

義尾：退化した機能を取り戻すための身体拡張

氏間 可織^{†1,A)} 門村 亜珠沙^{†1,B)} 椎尾 一郎^{†1,C)}

概要：人類は、これまでに多くの進化を繰り返してきた。しかし、その一方で、多くの機能も失ってきている。本研究では、その失った機能を取り戻すための試みとして尻尾に着目した。動物の尻尾は、現代人にもある臀部の筋肉により動いている。また動物の尻尾には、その動物自身の感情を表す機能があるとされている。そこで我々は、自己表現や感情表現を行う本質的な欲求を達成するために保持していたものの、人類に至る進化の過程で失ってしまった器官を取り戻すことを目的に、好きなときに自在に動かすことができるウェアラブルな尻尾型 I/O デバイス：『義尾』を提案する。本稿では、入力に関する臀部筋電位の測定と動作実験、及び、義尾の実装について報告する。また、義尾の出力部のアプリケーションのために、尻尾の動きと感情表現についての予備調査を行った。

GIO: Artificial Tail To Redevelop Vestigial Functions

Kaori UJIMA^{†1,A)} Azusa KADOMURA^{†1,B)} Itiro SIIO^{†1,C)}

Abstract: Human beings have evolved considerably over the course of history, during which we have lost and replaced a number of organs. We focus in this study on artificially “regrowing” such lost organs, with particular emphasis on the tail. Tails are controlled by muscles in the buttocks, and are often taken to represent animals’ feelings. We propose a wearable tail-type interactive device called “GIO” (which means “imitation tail” in Japanese), which can be used as a tool to represent the wearer’s emotions as it is controlled by his/her muscle movement. Furthermore, we describe a measurement method for the electromyography (EMG) of the buttock muscles used to activate the artificial tail, and its experimental evaluation. We also carry out a survey of the correspondence between the general motion of the tail and the relevant emotion to define the motion of GIO as applications.

1. はじめに

今日の人類の姿は、多くの生物学的進化の結果である。しかし、進化の過程で多くの器官も失っている。代表的な例として、体毛、水かき、副乳、尻尾などが挙げられる。遠い昔に人類が失った器官が担っていた機能をコンピュータ技術で取り戻すことはできるだろうか。我々は、これらの失った機能の中でも、直感的に動作可能な『尻尾』に注目した。多くの動物では、現在の人間も持つ臀部の筋肉により尻尾を動かしている。また、尻尾は、その動物自身の感情を表すとされている。例えば、嬉しいときや喜んでいるとき、犬は尻尾を振り回す。

一方、現代社会において感情を制限される場面は多い。特に、感情のままに大声を出したり、大幅なジェスチャによる感情表現は迷惑とされる場合がある。近年、インターネット上に自身の言葉、歌、踊りなどを収めた動画を投稿して、自己表現や感情表現をする場は増えてきている。しかし、現実世界で体の動きを使って感情を表現する場は、未だに多くはない。

そこで我々は、自己表現や感情表現をするといった人間



図1 義尾の外観図

Fig. 1 Overview of Artificial Tail.

の本質的な欲求を現実世界で満たすことを目的とし、人類が失った機能を取り戻し、好きなときに自在に動かすことができる『義尾』を提案する（図1）。動物の尻尾と同様に人が直感的に尻尾を動かすことを可能にするために、本研究では、臀部の筋肉から筋電位変化を取得し、尻尾を動かすことにした。本稿では、臀部筋電位の測定と動作実験、及び、義尾の実装について報告する。

2. 関連研究

本研究と同様に、筋電位情報を用いた研究は数多くある。その中でも、特に手の筋電位情報を用いて義手などの動作支援をする研究は非常に多い。魚井らは、両腕の動作関係を利用し、健常腕の動作から推定した動きをニューラルネットワークにて学習させて筋電義手の駆動を行っている

^{†1} お茶の水女子大学大学院 人間文化創成科学研究科
理学専攻 情報科学コース
Ochanomizu University, Graduate school of
Humanities and Sciences,
Advanced Sciences, Department of Computer Science
A) ujima.kaori@is.ocha.ac.jp
B) azusa@is.ocha.ac.jp
C) siiio@acm.org

[1]. 手嶋らは、筋電位と指関節角度間の相関関係を用いて指の動きを制御している [2]. 身体疾患を伴わない健常者に対して、牧野らは、前腕部を覆うリストバンド型の筋電計測システムを提案し、配線の代わりに 2 次元通信技術を用いることで身体の拘束が少ない状態で多点での筋電計測を目指している [3]. 五十嵐らは、下肢運動の筋電位と関節角度を計測することで、使用者・観察者に対して直感的に運動を知覚させる着用発光センサスーツを提案している [4]. 安藤らは、日常生活で使われなくなった痕跡器官である耳介筋の筋電信号に着目し常時装着可能なインタフェースを構築した [5]. 一方で、筋肉から電位を取得するのは逆に、PossessedHand [6]では、コンピュータの情報から電気的筋肉刺激により指関節動作を直接制御している.

また、身体拡張の研究として、視覚の拡張を行った Flying eyes [7]がある. これは、自律飛行ヘリコプターを用いて人間を追跡し、空中自由視点での撮影を実現した. また、メディアアート分野でも、Floating Eye [8]は、視覚をユーザの身体から引き離し、飛行船から撮影された 360° 近くの広視野映像を参加者の装着したドームスクリーンに投影している. 塚田らは、舌の上下左右前後運動や咬合などの口腔内の動作によりロボットアームの制御を可能にし、第三の手として、舌の拡張を実現している [9]. 本研究の義尾では、身体拡張として進化の過程で失った尻尾を取り戻すことを目的としている.

さらに、人工尻尾に関する商品や作品もいくつか発表されている. shippo [a]は、脳波を測定する帽子と連動して動作する尻尾型デバイスである. シリフリン [b] は、ユーザの腰の動きに応じて動作する尻尾型デバイスである. Thanks Tail [c]は、自動車の後部に取り付ける尻尾型デバイスである. ユーザが尻尾を動かすことで、「ありがとう」という気持ちを後方の運転手に伝えることを目的としている. 本研究の義尾は、エンタテインメントとしての使用に加え、新たな感情表現の実現を目的としている. また繰り返しになるが、本来、動物の尻尾は臀部の筋肉の収縮・弛緩によって動いている. そこで、本研究では、臀部の筋肉の収縮・弛緩の筋電位変化を入力とすることで実際の尻尾と同様の機構で動かすことが可能であり、さらに小型かつ軽量の義尾を提案し、プロトタイプを実装した.

3. 筋電の検出

3.1 筋電位測定

筋肉は、大脳から神経を介し伝達される微弱なパルス電気信号によって制御される. この信号は、最終的に α ニュ

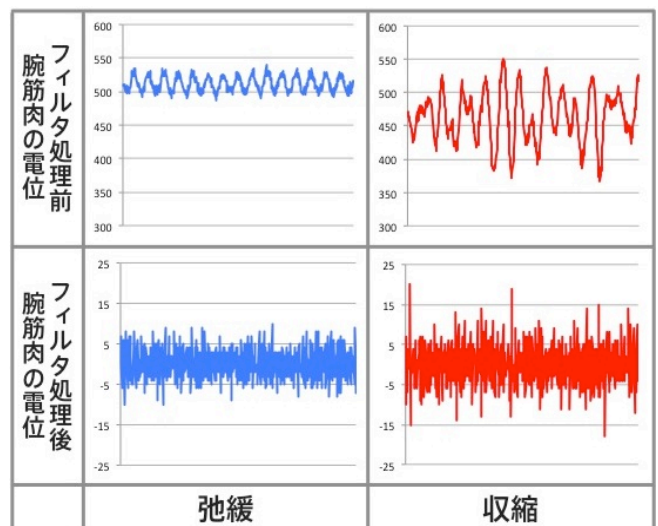


図 2 フィルタ処理前後における腕筋肉の弛緩と収縮の電位
x 軸方向：時間 (312.6 ms のデータを示す)
y 軸方向：AD 変換値 (0~1024)

Fig. 2 Raw EMG/ Filtered EMG data at arm muscles.

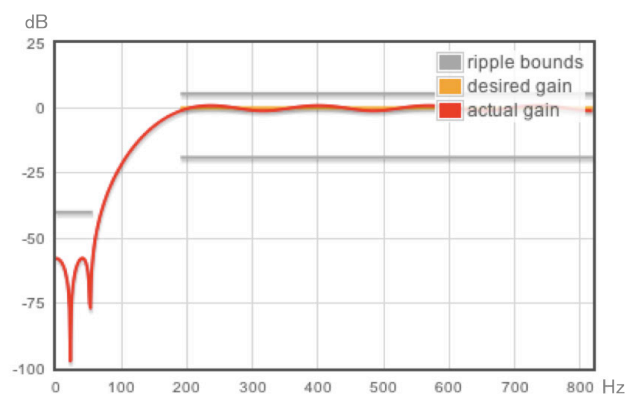


図 3 フィルタ特性図 (tap 数 : 21)

0~56Hz : gain0, ripple/att.-40dB, act. rpl -56.71dB
190~819Hz : gain1, ripple/att. 15dB, act. rpl 2.02dB

Fig. 3 Frequency response of the FIR HPF.

ーロンと呼ばれる神経細胞に達し、神経と筋肉の接合部からアセチルコリンが放出され、筋収縮が生じる. 筋収縮の際に筋繊維に活動電位が生じる. これは皮膚表面からの微弱なパルス状の電位の変化として検出可能で、表面筋電位と呼ばれる (本論文において筋電位との表記は表面筋電位を指す) [10]. 本論文では、この表面筋電位を取得し、これをトリガーにして尻尾部分を動かす.

本システムでは、筋電位を取得するセンサとして、東京デバイス社の IWS940 [d]を用いた. IWS940 は、皮膚表面の 2 ヶ所 (+電極, -電極) の電位差を測定し、取得した

a)shippo : http://neurowear.com/projects_detail/shippo.html

b)シリフリン : <http://www.mot-art-museum.jp/exhibition/cyberarts/ja/artist.html>

c)ThanksTail : <http://www.petworks.co.jp/~hachiya/works/ThanksTail.html>

d)東京デバイス社 : <http://tokyodevices.jp/items/168>

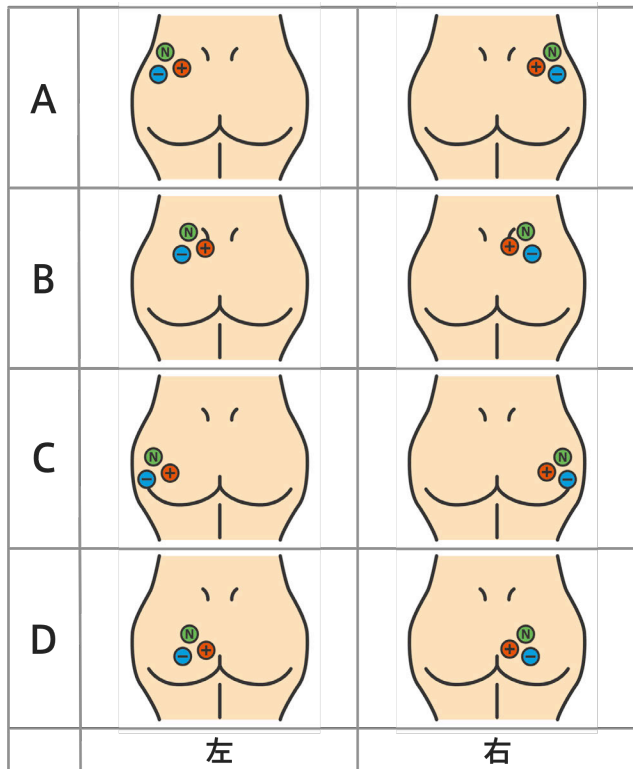


図4 予備実験において筋電位変化を測定した部位

図中オレンジ：+電極，青：-電極，

緑：ノイズキャンセル電極

Fig. 4 EMG Measuring points.

微弱な入力信号を増幅しデジタル化する。結果は USB 経由でシリアル転送される。また，商用電源周波数のノイズに対し逆位相の電圧を体につけてノイズを相殺する N 電極を体に取り付ける。次節では，このセンサを用いて実装した義尾のインプット部分の説明を行う。

3.2 腕の筋電位の測定

本センサを Arduino Pro mini に接続し，AD 変換値（分解能 10bit，サンプリングレート 1638.4Hz）を取得した。また取得データを記録し，AD 変換値をリアルタイムでグラフ化するアプリケーションも作成した。そのアプリケーションを用い，予備実験として腕の電位を測定した。図 2 の上の 2 つのグラフはその実験で，腕の筋肉を弛緩（左上），収縮（右上）した場合に記録したデータのグラフである。左上の弛緩しているグラフは，電源周波数によるノイズが規則的に現れる他に大きな変化は見られないが，筋肉が収縮したときの右上のグラフの波形には筋電位パルスによると見られる振幅の変化が観測された。しかし，このグラフから，商用電源の 50Hz ノイズが多く含まれていることが分った。そこで，図 3 に示す特性の FIR ハイパスフィルタを Arduino に実装し，ノイズ除去を行った。Arduino によるデジタルフィルタ計算時間がデータサンプリング間隔に収まるよう，tap 数は 21 にした。このフィルタの遮断周波

数は約 180Hz（-3dB），遮断特性は約-20dB/oct である。50Hz 付近に大きな減衰があるため電源周波数を効果的に除去するものと期待できる。図 2 の下の 2 つのグラフは図 2 の上の IWS940 から取得した AD 変換値にこのフィルタを適用した後のグラフである。商用電源の 50Hz ノイズの影響が少なくなったことが確認された。さらに，弛緩・収縮の計測を繰り返し試行した結果，6ms 程度の測定区間（10 個のデータ）にパルス状信号の最大値と最小値が含まれることを確認した。そこで本論文では，AD 変換し，前述のデジタルフィルタをかけたデータの過去 10 個の最大値・最小値の差（peak-to-peak）を，ユーザが指定する閾値と比較し，弛緩・収縮の弁別を行うこととした。この閾値は，後述のように，ダイヤルによりユーザが容易に変更できる。

また，この試行から，より安定的に筋電位を取得するために注意すべき点を得たため以下に記述する。

- +電極と-電極は 1, 2cm ほど離れたところに貼り付け，N 電極は両電極付近に貼る。
- PC などの電磁波を発する製品が近くに多くある場所で測定しない。
- PC などのすべての機器をバッテリー駆動する。

3.3 臀部筋電位の検出

本システムは，筋電位を取得し，変化に応じて尻尾部分を動かすことを目的としている。そこで義尾の実装にあたって，臀部の筋肉に力を入れ，筋肉が弛緩しているか，収縮しているかをリアルタイムで判定する必要がある。また，表面筋電位測定において，感度良く検出できる部位を特定することが重要である。そこで，本節では臀部筋肉の弛緩・収縮の筋電位を観察するとともに，弁別がより容易な計測部位の特定を行った。

本予備実験では，前述の筋電位センサ IWS940 を Arduino Pro mini に接続し，この結果を PC（Apple: MacBook Air）で測定した。ここで PC は，変化する筋電位の値と波形をリアルタイムに取得するために使用している。測定手順は以下の通りである [e]。

1. 臀部の皮膚表面をアルコール綿で拭き，きれいにする。
2. 筋電位変化を測定する臀部の部位を確認し，筋肉の走向方向に合わせて，ディスプレイの +電極と-電極を貼り付け，両電極の付近に N 電極を貼り付ける。
3. 電極にコードを取り付ける。
4. 筋肉に力を入れる（収縮）状態と，力を緩める（弛緩）状態を繰り返す。

筆者自身が被験者となり，図 4 に示した臀部左右 A～D の各 4 つの部位で計測し，筋肉が弛緩している場合と，収

e) 筋電位測定の実験手順について，下記サイトを参考に実験を行った。
https://www.kri.sfc.keio.ac.jp/report/gakujutsu/2007/3-5/HMA_07.pdf

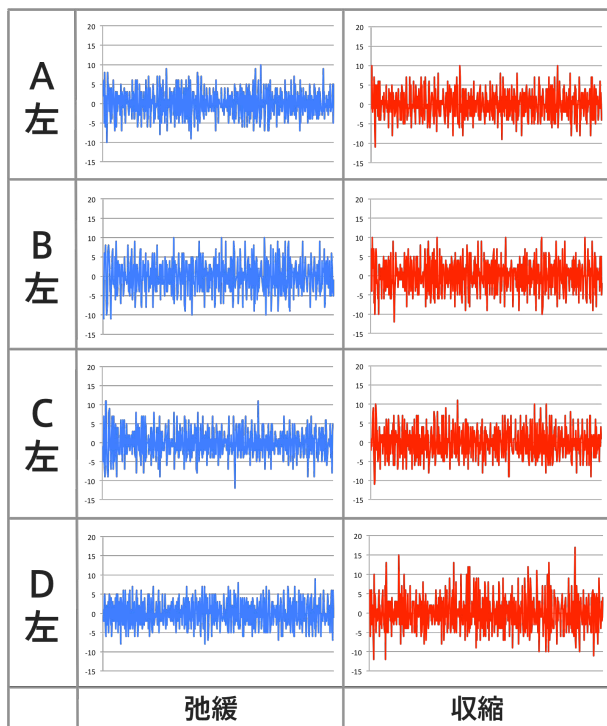


図5 臀部左側 A, B, C, D 各部位の弛緩 (左), 収縮 (右)
x 軸方向 : 時間 (312.6 ms のデータを示す)
y 軸方向 : IWS940 の AD 変換値 (0~1024)
Fig. 5 EMG results for measuring points: Left A-D.

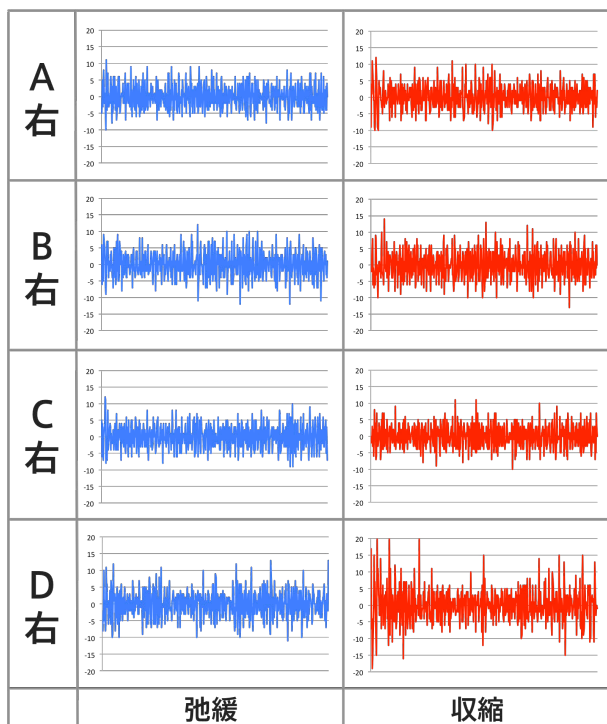


図6 臀部右側 A, B, C, D 各部位の弛緩 (左), 収縮 (右)
x 軸方向 : 時間 (312.6 ms のデータを示す)
y 軸方向 : IWS940 の AD 変換値 (0~1024)
Fig. 6 EMG results for measuring points: Right A-D.

	弛緩時のp-p の最大値	収縮時のp-p の最大値	弛緩・収縮の 最大値の差
A左	32	35	3
B左	20	21	1
C左	39	42	3
D左	50	61	11
A右	30	35	5
B右	36	40	4
C右	20	23	3
D右	50	67	17

表1 予備実験の結果
各 512×5 個のデータ (312.6 ×5 ms) で観察された
peak-to-peak 値
Table 1. Peak-to-peak of EMG values at each
measuring point.

縮している場合の筋電位変化を調べた。臀部左右の A~D は、臀部の左側と右側で体の中心線と対称になる部位である。結果を図 5, 6 に示す。これは各部位において、弛緩収縮した際に取得した AD 変換値をフィルタ処理した波形である。その波形をみると、左右両側の部位 D において、他部位よりも大きなパルスが観測された。

表 1 は、弛緩・収縮時中の左右の A~D の各部位で取得したデータについて、そのデータを含む過去 10 個のデータの最大値と最小値の差 (peak-to-peak) を求めた際の、peak-to-peak の最大値である。また、弛緩時と収縮時における peak-to-peak 最大値の差も記載した。この差をみると臀部左側の A, B, C, 臀部右側の A, B, C, の値と比べ左右の D の差が非常に大きい結果となった。そこで本システムでは、弛緩・収縮時の値に変化がある左右の D の部位における過去 10 個のデータの peak-to-peak を、ユーザがダイヤルで感度調整する閾値と比較することにした。この部位の弛緩と収縮の差が大きいことは、別日に数回測定を行っても同様に観察され、再現性を確認できた。

4. システム概要

前章の予備実験の結果をふまえ、義尾を制作した (図 1)。図 1 に示した黒い筐体の中には、前述の筋電位センサ IWS940, Arduino Pro mini, 尻尾部分を動かすサーボモータ, 可変抵抗器, バッテリーが含まれている。システム構成図を図 7 に示す。ここで可変抵抗器は、弛緩・収縮を弁別する閾値をユーザが調整するダイヤルに接続されている。可変抵抗器により分圧された電圧が Arduino の AD 変換機に入力されており、プログラムはこの値を読み、閾値を調整する。

筋電位センサ IWS940 から Arduino へは、0.6ms ごとに

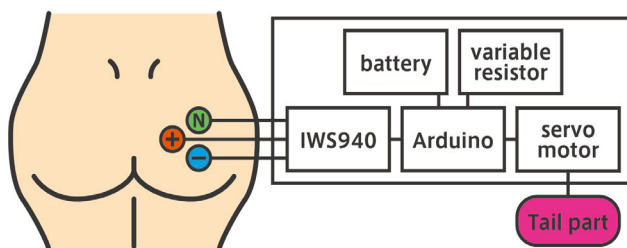


図 7 システム構成図

Fig. 7 Block diagram of the system.

データがシリアル転送される。Arduino では、データが転送されるたびに、(1)データを取得し、(2)FIR ハイパスフィルタをかけ、(3)最新データを含む過去 10 個のデータの最大値と最小値の差 (peak-to-peak) を計算し、(4)これをダイヤルで設定された閾値と比較し、(5) 閾値を超えていたら尻尾部分のサーボモータを動かす、という手順を繰り返す。閾値を越えるとサーボモータは 90 度回転し、次に逆方向に 90 度回転する。この往復は約 2.5 秒で終了する。ステップ(5)では、この往復運動を 0.6ms ごとに分割し、サーボモータを駆動することで、(1)から(5)のステップを 0.6ms 以内に終了させ、データの取りこぼしを起こさないように工夫している。データ取得部分を割込み処理にて実現することも検討したが、Arduino のハードウェア、開発ソフトウェアの制約から、シリアル転送に同期して稼働するシンプルなプログラム構成とした。

測定データが閾値を越えると一往復の動作が即座に開始し、中断することはない。一往復の動作の間に一度でも閾値を越えると、さらに次の一往復動作が行われる。一方で、往復動作の間に一度も閾値を越えることがなければ、次の往復動作は行われず、尻尾は停止する。

5. 動作実験

義尾の性能を評価する基礎的な評価実験を筆者自身の臀部の筋肉によって行った。「義尾の尻尾を動かしたい」と意図したタイミングで臀部の筋肉に力を入れ、尻尾部分が動くまでの時間を臀部の左側、右側で計測した。ディスプレイ電極を貼り付けた後、数回その部位で弛緩・収縮を繰り返し、閾値の設定を行った。義尾を装着し、直立して静止した状態で、臀部の部位を動かす意識をもって筋肉を動かした。臀部の左または右に電極を貼り付け、それぞれ 10 回ずつ測定した。

表 2 に結果を示す。数値は、尻尾部分を動作させようとして意図し臀部筋肉に力を入れた後に、実際に尻尾が動作するまでの時間を示す。臀部左右に取り付けて実験を行った各 10 回全てにおいて尻尾部分は動作した。しかし、動作するまでの時間は、左右によってばらつきがあることが計測結

	臀部左側	臀部右側
1	0	0
2	0.8	0
3	0	0
4	0.7	0
5	1.2	0
6	0	0
7	1.6	0
8	0	0
9	0	0.8
10	0	0

表 2 動作実験結果

数値は動作するまでに必要とした時間 (sec)

Table. 2 Reaction time of operations.

果から分った。臀部左側の 2, 4, 5, 7 回目と、臀部右側の 9 回目で動作するまでに時間がかかっている。これは、はじめに電極を貼り付けた部位とは少しずれた部位に力を入れてしまい、正しい部位に力を入れるまでに時間がかかったためである。

また、臀部右側よりも左側で動作開始までの遅延が大きい傾向がある。これは、利き足（実験者は右利き）の影響ではないかと思われる。今後被験者を募り、さらなる実験を行いたいと考えている。

尻尾部分を動作させようとして意図した場合、正しい部位に力を入れるまでに時間がかかった点に関しては、日常生活において、臀部の筋肉のみを意識的に動かす場面が少ないためではないかと考えている。よって、臀部の部位を意識して動かすには訓練が必要と思われる。本実験の中で、臀部左側の 8 回目以降や臀部の右側は、力の入れ方を一定に保つことができたという感覚があった。あらかじめ数回の訓練を行うことでこの問題は解決できるのではないかと考えている。

また、普段意識して動かない部位を、義尾を用いて動かしていくことにより、退化した機能を取り戻し身体拡張すると同時に、意識的に動かせる筋肉が増える効果があると考えている。今後は、臀部のより広範な範囲での計測や、センサの数を増やして計測することで、より精度良く動かせるシステムを目指したい。

6. 今後の予定

6.1 感情表現のための尻尾の動き

現在の義尾の筐体 (図 1) は L100×W90×H35mm, 重さは約 140g であり、ユーザの動きを阻害せず着脱も容易に行える。この筐体にはベルトが付いており、使用する際



図 8 アンケートのイラスト例
(計 10 枚の中から抽出)

Fig. 8 Example illustrations of questionnaire.

は腰に固定する。次に、ディスプレイ電極を臀部に貼り付け、可変抵抗器のダイヤルを回し、筋肉弛緩時に尻尾が動作しない閾値に設定をする。最後に任意のタイミングで、電極を貼り付けた部位に力を入れ、筋肉を収縮させることで尻尾が動作する。

現在の尻尾の動きは、単純な往復運動である。今後、尻尾の動きにより「喜び、嬉しさ、悲しさ、警戒」を表現できるように機能拡張したいと考えている。ここで選択した感情表現は、20代から40代の男女30名に尻尾に関するアンケート調査を行い、典型的な動物の尻尾の動きのイラスト(図8)から連想する感情について回答を得た結果である [f][g]。本アンケート調査の結果をもとに、「喜び」の表現は、上向きに尻尾を向け左右に振る、「嬉しさ」の表現は、下向きに尻尾を向け左右に振る、「悲しさ」の表現は、下向きに尻尾を下げる、「警戒」の表現は、上向きに尻尾を上げるという実装を行う予定である。この実装では、ユーザが、上述した4つの動作から一つを押すボタンスイッチで選択し、臀部の筋肉を収縮させることで動作を起動させる方式を考えている。

この機能により、例えば、友人と遊んでいる／プレゼンテーションを貰ったなど、喜びや嬉しさという感情を伴うときや、嫌なことがあった／見知らぬものに出くわしたなど、悲しさや警戒という感情が伴ったときに使用することが可能になる。特に、感情を助長したい際や、感情をそのまま口に出すことを躊躇われる際の感情表現に有効であろう。

6.2 任意の尻尾の動き

将来は、プログラムされた動きを再現するだけではなく多彩な動きを実現したい。本来の動物の尻尾は、上下に動く、素早くまたはゆっくりと動く、膨らむ、丸まる、などの動きがある。動く方向や、動作スピード、形状を変化させるなどの面から表現の幅を増やすことができるであろう。

典型的な動物の尻尾の動きは下記サイトを参考にした。

f) イヌモネコモ:

<http://inumo-nekomo.jp/health/> 【獣医師が解説!】シッポでわかる猫の気持ち

g) わんこのせんせい:

<http://wankoukiuki.blog106.fc2.com/blog-entry-192.html>

現在は、臀部の片側での計測を行っているが、臀部の両側の部位を用いることで感情表現の種類を増やすことも検討したい。

また、義尾のデモを見た所属研究室の学生からは(1)海外で現地の言葉が話せない場合、(2)言語化が難しい物事を表現する場合などのコミュニケーション手段、(3)両手がふさがっている際に駅の自動改札機で定期券をかざす場合、(4)半田付けの際に半田を持つ場合などの第3の手としての用途などの提案があった。これらの意見を踏まえ、感情表現以外にも、コミュニケーション支援や作業支援も行うための機能を追加していきたい。

7. まとめ

我々は、人類が失った機能を取り戻し、好きなときに自在に動かすことができるウェアラブルな尻尾型 I/O デバイスを目指し、『義尾』を実装した。義尾は、本来の尻尾と同様に臀部の筋肉を利用し、その筋電位変化を用いて尻尾部分を動かすことを可能にした。今後は、多彩な尻尾の動きを実装し、筋電の検出／データ処理手法を改良し、ユーザ評価を行う予定である。さらに、人間の失った機能を取り戻すことで何ができるのかを検討し、身体拡張の可能性を広げていきたい。

参考文献

- 1) 魚井孝則, 横井博一: 両腕動作の関係を利用する義手制御システム, バイオメディカル・ファジィ・システム学会誌, Vol. 7, No. 1, pp. 75-85, 2005.
- 2) 手嶋一志, 末松悟, 横井博一: 指関節角度間の相関関係を用いた筋電義手制御システム, 電子情報通信学会技術研究報告, Vol. 104, No. 474, pp. 77-80, 2004.
- 3) 牧野泰才, 篠田裕之: 二次元通信による筋電計測マン・マシンインタフェース, 第24回センシングフォーラム講演論文集, pp. 235-240, 2007.
- 4) 五十嵐直人, 鈴木健嗣, 河本浩明, 山海嘉之: 下肢運動状態の認知を支援する着用型発光センサスーツ, 情報処理学会論文誌, Vol. 53, No. 4, pp. 1360-1371, 2012.
- 5) 安藤毅, 田野俊一, 市野順子, 橋山智訓: 痕跡器官の末梢系生体情報を用いた常時装着型入力インタフェース, ヒューマンインタフェースシンポジウム 2008, pp. 229-234, 2008.
- 6) Emi Tamaki, Takashi Miyaki, Jun Rekimoto: PossessedHand: Techniques for Controlling Human Hands using Electrical Muscles Stimuli, In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, pp. 543-552, 2011.
- 7) Keita Higuchi, Yoshio Ishiguro, Jun Rekimoto: Flying Eyes: Free-Space Content Creation Using Autonomous Aerial Vehicles, In CHI '11 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems, pp. 561-570, 2011.
- 8) Floating Eye: <http://intron.kz.tsukuba.ac.jp/MA.html>
- 9) 塚田峻介, 山口友之, 小瀬俊介, 橋本周司: 口腔内動作を用いたロボットアーム制御インタフェースの開発, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2009 講演論文集, No. 09-4, pp. 1A1-B03, 2009.
- 10) 三田勝己: Special issue: motion measurement. Electromyogram measurement., BME, Vol. 5, No. 1, pp. 33-40, 1991.