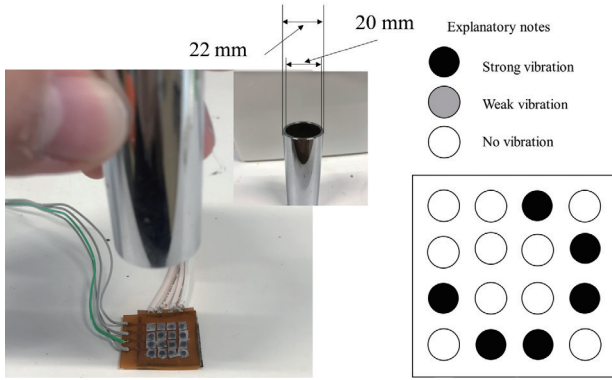


Fig. 15 Vibration state of the feedback device (Bottle neck).

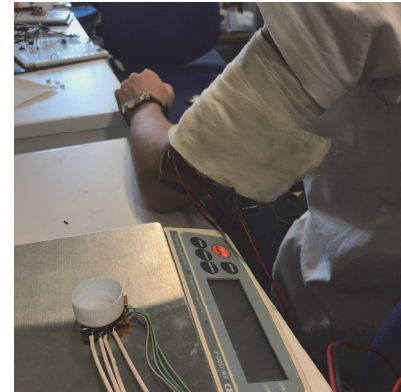


Fig. 17 Experimental situation.

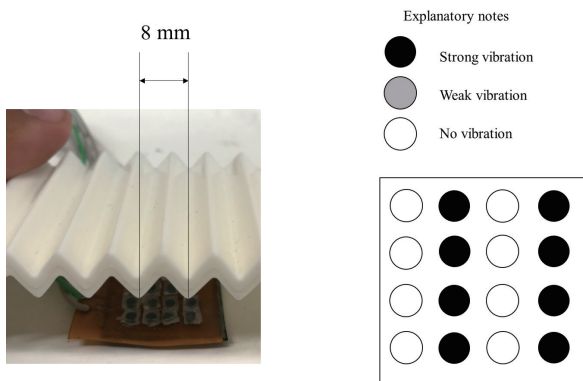


Fig. 16 Vibration state of the feedback device (Waved plate).

次に試験方法について記述する．今回は平均年齢 23 歳の男性健常者 3 名に触覚提示実験を行った．被験者の利き手（被験者 1, 2 は右利き, 3 は左利き）上腕に Fig. 9 に示した触覚提示デバイスを肌の上に直に取り付け、適度な力で包帯を巻いてデバイスを固定した．次に被験者に対して前述した振動パターンの傾向について説明した後、センサにペン、ボール、キャップ、ボトルネック、波板を押し当て、各形状におけるデバイスの反応を被験者が十分認識するまで繰り返し行った．その後ペン、ボール、キャップ、ボトルネック、波板をセンサに予め乱数を用いて決めた順番通りに押し当て、それを被験者が目を閉じた状態で回答する試行を合計 30 回行った．なお連続して振動を受けることによる皮膚感覚の慣れを防ぐために 10 回目と 20 回目終了時点で適度な休憩時間を設けた．また、センサの下に電子はかりを置き、加えた力を 700 g 程度となるようにした．触覚提示実験の様子を Fig. 17 に示す．実験結果を Table 4 及び Table 5 に示す．表内では表記を簡略にするため、ペンを 1、ボールを 2、キャップを 3、ボトルネックを 4、波板を 5、と表記している．また Table 4 において不正解の回答箇所にはハッシュマークがかけられている．

Table 4 Results of tactile feedback experiments.

Trial number	Object's number	Subject1	Subject2	Subject3
1	5	2	5	5
2	4	5	4	4
3	4	3	5	4
4	1	1	1	1
5	2	4	2	2
6	5	5	4	5
7	4	2	4	4
8	2	2	2	3
9	3	3	3	3
10	3	3	4	3
11	2	2	1	2
12	3	3	3	3
13	1	1	1	1
14	3	4	3	3
15	5	5	3	5
16	2	2	2	3
17	1	1	1	1
18	3	4	5	3
19	3	5	3	3
20	5	4	5	5
21	1	1	1	1
22	2	2	2	4
23	4	5	5	4
24	3	5	3	3
25	4	4	2	3
26	2	2	5	2
27	4	4	5	3
28	5	5	3	5
29	1	1	1	1
30	4	4	5	4

Object's number

1: Pen, 2: Ball, 3: Cap, 4: Bottle neck, 5: Waved plate

Table 5 Correct answer rate of the experiment.

Object	Subject1	Subject2	Subject3	Average
Pen	100%	100%	100%	100%
Ball	83.3%	66.7%	50.0%	66.7%
Cap	42.9%	71.4%	100%	71.4%
Bottle neck	42.9%	28.6%	71.4%	47.6%
Waved plate	60.0%	40.0%	100%	66.7%
Total	63.3%	60.0%	83.3%	68.9%

今回の被験者は今までこの実験に複数回参加した人から選定した。その中でも被験者 1, 2 は、前に行った実験⁴⁾ (3 種類で行った)において、平均正答率が 65 %であり、5 種類で行った今回の実験でも正答率はそれほど低下しなかった。また、被験者 3 では他の二人に比べ高い正答率となったが、被験者自身が今回用いた触覚提示デバイスの開発に関わっており、他の被験者に比べ熟練度が高かったためであると考えている。これにより経験を積むほど認識率の向上が期待できると考えられる。

今回はペンの正答率が 100 %と非常に高かった一方、ボトルネックの正答率は 47.6 %と半分以下であった。ボトルネックを当てた時の不正解時の回答内容を見ると大半がキャップまたは波板と回答している。このことから触覚提示デバイスの振動モータの設置間隔が狭いため、隣り合う 2 点を認識するのが困難であったことが考えられる。

6. まとめ

今回開発した多点圧覚センサと触覚提示デバイスを用いることで、義手使用者でも触覚を取り戻すことができるようになることを考える。特に先行研究に比べてセンサの小型化が達成できた⁸⁾。また、今回開発したシステムにおいて触覚提示デバイスの振動モータを全て強い振動で出力した時の消費電流は 1.7 A 程度であったため、本システムはモバイルバッテリーで駆動することが可能であると考えられる。

今後の展望として、センサでは触覚提示試験中にクロストークが確認され、その原因は隣接する点からの漏れ電束によるものと考えているため、これを考慮した特性を測定し、補正する仕組みを開発する予定である。

また、提示デバイスでは隣り合う 2 点の振動の差を認識するのが困難であったため振動モータの間隔を広げる

ことも考えている。また現在提示デバイスには 32 本の信号線が繋がっており煩雑であるため、これを 17 本程度に省線化する予定である。最後に触覚提示実験の評価方法として、センサをロボットアームの指先に取り付け、押し当てる力の強さを被験者自身がコントロールできるようにすることで、より実際に使用することを想定した評価方法を検討したい。

謝辞

本研究を進めるにあたり協力して頂いた、曲谷研究室の諸氏及び被験者に参加して頂いた 3 名にも深く感謝致します。

参考文献

- 1) 梶本修: 障害者自立支援法における筋電義手の支給と課題, 日本職業・災害医学会会誌, Vol. 61, No. 5, pp. 305-308 (2013).
- 2) 田中宏太佳: 筋電電動義手の効果的な訓練手法を確立するための研究—装着訓練方法や試用装着期間についてのマニュアルの作成, 労災疾病臨床研究事業費補助金平成 26 年度～28 年度総合研究報告書, (2017).
- 3) 海老澤祥也, 日置雅明, 柴枝裕文, 毛利哲也, 川崎晴久: 手首に自由度を持つ筋電義手の表面筋電信号による制御, 第 54 回自動制御連合講演会, pp. 1226-1229 (2011).
- 4) 井上翔太: 物質の触覚を義手の操作者にフィードバックするための機構の開発, 東海大学大学院修士論文, (2018).
- 5) 潰田純也, 曲谷一成: 静電容量変化式多点圧覚センサのリアルタイム計測法, 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, 3C3-08, (2017).
- 6) 梶本裕之, 川上直樹, 前田太郎, 舘障: 皮膚感覚神経を選択的に刺激する電気触覚ディスプレイ, 電子情報通信学会論文誌 D, Vol. J84-D2, No. 1, pp. 120-128 (2001).
- 7) 吉元俊輔, 黒田嘉宏, 井村誠孝, 鍵山善之, 大城理: 空間透明型電気触覚ディスプレイの開発と道具操作支援への応用, 生体医工学, Vol. 49, No. 1, pp. 54-61 (2011).
- 8) 潰田純也, 曲谷一成: 筋電義手に用いる静電容量変化式多点圧覚センサの小型化, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018, 1P2-K16, (2018).