

# 筋収縮モデルを用いたバイオアクチュエータ用骨格筋の収縮力制御

東京工業大学 ○萩原志皇, 持田匠, ◎土方亘

## 要旨

生体組織の長所を持つバイオアクチュエータの開発を目指す上で、その制御方法の確立が必要である。そこで本研究では骨格筋の収縮力制御を目的として、所望の収縮力を発揮させるモデルベース制御法を提案する。筋収縮の数理モデルに基づき、最適刺激電圧を求めた。この刺激電圧をカエルの腓腹筋に印加し、収縮力を制御した。実験の結果、複雑な目標値に対しても収縮力を追従させることができた。

## 1. 緒言

近年、生活習慣病の蔓延や高齢化によって医療・福祉機器の需要が年々増加している。より機能的な医療・福祉機器を作るため、バイオアクチュエータを組み込んだ機器が考えられている。その中でも培養骨格筋を用いたアクチュエータは骨格筋に電気刺激を与えて伸縮させることで動力を生み出す。生体組織を使う特徴から、使用者の筋肉量の減少に伴い自己成長するアクチュエータを用いたパワードスーツや、体内の糖を動力源として動作する埋め込み型の超小型ロボットなど従来にはなかった機能を持った機械が開発できると期待されている。

バイオアクチュエータを産業的に応用する場合、設計、部品の創生、アセンブリ、制御の4つの要素技術開発が必要である。このうち制御に関しては、単なる収縮の on/off の領域を免れない制御が一般的であり、所望の収縮力を精密に制御する手法は確立されていない。一般的なアクチュエータではフィードバック制御が行われるが、変位や力を計測するセンサが必要なため、システムが大型化し、生体内での使用が困難である。そのため、バイオアクチュエータではセンサを用いない、フィードフォワード制御によって所望の収縮力を制御することが望ましい。

そこで本研究では、骨格筋を用いたバイオアクチュエータの実現を目指し、骨格筋の電気刺激を入力、収縮力を出力とした筋収縮の数理モデルを用い、目標収縮力に追従可能な電気刺激によるモデルベース制御法を開発する。また、カエルの腓腹筋を用い、開発した制御手法を生体筋肉に適用し、制御性能を評価する。

## 2. 制御に用いる骨格筋の筋収縮モデル

本研究で用いる骨格筋の筋収縮モデル[1]は、筋収縮を(i)電氣的動特性、(ii)生理学的特性、(iii)機械的動特性の3つの過程に分けており、電気刺激の電圧  $v$  を入力として各過程を通じて収縮力  $f$  を計算する。

(i)電氣的動特性：骨格筋を図1の抵抗とキャパシタからなる等価回路とみなす。

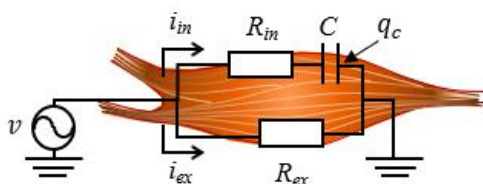


Fig. 1 Electrical dynamic characteristics model

$R_{in}$  は筋細胞内部の抵抗を、 $C$  は電荷容量を表し、 $R_{ex}$  はそれに並列した外部の抵抗を表す。  $i_{in}$  は筋細胞内に、 $i_{ex}$  はそれ以外に流

れる電流を表す。このとき、キルヒホッフの法則より刺激電圧  $v$  と筋細胞内を流れる電荷  $q_c$  との関係が導出できる。

(ii)生理学的特性：筋細胞内の電荷  $q_c$  に応じて筋原線維内にカルシウムイオンが放出され、それがタンパク質に作用することで骨格筋に内力  $f_{ce}$  を発揮させるまでの流れを表している。カルシウムイオンは筋細胞内の電荷がしきい値  $q_{th}$  を超えないと筋細胞へ放出されない[2]。筋細胞内のカルシウムイオン濃度は細胞内の  $[Ca^{2+}]$  に応じてカルシウムイオンが細胞内器管と筋小胞体に回収され、加えてしきい値  $[Ca^{2+}]_{th}$  以下では内力  $f_{ce}$  が発生しないことが知られている[3]。これらの性質をモデル化することで、筋細胞内の電荷  $q_c$  と内力  $f_{ce}$  の関係が導出できる。

(iii)機械的動特性：骨格筋を図2に示すダンパやばねなどの機械要素に加え、タンパク質によって骨格筋内部に発生した内力  $f_{ce}$  を表す収縮要素から構成されているとみなす[4]。

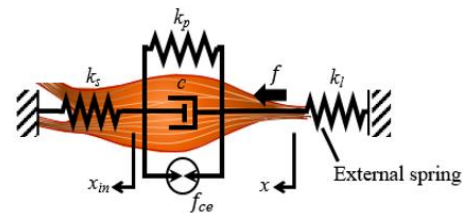


Fig. 2 Mechanical dynamic characteristics model

$k_s$  は腱などの弾性係数と筋原線維の弾性係数を合成したもの、 $c$  は筋原線維内で収縮が起こるときの摩擦による粘性係数、 $x$  は外部ばねの変位を、 $x_{in}$  は骨格筋内部の弾性要素の変位を表す。  $k_p$  は筋膜や結合組織などの弾性要素を表し、骨格筋の引張方向の変位に対してのみ復元力が発生する性質を表している。本研究では収縮方向の力の制御のみを取り扱うため、今回は無視した。  $k_l$  は骨格筋に取り付ける外部ばねの弾性係数を表す。このとき、運動方程式に内力  $f_{ce}$  を代入することで収縮力  $f$  を導出できる。

以上の3つのモデルの  $R_{in}$  や  $q_{th}$  といったモデルパラメータを骨格筋ごとに同定することで、その骨格筋の刺激電圧に対する収縮応答を再現する。

## 3. 生体を用いた筋収縮制御実験

### 3.1 実験概要

アフリカツメガエルの骨格筋を用いて制御実験を行う。実験では骨格筋に様々な振幅の電圧を印加し、モデルパラメータ同定用の電圧、電流、収縮力を測定する。この結果から筋収縮モデルのパラメータを同定した後、目標収縮力に対して追従できる刺激信号の電圧を計算する。最後に計算した刺激電圧を骨格筋に与え、

収縮力が目標収縮力に追従するかどうか検証し、本研究で提案するモデルベース制御の性能を評価する。

### 3.2 実験系

本実験では図4のように電気刺激によって骨格筋が収縮したときの収縮力をロードセルで計測し、収縮量はマーカの変位をレーザー変位計で計測することで求めた。

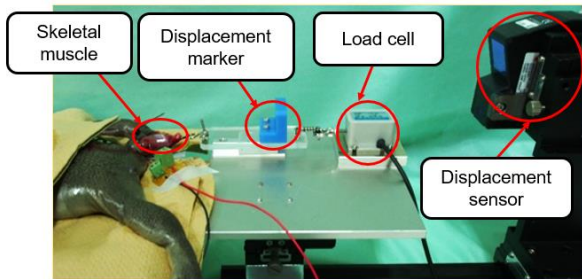


Fig.3 Experimental setup

### 3.3 骨格筋のモデルベース制御

実験ではカエルの腓腹筋に種々の条件の電気刺激を与え、その際の収縮力応答からその骨格筋を表す筋収縮モデルのパラメータを同定した。実験電圧を入力し、同定後のパラメータを用いて計算した収縮力と実験データとの比較を図4に示す。この結果より、筋収縮モデルによる収縮力の計算結果は実験とよく一致していることを確認した。

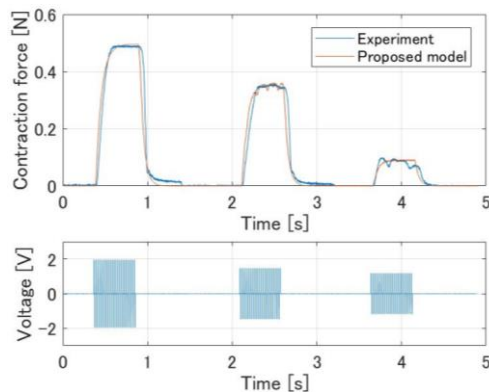


Fig.4 Comparison of contraction force between experiment and proposed model(above) and stimulation voltage(below).

0.25 N と 0.5 N の階段状から成る目標値に追従可能な刺激電圧を計算する。本研究では周波数 40Hz, パルス幅 1ms の二相矩形波を刺激時間分 (1.2 s) 用意し、それぞれの矩形パルスの大きさを時系列順に決定していく。この計算では、現在大きさを求めたい矩形波パルス 1 つに注目し、計算を簡単にするため評価関数が直前のパルスの大きさのみに依存するように、パルス 1 周期分の区間での計算値と目標値の二乗誤差を評価関数とし、黄金分割探索を用いて各矩形パルスの電圧を決定した。収縮力の目標値に対して計算した刺激電圧とその結果を図 5 に示す。上記手法で求めた電圧を入力として収縮力を計算したところ、目標収縮力の増加に伴い、刺激信号の電圧も増加し、目標収縮力に追従していることを確認した。また、この刺激電圧を骨格筋に印加してみたところ図 6 の結果が得られた。刺激開始 0.5 s において目標収縮力に

対して 0.05 N 程度の誤差はあるものの、その後、目標収縮力が 0.5 N に上がった際の誤差は 0.01 N 程度となっており、収縮力に追従目標収縮力が途中で変化する場合でも、制御できることを確認した。

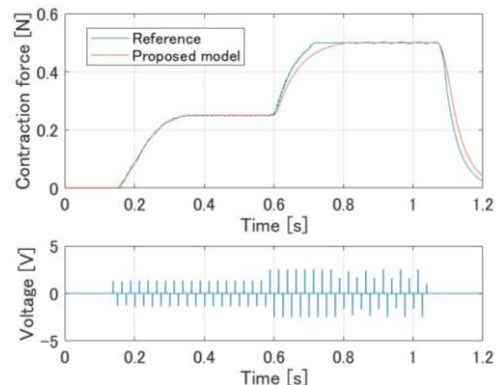


Fig. 5 Comparison of contraction force between the reference and proposed model when the reference is stepped(above) and optimized voltage(below).

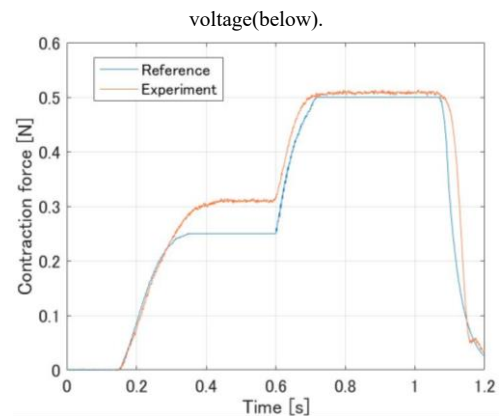


Fig.6 Comparison of contraction force between the reference and measured contraction force when the reference is stepped

## 4. 結言

本研究では生体組織の長所を持つアクチュエータであるバイオアクチュエータの開発を目指し、バイオアクチュエータの制御方法を確立するため、筋収縮モデルをベースにした骨格筋の収縮力の制御手法を提案、検証した。

## 参考文献

- [1] Wataru Hijikata, Takumi Mochida, Jitong Liu, Wataru Sugimoto. Contraction model of skeletal muscle driven by external electrical stimulation-Proposal and Identification, 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), (2021).pp.4761-4764.
- [2] W. Melzer, M. F. Schneider, B. J. Simon, G. Szucs, Intramembrane charge movement and calcium release in frog skeletal muscle, The journal of physiology, Vol.373, No.1 (1986), pp.481-511.
- [3] 遠藤実, 筋収縮とカルシウム, 生物物理, Vol.15, No.5 (1975), pp.247-259.
- [4] 赤沢堅造, 藤井克彦, 笠井健, 真島英信, 筋収縮における粘性力と収縮力の推定, 医用電子と生体工学, Vol.8, No.3 (1970), pp.19-23.