筋電インタフェース技術とロボット義手*

Electromyographic Interface Technology and Robotic Arm Prostheses

辻 敏夫** 古居 彬** 中村 豪**

Toshio TSUJI, Akira FURUI and Go NAKAMURA

Key words electromyogram, interface, robot arm prosthesis, assistive device, myoelectric hand

1. はじめに

人間の皮膚表面から計測される筋電位信号は、筋収縮にともなって発生する生体電気信号の一種であり、力の入れ具合や運動意図の情報を含んでいる。そのため、筋電位信号から操作者の運動意図を読み取ることができれば、機械装置や情報機器のインタフェース信号として利用できる可能性がある。特に、筋電位信号を制御に用いたロボット義手に関する研究は古くから数多く試みられてきた。このアイデアは、今から半世紀以上前に米国の数学者 Wiener によって提唱されたサイバネティクスにさかのぼる¹⁾。

当初の筋電位信号を利用したインタフェースは、単純に筋電位信号の強度に応じて関節の動作を切り替えるか、動作速度を比例的に調整するものしか存在せず、そのほとんどが単自由度運動を対象としたものであった。その後、次第により多くの自由度を制御可能なインタフェースの開発が期待されるようになったことで、複数の電極から筋電位信号の特徴パターンを抽出し動作識別を行うことを目的とした研究が盛んに行われるようになった。

古くは線形モデルに基づく動作識別が主流であったが、Rumelhart らによって多層パーセプトロン型ニューラルネットワークが提案されると²⁾、筋電位信号の特徴パターンと動作意図との間の非線形写像を学習的に獲得する方法に注目が集まった。例えば、Hudgins らは、多層パーセプトロン型ニューラルネットワークを用いて筋電位信号の振幅情報から前腕4動作の識別を行った³⁾。近年では、サポートベクターマシンに基づく高精度な識別関数⁴⁾や隠れマルコフモデルによる時変性を考慮した筋電パターン識別法⁵⁾などが提案されている。

著者らの研究グループにおいても、筋電位信号のモデル化に適した既知構造をニューラルネットワークに導入することで、従来の多層パーセプトロン型ニューラルネットワークにおい

て課題であった学習能力の向上やネットワークの構造決定問題に寄与する手法を提案し、筋電義手などの制御へ応用してきた⁶⁾⁷⁾。本稿では、筋電インタフェースとその応用に関するこれまでの研究について紹介するとともに、著者らの研究グループで開発を進めている3Dプリンタブル5指駆動型筋電義手とその制御法について概説する。

2. 筋電インタフェース技術

筋電位信号を用いたインタフェース技術を用いることで、さまざまな機器やシステムを直観的に扱うことが可能である。最近では、プレゼンテーションソフトやゲーム、ラジコンの操作など幅広い分野での応用を目的としたアームバンド型筋電インタフェース⁸⁾の市販も始まり、次世代のインタフェース技術として注目を集めている。

筋電位信号を用いたインタフェースは、図1に示すように筋電位計測、筋力推定、動作推定、制御システムの4要素で構成される。図1(a)は、著者らの研究グループで開発した筋電位信号制御型多関節マニピュレータを前腕切断者が操作している一例である⁹⁾。このシステムでは、三次元位置センサに基づいてマニピュレータ上腕部の関節位置を計測制御し、筋電位信号によってマニピュレータのエンドエフェクタであるロボット義手の開閉などの手先動作を制御できる。このエンドエフェクタ部を取り外して切断者の断端部に取り付けることで、一般的な筋電義手のように断端部に装着して利用することも可能である。

インタフェースに関する研究が進むにつれて、パターン識別精度が向上し、操作者の運動意図をより正確に認識できるようになった。これにより、筋電インタフェース技術をロボット義手の制御だけでなく、生活環境における機器操作へと応用することが可能となってきた。そこで、著者らの研究グループでは、筋電インタフェースを組み込んださまざまなシステムを新たに提案してきた。

まず着目したのは、情報機器のインタフェースである。パソコンをはじめとするさまざまな情報機器は既にわれわれの生活に深く浸透しているが、身体障がい者にとっては利用が困難である場合が少なくない。障がい者の QOL

*原稿受付 平成29年8月20日

**広島大学大学院工学研究科システムサイバネティクス専攻(広島県東広島市鏡山1-4-1)

図1 筋電インタフェースの構成とその応用

(Quality Of Life) を向上させ、介護者の精神的・時間的負担を軽減するためには、障がい者のための情報アクセシビリティの確保が急務である。図1 (b) は、筋電位信号による制御が可能なポインティングデバイスの一例である⁹⁾。このシステムにおいては、上下左右などの有限個の基準方向をあらかじめ設定し、基準方向への識別結果（移動確率）をベクトル合成することにより 360° 全方向へのポインティングを可能にした。また、寝たきりの高齢者や身体障がい者の移動手段として、筋電位信号で操作可能な電動車椅子システムに関する研究開発を行った¹⁰⁾。図1 (c) は、開発したシステムを使って脊椎損傷患者が実際に電動車椅子を操作している様子を示している。筋電位信号を利用し、適応学習機能によりシステム側が使用者に合わせることで、障がいレベルに合わせた操作が実現できる。図1 (d) に示しているのは、発声機能障がい者の支援を目的として開発した筋電位信号に基づく代用発声システムである¹¹⁾。頸部および表情筋から計測した筋電位信号を用いて使用者の意図する語音を推定し、次にそれを連ねた語音列から意図する単語を推定するという2段階の処理により、語音・単語の識別が高い精度で実現可能である。図1 (e) は、筋電位信号を利用したテキスト入力システムを示している¹²⁾。このシステムでは、筋電位信号から推定された操作者の動作を利用して操作画面上に配置された仮名文字を選択決定し、任意の文字列の入力を可能としている。

3. 3D プリントブル5指駆動型筋電義手

前章で説明した筋電インタフェース技術に基づき、人間の運動情報を含んだ筋電位信号を用いてロボット義手を随意的に制御できれば、操作者自らの手と同じように直感的に義手を操作できる可能性がある。そのため、筋電位信号を操作信号とするロボット義手である筋電義手に関する研究は古くから数多く行われてきた。

一般に、筋電義手インタフェースの筋電位計測では、ノイズを軽減するために双極誘導後に差動増幅を行うことが多い。また最近では、コンパクトかつ簡易に計測が可能なアクティブ電極と呼ばれるアンプ内臓型の電極がよく用いられている。筋力推定では、生の筋電位信号に整流および

平滑処理を施し振幅成分を抽出する方法が一般的で、この振幅成分は発揮筋力と比例関係があることが知られている¹³⁾。動作推定には、古くは線形判別分析や AR モデルなど線形モデルが用いられてきた。近年では、ニューラルネットやサポートベクターマシンなどの登場により、学習的に非線形モデルを獲得するアプローチが主流である。動作推定結果に応じたモータ制御には、単純にモータ電源を入/切する ON/OFF 制御や、筋電位信号の振幅に応じて動作速度を調節する比例制御、生体の関節が有する粘弾性特性を考慮したインピーダンス制御などがある。

実用化されている筋電義手として最も普及しているものは OttoBock 社製の MyoBock¹⁴⁾ であり、「握り」と「開き」の2動作の制御が可能である。また近年では、多指を独立して制御できる高度な義手も開発されている。しかしながら、多くの義手は金属部品で構築されているため、開発コストやメンテナンス性を考慮すると使用者の身体的特徴や好みに応じて義手をカスタマイズすることは非常に困難で、携帯性にも大きな問題があった。

一方、開発コストやメンテナンス性の改善を目的として、手軽に部品を印刷できる 3D プリンタを用いたプラスチック製電動義手の開発が活発に進められている。例えば、吉川らが開発した Rehand¹⁵⁾ や、Gretsch らによる Robohand¹⁶⁾ などがある。しかしながら、これらは握り・開きのような粗大な動作の実現のみにとどまっており、閾値処理などの単純な制御に基づくため人腕の運動特性を考慮した制御は実装されていなかった。

そこで著者らの研究グループでは、3D プリンタを利用して5指駆動型筋電義手¹⁷⁾を開発し、人のインピーダンス特性を反映した指の屈曲運動が実現可能なバイオミメティック義手制御システムを実装した。図2に、開発した3D プリントブル5指駆動型筋電義手を示す。義手制御システムは、著者らの研究グループで開発した筋電インタフェース技術を用いて構成しており、大別すると操作者の前腕から筋電位信号を計測する筋電位信号計測部、筋収縮レベル推定や動作推定を行う筋電位信号処理部、そしてモータ制御部からなる。義手本体は、Open Hand Project¹⁸⁾ のオープンソースデータを一部修正して作製したモデルを 3D プ

図2 3D プリントブル 5 指駆動型筋電義手

リントで印刷した。義手の各指にはそれぞれワイヤが張られており、このワイヤに対して DC モータが一個ずつ取り付けられている。計 5 つのモータを回転させることでワイヤの張力を発生させ、5 指の独立駆動を行う。以下、筋電位信号処理部とモータ制御部について詳しく説明する。

3.1 筋電位信号処理部

筋電位信号計測部で取得した筋電位信号を用い、筋電位信号処理部では特徴抽出とニューラルネットによる動作決定が行われる。特徴抽出では、筋電位信号をチャンネルごとに全波整流し、2 次デジタルバタワースフィルタにより平滑化処理を行う。また、事前に計測した各チャンネルにおける最大随意筋収縮時および安静時の筋電位信号に基づき、正規化した時系列信号 $E_l(t)$ ($l=1, 2, \dots, L$) を求める。そして、 $E_l(t)$ に対して全 L チャンネルの和が 1 となるよう正規化した値を算出し、動作識別に用いる時系列筋電パターンとして定義する。また、 $E_l(t)$ の全チャンネルの平均値を筋収縮レベル $\alpha(t)$ として定義し、動作の発生判定およびモータ制御に利用する。

動作の決定には、Tsuji らが提案したリカレント型ニューラルネット (Recurrent Log-Linearized Gaussian Mixture Network: R-LLGMN)¹⁹⁾ を用いる。R-LLGMN は混合正規分布モデルと隠れマルコフモデルを内包しており、操作者の動作の時系列特性を考慮した学習が可能である。R-LLGMN を利用して操作者の筋電位と動作の関係を事前に学習しておくことで、操作者の筋電位から動作を識別することが可能となる。

3.2 モータ制御部

筋電位信号から操作者が意図した動作を正確に推定できたとしても、義手を自らの手のように滑らかに制御できなければ違和感を生じてしまう。そこで、義手の 5 指屈曲動作制御には人腕のインピーダンスモデル²⁰⁾を導入したバイオミメティック・インピーダンス制御を用いることで、人間に近い滑らかな運動を実現している (図 3)。推定した動作に基づき制御対象の指を決定したのち、インピーダンスモデルに基づいて各指を制御するモータの目標回転角度を算出する。各モータ j ($j=1, 2, \dots, J$; J はモータ数) の

図3 バイオミメティック・インピーダンス制御系

図4 5 指駆動型筋電義手の制御風景

回転に関する運動方程式は以下のように定義される。

$$I_j \ddot{\theta}_j + B_j(\alpha) \dot{\theta}_j + K_j(\alpha)(\theta_j - \theta_j^0) = \tau_j - \tau_j^{ex}$$

ここで、 I_j , $B_j(\alpha)$, $K_j(\alpha)$ はそれぞれ慣性モーメント、粘性係数および剛性係数であり、 θ_j , θ_j^0 はそれぞれモータの回転角度とその平衡角度、 τ_j はトルク、 τ_j^{ex} は外力により発生するトルクである。このとき剛性と粘性に関しては筋電位信号から算出された筋収縮レベル α の関数とすることで、筋活動による特性の変化を実現する。また、トルク τ_j はあらかじめ決定したトルクの最大値 $\tau_j^{\max}$ を用いて、

$$\tau_j(t) = \alpha(t) \tau_j^{\max}$$

のように計算できる。このトルクを入力した運動方程式からモータ j に関する θ_j を算出することで、あらかじめ設定した慣性、粘性、剛性を反映した目標回転角度を算出することができる。最後に、各モータはこの目標回転角度を用いて PID 制御される。

3.3 制御例

図 4 に開発した 3D プリントブル 5 指駆動型筋電義手の制御風景を示す。被験者は健常男子大学生で、義手はテーブル上に固定した。使用電極数は 6 対とし、識別対象の動作は各指の屈曲 (第 4 指と第 5 指は同時に屈曲するものとした) および握りの計 5 動作とした。図 4 より、被験者の各指の運動に応じて義手の各指が独立に動作することを確認した。以上より、本稿で紹介した筋電インタフェース技術を応用することで、5 指動作を随意的に制御可能という高い機能性を備え、人腕の運動特性を模倣した制御が可能な 3D プリントブル筋電義手を実現することができた。

4. ま と め

本稿では、著者らの研究グループでこれまで取り組んで

きた筋電インタフェースに関する研究や、現在、開発中の3D プリンタブル5指駆動型筋電義手の概要について述べた。筋電位信号から人の意図する動作を読み取ることができれば、さまざまな機器やシステムの操作を直観的に行うことが可能となり、医療福祉分野だけでなく幅広い分野への展開が期待できる。

筋電義手については、最近、研究が活発に行われているが、人の手の巧みさに匹敵するような操作性はいまだに実現されていない。さらなる発展のためには、筋電位信号に含まれる情報を的確に推定し、先進的な工学技術を活かしたハードウェアと、生体が有する優れた機能との親和性を備えたソフトウェアの両面から、機能性・実用性にアプローチしていくことが必要である。一方で、義手を日常生活の中で使用することを考えると、機能性や実用性のほかにも義手そのものの「人間らしさ」という要素も極めて重要である。このとき、単に義手の外観が人間的であるというだけではなく、人間らしい挙動を実現することが求められる。著者らの研究グループでは、筋電位信号中の潜在的な情報を推定するため、その統計的特徴を反映した新たな確率モデルの提案²³⁾や、筋電位信号に含まれる信号強度依存ノイズを利用した新たな動作識別法の開発²⁴⁾も進めており、今後のさらなる発展を目指している。

参 考 文 献

- 1) N. Wiener: CYBERNETICS or Control and Communication in the Animal and the Machine, MIT Press, (1948).
- 2) D.E. Rumelhart, J.L. McClelland and R.J. Williams: Learning Internal Representations by Error Propagation, Parallel Distributed Processing, MIT Press, 1 (1986) 318-362.
- 3) B. Hudgins, P. Parker and R. Scott: A New Strategy for Multifunction Myoelectric Control, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **40**, 1 (1993) 82-94.
- 4) M.F. Lucas, A. Gaufriau, S. Pascual, C. Doncarli and D. Farina: Multi-Channel Surface EMG Classification Using Support Vector Machines and Signal-Based Wavelet Optimization, Biomedical Signal Processing and Control, **3**, 2 (2008) 169-174.
- 5) A.D. Chan and K.B. Englehart: Continuous Myoelectric Control for Powered Prostheses Using Hidden Markov Models, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **52**, 1 (2005) 121-124.
- 6) O. Fukuda, T. Tsuji, M. Kaneko and A. Otsuka: A Human-Assisting Manipulator Teleoperated by EMG Signals and Arm Motions, IEEE Transactions on Robotics and Automation, **19**, 2 (2003) 210-222.
- 7) 福田修, 卜楠, 辻敏夫: 生 EMG 信号による電動義手の制御, 計測自動制御学会論文誌, **40**, 11 (2004) 1124-1131.
- 8) Myo: Myo web page, <https://jp.myo.com> (Accessed 20 August 2017).
- 9) 福田修, 有田潤, 辻敏夫: EMG 信号を利用した全方位型ポインティングデバイス, 電子情報通信学会論文誌, **J87-D-II**, 10 (2004) 1996-2003.
- 10) K. Shima, R. Eguchi, K. Shiba and T. Tsuji: CHRIS: Cybernetic Human-Robot Interface System, Proceedings of 36th International Symposium on Robotics, WE1C3 (2005).
- 11) 福田修, 藤田真治, 辻敏夫: EMG 信号を利用した代用発声システム, 電子情報通信学会論文誌, **J88-D-II**, 1 (2005) 105-112.
- 12) 辻敏夫, 重藤元暢, 岡本勝, 杉本利明, 柴建次: 筋電位信号で操作可能なテキスト入力システム, ヒューマンインタフェース学会論文誌, **9**, 2 (2007) 97-104.
- 13) J.J. Woods and B. Bigland-Ritchie: Linear and Non-Linear Surface EMG/Force Relationships in Human Muscle, An Anatomical/Functional Argument for the Existence of Both, American Journal of physical medicine, **62**, 6 (1983) 287-299.
- 14) OttoBock: OttoBock web page, <http://www.ottobock.com/> (Accessed 20 August 2017).
- 15) 吉川雅博, 田口裕也, 坂本真, 山中俊治, 松本吉央, 小笠原司, 河島則天: 機能性とデザイン性を考慮した軽量・低コストの対向3指義手, 日本ロボット学会誌, **32**, 5 (2014) 456-463.
- 16) K.F. Gertsch, H.D. Lather, K.V. Peddada, C.R. Deeken, L.B. Wall and C.A. Goldfarb: Development of Novel 3D-Printed Robotic Prosthetic for Transradial Amputees, Prosthetics and Orthotics International, **40**, 3 (2016) 400-403.
- 17) 江藤慎太郎, 早志英朗, 中村豪, 栗田雄一, 陳隆明, 辻敏夫: 3D プリンタを利用した5指駆動型筋電義手の開発とバイオメタリック制御の導入, 第25回計測自動制御学会中国支部學術講演會論文集, 2C-4 (2016) 130-131.
- 18) J. Gibbard: Open Hand Project web page, <http://www.openhandproject.org/> (Accessed 20 August 2017).
- 19) T. Tsuji, B. Nan, O. Fukuda and M. Kaneko: A Recurrent Log-Linearized Gaussian Mixture Network, IEEE Transactions on Neural Networks, **14**, 2 (2003) 304-316.
- 20) T. Tsuji, O. Fukuda, H. Shigeyoshi and M. Kaneko: Bio-Mimetic Impedance Control of an EMG-Controlled Prosthetic Hand, in Proceedings of the 2000 IEEE. RSJ International Conference in Intelligent Robots and Systems, **1** (2000) 377-382.
- 21) H. Hayashi, A. Furui, Y. Kurita and T. Tsuji: A Variance Distribution Model of Surface EMG Signals Based on Inverse Gamma Distribution, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, (in press).
- 22) A. Furui, H. Hayashi, G. Nakamura, T. Chin and T. Tsuji: An Artificial EMG Generation Model Based on Signal-Dependent Noise and Related Application to Motion Classification, PLOS ONE, **12**, 6 (2017) e0180112.

辻 敏夫

1985年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。同年広島大学工学部助手。1994年同助教授を経て、2002年同大学大学院工学研究科教授。工学博士。サイバネティクス、医用電子工学、計算論的神経科学、生体感性モデリングなどの研究に従事。

古居 彬

2016年広島大学工学部第二類卒業。現在広島大学大学院工学研究科博士課程前期在学中。生体信号解析、確率モデルなどの研究に従事。

中村 豪

2014年広島大学大学院工学研究科博士課程前期修了。現在、広島大学大学院工学研究科博士課程後期在学中。2013年より兵庫県立福祉のまちづくり研究所特別研究員。筋電義手操作トレーニングシステムに関する研究に従事。