

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 28 年 6 月 28 日現在

機関番号：53301

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2013～2015

課題番号：25820188

研究課題名(和文) NME Sによる3対6筋を考慮した下肢の閉ループ系による協調制御システムの開発

研究課題名(英文) Closed Loop NMES Control of Human Limb with Three Pairs of Antagonist Muscles

研究代表者

河合 康典 (KAWAI, Yasunori)

石川工業高等専門学校・その他部局等・准教授

研究者番号：90413765

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,400,000円

研究成果の概要(和文)：本研究は、NMESによる下肢における3対6筋モデルを用いたRISEによる協調制御を考える。はじめに、下肢モデルの導出と安定性解析を行う。膝関節の動きを表す下肢の数学的モデルに筋肉収縮の影響を加えた下肢モデルを導出する。そして、その下肢モデルに対して、RISEに基づく制御則を適用して安定性解析を行う。次に、実験装置の製作を行う。電気刺激装置、信号処理装置、レッグエクステンション装置、角度計測装置を組み合わせ、膝関節の伸展と屈曲を行うことができるリハビリ装置を製作する。最後に、制御実験を行い、膝関節の伸展と屈曲について目標値への追従性能、外乱応答について提案した制御則の制御性能を検証する。

研究成果の概要(英文)：This project considers a NMES (Neuromuscular Electrical Stimulation) control of muscles by RISE based control using the three pairs of antagonist muscles of human limb. First, a human limb model is derived and the stability analysis is presented. The human limb model is composed of the dynamics of knee joint and the muscle contraction. For the human limb model, the stability analysis is considered by using RISE based control law. Next, the experimental equipment is built. The equipment consists of an electrical stimulus machine, a signal processing board, a leg extension machine, an encoder. The knee extension and flexion can be implemented by the equipment. Finally, the tracking performance and disturbance attenuation are verified by using the control law for the knee extension and flexion in the experiment.

研究分野：制御工学

キーワード：制御工学 電気刺激(NMES) 3対6筋モデル

1. 研究開始当初の背景

NMES(Neuromuscular Electrical Stimulation)は、脳卒中や脊髄損傷のような神経機能障害をもつ人に対して処方されている治療法の1つであり、外部から電気により筋を刺激して筋肉を動かす方法である。収縮させたい筋肉の表面に電極パッドを貼り、適切な周波数と大きさの電圧を加えることで筋肉が収縮して、下肢を動かすことができる。しかし、筋肉の生理学的な不確かさ、電極の配置や筋肉疲労などの不確かさのため、正確な動作をさせることが困難であった。

近年、PID制御に基づいた閉ループの制御手法が提案されているが、実験的に設計されたものでロバスト性や安定性解析が行われていない。これに対して、RISE(Robust Integral of Sign of Error)に基づく制御器は、安定性解析を可能にして、実験においても安定性、ロバスト性と目標値追従を達成している。しかし、1組の電極で1関節のみ動かしているため、使用すべき筋肉の1部しか使っていない。なぜなら、下肢は股関節と膝関節の2つの関節をまたぐ2関節筋と各関節の1関節筋の3対6筋を有しているからである。よって、1組の電極では人間の動きを再現することはできないと考えられ、人間に備わっている3対6筋を用いた筋肉の協調制御が重要である。

2. 研究の目的

本研究の目的は、NMESによる下肢における3対6筋モデルを用いたRISEによる協調制御を考えることである。これまでは、下肢の2関節筋の1つである大腿直筋のみしか制御できていない。3対6筋を用いるには、各筋肉が協調して動く制御則が必要である。実験を含めてこれらを達成することにより、人間の動きに近い下肢の動きを行うための制御システムを構築する。このことにより、歩行のリハビリテーションに応用することが期待できる。

3. 研究の方法

はじめに、下肢モデルの導出と安定性解析を行う。膝関節の動きを表す下肢の数学的モデルに筋肉収縮の影響を加えた下肢モデルを導出する。そして、その下肢モデルに対して、RISEに基づく制御則を適用する。モデルと制御器の閉ループシステムに対して安定性解析を行う。

次に、実験装置の製作を行う。多チャンネルの電気刺激装置、信号処理装置、レッグエクステンション装置、角度計測装置(エンコーダ、ゴニオメータ)を組み合わせて、膝関節の伸展と屈曲を行うことができるリハビリ装置を製作する。

最後に、制御実験を行う。製作した実験装置を用いて、膝関節の伸展と屈曲について目標値への追従性能、外乱応答について提案した制御則の制御性能を検証する。

4. 研究成果

(1) 下肢モデルと安定性解析

下肢の3対6筋を考慮した膝関節のモデルは図1のように示すことができる。そして、膝関節のダイナミクスは次のように表すことができる。

$$J\ddot{q}(t) + M_e + M_g + M_v + \tau_d = \tau \quad (1)$$

ここで、 M_e , M_g , M_v は

$$M_e = k_1 e^{-k_2 q} (q - k_3),$$

$$M_g = mgl_2 \sin(q(t)),$$

$$M_v = -B_1 \tanh(-B_2 \dot{q}) + B_3 \dot{q},$$

と表すことができ、 $q(t)$, $\dot{q}(t)$, $\ddot{q}(t) \in R$ はそれぞれ膝関節の角度、角速度、角加速度を表す。 $J \in R$ は慣性モーメント、 $m \in R$ は質量、 $l \in R$ は重心と膝関節との距離、 $g \in R$ は重力加速度、 $k_1, k_2, k_3 \in R$, $B_1, B_2, B_3 \in R$ は正の係数である。 M_e は筋けんにおける粘性項、 M_g は重力項、 M_v は筋肉の弾性による摩擦項、 $\tau_d \in R$ は未知な有界外乱でモデル化できない筋肉疲労や電気信号の伝搬遅れ、 $\tau \in R$ は膝関節への入力トルクである。

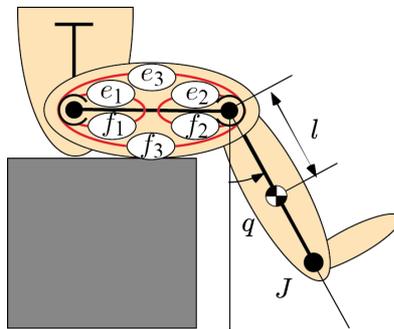


図1 膝関節のモデル

図1の $e_1, e_2, e_3, f_1, f_2, f_3$ は筋肉を表しており、 e_1 :大腰筋、 e_2 :内側広筋、 e_3 :大腿直筋、 f_1 :大殿筋、 f_2 :大腿二頭筋短頭、 f_3 :ハムストリングスである。また、 e_3 と f_3 は拮抗2関節筋、 e_2 と f_2 、 e_1 と f_1 は拮抗1関節筋と呼ばれる。筋肉 e_2, e_3 に電気刺激が与えられると筋肉が収縮して足が伸展する。一方、筋肉 f_2, f_3 に電気刺激が与えられると足が屈曲する。本研究課題では、実験装置の関係もあり、膝関節のみの動きを対象とするため、腰関節を動かす e_1, f_1 を無視して考える。実際には、 e_1 は深部に存在するため、外部電極で電気刺激することが難しいことを確認した。

次に、筋肉の収縮モデルを考える。膝関節は、筋肉 e_2, e_3 から発生する力 u_e 、筋肉 f_2, f_3 から発生する力 u_f の差で与えられる。

$$\tau(t) = (u_e - u_f)l_p \quad (2)$$

ここで、 $l_p \in R$ は膝関節と筋けんの付着部の長さを表すモーメントアームである。さらに、 u_e と u_f は筋肉の収縮モデルを使って次のように表される。

$$u_e = K_{an_e}(q) \cdot K_{ve_e}(\dot{q}) \cdot V_e, \quad (3)$$

$$u_f = K_{an_f}(q) \cdot K_{ve_f}(\dot{q}) \cdot V_f \quad (4)$$

ここで、 V_e, V_f は筋肉より発生する収縮力を表し、 $K_{an_e}(q), K_{an_f}(q)$ は膝関節角度と筋肉が活性化する割合、 $K_{ve_e}(\dot{q}), K_{ve_f}(\dot{q})$ は膝関節角速度と筋肉の活性化割合を表している。これを図2, 3に示す。

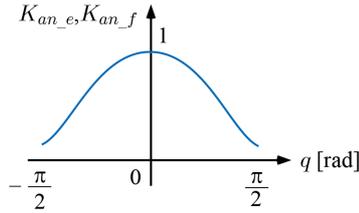


図2 膝関節角度と筋肉活性化の関係

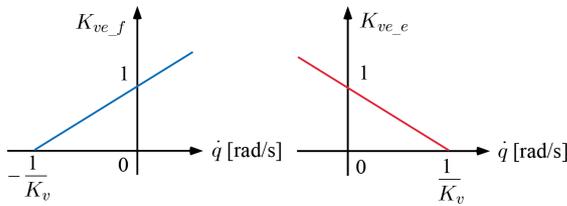


図3 膝関節角速度と筋肉活性化の関係

(2)式に(3), (4)式を代入すると

$$\tau(t) = \Omega V \quad (5)$$

と導ける。ここで、 Ω, V は

$$\Omega = [K_{an_e}(q) \cdot K_{ve_e}(\dot{q}) \quad -K_{an_f}(q) \cdot K_{ve_f}(\dot{q})] \quad (6)$$

$$V = \begin{bmatrix} V_e \\ -V_f \end{bmatrix} \quad (7)$$

となる。次に、RISEに基づく制御則を

$$\begin{cases} u(t) = (k_s + 1)e_2(t) + v(t) \\ \dot{v}(t) = (k_s + 1)\alpha_2 e_2(t) + \beta \text{sgn}(e_2(t)) \end{cases} \quad (8)$$

とする。ここで、 $e_2(t)$ は

$$e_2(t) = \dot{e}_1(t) + \alpha_1 e_1(t) \quad (9)$$

$$e_1(t) = q_d(t) - q(t) \quad (10)$$

で定義され、 $q_d(t) \in R$ は目標値、 $\alpha_1 \in R, \alpha_2 \in R, \beta \in R$ は正のパラメータである。

次に安定性解析を考える。本研究では、(6), (7)式では安定性解析ができておらず、

$$V_f = K_{co} V_e, \quad 0 \leq K_{co} \leq 1 \quad (11)$$

の場合について考える。このとき、 Ω, V は

$$\Omega = K_{an_e}(q) \cdot K_{ve_e}(\dot{q}) - K_{co} K_{an_f}(q) \cdot K_{ve_f}(\dot{q}) \quad (12)$$

$$V = V_e \quad (13)$$

と導くことができる。よって、従来研究と同様にリアプノフ関数

$$V = (k_s + 1)e_2(t) - (k_s + 1)e_2(0) + \int_0^t (k_s + 1)\alpha_2 e_2(\tau) + \beta \text{sgn}(e_2(t)) d\tau \quad (14)$$

を用いて、偏差 $e_1(t) \rightarrow 0 (t \rightarrow \infty)$ となる。

(2) 実験装置の製作

実験装置は、図4に示す8チャンネルの電気刺激装置 (RehaStim, HASOMED GmbH), 信号処理装置(Q8-USB, Quanser), レッグエクステンション装置, 角度計測装置のエンコーダ(E6D-CWZ1E, オムロン)から構成されている。また、膝関節角度を計測する装置として、ゴニオメータ(SG150, Biometrics)も用いた。

実験時の様子を図5に示す。被験者がレッグエクステンション装置に座り、電気刺激したい1つの筋肉に対して1対の電極パッドを取り付ける。レッグエクステンション装置にはエンコーダが取り付けられており、膝関節の角度を計測することができる。また、負荷としておもりをつけている。

図6は実験装置の配線図を示している。膝関節角度をエンコーダまたはゴニオメータで計測して、信号処理装置に送る。膝関節の角度と目標角度から、制御則に従って制御入力 V_e, V_f を決定する。制御入力はPCを介して電気刺激装置に送られる。そして、制御入力は電気刺激信号に変換され、電極パッドを介して筋肉に伝わる。そして、筋肉収縮が起きて膝関節が制御される。



図4 電気刺激装置

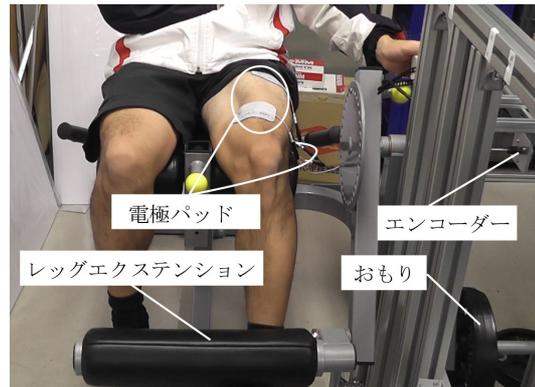


図5 実験時の様子

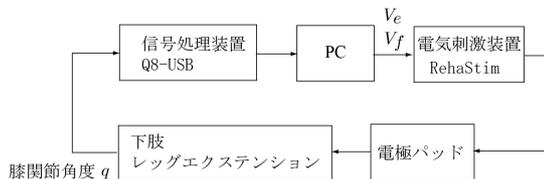


図6 配線図

(3) 制御実験

はじめに, RISE に基づく制御則 (8) 式と (11) 式を用いた結果を示す。主動となる制御入力 V_e に対して K_{co} 倍の V_f が同時に, 主動筋と反対側の筋肉に入力される。このことを共収縮と呼ぶ。ここでは, 筋肉 e_2, e_3 は同時に 1 つのパッドで電気刺激を与える。同様に, f_2, f_3 も 1 つのパッドで電気刺激を与える。制御パラメータと初期値を次のようにする。

$$k_s = 7, \alpha_1 = 3.4, \alpha_2 = 3.1, \beta = 10.5$$

$$q(0) = 0 \text{ [deg]}, \dot{q}(0) = 0 \text{ [deg/s]}$$

ステップ応答を図 7 に示す。ここで, 目標値を $q_d = 0, 22.5, 45 \text{ [deg]}$, 各線は以下を示している。

破線 (赤) : 目標値 q_d ,

実線 (黒) : $K_{co} = 0$, 実線 (赤) : $K_{co} = 0.5$,

実線 (青) : $K_{co} = 0.5e^{-q^2}$

9-13 [s] において, $K_{co} = 0.5$ と $K_{co} = 0.5e^{-q^2}$ は $K_{co} = 0$ と比較して収束が速いことが分かる。

外乱応答を図 8 に示す。外乱として 5LBS (=2.3kg) のおもりを 12-30 [s] の間だけ取り付けた。おもりを取り付けたとき, 偏差 e_1 は 0 を維持しており, 偏差については差がない。図には示していないが制御入力 V_e について, $K_{co} = 0.5$, $K_{co} = 0.5e^{-q^2}$ の場合が $K_{co} = 0$ の場合よりも小さいことが確認できた。

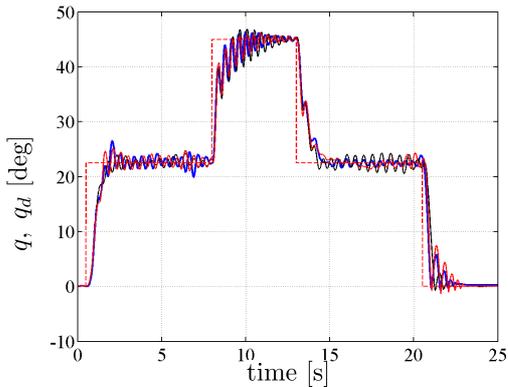


図 7 ステップ応答

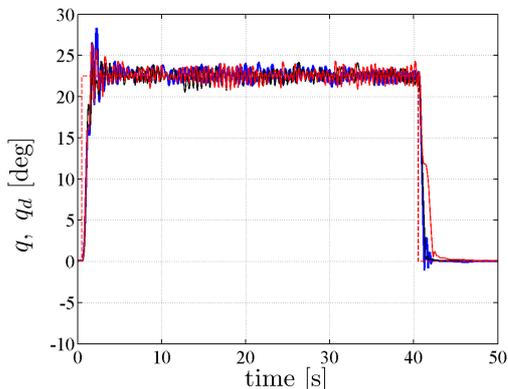


図 8 外乱応答

次に, V_e を RISE に基づく制御, V_f をニューラルネットワークを用いた結果を示す。ただし, V_e と V_f を独立して決めるとき, 安定性の証明はできていない。ニューラルネットワークの制御則は

$$V_f = -W_2 \cdot \sigma(W_1 x) \quad (15)$$

である。ここで, $W_1 \in R^{8 \times 6}$, $W_2 \in R^{1 \times 8}$ は重みでバックプロパゲーションアルゴリズムを用いて更新する。また, σ は活性化関数

$$\sigma(x) = \frac{1}{1 + e^{-x}}, x = [1 \quad e_1 \quad \dot{e}_1 \quad q_d \quad \dot{q}_d \quad \ddot{q}_d]^T$$

である。追従制御を行った結果を図 9 に示す。また, 比較として $V_f = 0$ として, V_e だけ用いた結果を図 10 に示す。破線 (赤色) は目標値 q_d , 実線 (赤色) は q を表している。

$$q_d(t) = \begin{cases} 0 & (0 \leq t < t_1) \\ \frac{\pi}{9} + \frac{\pi}{9} \sin(\omega t' - \frac{\pi}{2}) & (t_1 \leq t < t_2) \\ \frac{\pi}{8} + \frac{7\pi}{72} \sin(\omega t' - \frac{\pi}{2}) & (t_2 \leq t < t_3) \\ \frac{\pi}{9} + \frac{\pi}{9} \sin(\omega t' - \frac{\pi}{2}) & (t_3 \leq t < t_4) \\ 0 & (t_4 \leq t) \end{cases}$$

$$\omega t' = 2\pi f(t - t_1), f = 1/2.5 \text{ [Hz]}, t_1 = 3 \text{ [s]},$$

$$t_2 = t_1 + 1.25, t_3 = t_2 + 18.75, t_4 = t_3 + 1.25$$

図 9, 10 の両方とも偏差は存在するものの目標値に追従している。しかし, V_f を用いた図 9 の方が, ニューラルネットワークの学習により, 後半に行くに従ってオーバーシュートが減少して追従するようになっている。

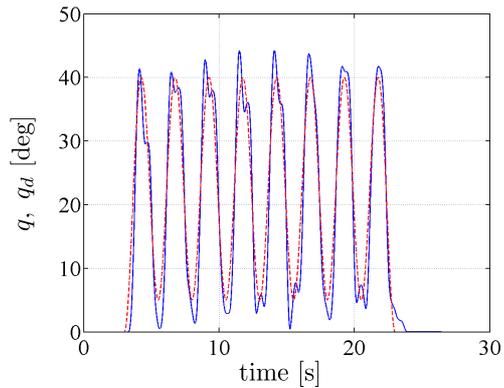


図 9 追従制御

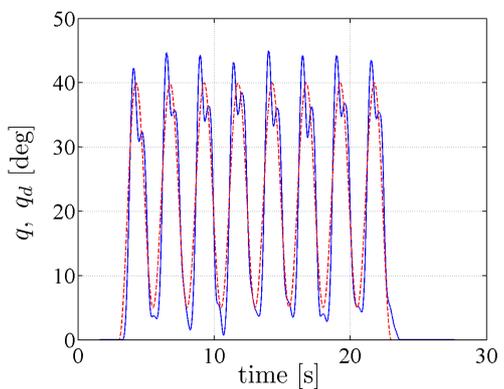


図 10 追従制御 ($V_f = 0$)

5 . 主な発表論文等

[学会発表](計 7 件)

Yasunori Kawai, Keita Ejiri, and Hiroyuki Kawai, Co-Contraction of Antagonist Muscles of Human Limb using Neural Network-based Control, Proc. of 2015 IEEE/SICE International Symposium on System Integration, pp. 33-38, 2015.12.12, 名城大学(愛知県・名古屋市).

Yasunori Kawai and Keita Ejiri, RISE and Neural Network-based Control for Human Lower Limb by using NMES, Proc. Life Engineering Symposium 2015 (LE 2015), pp. 337-341, 2015.9.4, 九州工業大学(福岡県・飯塚市).

Yasunori Kawai, Hiroyuki Kawai, and Masayuki Fujita, Co-Contraction of Antagonist Bi-Articular Muscles for Tracking Control of Human Limb, Proc. of 2014 American Control Conference, pp. 3316-3321, 2014.6.5, Portland (USA).

Yasunori Kawai, An Experiments on Co-Contraction of Antagonist Muscles of Human Limb using RISE Control," Proc. of SICE Annual Conference 2014, pp. 1531-1534, 2014.9.12, 北海道大学(北海道・札幌市).

Yasunori Kawai, Hiroyuki Kawai, and Masayuki Fujita, RISE Control for 2DOF Human Lower Limb with Antagonistic Bi-Articular Muscles, Proc. of 2013 IEEE Multi-conference on Systems and Control, pp. 109-114, 2013.8.28, Hyderabad(India).

Yasunori Kawai, A Design of Co-Contraction Level of Antagonist Muscles with Muscle Contraction Dynamics for Tracking Control of Human Limb, Proc. of SICE Annual Conference 2013, pp. 2227-2232, 2013.9.17, 名古屋大学(愛知県・名古屋市).

Yasunori Kawai, Hiroyuki Kawai, and Masayuki Fujita, Comparison between Passivity and RISE based Control for 2DOF Human Lower Limb Tracking, Proc. of the Life Engineering Symposium (LE2013), pp. 2A2-5, 2013.9.13, 慶応義塾大学(神奈川県・横浜市).

[その他]

ホームページ等

http://www.ishikawa-nct.ac.jp/lab/E/y_kawai/www/

6 . 研究組織

(1)研究代表者

河合 康典 (KAWAI, Yasunori)

石川工業高等専門学校・その他部局等・准教授

研究者番号：90413765