T2R2 東京科学大学 リサーチリポジトリ
Science Tokyo Research Repository

論文 / 著書情報
Article / Book Information

論題(和文)	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- 楕円軌道ペダルを用いた介入実験 -
Title(English)	Pedaling Exercise Load System of a Personal Mobility Vehicle for the Elderly- Intervention experiment using elliptical path pedal system -
著者(和文)	菅原雄介, 八木達也, 武田行生, 二瓶美里
Authors(English)	Yusuke Sugahara, Tatsuya Yagi, Yukio Takeda, Misato Nihei
出典(和文)	LIFE2022講演論文集,
発行日 / Pub. date	2022, 8

Powered by T2R2 (Science Tokyo Research Repository)

LIFE 2022 2022年8月19日-21日 札幌（札幌市立大学）

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

- 楕円軌道ペダルを用いた介入実験 -

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

- Intervention experiment using elliptical path pedal system -

○ 菅原 雄介（東工大）　八木 達也（東工大）
武田 行生（東工大）　二瓶 美里（東大）

Yusuke SUGAHARA, Tokyo Tech
Tatsuya YAGI, Tokyo Tech
Yukio TAKEDA, Tokyo Tech
Misato NIHEI, Univ. of Tokyo

Abstract: Authors have proposed the mobility assistance vehicle for the elderly which gives the exercise load in order to coexist daily activity and maintenance of the physical function. This paper introduces the measurement results of lower limb muscle force, EMG and pedaling reaction force before and after over 40 days of interventional experiments using the elliptical path pedaling system developed by the authors. While there was an increase of the muscle force by the intervention, the user would be able to gradually do pedaling efficiently, and the possibility in which the exercise load decreases by this was indicated.

Key Words: Pedaling exercise load system, Mobility aid system, rehabilitation

1. 緒言

高齢者を対象とし，使用時に適切な負荷を与える移動支援機器により，ユーザの身体機能の維持を図りながら移動範囲を拡大すべく，著者らは次の 2 点をコンセプトとする「歩行機能を改善するハンズフリーモビリティ」を開発中である [1]：

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の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]．さらに，1 自由度の楕円軌道ペダリングシステムを提案し，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，制御系を設計し，実験とシミュレーションにより性能評価を行ってきた [6, 7]．

本稿では，このペダリングシステムについて，40 日以上の介入実験の前後での下肢筋力や表面筋電位，ペダリング時の反力について報告する．

2. 楕円軌道ペダリング運動負荷システム

本章では著者らがこれまでに開発した楕円軌道ペダリング運動負荷システム [6, 7] の概要を紹介する．

特異性の原則 [8] から，歩行機能の改善のためにはペダル経路は歩行時の足部の運動を模擬するものが望ましいと考えられる．著者らは楕円経路創成機構 [9] と揺動スライダクランク機構を組み合わせた図 1 の機構を考案した．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．この機構はモータを備え，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．ビンディングペダルを使用しており，足の引き上げ時にも力を伝達できる．

この機構の機構定数と発生させるペダル反力パターンは，以下のコンセプトに基づき最適化した：

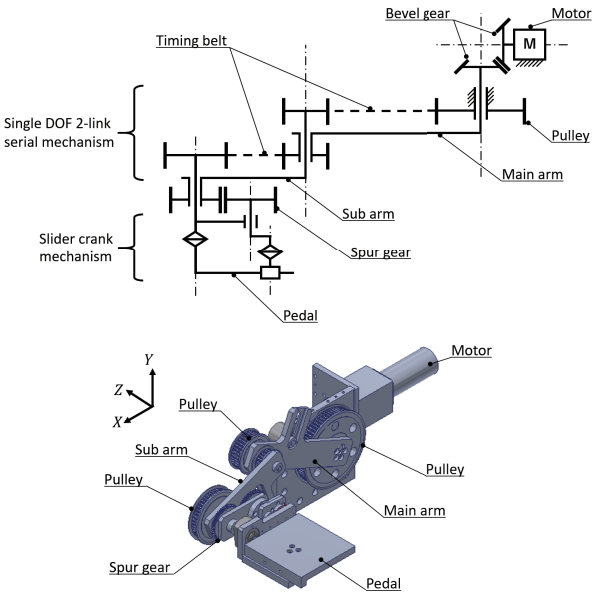

Fig.1 The elliptical path pedal mechanism[6].

(a) 腸骨筋，大腿四頭筋，前脛骨筋に積極的に負荷を与える
(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 [10, 11] ため，関節可動域の範囲内で歩行時と同程度に各関節を動かす

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，AnyBody Modeling system（AnyBody Technology A/S）を使用した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．

モータ制御は，リンクの自重と駆動系の粘性補償を考慮して目標ペダル反力を出力するフィードフォワード制御により行っている．具体的には，ペダル機構の運動力学モデルに基づき目標ペダル反力からこれを出力するのに必要な原動節トルクを求め，これに駆動系の粘性補償を加えた目標トルクを出力させる．設計した

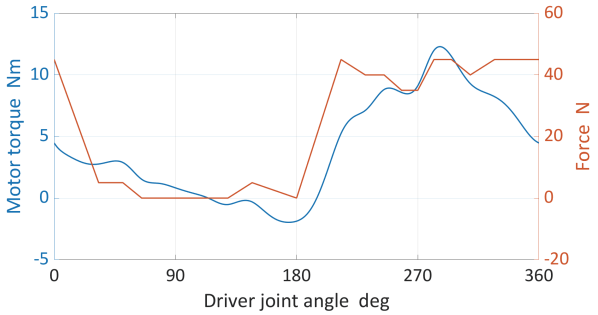

Fig.2 The desired pedal reaction force and driver joint torque[7].

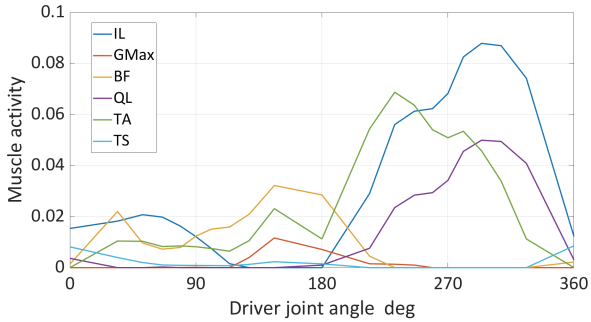

Fig.3 The simulated muscle activities[7].

目標ペダル反力と原動節トルクを図 2 に示す．またこのペダルをこいだ時の筋活動量のシミュレーション結果を図 3 に示す．ただし図中略称は IL：腸骨筋，GMax：大臀筋，BF：大腿二頭筋，QL：大腿四頭筋，TA：前脛骨筋，TS：下腿三頭筋．

前報 [7] では，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，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実験から確認している．

3. 介入実験

本研究では，これを長期間使用したときの身体機能の変化を実験により確認することを目的とし，これを使用したペダリング運動を一定期間行い，介入前後の身体機能の変化を運動テストによって確認した．

3.1 介入条件

参加者は成人男性 5 名（平均年齢 27.4±8.67 歳，平均身長 170.8±5.30 cm，平均体重 65.9±9.72 kg）とし，事前に実験についての十分な説明を行った後，同意を得た．参加者は，30 分のペダリング運動を，週 3 回を基準に，合計 18 回行った．ペダリング運動は右足のみで行い，途中に適宜休憩をはさみつつペダリングの合計時間が 30 分になるように行った．運動テストはすべての参加者が介入前（テスト A）と介入後（テスト C）で行った他，参加者 1，3，4 は 9 回，参加者 2 は 8 回のペダリングを行った後にも行った（テスト B）．介入期間は参加者 1 が 51 日，参加者 2 が 59 日，参加者 3 が 46 日，参加者 4 が 46 日，参加者 5 が 48 日だった．

3.2 運動テストにおける測定項目

3.2.1 下肢筋力

下肢関節の等尺性筋力を，力センサ（(株) レプトリノ）を用いて測定した．測定筋力は股関節屈曲筋力，股関節伸展筋力，膝関節屈曲筋力，膝関節伸展筋力，足関節背屈筋力，足関節底屈筋力の 6 つとした．一度の測定は 5 秒間，それぞれ 8 回測定を行い，そのうち 2 秒間の平均値を算出し，最も大きいものを採用した．

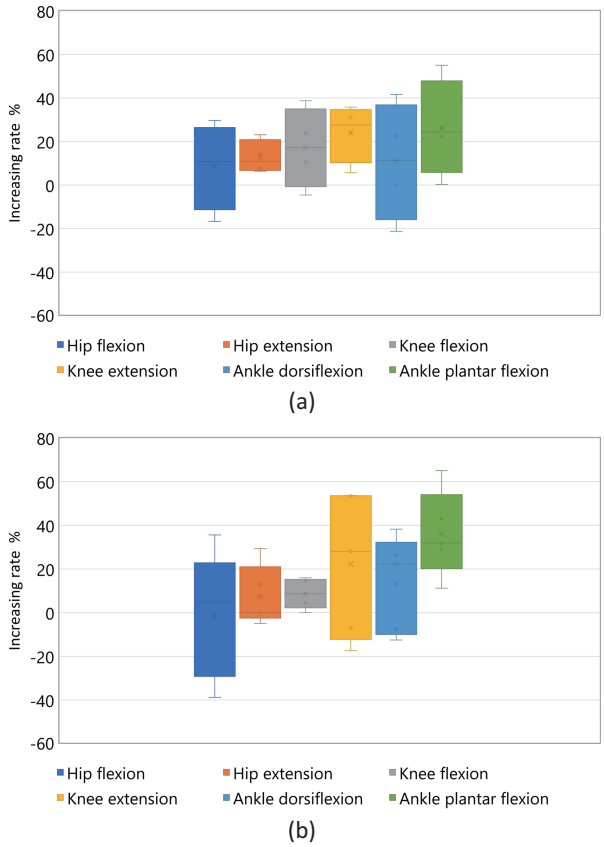

Fig.4 Increasing rate of muscle force. (a): rate from test A to B, (b): rate from A to C

3.2.2 ペダリング時の表面筋電位計測

大腿直筋, 大腿二頭筋長頭, 前脛骨筋, 腓腹筋外側頭について, ペダリング運動時の表面筋電位を無線表面筋電センサ（Biometrics Ltd.）を用いて計測した．サンプリング周期は 1/2000 s とし，平均化区間の長さを 0.1 s として RMS 処理を行い，それぞれの筋肉の最大随意収縮時の 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．

3.3 結果

3.3.1 下肢筋力

介入前後の筋力測定について，参加者全員の各筋力の増加率を図 4 に示す．

3.3.2 ペダリング時の表面筋電位とペダル反力

結果の一例として，参加者 1 と 2 の介入前後のペダリング時の表面筋電位を図 5，6 にそれぞれ示す．また，ペダルに備えた力センサで計測された力の大きさと方向を図 7，8 に示す．ただし略称は RF：大腿直筋，LG：腓腹筋外側頭．

3.4 考察

3.4.1 下肢筋力について

図 4 を見ると，ばらつきはあるものの，およそすべての関節で介入後に筋力の向上が起こっている．介入期間は十分ではない可能性があるものの [12]，開発したペダリング運動負荷システムが下肢筋力向上に有効であることが確認できたといえる．

それぞれの筋力に注目すると，特に膝関節伸展筋力と足関節伸展筋力の向上がめだつ．積極的に負荷を与えるとした大腿四頭筋は膝関節伸展筋であり，コンセプトのとおりの筋力向上ができているといえる．一方，足関節伸展筋である下腿三頭筋は，負荷を与えないようにした筋肉であり，今後の検討が必要である．

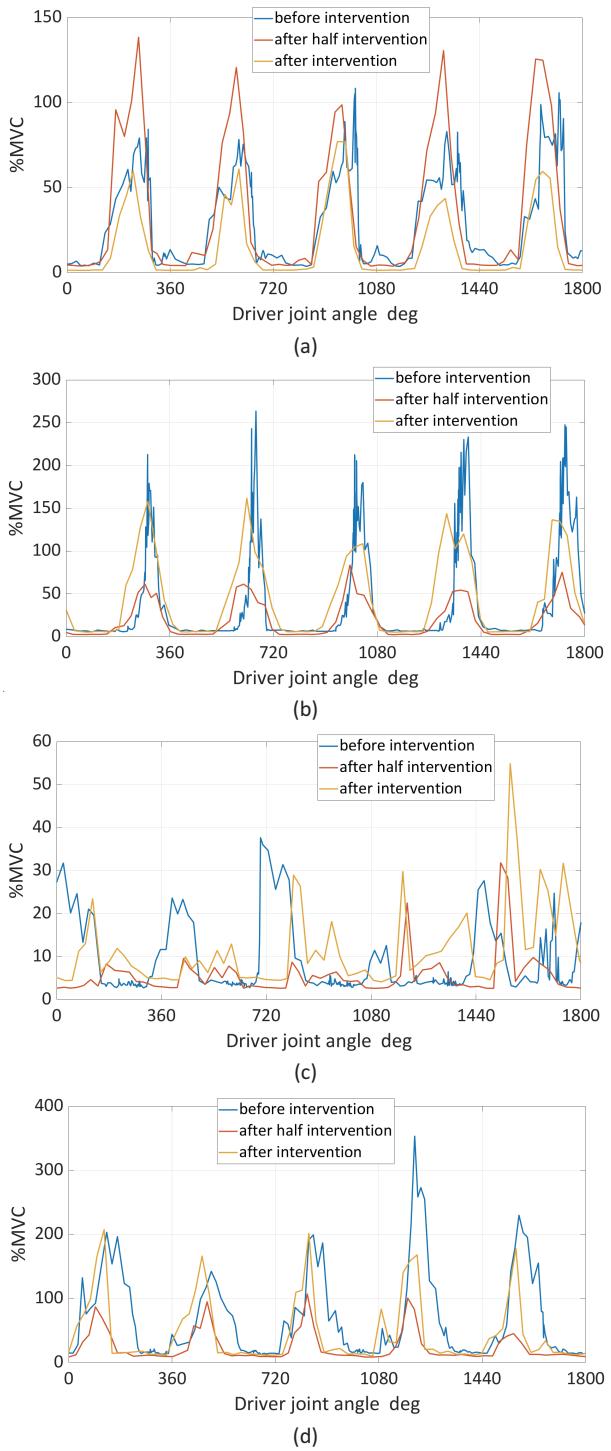

Fig.5 Surface EMG of subject #1 during pedaling exercise. (a): TA, (b): RF, (c): LG, (d): BF.

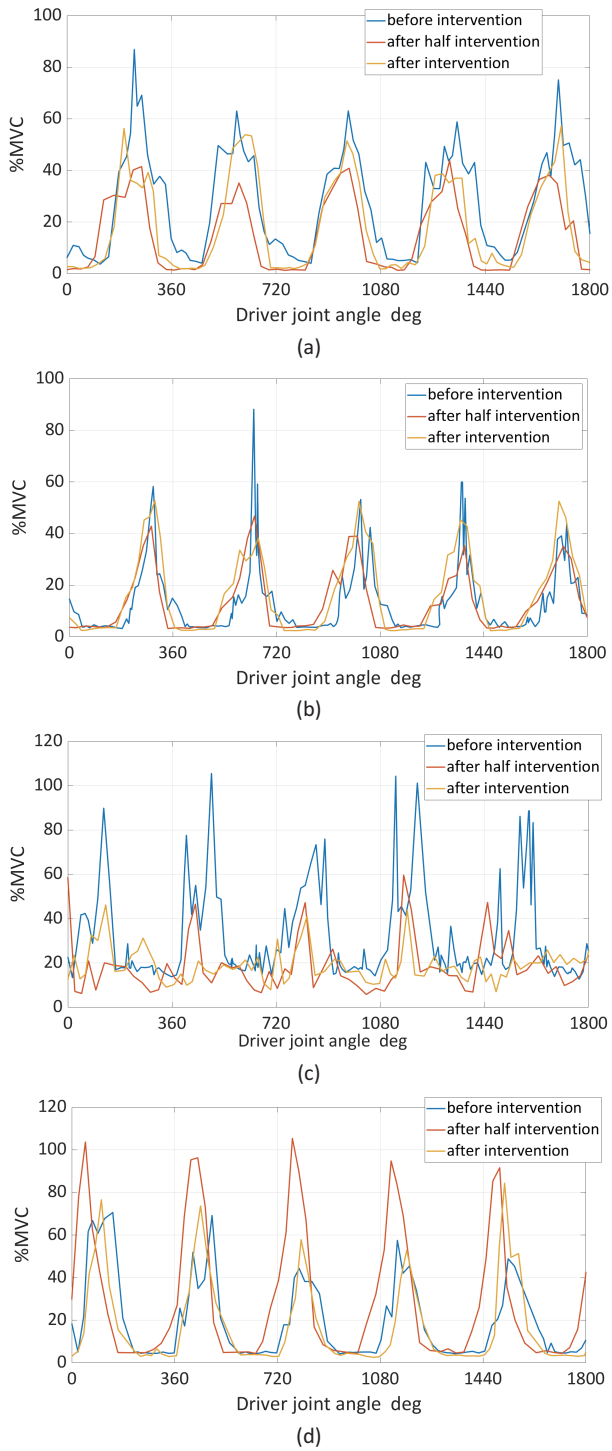

Fig.6 Surface EMG of subject #2 during pedaling exercise. (a): TA, (b): RF, (c): LG, (d): BF.

3.4.2 ペダリング時の表面筋電位とペダル反力について

図 5，6 のそれぞれ (b) に示す大腿直筋については，筋活動の傾向に特徴的な変化は見られなかった．

一方 (a) に示す前脛骨筋については，介入前は複数のピークが目立っていたが，介入後は単峰的で滑らかな波形となっている．筋活動が強まるのは原動節角度 180〜270 deg でペダルをつま先で引き上げ後ろから前に押し出す区間であり，ここで効果的にこぐことができるようになってきたと言える．このことは図 7，8 からも見ることができ，特に参加者 1 については介入前にこの区間で大きく経路から外れる力を発生していたが，介入後は経路に沿って効果的にこいでいることがわかる．

(d) に示す大腿二頭筋長頭については，介入後にはピークを示す位相が少し進んでいる．筋活動が強まるのは原動節角度 0〜180 deg でペダルを後ろにこぐ区間であるが，この後半での筋活動が介入後は少し弱まっている．図 7，8 からも原動節角度 90〜180 deg で力が小さくなっていることがわかる．この筋は股関節の進展と膝関節の屈曲に寄与するため，この区間で筋活動が高まるのは自然である．しかしながらこのシステムでは図 2 に示したようにこの区間で接線方向の抵抗力をほとんど発生しないので，やはり経路にそって効果的にこぐことができるようになったことでこの区間での筋活動が弱まったと考えられる．

同様のことは (c) に示す腓腹筋外側頭についても言える．この

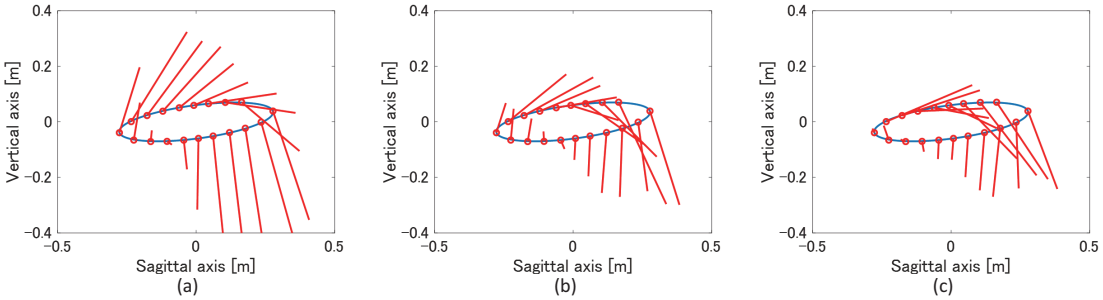

Fig.7　Pedaling force of subject #1. (a): test A, (b): test B, (c): test C

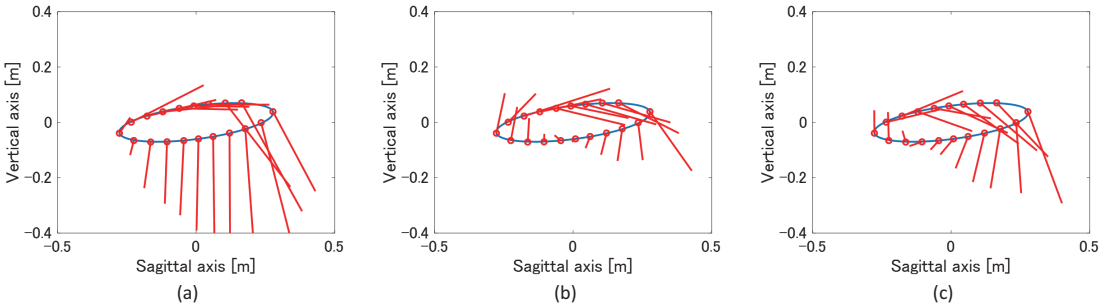

Fig.8　Pedaling force of subject #2. (a): test A, (b): test B, (c): test C

筋は足関節の底屈と膝関節の屈曲に寄与し，やはり原動節角度 0〜180 deg で筋活動が高まるのが自然と考えられるが，介入前後のペダリングで筋活動の傾向が変化し，介入前に見られたこの区間での筋活動が若干減少している．これについても，抵抗力のほとんどないこの区間において，介入後には参加者は経路にそって効果的にこぐことができるようになったと考えられる．

改めて図 7, 8 をみると，いずれの参加者も介入前に比べ介入後には経路の法線方向の力が少なくなり，経路に沿った力を加えられるようになってきていることがわかる．このことは，参加者が余分な力をかけないようにペダリングを行うことができるようになる可能性を示唆している．前報 [7] で述べたように，機構と負荷の設計においては使用者が経路の接線方向のみに力をかけることを仮定しており，これと実際の使用者の力の掛け方の乖離が問題であった．使用者はその習熟により効率的に力をかけられるようになり，結果としてこの乖離はある程度縮小する可能性が示唆された．一方で使用者の力のかけ方がその習熟により変化することを考慮して運動負荷を設計する必要があることも重要である．

4.　結言

本稿では，これまでに開発したペダリング運動負荷システムについて，介入実験の前後での下肢筋力とペダリング時の筋電位，ペダル反力の計測結果について報告した．介入により筋力の増加がみられた一方，使用者が効果的にペダリングを行えるようになり，これにより運動負荷が変化することがわかり，これを考慮してシステムの設計を行う必要性が示唆された．

今後は，使用者の習熟による負荷の変化を考慮した再設計，左右ペダルの同期制御の検討と評価を行う．

倫理的配慮

本研究は東京工業大学人を対象とする研究倫理審査委員会の許可を得て実施した（許可番号：第 2021140 号）．また公開データベースへの登録を行った（臨床研究実施計画番号：jRCT1032210536）．

研究資金・利益相反

開示すべき利益相反はない．

謝辞

本研究の一部は科研費 17H02131, 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 ROBOMECH2018, 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 SI2017，2017.
(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，pp. 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, pp. 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の設計），RSJ2020，2020.
(7) 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（楕円軌道ペダル軌道の制御法と性能評価），第 42 回バイオメカニズム学術講演会，2021.
(8) 市橋，筋力トレーニングの基礎知識—筋力に影響する要因と筋力増強のメカニズム—，京都大学医療技術短期大学部紀要別冊 人間健康学，No. 9，pp. 33-39，1997.
(9) A. H. Stiller and D. R. Walton, Reciprocating bicycle drive, U.S. Patent 5,419,572, 1995.
(10) 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)，pp. 236-239，2009.
(11) 丸山，老人の評価，理学療法科学，12(3)，1997.
(12) 市橋他，自転車エルゴメーターによる高負荷短時間のペダリングトレーニングが下肢筋に与える影響，理学療法学，31(6)，pp. 369-374，2004.