

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題	高齢者向けモビリティのためのペダリング運動負荷システム（楕円軌道ペダル軌道の制御法と性能評価）
著者	八木達也, 菅原雄介, 武田行生, 呂超, 二瓶美里
出典	第42回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, B3-2
発行日	2021, 11

高齢者向けモビリティのためのペダリング運動負荷システム (楕円軌道ペダル軌道の制御法と性能評価)

◎ 八木 達也^{1†}, 菅原 雄介¹, 武田 行生¹, 呂 超², 二瓶 美里²

¹東京工業大学工学院, ²東京大学新領域創成科学研究科

◎ Tatsuya Yagi^{1†}, Yusuke Sugahara¹, Yukio Takeda¹, Chao Lyu², Misato Nihei²

¹School of Engineering, Tokyo Institute of Technology, ²The University of Tokyo

キーワード: リハビリテーション, ペダリング運動負荷システム, 移動支援機器, 筋骨格シミュレーション, ペダル

1. 緒言

使用時に適切な負荷を与える移動支援機器により, 移動範囲を拡大しつつ身体機能の維持を可能とすべく, 著者らは, 「歩行機能を改善するハンズフリーモビリティ」を提案している(図1)¹⁾. これは座位で使用する小型モビリティであり, 次の2点をコンセプトとしている.

- A) 上肢による操作を必要とせず, 操作をペダリング動作のみによって行う「ハンズフリー」である
- B) ペダリング動作を通じて歩行機能改善のために適切で持続可能な運動負荷を搭乗者に与える

著者らはA)の実現のためにペダリング力や座面反力から操作入力を得る意図推定手法の研究を行っている^{2,3)}. またB)の実現のために, これまでに, 歩行軌道を模擬する1自由度のペダル機構と制御系の設計と実験による評価を行った^{4,5)}. また, 前報では, 1自由度の楕円軌道ペダル機構について, 歩行機能改善を目的としたペダル経路と負荷パターンを求め, それを再現する1自由度のペダル機構を設計した⁶⁾.

本稿では, 前報で設計した楕円軌道ペダル機構について, 制御系を検討し, また実験とシミュレーションにより性能評価を行った結果について述べる.

2. ペダリング運動負荷システムの設計⁶⁾

2.1 楕円軌道ペダル機構の提案

先行研究^{4,5)}で設計したペダル機構は大がかりでモビリティへの搭載は困難であった. そこで前報では, 歩行機能改善に有効な負荷を与えるペダル機構として, 岩本ら⁷⁾の手法を参考にした楕円経路創成機構と揺動スライダクランク機構を組み合わせた図2の機構を採用した. これは, 2リンクシリアル機構の各リンクの姿勢をタイミングベルトで同期させ, さらにペダルの姿勢を創成するスライダクラン

ク機構を平歯車で同期させた1自由度機構であり, ペダルの代表点は楕円を描いて運動し, ペダルの姿勢はこれに同期して揺動する. ペダルの運動方向と逆方向に, ペダルの位置に応じてモータで負荷トルクを与え力(ペダル反力)を発生することで使用者に運動負荷を与える. ペダルは左右独立して動作可能であり, また, ビンディングペダルを使用することで引き上げ時にも力を伝達できる.

2.2 ペダル経路と負荷パターンの設計

前述した楕円軌道ペダル機構の機構定数と発生させるペダル反力パターンを以下のコンセプトに基づいて設計した.

- (a) 腸骨筋, 大腿四頭筋, 前脛骨筋に負荷を与える
- (b) 大殿筋, 大腿二頭筋, 下腿三頭筋にはできる限り負荷を与えない
- (c) 加齢により関節可動域が小さくなる傾向がある^{8,9)}ことから, 関節可動域の範囲内で歩行時と同程度に各関節を大きく動かす

これらのうち, コンセプト(a)(b)を評価関数, コンセプト(c)を制約条件として, 筋骨格シミュレーションに基づく最適化計算により設計を行った. 筋骨格シミュレータにはAnyBody Modeling system (AnyBody Technology A/S)を使用した.

3. 静力学計算に基づく負荷トルクの算出

このシステムのモータはトルク制御モードのモータドライバを用いて制御される. 前報で設計した目標ペダル反力は位相ごとに与えられるため, 各位相で目標ペダル反力を発生するためのモータトルクを求める必要がある. ペダルは高速で運動しないため動力学の影響は無視し, リンクの自重は無視できないためこれを考慮するためにペダル機構の静力学計算を行う.

ペダル機構のモデルと座標系を図3に示す. まず, 5つのリンクと静止節に固定されたプーリに関する力とモーメントの釣り合いから, 表1に示す合計18つの式を得るこ

†〒152-8552 東京都目黒区大岡山2-12-1 (16-15)

東京工業大学工学院機械系機械コース

八木 達也

Tel: 03-5734-2927

E-mail: yagi.t.af@m.titech.ac.jp

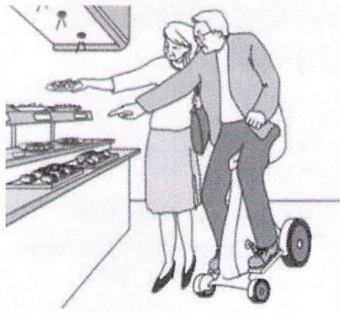


図1 イメージ図⁽¹⁾を改変

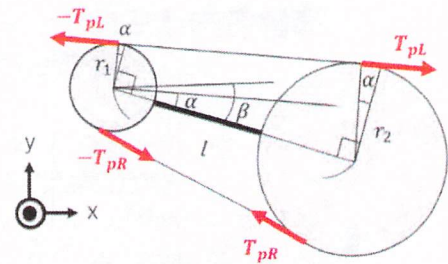


図4 ペダルのモデルと座標系

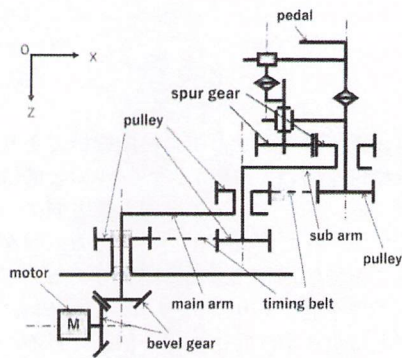


図2 機構図⁽⁶⁾

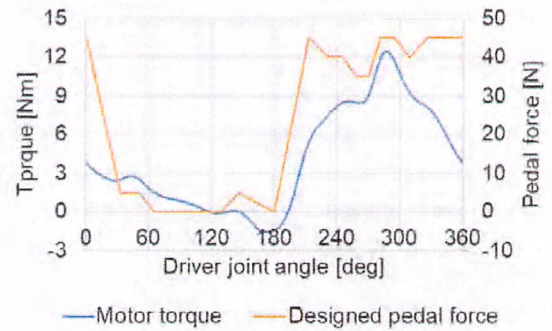


図5 目標トルクとペダル反力

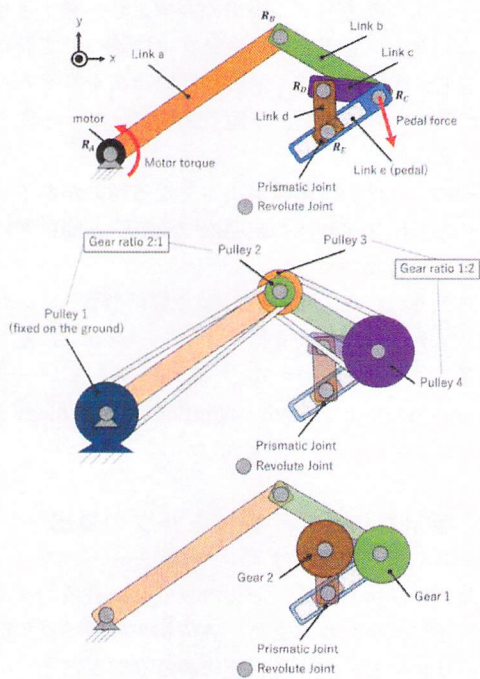


図3 ペダルのモデルと座標系

とができる。ただし、任意の添え字 s, t について、 m_s : 部品 s の質量、 G_s : 部品 s の重心位置、 $r_{s,R}$ 、 $r_{s,L}$: プーリー s とベルトの接する位置、 R_s : 回転対偶 s の位置、 $f_{s,t}$: リンク s がリンク t から受ける力、 F : ペダル反力、 f_a 、 f_f : リンク a とプーリー 1 が静止節から受ける力、 T_{sR} 、 T_{sL} : プーリー s の

ベルトから受ける張力、 τ_a : モータトルク、 τ_f : プーリー 1 が静止節から受けるトルク、 τ_d : リンク d が受けるトルク、 g : 重力加速度である。

次に幾何学的条件を考える。プーリーのモデルを図 4 に示す。ここで、 T_{p1} 、 T_{p2} はプーリーにはたらく張力、 l はプーリーの中心間の距離、 β はプーリーの中心間を結んだ直線と x 軸のなす角度、 α はプーリーの中心間を結んだ直線とベルト向きのなす角度である。このとき、プーリーにはたらく張力には以下の条件が成り立つ。

$$T_{pLY} = T_{pRY} \tan(\alpha + \beta)$$

$$\therefore \alpha = \sin^{-1} \left(\frac{r_2 - r_1}{l} \right) \quad (1)$$

$$R(\beta)T_{pL} = \begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix} R(\beta)T_{pR} \quad (2)$$

ここで、添え字の X と Y は張力の x 成分と y 成分を示す。

プーリーは 2 組あることから、得られる式の数は合計で 6 つとなる。

次に、スライダ機構の対偶作用力がスライダに垂直な方向に限定されることから、1 つの式を得ることができる。以上の合計 25 つの式を連立することで目標トルクを算出することができる。

先行研究で設計されたペダル反力と算出した目標トルクを図 5 に示す。ただし、身体前方でリンク a とリンク b が一直線になっている状態を 0 deg とした。

ここで求められた目標トルクは離散的であるため、3 次スプライン補間を行い、機構の摩擦補償トルクを加えたモータ目標トルクがモータドライバに指令される。

表 1 運動方程式

part	Translational equations of motion	Rotational equations of motion
Link a	$-f_{ba} + f_a - T_{4R} - T_{4L} + m_a g = 0$	$(R_A - R_B) \times f_a + (G_a - R_B) \times m_a g$ $+ (r_{3R} - R_B) \times (-T_{3R}) + (r_{3L} - R_B) \times (-T_{4L}) + \tau_a = 0$
Link b	$-f_{cb} + f_{ba} + T_{2R} + T_{2L} + m_b g = 0$	$(R_C - R_B) \times (-f_{bc}) + (G_b - R_B) \times m_b g$ $+ (r_{2R} - R_B) \times (T_{2R}) + (r_{2L} - R_B) \times (T_{2L}) + \tau_d = 0$
Link c	$-f_{dc} - f_{ec} + f_{cb} + F + T_{4R} + T_{4L} + m_c g = 0$	$(R_D - R_C) \times (-f_{dc}) + (G_c - R_C) \times m_c g$ $+ (r_{4R} - R_C) \times T_{4R} + (r_{4L} - R_C) \times T_{4L} = 0$
Link d	$-f_{ed} + f_{dc} + m_d g = 0$	$(R_E - R_D) \times (-f_{ed}) + (G_d - R_D) \times m_d g + \tau_d = 0$
Link e	$f_{ed} + f_{ec} + m_e g = 0$	$(R_E - R_C) \times f_{ed} + (G_e - R_C) \times m_e g = 0$
Pulley1	$f_f - T_{2R} - T_{2L} + m_f g = 0$	$(r_{1R} - R_A) \times (-T_{2R}) + (r_{1L} - R_A) \times (-T_{2L}) + \tau_f = 0$

4. 評価実験

4.1 実験概要

前述した制御を適用してペダリング実験(図6)を行い、モーションキャプチャにより下肢動作、表面筋電位センサにより下肢筋の表面筋電位を計測した。ペダリングは右足のみで行い、表面筋電位の測定では、前報⁶⁾で設計した負荷パターンに加え、リンクの自重補償のみを行った目標トルクを与えたものと結果を比較した。被験者は20代の男性1名とした。なお、本研究は東京工業大学倫理審査委員会の承認を得て実施した(承認番号:A21109)。

4.2 データ計測と処理

4.2.1 下肢動作計測

ペダリング時の下肢動作の解析は、ノビテック社製 VENUS 3D モーションキャプチャシステムを使用した。被験者に赤外線反射マーカを装着し、赤外線カメラによって撮影した。マーカ位置は右足の太転子最外凸点、大腿骨外側上顆最凸点、腓骨外顆最凸点、第5中足骨点とした。

4.2.2 表面筋電位計測

表面筋電位は biometrics 社製の無線表面筋電センサを用いて計測した。サンプリング周期は 1/2000 s とし、計測したデータは平滑化区間の長さを 0.1 s とし RMS 処理を行った。また、それぞれの筋肉に対して、最大随意収縮時の RMS 処理後の平均振幅で除すことでデータの正規化を行った。対象とする筋肉は、大腿直筋、大腿二頭筋長頭、前脛骨筋、腓腹筋外側頭の4つとした。

4.3 実験結果と考察

4.3.1 下肢動作

モーションキャプチャによる計測によって得られたマーカ位置をもとに計算した関節角度と、前報⁶⁾でシミュレーションされた関節角度を図7に示す。なお、それぞれの関節について、屈曲、背屈を正、伸展、底屈を負とし、直立時の関節角度を0度とした。

股関節、足関節は、設計時の関節角度と似た傾向で推移

していることがわかる。また、足関節と膝関節の関節角度は、設計時に比べ全体的に伸展、底屈している。これは被験者の下肢寸法が設計時の対象者よりも小さいことや、ペダリング中の着座部のずれ、歯車やビンディングペダルのがたによる足の姿勢のずれが原因として考えられる。

4.3.2 表面筋電位計測

原動節角度に基づきデータを Phase1 から Phase4 まで4等分し、前述した処理を行った表面筋電位について、それぞれの区間での5サイクル分の平均振幅を比較したものを図8に示す。Phase1, 2 ではペダルは前から後ろに、Phase3, 4 では後ろから前に移動する。設計時にシミュレーションした腸骨筋 (Ili)、大殿筋 (Glu)、大腿四頭筋 (Qua)、大腿二頭筋 (Bic)、前脛骨筋 (Tib)、下腿三頭筋 (Tri) の筋活動量を図9に示す。

図8を見ると、特に大腿直筋の Phase3, 4、前脛骨筋の Phase4 について、設計したペダル反力によって負荷が増え

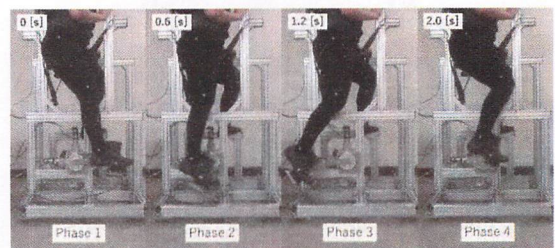


図6 ペダリング実験の様子

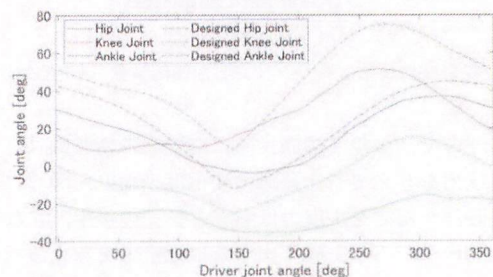


図7 設計時の関節角度⁶⁾と計算した関節角度

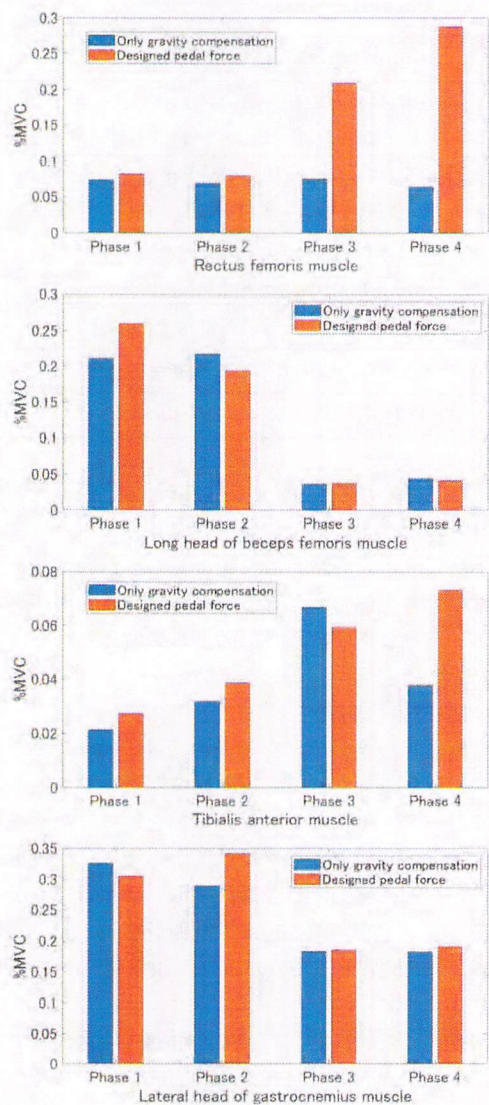


図8 ペダリング時の平均振幅

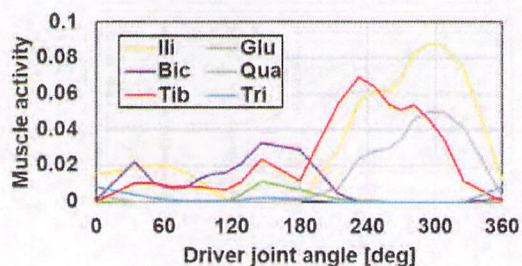


図9 設計時にシミュレーションした筋活動量⁽⁶⁾を改変

ている一方で、大腿二頭筋長頭、腓腹筋外側頭は設計したペダル反力を与えても、負荷の変化は少ない。図5に示す通り、設計したペダル反力はペダリングの後半、すなわちペダルを後ろから前に繰り出す時に抵抗力を与えるもので

ある。そのため、足を繰り出すときに使用される筋肉への負荷が増えたと考えられる。また、前脛骨筋、大腿直筋のPhase3, 4で負荷が増える傾向は、図9に示したQuaとTibの筋活動量の傾向と一致している。負荷の大きさに着目すると、前脛骨筋では負荷が大きいPhaseでも平均振幅が0.1未満と、他と比べて最大随意収縮時に対して発揮している力の割合が低い。この理由として、設計時のシミュレーションと違いペダル経路の接線方向以外にも力が加わっていること、靴によって拇指球ではなく足全体で荷重を受けることで力の作用点が足関節に近くなり、足の背屈に必要なトルクが小さくなっていることが考えられる。

5. 結言

本稿では、前報で設計した楕円軌道ペダル機構について、静力学計算に基づく負荷を与える制御系を提案し、またペダリング実験による試作機の性能評価を行った。モーションキャプチャによる下肢動作の計測から特に股関節と足関節の関節角が設計値に近い推移を示すこと、表面筋電位の計測から設計したペダル反力によって特に前脛骨筋と大腿直筋でペダリング後半に筋出力が増加することを確認した。

今後は、この実験結果についてより深い考察を行ったうえで、試作機を使用し長期間運動を行った時の身体能力の変化を調べ、これに基づく試作機のさらなる評価を行う。

謝辞

本研究は科研費17H03121, 20K04376の助成を受けた。

参考文献

- 1) 二瓶他：高齢者向けハンズフリー下肢操作式モビリティの提案（開発コンセプト）、JSME ROBOMECH 2018, (2018).
- 2) 佐久間他：高齢者向け上肢フリー移動体のための下肢動作を活用した操作手法の開発、SICE SI2017, 695-698, (2017).
- 3) 西畑他：ハンズフリーモビリティの提案—個人のメンタルモデルに合わせた人・機械相互学習型操作系、LIFE2018, (2018).
- 4) 島他：高齢者向け下肢操作式モビリティにおける歩行機能改善に有効な負荷を与えるペダリングシステムの開発、JSME MDT2018, 133-134, (2018).
- 5) 菅原他：高齢者向けハンズフリーモビリティのためのペダリング運動負荷システム、LIFE2019, 212-216, (2019).
- 6) 八木他：高齢者向けモビリティのためのペダリング運動負荷システム（筋骨格シミュレーションに基づく楕円軌道ペダル機構と負荷パターン設計）、RSJ2020, (2020).
- 7) 岩本他：地形変化に応じながら走行する形状可変形クローラ走行車の機構と制御、日本ロボット学会誌, 2(3), 200-208, (1984).
- 8) 松村他：下肢の関節可動域と筋力の年代間の相違及びその性差—20-70代を対象とした横断研究—、理学療法科学, 30(2), 236-239, (2009).
- 9) 丸山仁司：老人の評価、理学療法科学, 12(3), 141-147, (1997).