

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題(和文)	高齢者向けハNZ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
Title(English)	
著者(和文)	菅原雄介, 島悠貴, 松浦大輔, 武田行生, 二瓶美里, 佐久間菜月, 西畑智道, 鎌田実, 遠藤央
Authors(English)	Yusuke Sugahara, Yuki Shima, Daisuke Matsuura, Yukio Takeda, Misato Nihei, Natsuki Sakuma, Tomomichi Nishihata, Minoru Kamata, Mitsuru Endo
出典(和文)	LIFE2019, OS10-2-4, ,
Citation(English)	, OS10-2-4, ,
発行日 / Pub. date	2019, 9

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

Pedaling Exercise Load System of a Hands-Free Personal Mobility Vehicle for the Elderly

○ 菅原 雄介 (東工大) 島 悠貴 (東工大) 松浦 大輔 (東工大)
武田 行生 (東工大) 二瓶 美里 (東大) 佐久間 菜月 (東大)
西畑 智道 (東大) 鎌田 実 (東大) 遠藤 央 (日大)

Yusuke SUGAHARA, Tokyo Tech
Yuki SHIMA, Tokyo Tech
Daisuke MATSUURA, Tokyo Tech
Yukio TAKEDA, Tokyo Tech
Misato NIHEI, Univ. of Tokyo
Natsuki SAKUMA, Univ. of Tokyo
Tomomichi NISHIHATA, Univ. of Tokyo
Minoru KAMATA, Univ. of Tokyo
Mitsuru ENDO, Nihon Univ.

Abstract: In this paper, pedaling exercise load system for a hands-free personal mobility vehicle to improve walking ability for the elderly is proposed. The pedal path has been designed based on the foot path during stance phase of walking, and additionally modified to promote flexion of hip and knee joints. As the pedal mechanism, a planar four bar linkage mechanism has been designed. The designed controller outputs motor torque computed from desired pedal reaction force, which is computed from desired joint torque of hip, knee and ankle joints. Through experiments and musculoskeletal simulations, large flexion of the hip joint, dorsiflexion of the ankle joint and force for lifting the pedal up was confirmed. Moreover, it was confirmed that the force of the iliac muscle and tibialis anterior muscle was generated for a long period during exercise compared with the walking motion and bicycle pedaling motion.

Key Words: Rehabilitation, Personal Mobility Vehicle, Pedal Mechanism

1. 緒言

移動支援機器による移動機能の維持は、下肢機能の低下のある高齢者にとっては、通院や買い物、コミュニティへの参加等、活動や社会参加に必要不可欠であり、社会的な意義が大きい。

一方、近年、要支援・要介護の危険性が高い状態としてサルコペニアやフレイルが注目され、フレイルにおいては介入により再び健康な状態に戻る可逆性を含むことが指摘されており⁽¹⁾、使用しながら下肢機能を維持することができる移動支援機器が実現できれば、身体機能の低下を防ぐことができると考えられる⁽²⁾。また、既存の移動支援機器の操作方法に着目すると、そのほとんどにおいて使用中の上部動作が制限されることが分かっており⁽³⁾、使用中に上部動作が制限されない移動支援機器であれば、使用者のアクティビティをさらに高めることのできる可能性がある。

そこで著者らは、その使用に下肢機能を活用し、かつ手指や上部の動作を妨げない「歩行機能維持を目指した座位乗車型ハンズフリーモビリティ」を提案している⁽⁴⁾。これは図1に示すような、使用者が端座位で乗車する、車いすと同程度のサイズの小型モビリティであり、特に以下の特徴を有する：

- A) 上肢を操作のために拘束しない「上肢（ハンズ）フリー」である。このためにペダルを有し、上肢による操作を必要とせず、使用者は代わりにペダルをこぐことで操作を行う。ペダルやサドルの反力から操作意図抽出を行う機能を持つ。
- B) 歩行機能維持のために適切かつ持続可能な運動負荷を搭乗者の下肢に与える。このためペダルは使用者の下肢に対し運動負荷を与える機能を持つ。

著者らは、A)の実現のために、下肢動作やペダル反力、座面反力から操作入力を得るための意図推定手法の研究を行っており^(5, 6)、また B)の実現のために、歩行機能改善を目的とした下肢運動を促すための運動負荷を与えるペダリングシステムの開発を行っている。特に後者に関しては、これまでに、歩行機能改善を

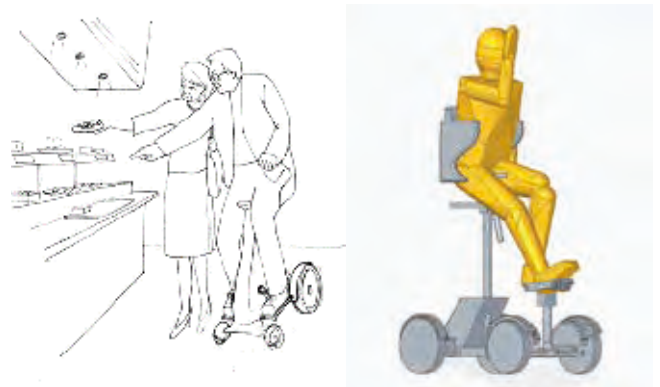


Fig.1 The concept images of the new mobility^(4, 5).

促す足部経路を設計し、またこの運動を1自由度で実現するペダル機構を設計したことについて報告した⁽⁷⁾。

本稿では、この設計に基づきペダリング運動負荷システムを試作し、またその制御系を検討し、実験とシミュレーションによりその効果を評価した結果について報告する。

2. ペダル目標経路と機構の設計⁽⁷⁾

歩行機能改善に有効なペダル機構として、端座位で歩行時の下肢運動を模擬するペダルを着想し、以下のコンセプトに基づきペダルの目標経路を設計した：

- (a) 歩行運動を模擬すべく、歩行時の足部経路を基準とする
- (b) 歩幅の増大や歩行率の向上の効果が期待できる腸腰筋を鍛えるため、遊脚期に膝関節・股関節を大きく屈曲させる⁽⁸⁾
- (c) 足関節の底背屈動作を促し、歩行時の躓きを防止する効果のある前脛骨筋を鍛える運動を促すよう、ペダルの回転軸を母指球付近に配する

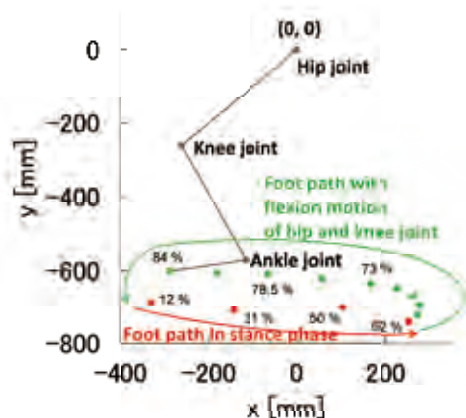


Fig.2 The designed pedal path.

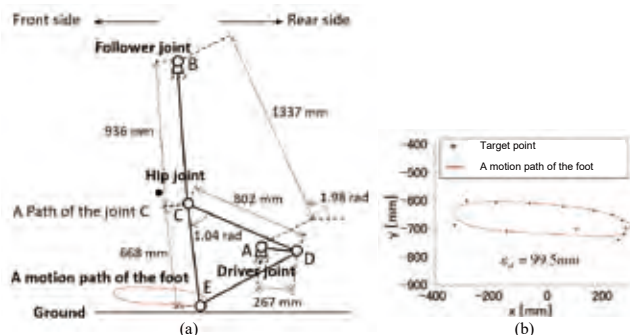


Fig.3 The designed pedal path. (a) Synthesized mechanism (b) target points and obtained path

これに基づき、本研究では、歩行の立脚期の足部経路 (12~62%, Phase 1) と、股関節を大きく屈曲させるような経路 (0~12, 62~95%, Phase 2) を組み合わせた経路を設計した。Phase 1 では立脚期の関節角推移を用い、Phase 2 では股関節・膝関節を大きく屈曲させる足部の引き上げ動作が行われるように手作業で関節角度を定め、高齢層の下肢の平均寸法値⁽⁹⁾を用いた順動力学計算により目標点を生成した (図 2 の赤点、緑点)。

次に、この目標経路にそって 1 自由度の運動を行う機構として平面 4 節リンク機構に着目し、曲線照合法⁽¹⁰⁾を用いた機構総合を行った。具体的には、目標経路と中間節曲線を経路長で等分割し対応する点間距離の最小値の和を目的関数とし、以下の制約条件のもと総当たり法で目的関数が最小となるものを探索した：

- (a) 平面 4 節機構のすべての対偶が地面より上側にあること
- (b) ペダル機構の車体への搭載の都合から平面 4 節機構の原動節が従動節より後ろ側にあること

得られた機構を図 3 に示す。目的関数の値は 100 mm 弱であるが、中間節曲線と目標経路の距離は 30 mm 以下である。

3. ペダリング運動負荷システムのハードウェアと制御系

3.1 ペダル機構の試作

試作したペダル機構の実験装置を図 4 に示す。中央に使用者が着座するサドルを有し、前章で述べた機構総合により得た平面 4 節機構を左右に配し、左右それぞれのモータで原動節を駆動することで、左右の中間節に取り付けたペダルを運動させることが可能である。ペダルは使用者のつま先を固定するバンドを取り付けてあり、これにより使用者は脚を引き上げる力もペダルにかけることが可能である。またペダルは反力測定用の 6 軸力覚センサを備える。なお小型化のため、特に従動節 BC を対偶 C の通る円弧上をスライダが走行する円弧スライダで置き換えている。

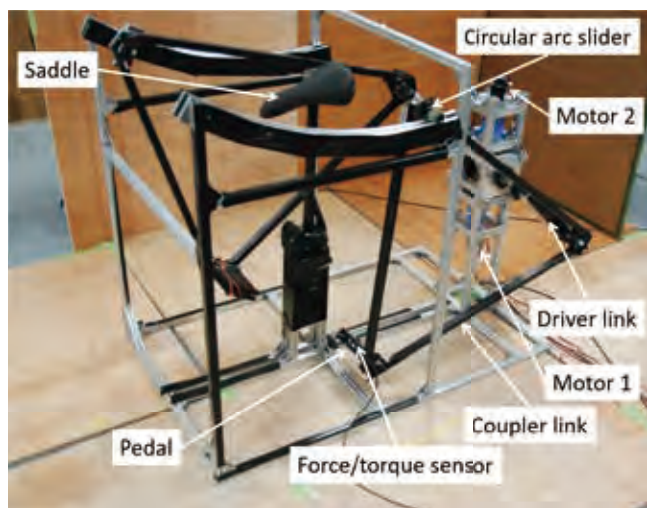


Fig.4 The prototype of the pedaling exercise load system.

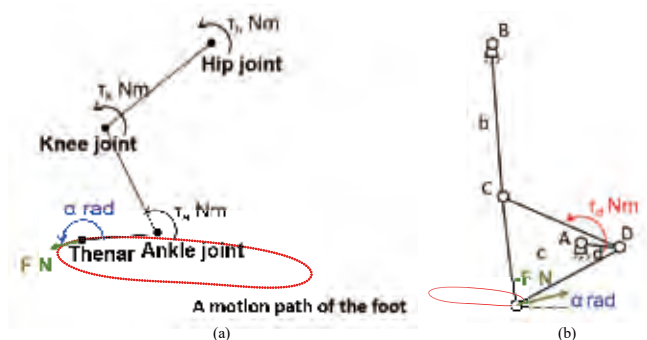


Fig.5 Model of the lower limb and pedaling mechanism.

(a) Lower limb model (b) Pedaling mechanism model

3.2 制御系

このシステムの目的は左右のペダルが使用者に対し適切な運動負荷を与えることであり、これはモータで負荷トルクを与えることで実現できる。一方、実際のペダル機構はリンクの自重や対偶の摩擦などがあるため、これらはモータでアシストトルクを与えることで補償する。

なお、この機構は 1 自由度機構であり、使用者がペダルに対して与える力のうち、モータで制御できるのはペダル経路 (中間節曲線) の接線方向の分力のみである。本研究では、まず下肢の関節トルクの目標値を決め、これらから下肢モデル (図 5 (a)) を用いた静力学計算により目標ペダル反力を計算し、ここから機構モデル (図 5 (b)) を用いた静力学計算によりモータの負荷・アシストトルクの目標値を計算する。

まず、関節の発揮し得る最大トルクは関節角度と角速度に依存する。本研究では、はじめに使用者が無負荷の状態ではペダルをこぎ、その際の関節角度・角速度を取得する。次にここから Anderson ら⁽¹¹⁾が提案した予測式を用い、運動中の各時間における股関節、膝関節、足関節の最大関節発揮トルク T_{hmax} , T_{kmax} , T_{amax} を求め、これに所望の運動強度 $s\%$ を掛けたものを各関節の目標関節トルクとする。

次に、下肢モデルを用いた静力学計算により、三大関節のうち少なくとも一つの関節トルクが目標値を超える最小のペダル反力を計算し、これを目標ペダル反力 F_d とする。

そしてこの目標ペダル反力を発生するための目標トルク τ_d を、ペダル機構の静力学計算により算出する。さらに、前述のとおりリンクにかかる重力補償・摩擦補償のため、原動節の目標トルク

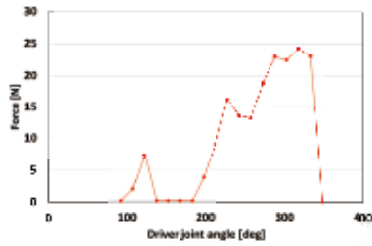


Fig.6 Desired pedal reaction force.

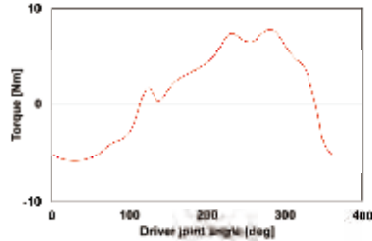


Fig.7 Desired torque.

を以下の式で計算する：

$$\tau_{motor} = \tau_g + \tau_f + \tau_d \quad (1)$$

ただし、 τ_{motor} ：原動節の目標トルク、 τ_g ：重力補償トルク、 τ_f ：摩擦補償トルク、 τ_d ：目標トルク。

なおこの手法では目標トルクが離散的にしか求められないため、原動節の目標トルクはスプライン補間をかけて使用する。

モータはトルク制御モードのモータドライバを用い、モータに備えられたロータリエンコーダにより現在の原動節角度を検出し、この時の原動節目標トルクを出力するよう制御される。

4. 評価実験

前章で述べた制御系を実装してトルク制御を適用した状態で、ペダリングを行った。運動負荷は $s = 10\%$ と設定した。この時の目標ペダル反力 F_d と目標トルク τ_d をそれぞれ図 6, 7 に示す。これに重力補償トルク、摩擦補償トルクを加えた原動節の目標トルク τ_{motor} をモータより出力させ、ペダリング実験を行った。

4.1 下肢運動とペダル反力

ペダリング時のモーションキャプチャによる計測で得られた、左足の 4 点のマーカの座標を、股関節、膝関節、足関節、母指球の順に結んだものを図 8 に示す。腸腰筋を鍛えるために有効な股関節の屈曲動作 (3.23 s, 4.04 s) と前脛骨筋を鍛えるために有効な足関節の背屈動作 (5.65 s)、および足部の引き上げ動作 (1.61 s, 2.42 s) が確認できる。

力覚センサで計測したペダルの力データをもとに算出したペダル踏力を図 9 に示す。ペダル踏力が正の値を示す時はペダルに対して下方向に力が働き、これは踏み込みの動作を表している。一方、ペダル踏力が負の値を示す時はペダルに対して上方向に力が働き、これはペダルを上を引き上げていることを表している。図より、原動節角度で 20~85 deg のアシスト区間の後半および 85~200 deg の負荷区間の前半はこの方向に使用者が力を加えていることが確認できる。

4.2 筋骨格シミュレーションによる筋発揮力の評価

次に、モーションキャプチャで得られた母指球の位置と床反力のデータより、筋骨格シミュレータを用いて腸腰筋と前脛骨筋の筋発揮力を算出した。使用したシミュレータは AnyBody Modeling System (AnyBody Technology A/S) である。

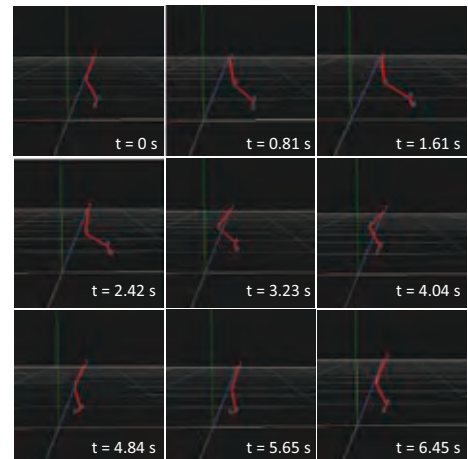


Fig.8 Pedaling motion.

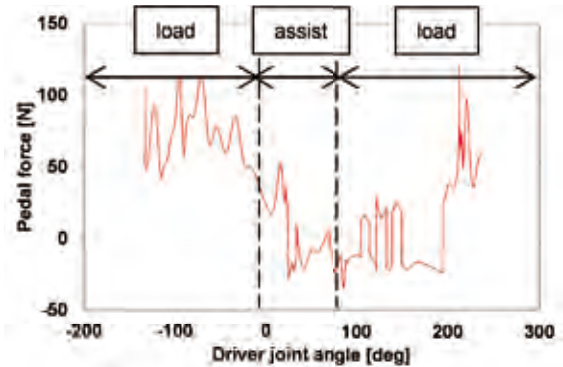


Fig.9 Measured pedaling reaction force.

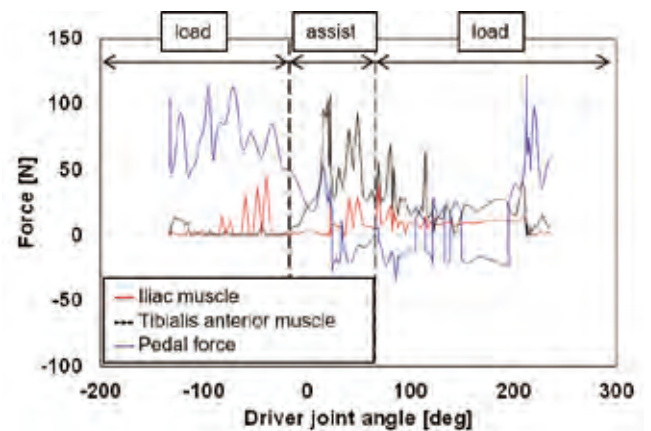


Fig.10 Forces of Iliac muscle and Tibialis anterior muscle.

なお、腸腰筋は腸骨筋と大腰筋に分類でき、大腰筋の筋発揮は下肢動作によって行われないため、腸腰筋の筋発揮力を評価する。

シミュレーションによって得られた腸骨筋（腸腰筋）と前脛骨筋の筋発揮力を図 10 に示す。設計した運動負荷システムのペダリングにおいて、腸骨筋（腸腰筋）および前脛骨筋の筋発揮が行われていることを確認できた。とりわけ腸骨筋は、股関節が大きく屈曲する原動節角度 100~180 deg の区間において、10~15 N 程の筋発揮を確認できた。また、ペダル踏力が負の値の時に前脛骨筋が力を発揮していることも確認できる。

続いて、この実験の筋発揮力と比較すべく、歩行動作および一般的な自転車のペダリング動作における腸骨筋および前脛骨筋の筋発揮力を同様に筋骨格シミュレーションで算出した。それぞれ

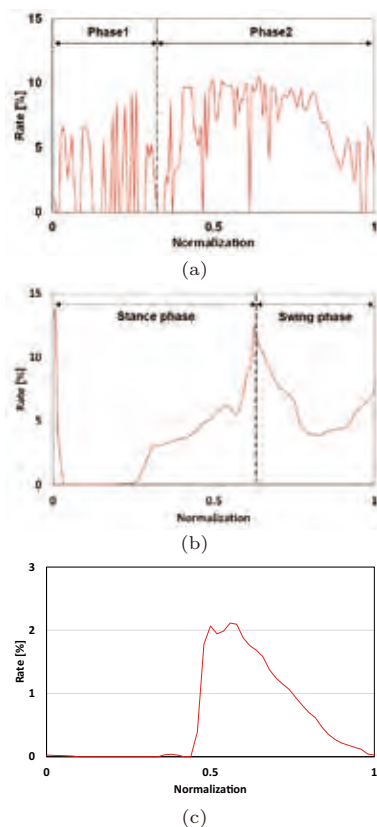


Fig.11 Rate of Iliac muscle force. (a): proposed pedaling system (b): walking (c): cycling

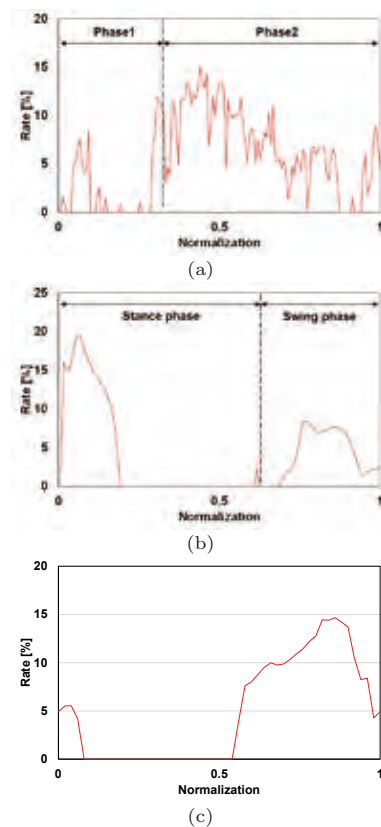


Fig.12 Rate of Tibialis anterior muscle force. (a): proposed pedaling system (b): walking (c): cycling

の運動における全筋肉の発揮力に対する腸骨筋・前脛骨筋の発揮力の割合を図 11, 12 に示す。

提案手法と歩行動作のデータを比較すると、腸骨筋の発揮力の割合は、最大値は同程度であるが、提案手法のほうが歩行時より長い区間で大きい割合を示していることが確認できた。また前脛骨筋に関しては、やはり歩行時は限られた区間で大きな割合を示しているのに対し、提案手法では割合は小さいがより長い期間で値を持っている。歩行時に必要となる筋力に比べ、提案手法では臀部がサドルに固定されているため、必要となる力のピークは小さい。一方提案手法では足を引き上げる力をサドルに加えることができるため、長い期間で筋発揮力がみられると考えられる。

同様のことは提案手法と自転車のペダリング動作の比較からもわかり、提案手法のほうが長い区間で腸骨筋・前脛骨筋の発揮力の割合が大きいことが確認できる。同様の効果が単にビンディングペダルを用いた円軌道のペダリング動作でも得られるかについては、より詳細な考察が必要である。

5. 結言

本研究では、歩行機能維持を目指した座位乗車型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について、そのペダル経路の設計、ペダル機構の設計と試作、制御系の検討と、実験とシミュレーションによる評価について報告した。ペダル経路は歩行時の立脚期の足部経路と、股関節・膝関節の屈曲動作を促す経路を組み合わせたものであり、またペダル機構として曲線照合法を用いた平面 4 節機構の設計を行った。制御系は下肢三大関節のトルク目標値から目標ペダル反力を計算し、ここからモータトルクの目標値を計算するものである。提案した機構と制御系を用いたペダリング実験の結果より、股関節の大きな屈曲、足関節の背屈とペダルの引き上げ動作が確認できた。また腸骨筋・前脛骨筋に関して、歩行動作や自転車のペダリング動作と比べ、運動中の長い期間筋発揮力が発生していることが確認できた。

なお今回試作したハードウェアは原理検証モデルであり、サイズ・重量の問題で実際のモビリティへの搭載は難しい。今後は同様の効果を持つ小型のペダル機構の開発を行い、また車体・操作系との統合によるハンズフリーモビリティの開発を進めてゆく。

謝辞

本研究の一部は科研費 17H02131, 17K06254 の助成を受けた。

参考文献

- (1) 荒井, フレイルの意義, 日老医誌, 51, 497-501, 2014.
- (2) 二瓶他, 歩行速度を増幅する移動支援機器の開発—高齢者のジレンマ解消の解として—, バイオメカニズム, 18, 101-112, 2006.
- (3) 佐久間他, ライフログを用いた歩行支援機器により制限される生活動作の分析, 第 38 回バイオメカニズム学術講演会, 2017.
- (4) 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), 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2018, 2A2-K07, 2018.
- (5) 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, 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 (SI2017), 695-698, 2017.
- (6) 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.
- (7) 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運動負荷を与えるペダル機構の設計, 第 18 回日本機械学会機素潤滑設計部門講演会, 133-134, 2018.
- (8) 小栢他, 関節角度の違いによる股関節周囲筋の発揮筋力の変化, 理学療法, 38(2), pp. 97-104, 2011.
- (9) 産業技術総合研究所, 人体特性文献データベース, <https://www.dh.aist.go.jp/database/>
- (10) 渡辺他, 最小二乗法による曲線照合, 日本機械学会論文集, C 編, Vol.61, No.591, pp. 4529-4535, 1995.
- (11) D. E. Anderson, et al., Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb, Journal of Biomechanics, 40, 3105-3113, 2007.