

筋電義手用感覚フィードバック装置による把持物体の硬さ提示の提案

森田, 高州 / MORITA, Takakuni

(出版者 / Publisher)

法政大学大学院理工学・工学研究科

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編 / 法政大学大学院紀要. 理工学・工学研究科編

(巻 / Volume)

57

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

8

(発行年 / Year)

2016-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00013000>

筋電義手用感覚フィードバック装置による 把持物体の硬さ提示の提案

PROPOSAL OF PRESENTING HARDNESS OF THE GRASPED OBJECT USING SENSORY FEEDBACK DEVICE FOR MYOELECTRIC PROSTHETIC HAND

森田高州

Takakuni MORITA

指導教員 石井千春 教授

法政大学大学院理工学研究科機械工学専攻修士課程

In this paper, a control system of the sensory feedback device for myoelectric prosthetic hand users, which was developed in our previous study, was improved to express the hardness of an object continuously. The sensory feedback device is worn on user's upper arm. When the myoelectric prosthetic hand grabs the object, the hardness of the object is calculated through a pressure-sensitive sensor. According to the hardness of the object, a reference input to realize the corresponding winding speed of the belt is generated by a reference input generator. Then, the feedback device is controlled to track the reference input by using the self-tuning PID control technique, taking parameter variation into account. Thus, the feedback device tightens the user's upper arm, so that the user can feel a tactile sense. Finally, experiments were performed to verify a usability of the proposed system.

Key Words : Sensory feedback, Myoelectric prosthetic hand, Self-tuning PID control, Identification of hardness

1. 緒論

筋電義手とは、筋肉が動く際に発生する筋電位という生体信号を利用して動作を識別し、操作を行う電動義手である。筋電義手は運動機能の改善を目的に作られており、使用者の意志で自由に動かすことが出来る。しかし、感覚が無いという欠点がある。健常者において、一度握んだ物体を保持する状態の確認を行うのは感覚（触覚）の役割である。このため、感覚のない従来の筋電義手では視覚情報のみで義手を操作しなければならず、常に視覚による監視が必要となり、使用者へ過度な負担をかける。このような背景から、筋電義手において、物体に触れる、握むなどの情報を使用者に帰還する、感覚フィードバックの研究は以前から行われているが、実用段階まで進んでいないのが現状である。

このような背景の下で、様々な感覚フィードバックの手法が提案されており、川村ら[1]は視覚や聴覚によるフィードバックよりも振動・圧迫・電氣的刺激の 3 つの方法が適しているとしている。これらの刺激を用いた感覚フィードバック手法は様々なものが提案されており、例えば、Akimichi ら[2]はマジックハンド型の義手に対する操作トレーニング手法として、力覚提示を行っている。

電氣的刺激としては、中周波数(1000~5000Hz)の電流を利用し、干渉波を作ることにより力覚のフィードバックが行われ[3]、振動刺激としては、安価で小型な振動モータを用いた力フィードバックに関する研究 [4]が行われている。D'Alonzo ら[5]は、振動モータと電極を用い、振動と電氣的刺激を組み合わせた感覚フィードバックの方法を提案している。また、利用者の固有受容覚をフィードバックする方法として、指運動を前腕の皮膚を線形的に引き伸ばすことにより提示する小型で低コストな装置[6]も提案されている。

これらのような電氣的刺激・振動刺激・皮膚の引き伸ばしを用いる方法は、装置の小型化・低コスト化を図れるが、本来義手で物を握んだ際に感じる触覚情報とは異なるため、使用者が直観的に理解することは困難と考えられる。

このような問題に対し、木村ら[7]は義手による保持力を力覚センサを用いて測定し、これを目標値として、偏心カムが取り付けられたフィードバック装置のモータにより、従節を上下させて腕に押し付け力を与えることで力覚のフィードバックを行っている。しかしながら、偏心カムを用いるため装置の高さが高くなり、使用者の身

体のラインから装置が飛び出す形となり、周囲の物体に接触する危険性がある。また、装着時にモータが暴走するなどの誤動作が発生した場合の安全対策が取られていない。

そこで著者は、使用者への負担を軽減することを目的とし、義手で物体を掴んだ際の保持力を腕部圧迫により人体にフィードバックする、小型でかつ安全機構を有する感覚フィードバック装置（以後、FB 装置と称する）の開発と制御を行った[8]。具体的には、FB 装置を使用者の上腕部に装着し、モータでベルトを巻き取り、力覚をフィードバックする。その際に義手の指先に取り付けた圧力センサで物体との接触力を検出し、ベルトを巻き取る速度を変化させることで、保持する物体の硬さの違いを表現している。

しかしながら、その制御方法において、ベルトの巻き取り速度の目標値を段階的に切り替えることで硬さを伝える方式が採用されており、硬い、軟らかい、普通の 3 段階でしか硬さを表現することができないという問題点があった。

そこで本研究では、物体の硬さを連続的に扱う事を可能にし、無数の種類の硬さを表現する制御系を設計することで、FB 装置の性能を向上させることを目的とする。

具体的には、義手の指先に取り付けた圧力センサにより、義手で保持した物体の硬さを算出し、硬さに応じたベルトの巻き取り速度を実現するための規範入力を作成する。ここで、人間の腕は硬さや変形量などの個体差があり、非線形性など不確定要素を含む。そこで、山本ら[9]によって提案されているセルフチューニング PID 制御手法を用いて、制御対象の状態に基づいて PID 制御器のゲインを調整し、規範入力に追従するように FB 装置のベルトの巻き取り制御を行う。

構成した制御系の有効性を検証するため、硬さの異なる 5 種類のばねを掴む実験と、5 種類のばねの硬さ判別実験を行った。

2. 本研究で使用した機器

（1）感覚フィードバック装置（FB 装置）

Fig. 1 に文献[8]で製作した FB 装置を示す。動作原理は次の通りである。ベルトの一端を装置に直接取り付け、もう一端を主軸に固定する。そして義手に取り付けられた圧力センサで対象物との接触をセンシングし、対象物を掴んだ際にモータを回転させる。モータと主軸はギア比が等しい 2 つの歯車によって連動している。よってモータの回転は主軸に伝達され、ベルトが主軸に巻き取られて腕を締付ける。

実際に装着している状態を Fig. 2 に示す。切断部位に近い人体の位置として義手装着側の上腕部に取り付ける。腕への固定は FB 装置上部と下部にある 2 つのベルトを締める事で固定する。

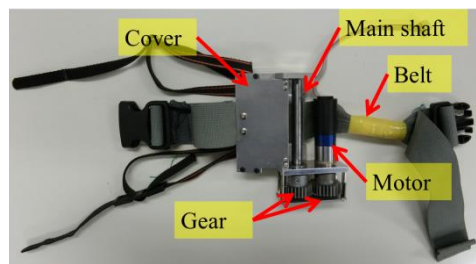


Fig.1 Sensory feedback device (FB device)

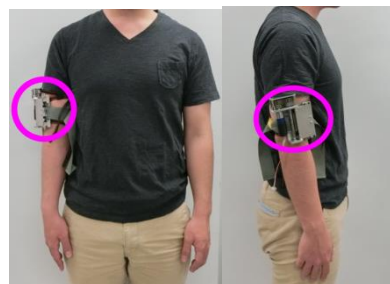


Fig.2 Attached state of FB device

（2）筋電義手

本研究では、Fig. 3 に示す筋電義手[10]を用いる。義手はモータとワイヤーを用いて構成され、ワイヤーを巻き取ることで、指が屈曲する仕組みである。

物体を掴む際の主な義手の動作は、指の開閉と維持の 3 動作である。本研究で使用する筋電義手は拇指と示指しかないため、示指の PIP 関節を屈曲させることにより物体を掴ませる。このため、Fig. 4 に示す浅指屈筋（ch1）と長橈側手根伸筋（ch2）の表面筋電位 (Surface Electromyogram: SEMG) を測定して示指の動作を識別し、義手の示指の PIP 関節を操作する。

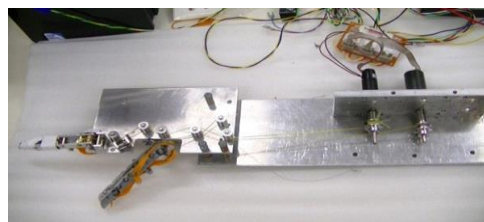


Fig.3 Myoelectric prosthetic hand



Fig.4 Positions of electrode

(3) 筋電義手の制御方法

本研究では、Kikuchi ら[11]によって提案されている制御手法を用いて筋電義手を操作する。具体的には、筋の活動状態を反映すると言われる積分筋電位 (Integrated Electromyogram: IEMG) を用い、義手制御のための入力動作の識別を行う。操作識別を行う識別器には、識別能力が高いとされるサポートベクターマシン (Support Vector Machine: SVM) を用いる。

IEMG は筋電計によって測定される SEMG を一定区間計測した値であり、次式で算出される。

$$IEMG_i = \int_{t-\Delta t}^t |SEMG_i| dt \quad (i = 1 \sim 2) \quad (1)$$

ここで、 $SEMG_i$ はサンプルタイム毎に計測される、各測定部位の表面筋電位の測定値である。 $i (= 1 \sim 2)$ は測定部位に対応するチャンネルを表す。 Δt は積分区間を表し、実質的にはサンプル数を意味する。本研究では Kikuchi ら[11]と同様にサンプル数を 256 とし、積分区間を 0.256s とした。

a) 識別する動作

本研究では、義手の示指の屈曲動作と伸展動作のみ行うため、義手を操作する為の識別動作を Fig. 5 に示す拇指以外の 4 指の屈曲と伸展の 2 種類とした。実際に動かしているのは 4 指であるが、義手には示指しかないため、義手では示指のみを駆動させる。

指動作の識別は、IEMG の値が設定した閾値を超えた場合に行われる。 SVM_{out} を SVM による識別結果とし、4 指の屈曲を ($SVM_{out} = 1$)、4 指の伸展を ($SVM_{out} = -1$)、それ以外 (指を動かしていない状態) を $SVM_{out} = 0$ として表す。

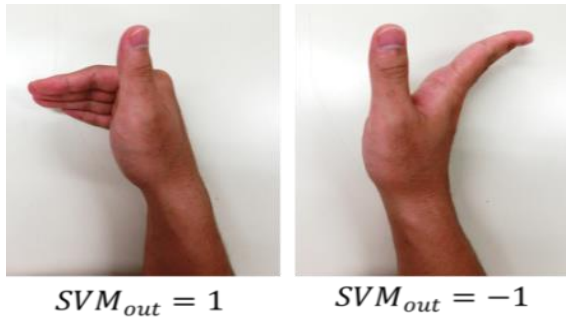


Fig.5 Finger motions for identification

b) SVM の学習と義手の制御

SVM を学習させるために、4 指の屈曲と伸展を各 5 回行い、計 10 個の特徴ベクトルを学習データとして作成した。SVM については Information: Signals, Images, Systems: ISIS にて公開されているツールボックスを利用して学習を行い、カーネル行列には spline を用いた。

義手の制御に関しては、使用者が筋力を維持している時間に基づいて義手の指の目標角度を設定する。これに

より、使用者は義手の指の角度を任意に操作することができる。指を伸ばした状態から曲げきった状態まで動かす時に掛かる時間を $1/K_1$ [sec] とし、義手の指を曲げきった時の値を θ_{max} としたとき、義手の指の目標角度 θ_{ref} を次式で与える。

$$\theta_{ref} = \theta_{max} \int K_1 \cdot SVM_{out} dt \quad (2)$$

すなわち、 K_1 は指の動作速度を示す定数である。また、目標角度は義手の指の動作範囲を超えないようプログラムで設定している。

(2)式により与えられた指の目標角度に、義手の指の角度が追従するように、指を駆動するモータを PI 制御器により制御する。

3. 物体の硬さの推定

(1) 硬さパラメータ (ばね定数)

義手の示指の指先に Interlink Electronics 社製の圧力センサ (FSR402 Short Tail) を取り付け、物体を掴んだ際の反力から、物体の硬さを算出する。反力を F [N]、指先の変位を x [m]、ばね定数 (以降、硬さパラメータと称す) を K [N/m] とすると、フックの法則より硬さパラメータ K は、次式で算出される。

$$K = \frac{F}{x} \quad (3)$$

(2) 物体から受ける反力の測定

圧力センサによる測定値 (電圧値) から反力を求めるため、次のような予備実験を行い、実験的に換算式を求めた。

圧力センサを、金属片に表面を上にして設置する。そして、圧力センサの面に均一に荷重が掛かるよう板材とワイヤーを組み合わせ、ワイヤーをばねばかりを用いて引っ張ることで荷重をかける。500g 用のばねばかりを用いて 104g, 154g, 204g, 304g, 404g, 504g の荷重を与え、2kg 用のばねばかりを用いて 607g ~ 1507g の範囲で 100g ずつ荷重を増やして与えた。各荷重に対して 7 回ずつ計測し、最大値と最小値を除いたデータから測定電圧 V [v] と反力 F [N] の関係式を求めた。実験結果から次の換算式が得られた。

$$F = 9.81 \times \{ (8.01 \times 10^{-3})V^6 - (9.79 \times 10^{-2})V^5 + (4.52 \times 10^{-1})V^4 - (9.49 \times 10^{-1})V^3 + (8.56 \times 10^{-1})V^2 - (1.37 \times 10^{-1})V \} \quad (4)$$

以上より、圧力センサによる測定値から、(4)式により反力が得られる。

(3) 指先変位の算出

Fig. 6 左に示すように、指先の変位 x [m] を次式により算出する。

$$\begin{cases} x = l \sin \theta & 0 \leq \theta < \frac{\pi}{2} \\ x = l \left\{ 1 + \sin \left(\theta - \frac{\pi}{2} \right) \right\} & \frac{\pi}{2} \leq \theta \leq \pi \end{cases} \quad (5)$$

ただし、 l [m]はPIP関節からセンサの中心までの距離を表し、 $l=0.021$ mであり、 θ [rad]は義手の指が物体に接触してから指の動作が止まるまでのPIP関節の角度変位である。 θ を求めるため、Fig. 6右に示すように、指の鉛直状態を0 radとし、物体との非接触状態も含めたPIP関節の絶対角度を θ_{PIP} [rad]とする。このとき、物体に接触した時の θ_{PIP} の値を θ_{PIP1} 、指の動作が止まった時の θ_{PIP} の値を θ_{PIP2} とすると、 θ は次式により求まる。

$$\theta = \theta_{PIP2} - \theta_{PIP1} \quad (6)$$

ここで、義手の指はモータでワイヤーを巻き取ることにより、PIP関節を軸として回転するため、 θ_{PIP} はワイヤーを巻き取るモータのエンコーダ値 θ_{en} から実験式を用いて次のように算出される。

$$\theta_{PIP} = 2.39\theta_{en} \quad (7)$$

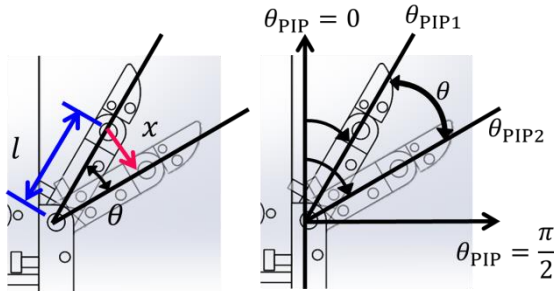


Fig.6 Displacement of fingertip

上記の結果を用いて、(3)式から硬さパラメータ K を算出する。

4. 規範入力生成モデル

(1) モデルの構成

本研究の目的を達成するために、保持している物体の硬さに応じてFB装置のベルトを巻き取る速度を変える必要がある。具体的には、物体が硬いほど巻き取る速度を速く、軟らかいほど遅くする。そこで、Fig.7に示すように、ステップ入力と一次遅れフィルターを組み合わせることで規範入力生成モデルを構成する。ただし、 $u_s(t)$ はステップ入力、 $r(t)$ は規範入力を表す。

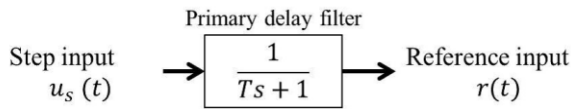


Fig.7 Reference input generator

Fig. 7 より、次の関係式が得られる。

$$R(s) = \frac{1}{Ts+1} U_s(s) \quad (8)$$

ここで、一次遅れフィルターの時定数を小さくすると、Fig. 8の $T=0.1$ のように立ち上がりの速い規範入力が生成され、時定数を大きくするとFig. 8の $T=2$ のように立ち上がりの緩やかな規範入力が生成される。したがって、硬さパラメータ K の値に応じて一次遅れフィルターの時定数 $T(K)$ [sec]を調整し、規範入力に追従するようにベルトを巻き取るモータを制御する。

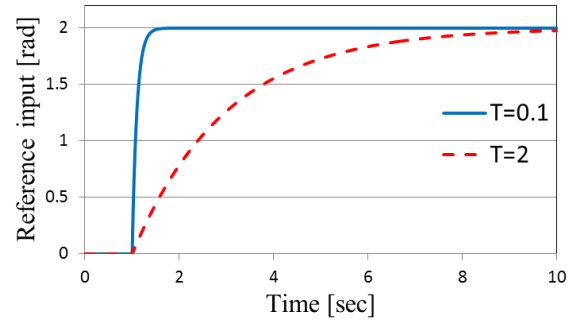


Fig.8 Examples of reference input

また、FB装置の安全性を考慮して、ベルトを巻き取る量を10mmに設定している。そのため、FB装置の巻き取り軸径を考慮して、巻き取り角度は2radとした。

(2) 時定数と硬さパラメータの対応

時定数 T と硬さパラメータ K を関連付ける関数を導出する。圧力センサの出力範囲は $0 \leq V[\text{v}] \leq 5$ である。時定数の範囲の設定については、実際に制御実験を行ったところ、 $0.1 > T[\text{sec}]$ では出力が発散してしまい、 $T[\text{sec}] > 2$ では義手で物体を保持してから使用者へ力覚を伝達するまでの応答時間が長くなり、実用上現実的ではなかった。このため、 $0.1 \leq T[\text{sec}] \leq 2$ と設定する。指先の変位についても、義手の指のPIP関節が1 degから最大屈曲角度110 degの範囲で屈曲することを想定し、 $0.37 \times 10^{-3} \leq x[\text{m}] \leq 28 \times 10^{-3}$ と設定する。

上記の設定の下で、硬さパラメータの変動範囲が時定数の設定範囲に収まるようにスケーリングを行う。この際、硬さパラメータが小さい場合は時定数を大きく、硬さパラメータが大きいときは時定数を小さくし、増減を逆転させる必要がある。さらに、実際に圧力センサを使用して反力を測定する際、測定値 V が1 vや5 vとなることは稀であり、多くの場合 $V = 2 \sim 4$ vの範囲に集中する。また、物体と接触した後のPIP関節の角度の変化量を考慮して、物体の硬さの違いを体感しやすいと考えられる、 $K = 2000 \sim 5000$ の変動に重みをおいてスケーリングを行う。これより、試行錯誤的に関数を構成し、次に示す関係式を定めた。

$$T = \tan^{-1}(-K \times 0.000734 + 2.1) \times 0.705 + 1.202 \quad (9)$$

(9)式の関数に基づく、硬さパラメータ K と時定数 T の関係を Fig.9 に示す。

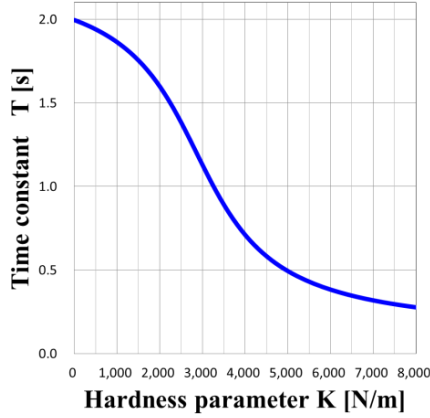


Fig.9 Relationship between time constant and hardness parameter (spring constant)

(3) 規範入力生成モデルの動作確認

規範入力生成モデルの動作を、数値シミュレーションにて検証した。検証を行う上で、物体の硬さの違いを体感しやすい範囲を考慮し、硬さパラメータ K の値として $K = 1000 \sim 6000$ の間で1000ずつ値を増やし、規範入力生成モデルにより生成される規範入力を確認したところ、Fig. 10 に示す結果が得られた。

Fig. 10 より、硬さパラメータの上昇に伴い、波形の立ち上がりが速くなっていることがわかる。さらに、 $K = 2000 \sim 5000$ にかけて大きく波形の立ち上がりが変化しており、物体の硬さの違いを体感しやすい範囲に対して、規範入力が効率的に生成できていることが分かる。

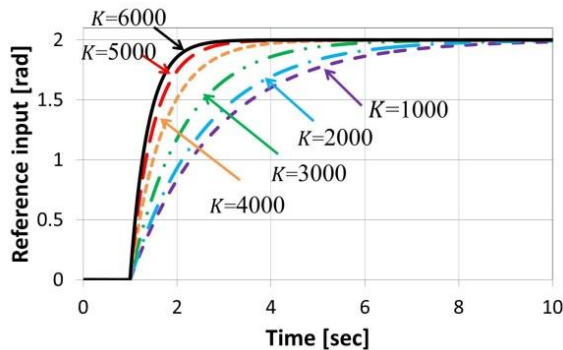


Fig.10 Reference inputs

(4) 規範入力生成モデルの離散化

次節で説明する FB 装置の制御則において離散時間制御を行うため、双一次変換を用いて(8)式を離散化し、次式のように書き換える。

$$r(k) = \frac{T_s}{2T+T_s}u_s(k) + \frac{T_s}{2T+T_s}u_s(k-1) + \frac{2T-T_s}{2T+T_s}r(k-1) \quad (10)$$

ここで、 k はステップ数、 T_s はサンプルタイム、 T は時定数を表す。

5. セルフチューニング PID 制御

FB 装置は使用者の上腕部を圧迫する事で力覚をフィードバックする為、使用者の腕に密着することになる。人間の腕は、脂肪や筋肉のつき方に個人差があり、使用者ごとに硬さや変形速度が異なる。また、同一人物でも、その時々のかみ具合で硬さが変化する等、不確かさを持つ。そこで、FB 装置のベルトを巻き取るモータの制御には、適応制御の考えを採用し、未知の制御対象に応じて制御器のゲインを調整する制御を行う。具体的には、山本ら[9] によって提案されているセルフチューニング PID 制御器を用いる。

FB 装置の制御目的は、モータの出力角度 $y(k)$ が規範入力 $r(k)$ に追従するように、制御入力 $u(k)$ を決定する事である。ここで文献[9]に従い、制御対象にむだ時間 L が存在するとして、制御目的はモータの出力角度 $y(k+L)$ が規範入力 $r(k)$ に追従するように、制御入力 $u(k)$ を決定する事とする。このようにむだ時間を含む出力 $y(k+L)$ が $r(k)$ に追従する制御則は、最小分散制御の考え方から次式により求まる。

$$\hat{y}(k+L|k) = r(k) \quad (11)$$

ここで、 $\hat{y}(k+L|k)$ は $y(k+L)$ の最適予測値である。

一方、PID 制御則は伝達関数を用いると次式のように記述される。

$$G_c(s) = K_c \left(1 + \frac{1}{T_i s} + T_d s \right) \quad (12)$$

ここで、 K_c はゲイン、 T_i は積分動作時間、 T_d は微分動作時間を示している。これを離散時間速度型 PID 制御則として書き換えると、次式ようになる。

$$\begin{aligned} u(k) = & u(k-1) + K_p \{y(k-1) - y(k)\} \\ & + K_I \{r(k) - y(k)\} \\ & + K_d \{2y(k-1) - y(k) - y(k-2)\} \end{aligned} \quad (13)$$

ただし、 $K_p = K_c - K_I/2$ 、 $K_I = K_c(T_s/T_i)$ 、 $K_d = K_c(T_d/T_s)$ である。そして、(13)式を $d(k) = u(k) - u(k-1)$ として整理した後、 $K_I \neq 0$ と仮定し、 $\Phi(k)$ を次式のように定義する。

$$\Phi(k) \triangleq a_1 d(k) + a_2 y(k) + a_3 y(k-1) + a_4 y(k-2) \quad (14)$$

ここで、各係数は次式で与えられる。

$$\begin{cases} a_1 = \frac{1}{K_I} & a_2 = \frac{K_p + K_I + K_d}{K_I} \\ a_3 = -\frac{K_p + 2K_d}{K_I} & a_4 = \frac{K_d}{K_I} \end{cases} \quad (15)$$

この $\Phi(k)$ を用いると、(13)式は次式のように表わすことができる。

$$\Phi(k) - r(k) = 0 \quad (16)$$

最小分散制御の考え方から求まる(11)式と PID 制御則から求めた(16)式に対し、逐次最小二乗法を用いて

$$\Phi(k) \rightarrow y(k+L) \quad (17)$$

となるよう $\Phi(k)$ の各パラメータ a_i を推定することで、 $\Phi(k)$ が $y(k+L)$ の最適予測値となる。ただし、本研究では制御対象がモータであるため、むだ時間はほとんどないと考え、 $L=1$ とする。

推定パラメータベクトル $\hat{\theta}(k)$ とレグレッサベクトル $\varphi(k)$ を次式のように定義する。

$$\begin{cases} \hat{\theta}(k) = [\hat{a}_1(k) \ \hat{a}_2(k) \ \hat{a}_3(k) \ \hat{b}(k)]^T \\ \varphi(k) = [d(k) \ y(k) \ y(k-1) \ \varepsilon(k)]^T \end{cases} \quad (18)$$

ただし、 $\varepsilon(k) = y(k+1) - \hat{y}(k+1|k)$ は推定誤差を表す。このため、用いられている逐次最小二乗法は拡張最小二乗法となり、以下にそのアルゴリズムを示す。

$$\begin{cases} \hat{\theta}(k) = \hat{\theta}(k-1) + H(k)\varepsilon(k) \\ H(k) = \frac{P(k-1)\varphi(k-1)}{1 + \varphi^T(k-1)P(k-1)\varphi(k-1)} \\ P(k) = P(k-1) - H(k)\varphi^T(k-1)P(k-1) \\ \varepsilon(k) = Y(k) - \hat{\theta}^T(k-1)\varphi(k-1) \\ Y(k) = y(k) - \{1 - \hat{a}_2(k-1) - \hat{a}_3(k-1)\}y(k-3) \end{cases} \quad (19)$$

このとき、推定パラメータ $\hat{a}_1(k)$ 、 $\hat{a}_2(k)$ 、 $\hat{a}_3(k)$ を用いて、PID ゲインは以下のように計算される。

$$\begin{aligned} \hat{K}_p(k) &= \frac{2\hat{a}_2(k) + \hat{a}_3(k) - 2}{\hat{a}_1(k)}, \quad \hat{K}_I(k) = \frac{1}{\hat{a}_1(k)}, \\ \hat{K}_d(k) &= \frac{1 - \hat{a}_2(k) - \hat{a}_3(k)}{\hat{a}_1(k)} \end{aligned} \quad (20)$$

また、(20)式のゲインを用い、制御入力 $u(k)$ は次式により与えられる。

$$\begin{aligned} u(k) &= u(k-1) + \hat{K}_p(k)\{y(k-1) - y(k)\} \\ &\quad + \hat{K}_I(k)\{r(k) - y(k)\} \\ &\quad + \hat{K}_d(k)\{2y(k-1) - y(k) - y(k-2)\} \end{aligned} \quad (21)$$

上述の計算を行う際に、PID ゲインが負の値になる可能性があるが、本研究では FB 装置に実装するに当たり、試行錯誤的に初期値を以下のように設定してこの問題を回避した。

$$\begin{aligned} P(0) &= 0.0004I_{4 \times 4} \\ \hat{\theta}(0) &= [80 \ 20.1 \ -20 \ 0.1]^T \end{aligned} \quad (22)$$

6. FB 装置の検証実験

(1) FB 装置の動作確認実験

システム全体の機能を検証するため、被験者の筋電位を用いて義手を操作し、対象物を掴んで硬さの推定を行い、硬さの推定値に応じて生成された規範入力に対して、セルフチューニング PID 制御による FB 装置の追従性の確認を行った。

対象物は、対象の物性や硬さの違いを明確にするため 5 種類のばねとした。対象とするばねの物性を Table 1 に示す。

Table 1 Physical property of springs

No.	Spring constant K [N/mm]	Diameter [mm]	Length [mm]
S ₁	0.99	14	25
S ₂	1.80	8	25
S ₃	2.98	10	30
S ₄	4.39	13	25
S ₅	5.34	7	25

被験者は成人男性 1 人であり、5 種類のばねを各 1 回ずつ掴んだ結果を以下に示す。Fig.11 は FB 装置の規範入力に対する追従波形、Table 2 は硬さの推定結果であり、Table 3 は硬さの推定値から算出した時定数とセルフチューニング PID ゲインである。

Table 2 Estimated and real hardness parameter

Spring	Force [N]	Displacement [mm]	Estimated hardness parameter [N/mm]	Real hardness parameter [N/mm]
S ₁	5.23	3.76	1.39	0.99
S ₂	5.27	2.56	2.06	1.80
S ₃	5.66	1.80	3.15	2.98
S ₄	5.15	1.27	4.06	4.39
S ₅	4.96	0.99	5.03	5.34

Table 3 Time constant and self-tuned PID gains

Spring	Time constant T [s]	PID gain		
		$\hat{K}_p(k)$	$\hat{K}_i(k)$	$\hat{K}_d(k)$
S_1	1.78	0.22706	0.0125	0.01154
S_2	1.58	0.22707	0.0125	0.01154
S_3	1.06	0.22713	0.0125	0.01150
S_4	0.69	0.22710	0.0125	0.01151
S_5	0.49	0.22717	0.0125	0.01147

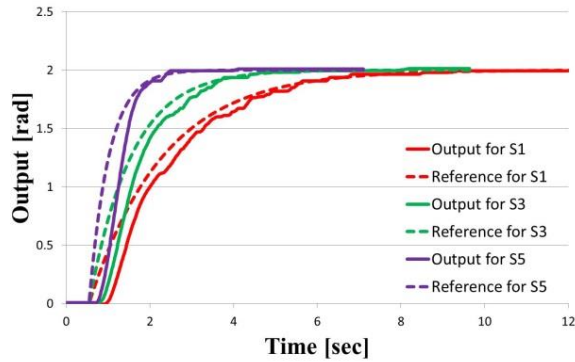
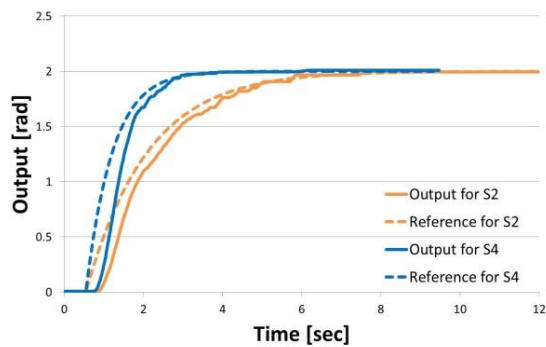
(a) Reference input and output of the springs (S_1 , S_3 , S_5)(b) Reference input and output of the springs (S_2 , S_4)

Fig.11 Reference input and output of the FB device

Fig.11(a), (b)より、全てのばねに対してFB装置の応答に0.2sec程度の時間遅れが見られるが、規範入力に対する追従性は得られている。またTable 2, 3より、硬さの真値と推定値の間に若干の誤差があるが、異なる種類のばねに応じて相応の時定数を算出することができている。そのため、硬さの推定値に応じた規範入力を生成できていることが確認できた。これにより、義手を使用して握んだ物体の硬さを推定し、硬さに応じた規範入力にセルフチューニングPID制御器を用いてFB装置のベルトの巻き取りを追従させる一連のシステムが正しく機能していることが確認できた。

(2) 硬さ判別実験

a) 実験の概要

本実験ではFB装置を用いて、物体の硬さの相対的な違いを判別する事ができるか精度よく検証することを目的とする。硬さの判別対象は、Table 1に示す5種類のばね

とした。硬さの判別は、2つの刺激を4秒の間を空けて連続で被験者に提示し、被験者は刺激に対して回答するという手順で行い、これを1セットとする。2つの刺激のうち、1つは標準刺激（中間の硬さ S_3 ）とし、もう一方は比較刺激（中間の硬さのばねを含む5種類のばね）とした。そして、FB装置の判別能力を精度よく検証するため、各比較刺激につき10回ずつ判別を行い、刺激を提示する順序も入れ替える。具体的には、標準刺激→比較刺激の順序で各ばね5セットずつ、比較刺激→標準刺激の順序で各ばね5セットずつ、合計で50セット硬さの判別を行い、比較刺激と標準刺激の組み合わせは、ランダムとした。そして、2つの刺激を提示した後に、被験者は1回目の刺激と2回目の刺激のどちらが硬いか、または同じ硬さか、3件法（硬い・軟らかい・等疑）を用いて回答用紙に記入する。

実際に筋電義手を操作して実験を試みたところ、本実験では義手を操作する回数が一人当たり100回に及び、被験者の疲労にともなう筋力の低下により、筋電位を安定して検出することが出来なかった。また、本実験で使用する義手はワイヤー機構による剛性の低い義手であり、硬さの推定において、義手の変形などの誤差の影響を受けることが想定される。そのため、ここでは義手を用いずに、各ばねのばね定数を直接コンピュータに入力してFB装置単体に対して実験を行う。

実験手順は以下の通りである。

- ①被験者の利き腕の上腕にFB装置を装着する。
- ②被験者が装置の挙動と硬さの対応関係を理解できるように各刺激を3, 4回程度提示し、練習を行う。
- ③実験者は被験者に2種類の刺激を提示し、被験者はどちらが硬いか、同じ硬さかを回答用紙に記入する。

刺激の切り替えは実験者が行い、FB装置が目標値2radに対して1.99radを越えたら整定したと判断し、ベルトを緩める。そして、間隔を4秒空けて2回目の刺激を提示する。

- ④③の作業を50セット行う。

被験者の疲労を考慮して、5セットごとに1分間の休憩を取った。健常な20代男性5人に対して実験を行った結果をTable 4に示す。黄色のハイライトは刺激に対する正しい判別の出現率を示している。

Table 4 Identification results of hardness

		Rate of the subject's answer		
		Hard	Equal	Soft
Stimulation	S_1	0.04	0.12	0.84
	S_2	0.16	0.16	0.68
	S_3	0.24	0.46	0.30
	S_4	0.78	0.22	0.00
	S_5	0.88	0.12	0.00

Table 4 より, S_3 どうしを同じ硬さと正しく識別できたのは 5 割程度であったが, 硬さが S_3 と 2 段階はなれた S_1 と S_5 に対しては識別率が 8 割を超え, S_3 と隣り合う S_2 , S_4 に対しても 7 割程度の識別率が得られた. このことから, FB 装置を用いて, 異なる物体の硬さの相対的な違いを判別できることが確認できた.

(3) 考察

Fig.11 において, FB 装置の出力波形が 1.6 rad 付近で階段状になっている様子が見られる. これは硬さ判別実験においても観測された. 硬さ判別実験において, 被験者は波形が階段状になる手前の時点で硬さを判断できており, 硬さの識別結果から見ても, 階段状の波形が感覚に与える影響は少ないと考えられる.

本 FB 装置において, 圧力センサが刺激を検知してから実際に装置のモータが駆動してベルトを巻き取り始めるまでに掛かる時間は平均 0.42s であった. こらからさらに, 硬さに応じてベルトが 10mm 巻き取られるまでに時間を要するが, 硬さ判別実験の結果から, 5 種類程度の物体の硬さを識別する単純な操作に対して, 本研究で提案したベルトの巻き取り速度を変えることにより硬さの違いを提示する方法は有効であると言える.

また, Table 2 において, 各ばねの硬さの推定結果と真値との間に 0.3 N/mm 程度の誤差が生じている. これは, 本研究ではワイヤー機構の剛性の低い義手を使用しており, ワイヤーの伸びや義手の変形により変位の測定値に誤差が含まれ, 硬さの推定結果に影響を及ぼしたと考えられる. したがって, より正確に硬さの推定を行うためには, 剛性の高い義手を開発する必要がある.

7. 結論

本研究では, 文献[8]で製作した感覚フィードバック装置 (FB 装置) に対し, 規範入力生成モデルを導入することにより, 物体の硬さを連続的に扱う事を可能にし, 無数の種類の硬さを表現できるように拡張した. また, FB 装置のベルトの巻き取りには, 腕の硬さや変形量などの個体差を考慮して, セルフチューニング PID 制御を採用した.

システム全体の動作確認のため, 筋電義手を用いてばねを掴み, その硬さを推定して, 硬さに応じた規範入力に FB 装置のベルトを巻き取るモータの角度を追従させる実験を行った. 実験結果から, 掴んだばねの硬さを, ベルトの巻き取り速度の変化により提示することができた. さらに, 硬さ判別実験を行い, 5 種類程度の物体の硬さを識別する単純な操作に対して, 提案手法が有効であることを確認できた.

参考文献

- 1) 川村 次郎, “義肢の感覚フィードバック装置”, バイオメカニズム学会誌, Vol.8, No.2, pp.56-60, 1984
- 2) N. Akimichi, K. Eguchi and K. Suzuki, "Myoelectric Controlled Prosthetic Hand with Continuous Force-Feedback Mechanism," Proc. of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, pp.3354-3359, 2013.
- 3) 矢田 慶多, 他, “筋電義手の 2 種類の情報伝達可能な感覚フィードバックシステムの開発”, 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティクス, Vol.104, No.401, pp.11-14, 2004
- 4) C. Pylatiuk, A. Kargov, and S. Schulz, “Design and Evaluation of a Low-Cost Force Feedback System for Myoelectric Prosthetic Hands,” JPO Journal of Prosthetics and Orthotics, vol. 18, no. 2, pp. 57-61, March 2006.
- 5) M. D'Alonzo, S. Dosen, C. Cipriani, and D. Farina, “HyVE: Hybrid Vibro-Electrotactile Stimulation for Sensory Feedback and Substitution in Rehabilitation”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.22, No.2, pp.290-301, 2014.
- 6) A. Akhtar, M. Nguyen, L. Wan, B. Boyce, P. Slade, and T. Bretl, "Passive Mechanical Skin Stretch for Multiple Degree-of-Freedom Proprioception in a Hand Prosthesis," *Haptics: Neuroscience, Devices, Modeling, and Applications*, pp.120-128, 2014.
- 7) 木村 文彰, 他, “筋電義手感覚フィードバック装置の開発”, 日本機械学会北海道支部 第 48 回講演概要集, pp.73-74, 2009
- 8) 森田 高州, 菊地 毅, 石井 千春, 筋電義手のための感覚フィードバック装置の開発, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会概要集, 2014
- 9) 山本 透, 大松 繁, 石原 弘一, “セルフチューニング PID 制御系の一設計”, 計測自動制御学会論文集, Vol.25, No.10, pp.1069-1075, 1989
- 10) A. Harada, T. Nakakuki, M. Hikita and C. Ishii, "Robot Finger Design for Myoelectric Prosthetic Hand and Recognition of Finger Motions via Surface EMG", *Proc. of the 2010 IEEE International Conference on Automation and Logistics*, pp.273-278, 2010.
- 11) T. Kikuchi and C. Ishii, "Identification of Finger Operation using Support Vector Machine and Control of Myoelectric Prosthetic Hand based on Integrated Electromyogram", *Proc. of the 2014 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp.1272-1277, 2014.