

加齢や疾患による多様な身体機能低下に対応する, 成長型アシストデバイスの開発

Development of adjustable and learnable assist device for body impairment by aging and disease

研究代表者 東京理科大学機械工学科 助教 山本征孝[※]

Masataka Yamamoto

共同研究者 広島大学大学院工学研究科 教授 栗田雄一

Yuichi Kurita

共同研究者 県立広島大学大学院総合学術研究科 教授 島谷康司

Koji Shimatani

共同研究者 医療法人尚和会宝塚リハビリテーション病院 リハビリテーション研究開発部門長 中谷知生

Tomoki Nakatani

共同研究者 ダイヤ工業株式会社開発部門 アドバンスドエンジニア 小川和徳

Kazunori Ogawa

The purpose of this study was to develop adjustable assist device for various body impairment level. For the purpose of this study, we evaluate the effect of magnitude of assist and changing the application points and directions of the soft actuator band. In addition, we modified the assist device. Effect of the stiffness magnitude of Ankle foot orthosis and modified hip assist device were evaluated by motion capture system and musculoskeletal model. The results suggest that magnitude of the stiffness and application points and directions of the soft actuator band were affected internal ankle dorsiflexion moment, hip, and knee muscle force.

要旨

本研究は多様な身体機能変化に対応できるアシストデバイスを開発するという目的のため, 股関節や足関節のアシスト量の変化やアシスト部位の変化が歩行機能や歩行中の発揮筋力に及ぼす影響を調査し, その結果をもとにアシストデバイスを改良した.

足関節のアシストは短下肢装具を用いて検証し, 動作解析装置と筋骨格モデルを用いた歩行シミュレーションによる解析から足関節のアシスト量変化により足関節内部のモーメントがアシスト量変化よりも大きく変化する結果となった.

股関節アシストに関してはアシスト部位を自由に变化できるように改良し, 解析結果からアシスト部位の調整は股関節や膝関節周囲筋の発揮筋力に影響することが示された.

1. まえがき

人は筋骨格系や神経系の作用により, 安定して効率的な2足歩行が可能となっている. しかし, 加齢や病気の発症により身体機能が低下すると, 歩行能力は大きく障害されてしまう (図1). 例えば加齢による歩行の変化は60~70歳ごろ出現し始め, 歩行速度や歩幅が低下するといった変化がみられる. 2016年の厚生労働省の調査によると, 平均寿命と健康寿命の差は男性で約9年, 女性で約12年の差があり, 多くの人が天寿を全うするまでの間に10年近く何らかの介助を必要とする. 特に歩行は日常生活の中でも難易度が高い動作であり, そのため健康寿命を阻害する主な動作能力障害の一つとなりやすい. 今後高齢者数が更に急増する我が国において, 実社会で高齢者が長期間自立した歩行を行うための知見や治療技術の提供は必須といえる.

※ 広島大学大学院工学研究科 助教 山本征孝

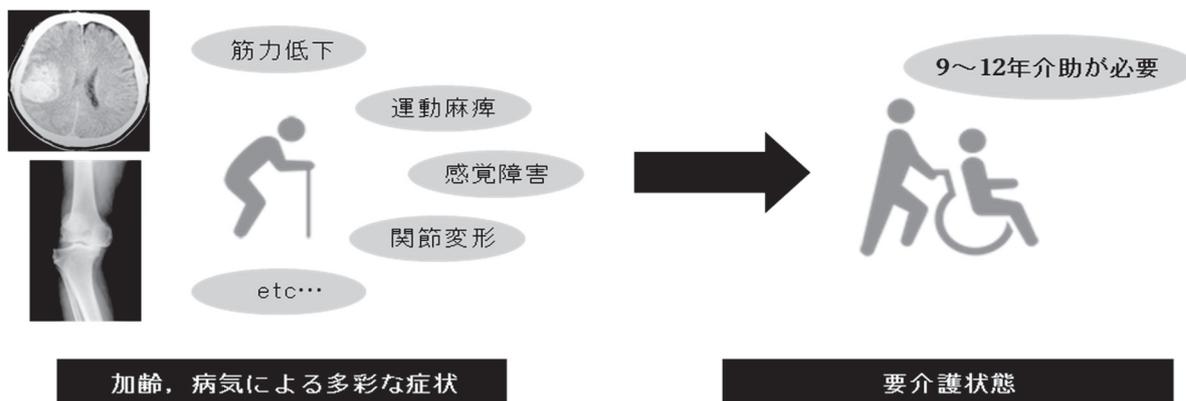


図1. 多彩な症状や加齢による、要介護状態への移行リスク

従来から歩行機能は加齢や様々な疾病により低下すると報告されている^{(1),(2)}。これらの解決手段として、ロボットアシストデバイスや装具などの歩行補助具が有効とされている^{(3),(4)}。多くのロボットアシストデバイスが一定の治療効果を有しているが、駆動のための装置が大きく、自宅や実社会での使用が困難といった課題を有している。

一方で下肢装具(図2)は屋内も含む実際の社会環境で使用可能な歩行補助具であり、こちらについても治療効果が報告されている。主として麻痺側下肢のつま先離れが悪く、クリアランスの確保が困難となるケースや、麻痺側下肢立脚中の膝関節の不安定性や異常運動が出現する場合などに改善効果が期待され、装具使用時に歩行速度や関節角度の改善が得られている⁽⁵⁾⁻⁽⁷⁾。装具のアシスト力の調整は継手付きの場合にはばねやその他の素材による剛性、粘性を調整することで個々のユーザーに適合するように医療現場では調整されている。しかし、これらの調整によって歩行中の身体機能や関節トルクなどにどの程度影響を及ぼすのかという点については、まだ不明確な点がある。

また、近年では軽量のアシストスーツなども作成されており、こちらは外骨格型のアシストデバイスと比較して軽量で実社会での使用も容易となっている。しかし、外骨格のアシストデバイスと比較してアシスト力が低いといった問題や、加齢や病気の発症という個々人の多様な身体機能変化に対応し続けることが困難であるといった課題が残存している。加えて、アシスト部位の設定においてもどのアクチュエータの装着部位やその走行が歩行中の筋の発揮

張力にどのような影響を与えるかも依然として不明確な点がある。

そこで本研究では多様な身体機能に対応できるソフトウェアラブルアシストデバイスの開発するために、下記のような課題を解決することを目標とした。

1. 従来使用されている下肢装具のアシスト力を変更した際の歩行機能への影響を調査する。
2. 試作型のアシストデバイスを作成し、アシスト部位や走行を変更した際の歩行機能への影響を調査する。
3. 下肢装具と試作型のアシストデバイスを併用した際の脳卒中患者の歩行特性の変化を調査する。



図2. 継手式短下肢装具の一例。カフ部と足部で構成されており、継手部分で可動性を有している。

2. 方法

2.1 下肢装具の制動力が歩行機能に及ぼす影響の検証

第一に短下肢装具の底屈制動機能の量が歩行機能、特に足関節角度やトルクにどの程度影響を及ぼすかを検証した。使用する短下肢装具は足関節の底屈制動調整機能を有するものとし、底屈制動は背屈5°から発揮するように設定した。対象者は過去に脳卒中を発症して左片麻痺を呈した70代男性とし、短下肢装具なしの歩行条件 (no-AFO) と制動力を調整した3条件 (PFR1-3) の4条件での歩行を計測した。なお、制動力はこれまでの底屈制動力に関する先行研究から、PFR1: 0.56 Nm/deg, PFR2: 0.76 Nm/deg, PFR3: 0.95 Nm/deg とした⁽⁸⁾。歩行計測には12台の赤外線カメラを使用した三次元動作解析装置 (Vicon, UK) と6枚の床反力計 (AMTI, USA; Kistler, USA) を使用し、対象者には解剖学的な骨指標に基づき31個の反射マーカを張り付けた。なおサンプリング周波数は三次元動作解析装置 100 Hz, 床反力計 1000 Hz とし、歩行条件の順番に関しては最初に no-AFO 条件を実施したあと、制動力を調整した3条件をランダム化して順序設定した。

歩行中の関節角度及び関節トルクの計算にはシミュレーションソフトウェアの OpenSim 3.2⁽⁹⁾ を使用し、解析に使用する筋骨格モデルは自由度 23, 筋腱モデル 92 個を有し、筋腱モデルは Hill タイプモデルを改変した TheIen モデルを使用している⁽¹⁰⁾。短下肢装具モデルは本研究で使用した下肢装具を参考に ToyLanding model を使用して底屈制動のパラメータを調整した。本装具モデルはカフ部分と足底部分で構成され、装具の継手部分で連結して底背屈方方向に稼働するモデルである。この装具モデルを筋骨格モデルの左下肢に設置し、足関節運動にあわせて装具が可動して底屈制動を発揮するように設定した。

(図3)。筋骨格モデルによる歩行シミュレーションには三次元動作解析装置と床反力計を用いて実際に計測したデータを用いて実施し、最初に対象者の骨格に筋骨格モデルを調整する scaling 処理を実施した。その後、Inverse Kinematics (IK) により、足関節角度を算出した。IK では実際に計測したマーカーの三次元座標データと筋骨格モデルに付着してい

る仮想マーカーの三次元座標データの誤差が最小になるように処理した。その後、Inverse dynamics (ID) により、足関節トルクを算出した。算出式は下記式 (1) の通りである。

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) \quad (1)$$

q, \dot{q}, \ddot{q} はそれぞれ位置, 速度, 加速度を表し, M は質量行列, C はコリオリ力, G は重力をそれぞれ表す⁽¹¹⁾。加えて, 得られた足関節周囲の総関節トルクから短下肢装具の発揮するトルクを減算することで, 足関節内部トルクを算出した。

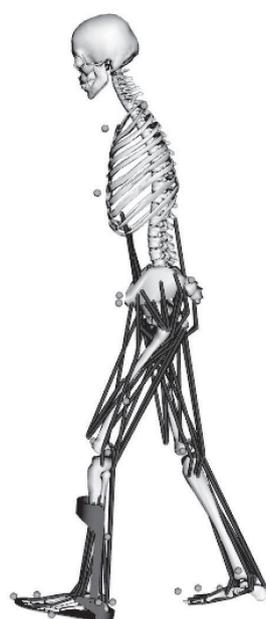


図3. 本研究で使用した筋骨格モデルと短下肢装具モデル

足関節角度は初期接地時と早期立脚期 (初期接地～荷重応答期までの期間) における最大背屈角度で比較した。その結果を図4に示す。これらの最大背屈角度は制動力増大に伴い, 増加する傾向を示した。

また, 足関節内部トルクは早期立脚期における最大背屈トルクも算出した。内部背屈トルクは装具装着により増大したが, 制動力間の比較において最大で 5.7 Nm の差が生じた。さらに, 立脚期間における AFO の発揮する底屈制動トルク (PFR トルク) も算出した。装具の制動力間の比較において最大で 1.2 Nm の差が生じていた。各トルクの結果を図5に示す。

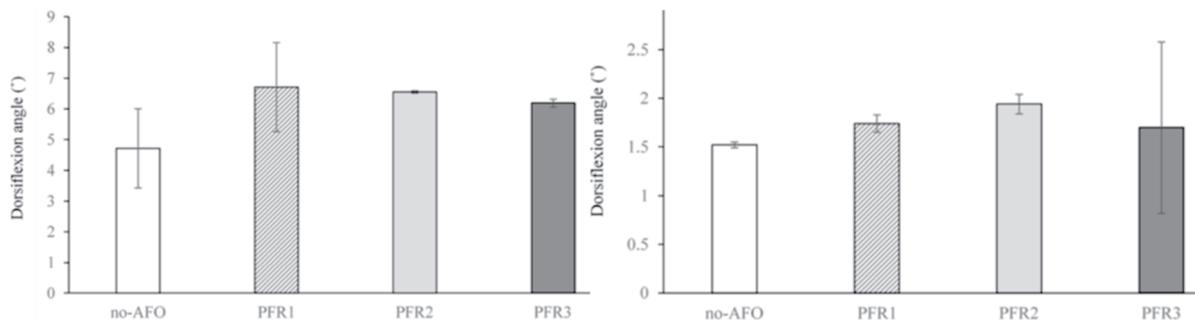


図4. 足関節最大背屈角度. 左：初期接地時. 右早期立脚期

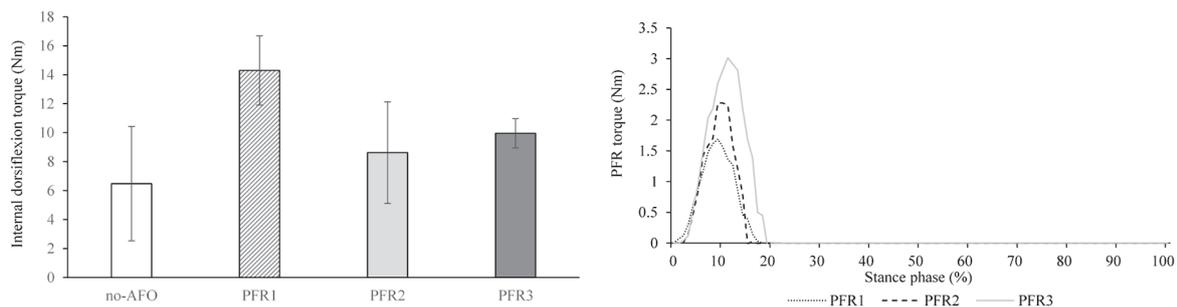


図5. 足関節まわりの関節トルク. 左：早期立脚期の最大背屈トルク, 右；立脚期間中のPFRトルク.

2.2 試作型アシストデバイスのアクチュエータ 部位の検証

次の段階として歩行中の股関節の運動をアシストするデバイスの考案とアクチュエータの部位別に生じる効果の検証を行った。歩行中の関節トルクの発揮は足関節で特に大きい。股関節もトルクの発生が大きい関節である。また、股関節は3自由度を有しており、複数の筋作用によりその制御が可能となっている。そのためアシストする部位の変更によって発揮が必要となる個々の主動作筋の負担をユーザーに応じて軽減させることができると考えた。

アシストデバイスはウェアラブルな股関節アシストデバイスである T-Support (TS; Kawamura Gishi, Japan) を使用した。TS は体幹に装着するベストと弾性バンドで構成されており、体幹から股関節前面を通るようにバンドを装着することで、ユーザーの股関節屈曲機能を補助する作用を有している。本実験ではTSを改良し、前方だけでなく、側方、後方を含め自由に位置調整を行い、弾性バンドの位置と走行の違いによる筋負担の軽減度合いを検証することとした。

対象者は7人の健常男性成人(年齢: 22.7 ± 1.11

歳, 身長: 1.74 ± 0.04 m, 体重: 64.0 ± 5.6 kg) とし, 改良型 TS を装着して快適歩行速度にて歩行を実施した。歩行条件は改良型 TS を装着するのみで弾性バンドによるアシストを実施しない no-TS 条件, バンドを股関節前面に設置する TS-A 条件, バンドを股関節側方に設置する TS-L 条件, バンドを股関節後方に設置する TS-P 条件の4条件で実施した(図6)。計測には7台の赤外線カメラを用いた3次元動作解析装置((Natural point, USA))と床反力内蔵型トレッドミル((Bertec Corporation, USA))を使用し, 最初にお no-AFO 条件での計測を実施した後の, 残りの3条件をランダムで順番設定して計測した。また, 歩行速度の設定は先行研究に準じて最初に通常床面での歩行速度を計測して決定した⁽¹²⁾。

その後得られた計測データを Opensim3.2 に使用して解析した。使用する筋骨格モデルは前節と同じく gait2392 モデルであるが, こちらに弾性バンドをモデル化した band model を設定した。band model は安静時長と stiffness value を設定可能であり, 安静時長は各条件においてバンドの始点と終点に反射マーカーを設置することで計算した。Stiffness value は力センサーで事前に計測し, その時に値を入力した。

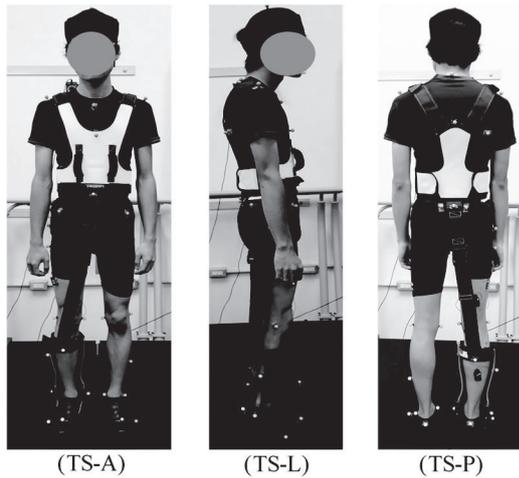


図6. アシストバンドの装着位置とマーカーセッティング

シミュレーション解析の手順としては scaling と IK は前述と同様の方法で実施した。その後股関節、膝関節、足関節の主要な筋の筋力推定をするために computed muscle control (CMC) を使用した。CMC は運動学的な軌跡を達成するために要求される筋力を求める方法であり、下記式 (2) のように計算される。

$$J = \sum_{i=1}^m (V_i [a_i(t+T)]^2) \quad (2)$$

J は CMC 目的関数であり、時間 $t+T$ における m 、 V_i 、 a_i はそれぞれモデルにセットされている筋群、筋肉 i のボリューム、筋肉 i の活度を表している。各条件における歩行中の腸腰筋 (IL)、大殿筋 (Gmax)、中殿筋 (Gmed)、ハムストリングス (HAM)、広筋群 (VAS)、前脛骨筋 (TA)、下腿三頭筋 (PF) のピーク筋力を起算により算出した。発揮筋力は体重で正規化し、N/kg として全群で比較した。

得られたピーク筋力は図7に示す。IL、HAM において有意差を認めたため、多重比較検定にて群間比較を実施した。その結果、IL のピーク発揮筋力は TS-A 条件が no-TS 条件よりも優位に低下していた ($p = 0.030$)。HAM のピーク発揮筋力は TS-P 条件が no-TS と TS-L 条件よりも優位に低下していた (それぞれ $p = 0.015$, $p = 0.039$)。これらの結果から、アシスト部位によって各筋の発揮筋力の負担の減少が変化することが示された^{(13), (14)}。

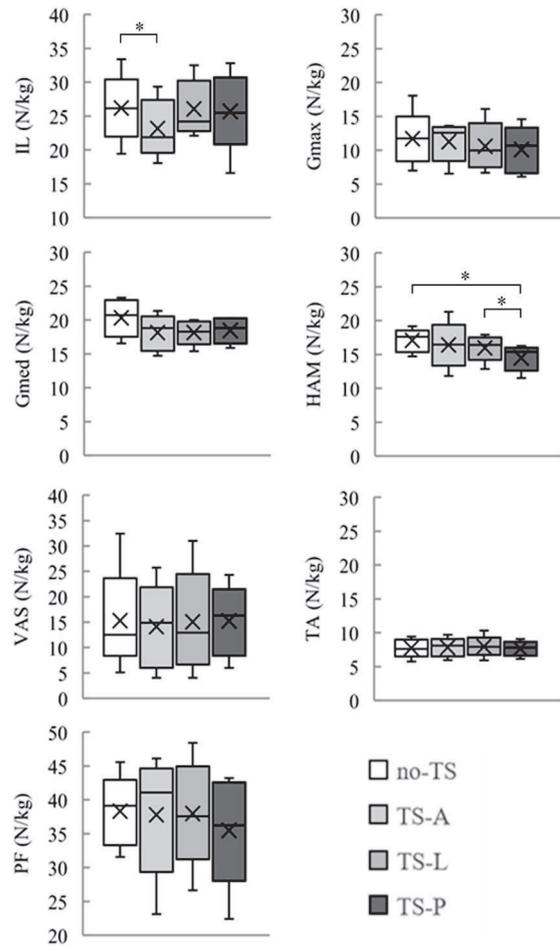


図7. 各筋の最大発揮筋力。箱ひげ図内の×印は平均値。横線は中央値をそれぞれしめる。

2.3 脳卒中患者を対象としたアシストデバイスの効果検証と改良

前節までで試作型デバイスの効果検証が完成したため、脳卒中患者を対象にアシストデバイスの効果検証を実施し、その結果から歩行状態に合わせてアシストの量をどのように制御するかを検討することとした。対象は回復期病院入院中の脳卒中片麻痺患者とし、前節と同じ no-TS 条件と 3 つの TS 条件の計 4 条件での解析を実施した。なお、計測には表面筋電計 (delsys, USA) を使用し、Gmax、Gmed、内側広筋 (VM)、腓腹筋内側頭 (MGAS) の歩行中の筋活動変化を比較している。筋活動は no-TS 条件における最大振幅にて正規化した。

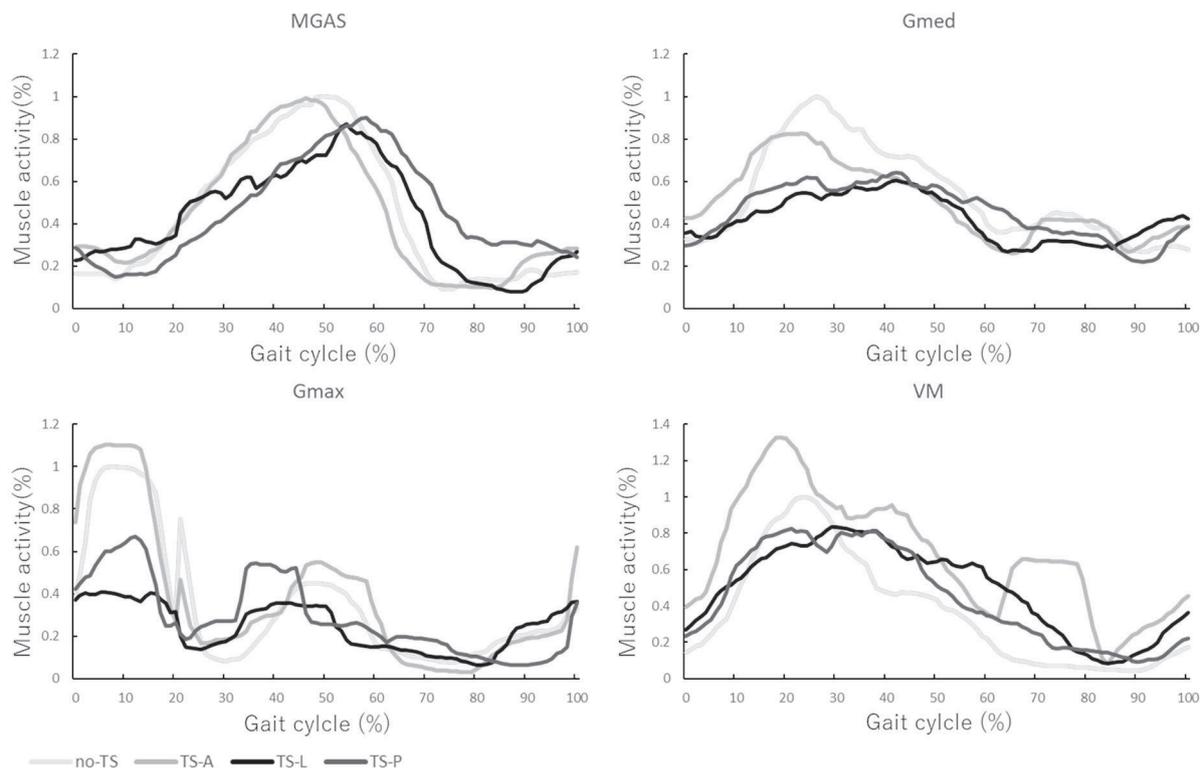


図8. 脳卒中片麻痺患者の代表的に筋活動変化例. 筋活動はno-TS条件の歩行中の最大振幅で正規化している.

図8に代表的な各条件での筋活動変化を示す. 各筋の筋活動はno-TSパターンと比較して多くの場合減少傾向にあり, 足関節周囲筋や股関節の外転筋である中殿筋の活動にも変化がみられている. 加えて, これらの知見をもとに足関節や股関節のアシスト量やタイミングを制御するように改良しているが, 対象者の健康を考慮してCOVID-19の影響もあり病院での解析は一時中止することとなった. 現在は計測を再開できる段階にあり, 目標対象者数に達成次第得られた知見を学会等で報告する予定である.

3. 結論

本研究は多様な身体機能変化に対応できるアシストデバイスを開発するために, アシスト量の変化やアシスト部位の変化が歩行機能や歩行中の発揮筋力に及ぼす影響を調査し, その結果をもとにアシストデバイスを改良・開発した. 得られた知見はリハビリテーションや健康増進における新しいトレーニング方法の考案や新たなアシストデバイスの貢献に寄与できるものと考えられる.

しかし, 脳卒中片麻痺患者やその他の体力が低下した対象者での検証がまだ十分にされていないという

課題も残存しているため, 今後は体力が低下した対象者での計測をすることでアシストデバイスの評価や改良に着手したい.

謝辞

本研究に対してご支援頂いた財団法人マツダ財団と実験に協力していただいた対象者の皆様に心より感謝申し上げます.

発表論文

- [1] Yamamoto M, Shimatani K, Hasegawa M, Kurita Y. Effect of an ankle-foot orthosis on gait kinematics and kinetics: case study of post-stroke gait using a musculoskeletal model and an orthosis model. *ROBOMECH J.* 2019;6(1):0-6. doi:10.1186/s40648-019-0137-y
- [2] Yamamoto M, Nakatani T, Shimatani K, Hasegawa M, Kurita Y. Effect of Varying Soft Actuator Band Positions of a Wearable Assist Device on Gait Simulation of Lower Limb Muscle Force. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS.* 2020;2020-July:3150-3153. doi:10.1109/EMBC44109.2020.9176430

参考文献

- (1) Perry J, Garrett M. Classification of Walking Handicap in the Stroke Population. *stroke*. 1995;26(6):982-989. doi:10.1161/01.STR.26.6.982
- (2) Boyer KA, Johnson RT, Banks JJ, Jewell C, Hafer JF. Systematic review and meta-analysis of gait mechanics in young and older adults. *Exp Gerontol*. 2017;95:63-70. doi:10.1016/j.exger.2017.05.005
- (3) Taveggia G, Borboni A, Mulé C, Villafañe JH, Negrini S. Conflicting results of robot-assisted versus usual gait training during postacute rehabilitation of stroke patients: A randomized clinical trial. *Int J Rehabil Res*. 2016;39(1):29-35. doi:10.1097/MRR.000000000000137
- (4) Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clin Rehabil*. 2013;27(10):879-891. doi:10.1177/0269215513486497
- (5) Hesse S, Werner C, Matthias K, Stephen K, Berteau M. Non-velocity-related effects of a rigid double-stopped ankle-foot orthosis on gait and lower limb muscle activity of hemiparetic subjects with an equinovarus deformity. *Stroke*. 1999;30(9):1855-1861. doi:10.1161/01.STR.30.9.1855
- (6) Nolan KJ, Yarossi M. Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO. *Clin Biomech*. 2011;26(6):655-660. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.03.011
- (7) Tyson SF, Kent RM. Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: A systematic review and pooled meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2013;94(7):1377-1385. doi:10.1016/j.apmr.2012.12.025
- (8) Yamamoto S, Hagiwara A, Mizobe T, Yokoyama O, Yasui T. Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper. *Prosthet Orthot Int*. 2005;29(3):209-219. doi:10.1080/03093640500199455
- (9) Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2007;54(11):1940-1950. doi:10.1109/TBME.2007.901024
- (10) Thelen DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *J Biomech Eng*. 2003;125(1):70-77. doi:10.1115/1.1531112
- (11) Van Den Bogert AJ, Geijtenbeek T, Even-Zohar O, Steenbrink F, Hardin EC. A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. *Med Biol Eng Comput*. 2013;51(10):1069-1077. doi:10.1007/s11517-013-1076-z
- (12) Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KHC, Smith G V. Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabil Neural Repair*. 2001;15(2):105-112. doi:10.1177/154596830101500204
- (13) Yamamoto M, Nakatani T, Shimatani K, Hasegawa M, Kurita Y. Effect of Varying Soft Actuator Band Positions of a Wearable Assist Device on Gait Simulation of Lower Limb Muscle Force. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. 2020;2020-July:3150-3153. doi:10.1109/EMBC44109.2020.9176430
- (14) Yamamoto M, Shimatani K, Hasegawa M, Kurita Y. Effect of an ankle-foot orthosis on gait kinematics and kinetics: case study of post-stroke gait using a musculoskeletal model and an orthosis model. *ROBOMECH J*. 2019;6(1):0-6. doi:10.1186/s40648-019-0137-y