

二関節筋を考慮した下肢のリハビリシステムに関する研究

代表研究者	河合宏之	金沢工業大学 工学部 准教授
共同研究者	Warren E. Dixon	University of Florida, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Professor
	Matthew J. Bellman	University of Florida, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Ph.D Student
	Ryan J. Downey	University of Florida, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, Ph.D Student

1 はじめに

人間の身体では、脊髄運動ニューロンの発火が人体の関節トルクを生成する骨格筋を活性化させることで、複雑な動きを可能にしている。脊髄運動ニューロンを傷つけるような神経障害は、不全麻痺や運動障害を引き起こす可能性がある。特に、脳卒中や脊髄損傷のような上位運動ニューロンの損傷を抱える人は、機能的な運動を実現することが困難になっている。そこで、機能的電気刺激(FES)を用いて失われた脊髄運動ニューロンの機能を人工的に補うことにより、歩行¹⁾、立ち上がり²⁾、物の把持³⁾などを実現するための研究がおこなわれている。

下肢の筋肉に障害を抱える人に対するFESを用いた自転車などのペダリング運動について、生理学・心理学的な知見からの研究も報告されている⁴⁾。しかしながら、FESによるペダリング運動は、健常者のペダリング運動に比べると効果的な出力が得られていないのが現状である⁵⁾。従来研究においては、制御技術を用いてできるだけ効果的な出力を得る方法が提案されている⁶⁾⁻¹⁰⁾。これらの研究では、実用的な観点からの手法が提案されているものの、理論的な観点からの解析は線形化したシステムに限定されていた。近年になって、FESを用いた下肢の追従制御において筋肉の有する非線形性を考慮した安定性解析の研究¹¹⁾⁻¹³⁾がおこなわれているが、レッグカールマシンなどの膝関節を動かす運動に限定されていた。

そこで本研究では、FESを用いた自転車のペダリング運動に対して、理論的な観点から追従制御を可能とする制御則の提案と安定性解析をおこなう。特に、陸上哺乳類の身体的な特徴である二関節筋¹⁴⁾を考慮し、足先の出力方向に注目した筋肉への電気刺激の入力生成方法を提案する。そのため、まずは人間の下肢を含むFESペダリングシステムのモデル化をおこなう。そして、提案する電気刺激の入力パターンを用いた制御則に対して安定性解析を示す。検証実験により提案手法の有効性を示したあと、まとめをおこなう。

2 FES ペダリングシステムのモデル化

本研究ではエアロバイクを用いたFESペダリングシステムを考える。エアロバイクと人体の下肢をひとつのシステムとして捉えると、図1に示すような3つの関節を有するシステムとみなすことができる。拘束条件のない一般的な3リンク機構の運動モデルは

$$\Sigma' : M'(q')\ddot{q}' + C'(q', \dot{q}')\dot{q}' + g'(q') = 0 \quad (1)$$

と表される。 $q' = [q_1 \ q_2 \ q_3]^T \in \mathcal{R}^3$ はそれぞれ、腰関節角度、膝関節角度、クランク角度を表している。 $M'(q') \in \mathcal{R}^{3 \times 3}$ は慣性行列、 $C'(q', \dot{q}')\dot{q}' \in \mathcal{R}^3$ はコリオリ・遠心力項、 $g'(q') \in \mathcal{R}^3$ は重力項を表している。一方、FESペダリングシステムは原点以外にクランク中心が固定されているため、つぎのような拘束条件を有する。

$$C : \phi(q') = \begin{bmatrix} l_1 C_1 + l_2 C_{12} - l_3 C_3 - c_x \\ l_1 S_1 + l_2 S_{12} - l_3 S_3 - c_y \end{bmatrix} = 0 \quad (2)$$

ここで l_i ($i = 1, 2, 3$)はそれぞれ大腿、すね、クランクの長さを表している。 c_x と c_y はクランク中心の位

置を, S_{ij} と C_{ij} はそれぞれ $S_{ij} := \sin(q_i + q_j)$ と $C_{ij} := \cos(q_i + q_j)$ で定義される.

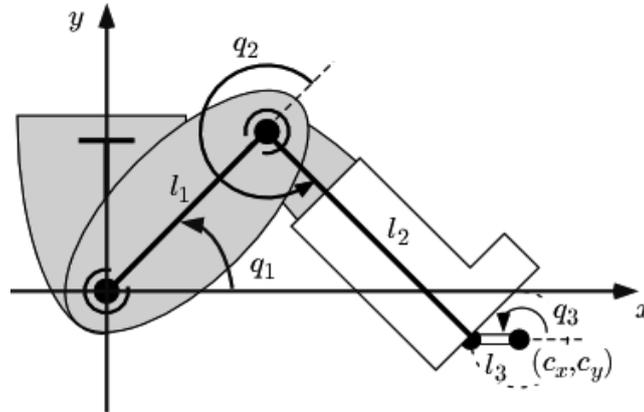


図1 FES ペダリングシステムの座標系

このとき, (2)式と膝関節は逆には曲がらないという特徴から, 腰関節角度と膝関節角度に対して次の仮定が成り立つ.

仮定1) 腰関節角度と膝関節角度の可動域は $\pi < q_2 < 2\pi, \pi < q_1 + q_2 < 2\pi$ である

また, 実システム構築の観点から, クランク角度 q_3 のみ観測可能であるとする. そのため, q' の一般化座標系 q への変換は

$$q' \mapsto q = \alpha(q') = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} q' \quad (3)$$

とする. 文献15)の定理1より, 一般化座標系 q に対する運動方程式は

$$\begin{cases} M(q')\ddot{q} + C(q', \dot{q}')\dot{q} + g(q') = 0 \\ \dot{q}' = \mu(q')\dot{q} \\ q' = \sigma(q) \end{cases} \quad (4)$$

を組み合わせることで

$$\Sigma: M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (5)$$

と導かれる. ただし, $\tau \in \mathcal{R}$ はクランクに対するトルクであり, $\mu(q')$ は(2)(3)式より導かれ, $\sigma(q)$ は(2)式の拘束条件を解くことで得られる.

3 二関節筋を考慮した入力生成の提案

人間の下肢は図2に示すように, 2組の拮抗単関節筋((f_{m1}, e_{m1}) と (f_{m2}, e_{m2}))と1組の拮抗二関節筋((f_{em3}, ef_{m3}))からなる3対6筋モデルとして表される. 腰関節の拮抗単関節筋は f_{m1} で表記された2つの屈筋(大腰筋, 腸骨筋)と, e_{m1} で表記された3つの伸筋(大殿筋, 中殿筋, 小殿筋)で構成される. 同様に, 膝関節の拮抗単関節筋は f_{m2} で表記された屈筋(大腿二頭筋短頭)と, e_{m2} で表記された3つの屈筋(中間広筋, 外側広筋, 内側広筋)で構成される. 腰と膝の両関節にまたがる拮抗二関節筋は f_{em3} で表記された大腿直筋と, ef_{m3} で表記された3つの筋肉(大腿二頭筋長頭, 半膜様筋, 半腱様筋)で構成される. f_{em3} は腰関節に対しては屈筋, 膝関節に対しては伸筋の役割を果たし, 反対に ef_{m3} は腰関節に対しては伸筋, 膝関節に対しては屈筋の役割を果たす.

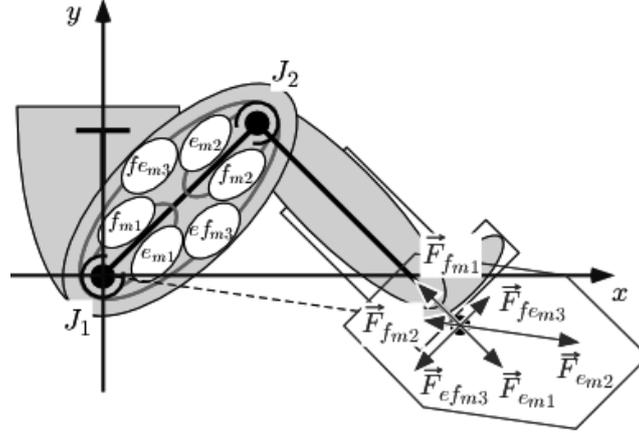


図2 下肢の3対6筋モデル

ペダルで得られる力は上述した筋肉が発する力の組み合わせに依存する．図2から， \vec{F}_{fm1} と \vec{F}_{em1} の方向はリンク2(すね)の方向と一致しており， \vec{F}_{fm2} と \vec{F}_{em2} の方向は腰関節とペダルを結んだ方向， \vec{F}_{fm3} と \vec{F}_{em3} の方向はリンク1(大腿)と平行となる．また，各筋肉の関節における出力トルクは

$$\begin{aligned} \tau_i &:= \Omega_i u_i, \quad \Omega_i := \zeta_i \eta_i \cos(a_i), \\ i \in \mathcal{T}, \quad \mathcal{T} &:= \{e_{m1}, f_{m1}, e_{m2}, f_{m2}, e_{m3}, f_{m3}\} \end{aligned} \quad (6)$$

で定義される．ここで， $\zeta_i \in \mathcal{R}$ はクランク角度で変化する正のモーメントアームを表しており¹⁶⁾¹⁷⁾， $a_i \in \mathcal{R}$ は筋繊維が骨や腱に付着する角度であり¹¹⁾， $\eta_i \in \mathcal{R}$ は電圧と筋繊維が発する力の関係を表すある未知な関数で， $u_i \in \mathcal{R}$ は各筋肉に流される電流である．このとき，つぎの仮定が成り立つ．

仮定2) $q^k \in \mathcal{L}_\infty$ ， $k=0, 1, 2$ のとき，モーメントアーム ζ_i は正の値をとり，有界で2階微分可能かつ，その1階微分および2階微分が有界となる¹⁶⁾．ここで q^k は q の k 階微分を表す．同様に， $q^k \in \mathcal{L}_\infty$ ， $k=0, 1, 2, 3$ のとき， η_i は正の値をとり，有界で2階微分可能かつ，その2階微分が有界となる¹⁸⁾．

仮定3) 二関節筋において，両関節にかかるトルクは等しいとする．

ペダルにおいて発生する力 $F = [F_x \ F_y]^T$ は関節トルク $T = [T_1 \ T_2]^T$ を用いて

$$F = (J^T)^{-1} T \quad (7)$$

で表される．ただし J は次式で定義されるヤコビ行列である．

$$J := \begin{bmatrix} -l_1 S_1 - l_2 S_{12} & -l_2 S_{12} \\ l_1 C_1 + l_2 C_{12} & l_2 C_{12} \end{bmatrix} \quad (8)$$

さらに，各関節トルクは

$$T_1 = (\tau_{fm1} - \tau_{em1}) + (\tau_{fe_{m3}} - \tau_{ef_{m3}}) \quad (9)$$

$$T_2 = (\tau_{em2} - \tau_{fm2}) + (\tau_{fe_{m3}} - \tau_{ef_{m3}}) \quad (10)$$

と表すことができる．ここで(7)–(10)式を用いると，ペダルで発生される力は

$$|F_i| = \sqrt{F_{ix}^2 + F_{iy}^2} = R_i \tau_i \quad (11)$$

$$\theta_i = \tan^{-1} \left(\frac{F_{iy}}{F_{ix}} \right), \quad i \in \mathcal{T} \quad (12)$$

で表される¹⁹⁾. ただし,

$$R_{f_{m1}} = \left| \frac{1}{l_1 S_2} \right|, \theta_{f_{m1}} = q_1 + q_2 - \pi \quad (13)$$

$$R_{e_{m1}} = \left| \frac{1}{l_1 S_2} \right|, \theta_{e_{m1}} = q_1 + q_2 \quad (14)$$

$$R_{f_{m2}} = \left| \frac{1}{l_2 S_0} \right|, \theta_{f_{m2}} = \tan^{-1} \left(\frac{l_1 S_1 + l_2 S_{12}}{l_1 C_1 + l_2 C_{12}} \right) - \pi \quad (15)$$

$$R_{e_{m2}} = \left| \frac{1}{l_2 S_0} \right|, \theta_{e_{m2}} = \tan^{-1} \left(\frac{l_1 S_1 + l_2 S_{12}}{l_1 C_1 + l_2 C_{12}} \right) \quad (16)$$

$$R_{f_{e_{m3}}} = \left| \frac{1}{l_2 S_2} \right|, \theta_{f_{e_{m3}}} = q_1 \quad (17)$$

$$R_{e_{f_{m3}}} = \left| \frac{1}{l_2 S_2} \right|, \theta_{e_{f_{m3}}} = q_1 - \pi \quad (18)$$

である. θ_i はペダルにおける力の方向を表している. (15)(16)式は $S_0 = -l_1 S_2 / \sqrt{l_1^2 + l_2^2 + 2l_1 l_2 C_2}$ と $q_0 := 2\pi - (q_1 + q_2) + \tan^{-1}((l_1 S_1 + l_2 S_{12}) / (l_1 C_1 + l_2 C_{12}))$ で表される幾何学的な関係を用いることで導出される.

随意収縮の間, 健常者は個々の筋肉を個別に活性化させられるのに対して, 皮膚に直接貼る表面電極を用いた電気刺激では, 個別に筋肉を活性化させるのは困難である. 例えば, e_{m2} と $f_{e_{m3}}$, f_{m2} と $e_{f_{m3}}$ はそれぞれ隣接する筋肉であるため, 個別に信号を送ることができない. さらに, 皮膚から深いところにある筋肉(例えば f_{m1})には, 表面電極からは十分な信号を送ることができない. そのため, 図3に示すように e_{m2} と $f_{e_{m3}}$ からなる大腿四頭筋, f_{m2} と $e_{f_{m3}}$ からなるハムストリングスとして考える. さらに, ペダルでの出力方向を増やすために, 膝関節の屈筋として作用する筋肉(腓腹筋) f_{m4} を追加する. これ以降, 本研究では大殿筋, ハムストリングス, 腓腹筋, 大腿四頭筋の4つの筋肉群を用いた制御手法について考えていく.

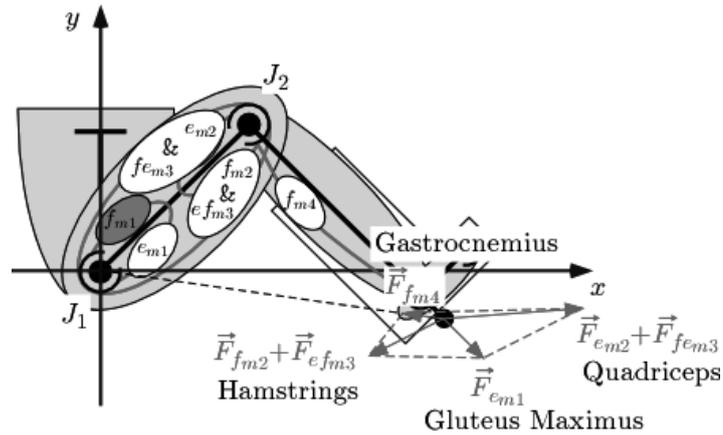


図3 表面電極を考慮した筋肉モデル

各筋肉群がペダルにおよぼす力はつぎのように表される.

$$\vec{F}_{\text{Glut}} = \vec{F}_{e_{m1}}, \quad (19)$$

$$\vec{F}_{\text{Ham}} = \vec{F}_{f_{m2}} + \vec{F}_{e_{f_{m3}}}, \quad (20)$$

$$\vec{F}_{\text{Gast}} = \vec{F}_{f_{m4}}, \quad (21)$$

$$\vec{F}_{\text{Quad}} = \vec{F}_{e_{m2}} + \vec{F}_{fe_{m3}} \quad (22)$$

ここで、 $\vec{F}_{f_{m4}}$ は $\vec{F}_{f_{m2}}$ と同じ方向への力を表す。クラントルクはこれらの力を組み合わせることで

$$\tau = (\vec{F}_{\text{Glut}} + \vec{F}_{\text{Ham}} + \vec{F}_{\text{Gast}} + \vec{F}_{\text{Quad}}) \times \vec{l}_3 - d + M_e(q) + M_v(\dot{q}) \quad (23)$$

と表される。 $M_e(q) \in \mathcal{R}$ と $M_v(\dot{q}) \in \mathcal{R}$ はそれぞれ弾性モーメント²⁰⁾と粘性モーメント²¹⁾を表し、つぎのように定義される。

$$M_e(q) := \mu(q')^T \begin{bmatrix} -k_{11}e^{-k_{12}q_1}(q_1 - k_{13}) \\ -k_{21}e^{-k_{22}q_2}(q_2 - k_{23}) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (24)$$

$$M_v(\dot{q}) := \mu(q')^T \begin{bmatrix} b_{11} \tanh(-b_{12}\dot{q}_1) - b_{13}\dot{q}_1 \\ b_{21} \tanh(-b_{22}\dot{q}_2) - b_{23}\dot{q}_2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (25)$$

ただし、 $k_{11}, \dots, k_{23} \in \mathcal{R}$ と $b_{11}, \dots, b_{23} \in \mathcal{R}$ は未知の定数であり、 \vec{l}_3 はつぎで定義される。

$$\vec{l}_3 = l_3 \begin{bmatrix} C_3 \\ S_3 \end{bmatrix} \quad (26)$$

$d \in \mathcal{R}$ はモデル化されない有界な未知外乱とする。(5)式に(23)式を代入することで、

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \left(\sum_{i \in \mathcal{S}} \vec{\Omega}_i u_i \times \vec{l}_3 \right) - d + M_e(q) + M_v(\dot{q}) \quad (27)$$

が得られる。ただし、 $\mathcal{S} = \{\text{Glut}, \text{Ham}, \text{Gast}, \text{Quad}\}$,

$$\vec{\Omega}_{\text{Glut}} := R_{e_{m1}} \Omega_{e_{m1}} \begin{bmatrix} C_{12} \\ S_{12} \end{bmatrix}, \quad (28)$$

$$\vec{\Omega}_{\text{Ham}} := R_{f_{m2}} \Omega_{f_{m2}} \begin{bmatrix} C_{\theta_{f_{m2}}} \\ S_{\theta_{f_{m2}}} \end{bmatrix} - R_{ef_{m3}} \Omega_{ef_{m3}} \begin{bmatrix} C_1 \\ S_1 \end{bmatrix}, \quad (29)$$

$$\vec{\Omega}_{\text{Gast}} := R_{f_{m4}} \Omega_{f_{m4}} \begin{bmatrix} C_{\theta_{f_{m2}}} \\ S_{\theta_{f_{m2}}} \end{bmatrix}, \quad (30)$$

$$\vec{\Omega}_{\text{Quad}} := R_{e_{m2}} \Omega_{e_{m2}} \begin{bmatrix} C_{\theta_{e_{m2}}} \\ S_{\theta_{e_{m2}}} \end{bmatrix} + R_{fe_{m3}} \Omega_{fe_{m3}} \begin{bmatrix} C_1 \\ S_1 \end{bmatrix} \quad (31)$$

である。ここで、4つの筋肉への入力、ひとつの制御入力 $u \in \mathcal{R}$ を用いて

$$u_i = \chi_i u, \quad i \in \mathcal{S} \quad (32)$$

と表すことにする。 $\chi_i \in [0, 1]$ は出力方向を決めるための筋肉の活性化率を意味している。

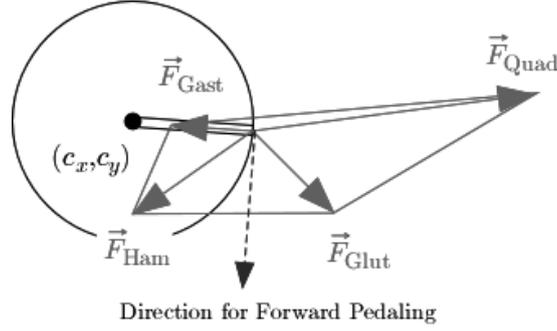


図4 ペダルにおける筋肉の出力方向

図4に示すようにペダルの位置は4つの筋肉による出力方向で構成される四角形の内側に存在するため、活性化率 χ_i の組み合わせにより任意の方向の出力を生成することが可能となる。しかしながら、3つ以上の筋肉を同時に活性化させると、1つの出力方向を実現する活性化率の組み合わせは無限に存在してしまう。そこで、筋肉の活性化率を一意に決めるために、つぎの方法を提案する。

$$\chi_i + \chi_j = 1, \chi_k = 0, \chi_l = 0, \sin \theta = 1 \quad (33)$$

ただし、 $(i, j) \in \{(\text{Glut}, \text{Ham}), (\text{Ham}, \text{Gast}), (\text{Gast}, \text{Quad}), (\text{Quad}, \text{Glut})\}$, $(k, l) \in \mathcal{S} \neq i, j$ であり、 θ は筋肉の出力和の方向 $\sum_{i \in \mathcal{S}} \chi_i \vec{\Omega}_i$ とクランクの方向 \vec{l}_3 が成す角で定義される。すなわち、(33)式により筋肉による出力方向がクランクに直交するように、隣り合う2つの筋肉が選択されて活性化率が決定される。(32)式を用いると、(27)式は

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) - M_e(q) - M_v(\dot{q}) + d = \Omega_\chi u \quad (34)$$

と変形される。ただし、 $\Omega_\chi = \left\| \sum_{i \in \mathcal{S}} \chi_i \vec{\Omega}_i \right\| l_3$ である。このとき、つぎの仮定をする。

仮定4) χ_i のクランク角度と速度に関する1階微分と2階微分が存在し有界であるとする。したがって(28) – (31)式と仮定2から、 $q^k \in \mathcal{L}_\infty$, $k = 0, 1, 2, 3$ で Ω_χ が有界のとき、 Ω_χ の1階微分と2階微分は有界である。

仮定2から Ω_i , $i \in \mathcal{T}'$, $\mathcal{T}' := \{e_{m1}, e_{m2}, f_{m2}, e_{f_{m3}}, f_{e_{m3}}, f_{m4}\}$ はある正の定数 $\xi_i, \varepsilon_i \in \mathcal{R}$ に対して $\xi_i > \Omega_i > \varepsilon_i > 0$ を満たす。さらに、仮定1と仮定2から Ω_χ はある正の定数 $\xi_{\Omega_\chi}, \varepsilon_{\Omega_\chi} \in \mathcal{R}$ に対して $\xi_{\Omega_\chi} > \Omega_\chi > \varepsilon_{\Omega_\chi} > 0$ を満たす。

4 安定性解析

提案する手法に対して安定性解析をおこなうため、位置偏差を

$$e_1 = q_d - q \quad (35)$$

と定義する。ただし、 q_d はクランク角度の目標値で $q_d, q_d^k \in \mathcal{L}_\infty$, $k = 1, 2, 3, 4$ を満たすように決定される。以降の解析を容易におこなうために、つぎの2つの偏差を考える。

$$e_2 = \dot{e}_1 + \alpha_1 e_1 \quad (36)$$

$$r = \dot{e}_2 + \alpha_2 e_2 \quad (37)$$

ただし、 $\alpha_1, \alpha_2 \in \mathcal{R}$ は設計可能な正の定数である。(35) – (37)式を用いると、(34)式のクランクに関する運動方程式は

$$\begin{aligned} M(q)r &= M(q)(\ddot{q}_d + \alpha_1 \dot{e}_1 + \alpha_2 e_2) + C(q, \dot{q})\dot{q} - M_e(q) - M_v(\dot{q}) + g(q) + d - \Omega_\chi u \\ &= W + d - \Omega_\chi u \end{aligned} \quad (38)$$

と表される。ただし、 W はつぎのように定義される。

$$W := M(q)(\ddot{q}_d + \alpha_1 \dot{e}_1 + \alpha_2 e_2) + C(q, \dot{q})\dot{q} - M_e(q) - M_v(\dot{q}) + g(q) \quad (39)$$

さらに(38)式の両辺に Ω_χ^{-1} を乗じることで、つぎの運動方程式を得ることができる。

$$M_\Omega(q, \dot{q})r = W_\Omega - u + d_\Omega \quad (40)$$

ただし、 $M_\Omega(q, \dot{q})$, W_Ω , d_Ω はつぎのように定義される。

$$\begin{aligned} M_\Omega(q, \dot{q}) &:= \Omega_\chi^{-1} M(q) \\ W_\Omega &:= \Omega_\chi^{-1} W = M_\Omega(q, \dot{q})(\ddot{q}_d + \alpha_1 \dot{e}_1 + \alpha_2 e_2) + C_\Omega(q, \dot{q})\dot{q} - M_{e\Omega}(q, \dot{q}) - M_{v\Omega}(q, \dot{q}) + g_\Omega(q, \dot{q}) \\ d_\Omega &:= \Omega_\chi^{-1} d \end{aligned}$$

仮定 1, 仮定 2, 仮定 4 と $\underline{M} \leq M(q) \leq \overline{M}$ の性質(ただし $\underline{M}, \overline{M}$ は正の定数)から、ある正の定数 $\underline{M}_\Omega, \overline{M}_\Omega \in \mathcal{R}$ に対して

$$\underline{M}_\Omega \leq M_\Omega \leq \overline{M}_\Omega \quad (41)$$

が成り立つ。さらにつぎの変数を定義しておく。

$$\begin{aligned} S_d &:= M_{d\Omega}\ddot{q}_d + C_{d\Omega}\dot{q}_d - M_{ed\Omega} - M_{vd\Omega} + g_{d\Omega} + d_{d\Omega}, \\ M_{d\Omega} &:= M_\Omega(q_d, \dot{q}_d), \quad C_{d\Omega} := C_\Omega(q_d, \dot{q}_d), \quad M_{ed\Omega} := M_{e\Omega}(q_d, \dot{q}_d), \\ M_{vd\Omega} &:= M_{v\Omega}(q_d, \dot{q}_d), \quad g_{d\Omega} := g_\Omega(q_d, \dot{q}_d), \quad d_{d\Omega} := d_\Omega(q_d, \dot{q}_d) \end{aligned}$$

このとき、(40)式の時間微分は

$$\begin{aligned} M_\Omega(q, \dot{q})\dot{r} &= -\dot{M}_\Omega(q, \dot{q})r + \dot{W}_\Omega - \dot{u} + \dot{d}_\Omega = -\frac{1}{2}\dot{M}_\Omega(q, \dot{q})r + N - \dot{u} - e_2 \\ &= -\frac{1}{2}\dot{M}_\Omega(q, \dot{q})r + \tilde{N} + N_d - \dot{u} - e_2 \end{aligned} \quad (42)$$

となる。ただし、 $N, N_d, \tilde{N} \in \mathcal{R}$ はつぎで定義される観測できない項である。

$$N := \dot{W}_\Omega + e_2 - \frac{1}{2}\dot{M}_\Omega(q, \dot{q})r + \dot{d}_\Omega, \quad N_d := \dot{S}_d, \quad \tilde{N} := N - N_d$$

平均値の定理を用いることで、 \tilde{N} は状態に依存した上限値を用いて

$$\|\tilde{N}\| \leq \rho(\|z\|)\|z\| \quad (43)$$

と表される。ただし $z \in \mathcal{R}^3$ は

$$z := \begin{bmatrix} e_1 & e_2 & r \end{bmatrix}^T \quad (44)$$

で定義され、 $\rho(\|z\|)$ はある正の非減少関数である²²⁾。また、目標軌道の設定により、 N_d はつぎの上界を

もつ.

$$\|N_d\| \leq \zeta_{N_d}, \quad \|\dot{N}_d\| \leq \zeta_{\dot{N}_d} \quad (45)$$

ただし, $\zeta_{N_d}, \zeta_{\dot{N}_d} \in \mathcal{R}$ はある既知の正の定数である.

制御入力としてつぎの RISE 制御を考える.

$$u = (k_s + 1)(e_2 - e_2(0)) + \nu, \quad (46)$$

$$\dot{\nu} = (k_s + 1)\alpha_2 e_2 + \beta \text{sgn}(e_2), \quad \nu(0) = \nu_0 \quad (47)$$

ここで ν は $\dot{\nu}$ に対する Filippov 解²³⁾とよばれ, ν_0 はある初期条件を満たし, $k_s, \beta \in \mathcal{R}$ は正の定数ゲインであり $\text{sgn}(\cdot)$ は符号関数を表す. さらに, つぎの変数を定義する.

$$y := \begin{bmatrix} z \\ \sqrt{P} \end{bmatrix}, \quad Q := \begin{bmatrix} \alpha_1 & -\frac{1}{2} & 0 \\ -\frac{1}{2} & \alpha_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (48)$$

ただし, $P \in \mathcal{R}$ はつぎの関数に対する Filippov 解である.

$$\dot{P} = -r^T (N_d - \beta \text{sgn}(e_2)), \quad (49)$$

$$P(0) = \beta |e_2(0)| - e_2(0) N_d(0) \quad (50)$$

このとき, つぎの定理が成り立つ.

定理 1) ゲイン $\alpha_1, \alpha_2, \beta, k_s$ が十分条件

$$\alpha_1 \alpha_2 > \frac{1}{4} \quad (51)$$

$$\beta > \left(\zeta_{N_d} + \frac{1}{\alpha_2} \zeta_{\dot{N}_d} \right) \quad (52)$$

$$k_s > \frac{1}{4\lambda_{\min}(Q)} \rho(\|z(0)\|)^2 \quad (53)$$

を満たすとき, 制御則(46)はつぎの吸収領域

$$\mathcal{D}_z = \left\{ y \mid \rho \left(\sqrt{\frac{\lambda_2}{\lambda_1}} \|y\| \right) < 2\sqrt{\lambda_{\min}(Q)k_s} \right\} \quad (54)$$

に対して, 準大域的な漸近追従

$$t \rightarrow \infty \text{ において } |e_1| \rightarrow 0 \quad (55)$$

を達成する. ただし, $\lambda_1 := \frac{1}{2} \min\{1, \underline{M}_\Omega\}$, $\lambda_2 := \max\{\frac{1}{2}\overline{M}_\Omega, 1\}$ であり, $\lambda_{\min}(Q)$ は Q の最小固有値を表す.

正定関数として

$$V(y) = \frac{1}{2} r^T M_\Omega r + \frac{1}{2} e_1^T e_1 + \frac{1}{2} e_2^T e_2 + P \quad (56)$$

を考えることで定理 1 は証明される.

5 検証実験

5-1 実験システム

提案する手法の有効性を検証するために使用した実験システムを図 5 に示す. エアロバイクにはエンコーダが取り付けられており, クランク角度が計測可能である. 筋刺激装置である RehaStim はコンピュータに USB 接続されており, 電流値は 2mA 刻みで最大 126mA まで, パルス幅は $1\mu s$ 刻みで最大 $500\mu s$ までリアルタイムで変更可能である. 本研究では, 40Hz で制御則によってパルス幅を制御し, 電流値は被験者毎に調整した定数値を用いた. 制御プログラムは MATLAB と SIMULINK を用いて設計し, Real-Time Workshop (MATLAB の Toolbox のひとつ) を使って Quanser の DSP に実装した.

被験者は 7 名の 24~41 歳の男性健常者である. 実験に参加するにあたり, すべての被験者からインフォームド・コンセントが得られたことで, 本検証実験はフロリダ大学の治験審査委員会によって許可された. ペダリング運動が筋刺激によって制御されているときには, 被験者自身が能動的に漕いだり逆らったりすることなく, 被験者にはできるだけリラックスした状態で臨んでもらった. また, 提案する制御手法との比較のため, 被験者自身がモニターで速度偏差を確認しながらペダリング運動をおこなう自発的な目標値追従実験もおこなった.

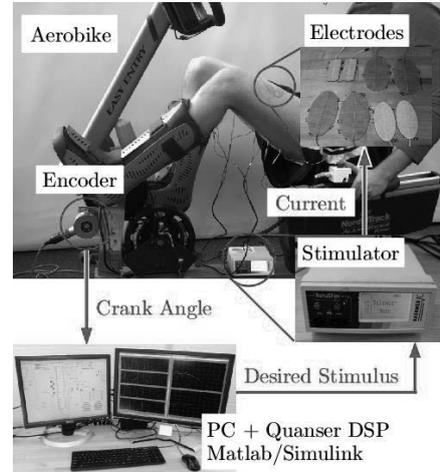


図 5 実験システム

5-2 実験結果

滑らかな漕ぎだしを実現するために, 目標速度を $\dot{q}_d = -35(1 - e^{-0.25t})[\text{RPM}]$ とした. すべての被験者に対して, 制御則で用いるゲインは $k_s = 20$, $\alpha_1 = 0.21$, $\alpha_2 = 1.79$, $\beta = 25$ とした. 表 1 と表 2 に二乗平均平方根による位置偏差と速度偏差の実験結果, 対応のある両側 t 検定による平均, 標準偏差および P 値を示す. 実験結果は 0-40s の過渡状態と 40-140s の定常状態に分けて示してあり, 偏差の最大値は定常状態における最大値である. 表中において RISE は提案手法によるペダリングを, Volu. は自発的なペダリングを意味する. 図 6 にある被験者の位置偏差と速度偏差の時間応答を示す.

表 1: 二乗平均平方根による位置偏差

Sub.	RMS(deg)				Max SSE (deg)	
	0 - 40s		40 - 140s		RISE	Volu.
	RISE	Volu.	RISE	Volu.		
A	61.59	37.73	11.20	12.42	29.57	33.85
B	58.51	60.11	7.33	19.96	20.42	46.92
C	76.59	23.24	9.68	12.51	32.77	29.99
D	23.95	13.79	8.40	7.76	26.38	26.01
E	34.01	51.04	14.28	64.60	60.02	156.02
F	69.17	77.34	12.15	37.81	42.24	89.48
G	33.72	27.11	7.93	10.28	28.58	27.18
Mean	51.08	41.48	10.13	23.62	34.28	58.49
SD	20.30	22.53	2.51	20.70	13.15	48.41
P(T<=t)	0.32		0.10		0.13	

表 2: 二乗平均平方根による速度偏差

Sub.	RMS(RPM)				Max SSE (RPM)	
	0 - 40s		40 - 140s		RISE	Volu.
	RISE	Volu.	RISE	Volu.		
A	5.01	2.29	1.81	1.12	6.14	4.50
B	3.39	3.50	1.72	1.39	5.27	5.81
C	5.83	1.60	2.55	1.61	7.44	5.85
D	2.35	1.62	1.55	1.24	4.68	5.04
E	3.33	2.36	2.49	1.90	9.16	8.67
F	4.60	3.46	1.89	1.58	7.04	5.58
G	2.44	2.33	1.48	1.35	4.38	4.04
Mean	3.85	2.45	1.93	1.45	6.31	5.64
SD	1.33	0.77	0.43	0.26	1.71	1.50
P(T<=t)	0.054		0.0043		0.10	

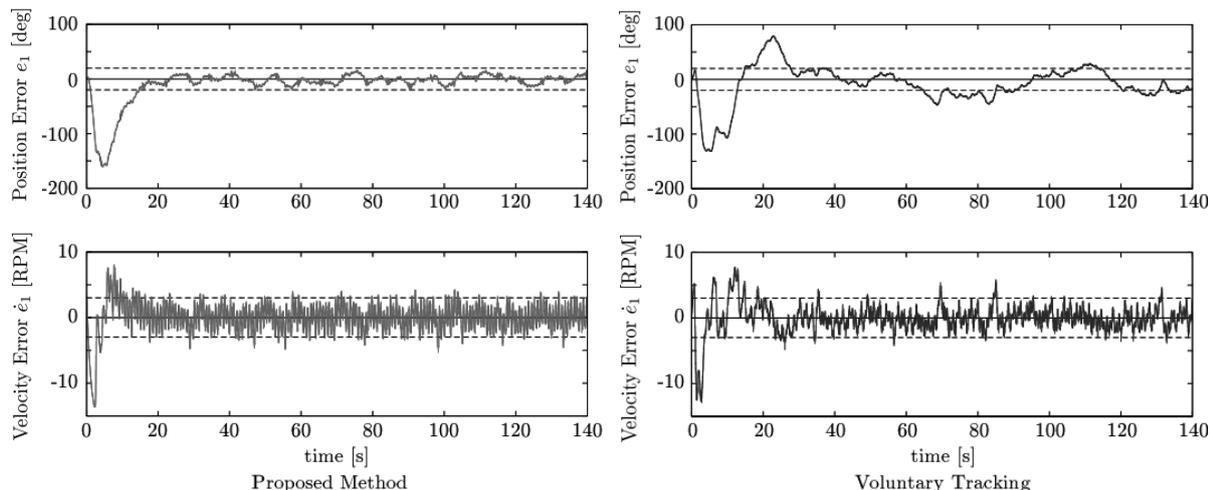


図6 実験結果(左：提案手法，右：自発的なペダリング)

表1と表2の実験結果より，提案手法によるペダリングと自発的なペダリングの間には，定常状態の速度偏差において統計的優位性 $P = 0.0043 (\leq 0.05)$ が見られたが，被験者毎の結果を個別に比べると，非常に近い偏差に留まっている．また，それ以外の位置偏差や偏差の最大値においては，統計的な優位性はみられなかった．図6から提案手法における速度偏差は，自発的なペダリングに比べるとやや振動的ではあるが，定常状態での位置偏差は $\pm 20 \text{ deg}$ に収まっており，速度偏差は $\pm 3 \text{ RPM}$ に収まっている．

以上より，提案手法により自発的なペダリングに近い運動が実現できているため，提案手法の有効性が確認された．

6 おわりに

本研究では，筋刺激を用いたFESペダリングシステムにおいて，二関節筋による出力方向を考慮した入力生成法と制御則を提案し，安定性解析と実験により有効性を検証した．特に，ペダリングの効率を改善するために4つの筋肉による足先の出力方向を陽に考慮した．また，人間の下肢が持つ筋肉の不確かさや筋疲労が存在する場合にも追従制御が可能な制御則の提案と安定性解析をおこなった．本研究では，健常者に対してのみ有効性を確認する検証実験がおこなわれているため，実際の非健常者に対する有効性の検証は今後の課題のひとつに挙げられる．

【参考文献】

- 1) V. Nekoukar and A. Erfanian, "A Decentralized Modular Control Framework for Robust Control of FES-Activated Walker-Assisted Paraplegic Walking Using Terminal Sliding Mode and Fuzzy Logic Control," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, Vol. 59, No. 10, pp. 2818-2827, 2012.
- 2) R. Kamnik, J. Q. Shi, R. Murray-Smith and T. Bajd, "Nonlinear Modeling of FES-Supported Standing-Up in Paraplegia for Selection of Feedback Sensors," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 1, pp. 40-52, 2005.
- 3) A. J. Westerveld, A. C. Schouten, P. H. Veltink and H. van der Kooij, "Selectivity and Resolution of Surface Electrical Stimulation for Grasp and Release," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 1, pp. 94-101, 2012.
- 4) C.-W. Peng, S.-C. Chen, C.-H. Lai, C.-J. Chen, C.-C. Chen, J. Mizrahi and Y. Handa, "Review: Clinical Benefits of Functional Electrical Stimulation Cycling Exercise for Subjects with Central Neurological," *Journal of Medical and Biological Engineering*, Vol. 31, No. 1, pp. 1-11, 2011.

- 5) K. J. Hunt, J. Fang, J. Saengsuwan, M. Grob and M. Laubacher, "On the Efficiency of FES Cycling: A Framework and Systematic Review," *Technology and Health Care*, Vol. 20, No. 5, pp. 395-422, 2012.
- 6) J.-J. J. Chen, N.-Y. Yu, D.-G. Huang, B.-T. Ann and G.-C. Chang, "Applying Fuzzy Logic to Control Cycling Movement Induced by Functional Electrical Stimulation," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 2, pp. 158-169, 1997.
- 7) M. Gfohler and P. Lugner, "Cycling by Means of Functional Electrical Stimulation," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 2, pp. 233-243, 2000.
- 8) M. Gfohler and P. Lugner, "Dynamic Simulation of FES-Cycling: Influence of Individual Parameters," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 12, No. 4, pp. 398-405, 2004.
- 9) P. C. Eser, N. de N. Donaldson, H. Knecht and E. Stussi, "Influence of Different Stimulation Frequencies on Power Output and Fatigue During FES-Cycling in Recently Injured SCI People," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 11, No. 3, pp. 236-240, 2003.
- 10) C.-S. Kim, G.-M. Eom, K. Hase, G. Khang, G.-R. Tack, J.-H. Yi and J.-H. Jun, "Stimulation Pattern-Free Control of FES Cycling: Simulation Study," *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics-Part C*, Vol. 38, No. 1, pp. 125-134, 2008.
- 11) N. Sharma, K. Stegath, C. M. Gregory and W. E. Dixon, "Nonlinear Neuromuscular Electrical Stimulation Tracking Control of a Human Limb," *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 17, No. 6, pp. 576-584, 2009.
- 12) N. Sharma, C. M. Gregory, M. Johnson and W. E. Dixon, "Closed-Loop Neural Network-Based NMES Control for Human Limb Tracking," *IEEE Trans. on Control Systems Technology*, Vol. 20, No. 3, pp. 712-724, 2012.
- 13) R. J. Downey, T.-H. Cheng and W. E. Dixon, "Tracking Control of Human Limb during Asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation," *Proc. of the 52nd IEEE Conf. on Decision and Control*, pp. 139-144, 2013.
- 14) N. Hogan, "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I-Theory," "Part II-Implementation" and "Part III-Applications," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 107, No. 1, pp. 1-24, 1985.
- 15) F. H. Ghorbel, O. Chetelat, R. Gunawardana and R. Longchamp, "Modeling and Set Point Control of Closed-Chain Mechanisms: Theory and Experiment," *IEEE Trans. on Control Systems Technology*, Vol. 8, No. 5, pp. 801-815, 2000.
- 16) J. L. Krevolin, M. G. Pandy and J. C. Pearce, "Moment Arm of the Patellar Tendon in the Human Knee," *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 5, pp. 785-788, 2004.
- 17) W. L. Buford, Jr., F. M. Ivey, Jr., J. D. Malone, R. M. Patterson, G. L. Peare, D. K. Nguyen and A. A. Stewart, "Muscle Balance at the Knee-Moment Arms for the Normal Knee and the ACL-Minus Knee," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 5, No. 4, pp. 367-379, 1997.
- 18) T. Watanabe, R. Futami and N. Hoshimiya, "An Approach to a Muscle Model with a Stimulus Frequency-Force Relationship for FES Applications," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 7, No. 1, pp. 12-18, 1999.
- 19) 奈良, 熊本ほか, 二関節筋一運動制御とリハビリテーション, 医学書院, 2008.
- 20) M. Ferrarin and A. Pedotti, "The Relationship Between Electrical Stimulus and Joint Torque: A Dynamic Model," *IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering*, Vol. 8, No. 3, pp. 342-352, 2000.
- 21) T. Schauer, N.-O. Negard, F. Previdi, K. J. Hunt, M. H. Fraser, E. Ferchland and J. Raisch, "Online Identification and Nonlinear Control of the Electrically Stimulated Quadriceps Muscle," *Control Engineering Practice*, Vol. 13, No. 9, pp. 1207-1219, 2005.

- 22) B. Xian, D. M. Dawson, M. S. de Queiroz and J. Chen, "A Continuous Asymptotic Tracking Control Strategy for Uncertain Nonlinear Systems," IEEE Trans. on Automatic Control, Vol. 49, No. 7, pp. 1206-1211, 2004.
- 23) B. E. Paden and S. S. Sastry, "A Calculus for Computing Filippov's Differential Inclusion with Application to the Variable Structure Control of Robot Manipulators," IEEE Trans. on Circuits and Systems, Vol. 34, No. 1, pp. 73-82, 1987.

〈 発 表 資 料 〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
Tracking Control for FES-Cycling based on Force Direction Efficiency with Antagonistic Bi-Articular Muscles	Proc. of the 2014 American Control Conference	2014年6月