

ウォーキングのトレーニング効果を促進する膝装具の開発 ～二足歩行ロボットと人工知能による 筋活動推定研究に基づく装具プロトタイプ評価～

早稲田大学	サラ コセンティノ
(共同研究者) 同	谷 子 曦
同	アル マーマリ マズーン
同	川 上 泰 雄
同	高 西 淳 夫

**Development of Training System to Improve Walking Effect
- Evaluation of Training Prototype Based on Estimation of Muscle Activity
by Using Biped Robot Model and Machine Learning Technique -**

by

Sarah Cosentino, Zixi Gu,
Mazoon Al Maamari, Atsuo Takanishi
Waseda University

Yasuo Kawakami
Waseda University

ABSTRACT

Prevention of mobility loss due to aging is critical to avoid or postpone the necessity for continuous care in late stages of life. In particular, knee extensors have a key role in maintaining balance and stabilizing gait. As loss of muscle strength in knee extensors jeopardize mobility abilities, continuous training of these muscles is fundamental. Walking is the most popular daily exercise. However, the training effects of simple

walking are limited to lower leg muscles and are not sufficient to prevent progressive deterioration of knee extension muscle strength if not integrated with specific exercises targeting those muscles. Therefore, we are working on the development of a training device to apply additional mechanical load on the knee during walking and extend the training effect of simple walking to knee extensors. The training device will be designed for maximum versatility using a compact oil damper with no need for electrical power. The specifications of the device will be determined using results from preliminary research on knee extensor muscle activity during walking, evaluated with an IMU (Inertial Measurement Unit) based measuring system. In this study, we designed a prototype of the device and evaluated if the device could induce sufficient muscle activity in the knee extensor muscle. In the future, we are planning to replace the oil damper with an active actuator and integrate the measuring system in the device to allow adaptive training load depending on real-time measured knee extensor muscle activity.

要 旨

介護予防のためには筋力低下の防止が必要であり、特に膝伸展筋力の維持が重要といわれている。介護予防策としては運動が推奨されているが、その中でも人気の高い運動の一つとしてウォーキングが挙げられる。しかしウォーキングでは下腿優位であり、膝伸展筋力が鍛えられないという問題がある。そこで我々は、機械的なデバイスで負荷をかける装具の開発に取り組む。装具は小型かつ電力を必要としないダンパを用いて設計を行う。負荷力などの装具の要求仕様はこれまでの研究で既に決定しており、本研究では膝装具のプロトタイプ製作、および評価を実施することとした。将来的には、膝装具のダンパをアクティブ機構に変更し、筋活動評価システムと統合することで、筋活動量に合わせて自動的にトレーニング負荷を調整可能な新しいトレーニングシステムを提案する。

緒 言

現在、日本は超高齢社会となっている。介護を必要とする人は500万人を超えており、近年では介護状態にならないよう未然に防ぐ「介護予防」という考え方が注目されている¹⁾。介護予防には筋力維持、特に膝伸展筋が重要である²⁾。スポーツ科学の知見によると、人間の骨格筋は最大随意筋力(MVC)発揮の40%以上の活動を続けた際に筋肥大応答が期待できる。積極的な運動が推奨されている近年において、種類別行動者率ではウォーキングが高い人気を博しているが、その反面ウォーキングでは膝伸展筋の活動量が常に40%MVC未満の状態となっており、十分に鍛えられないという問題がある³⁾。

現在では、いくつかの膝伸展筋力をトレーニングできる方法のうち、後述の3つの方法がよく利用されている。それは1) 階段歩行2) ゴムバンドによるトレーニング3) EMSパッドを利用した筋肉の強制収縮である。まず、1) 階段歩行に関してはスポーツサイエンスから推奨されている

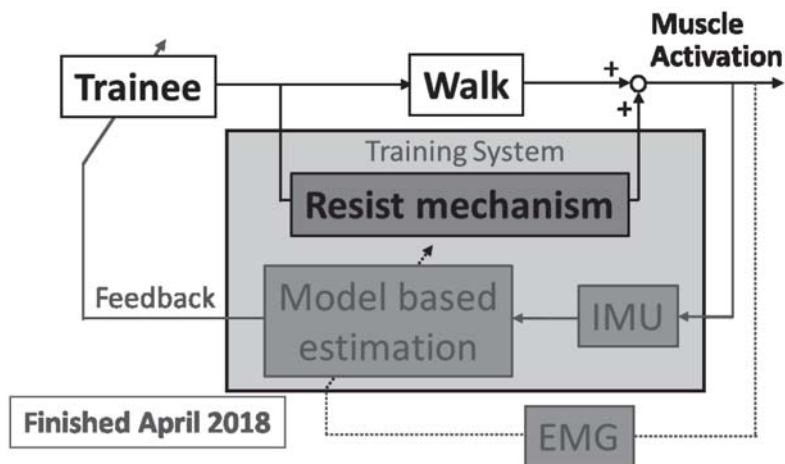






図1 膝伸展筋トレーニングシステム

表1 異なる角度において膝伸展筋肉が180°/sの速度で発揮可能な最大トルク

Knee Angle[°]	60	45	30	15
				
Produced torque[N/m/kg]	1.7	1.7	1.3	0.7

が、問題点として転倒のリスクや訓練者が退屈に感じてしまうことが挙げられる。次に、プロのスポーツ選手がよく利用する。また、2) EMSパッドの場合には電気刺激によって強制的に筋収縮させるトレーニングであるため、不快感や筋肉表層部分しか鍛錬できないというリミテーションが挙げられる。

そこで、上記の制約を打開するために新しい膝伸展筋トレーニングシステムを提案する。システム全体のイメージを、図1に示す。

本システムは「トレーニング効果の評価」と「トレーニング装具の開発」の二つの部分に分けられる。トレーニング効果の評価部分は既に完成しており⁴⁾、本研究ではウォーキング中に膝伸展筋力をトレーニングできる装具のプロトタイプを設計・製作し、膝伸展筋力のトレーニング効果を得るために必要な筋活動量が得られるかどうかの検証を行うことを目標とする。

1. トレーニングデバイスの開発

1. 1 トレーニングデバイスの要求仕様

1. 1. 1 トレーニング負荷量の検討

トレーニングデバイスを開発する前に、まずトレーニングに適する負荷量を決める。人間が歩行する際、屈曲及び伸展する角度は約60度となり、かかる時間は約1/3秒となる。したがって、膝の回転スピードは約180°/sとなる。表1に、それぞれの膝の角度において、回転スピードを180°/sとしたときの最大発生トルクを示す⁵⁻¹⁴⁾。

実際の正常歩行における膝伸展の過程では、膝の角度が15度未満となる場合も想定される。しかし、15度未満というほぼ膝が進展しきった状態においては膝の回転速度が低下するため、より大きい力を発揮できると考えた。また立脚期に踵接地すると地面からの反力を受けることにより、膝伸展の動作を助力する。以上より、人間正常歩行で膝伸展筋肉が発揮できる最大トルクは

$$T_{max} \cong 0.7 \left[\frac{N \cdot m}{kg} \right];$$

とした。この際、人間の正常歩行に必要なトルクとトレーニングデバイスの負荷力の合計値は必ずこの限界値を超えないこととする。

つまり

$$T_{device} + T_{walking} < T_{max};$$

また人が正常歩行するとき、必要な最大トルク¹⁵⁾は、およそ

$$T_{walking} \cong 0.4 \left[\frac{N \cdot m}{kg} \right];$$

である。したがって、トレーニングデバイスの負荷力は

$$T_{device} < 0.3 \left[\frac{N \cdot m}{kg} \right];$$

となる。

この値は体重で正規化した値であり、たとえば日本人男性の平均体重64Kgで計算すると

$$T_{device} < 20.0 [N \cdot m];$$

となる。

1. 1. 2 レジストパーツの選定

装具負荷量からレジストパーツの選定を行う。レジストパーツの比較表を表2に示す。

今回は、レジストパーツの候補としてガススプ

リング、エアシリンダ、ディスクダンパーとオイルダンパの4種類を挙げた。それらの中で、エアシリンダとオイルダンパに関しては負荷量を調整可能であるため、まずこの2つに候補を絞った。次にこの2つの候補について比較したところ、エアシリンダの方は気体媒質であるので負荷力が発生するまでの時間遅れが大きいことが懸念されたが、一方でオイルダンパは液体媒質であり時間遅れが少ないと考えられた。したがって、今回のプロトタイプにおけるレジストパーツとしてはオイルダンパを用いることとした。

1. 2 プロトタイプ1号の製作と考察

図2のようにオイルダンパを用いてプロトタイプ1号の製作を行った。

プロトタイプは、膝部分が単純回転する構造と

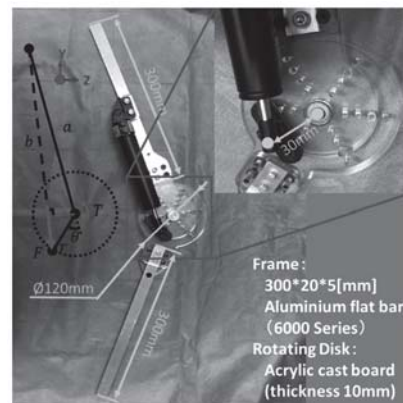






図2 プロトタイプ1号の組立図

表2 レジストパーツの選定

	Gas spring	Air cylinder	Disk damper	Oil damper
Maker	Misumi GSSF22125-550	SMC CDM2HU32	Fuji Latex Co., Ltd. FDN-70A	Enidine ADA505M
Model				
Resistance	Force 539-792[N]	Force 40-800[N]	Torque 11 ± 1.1[N · m]	Force 250-2000[N]
Adjustability	No	Yes (Switch)	No	Yes (knob)
Time Delay	Long (Gas medium)			Short (Oil medium)
Weight[g]	327	300	136	300

し、素材に関しては、フレーム部分にアルミを、回転軸部分に10mm厚いアクリル板を使用した。回転時のモーメントアームの調整のため、アクリル板には複数の穴を開けている。

フレームをマジックテープで足に固定し、簡単な実験を行った。モーメントアームは3cmとし、オイルダンパの減衰力を250N、500Nと750Nに設定して、10mの平地歩行を行った際の印象をそれぞれ記録した。結果を表3に示す。

表3 プロトタイプ1号試作実験

Force[N]	250	500	750
Moment arm length[m]	0.03	0.03	0.03
Torque[N·m]	7.5	15.0	22.5
Walking status	possible	difficult	impossible

実験の結果から、負荷量が15Nm以上の場合は、歩行が難しいことがわかる。またプロトタイプのメカニズムを考察すると、モーメントアームの長さは3cm以下にする必要がある。なお、プロトタイプには大きく二つの問題点が挙げられ、それぞれの問題点に対する解決案として以下のように考えた。1) 今回のデザインでは、ダンパのモーメントアームの変化が著しいことが考えられた。そこで四節リンク機構を利用して解決することとした。2) フレームと足との固定はマジックテープだけであり、不安定である。そこで、カップリングを使用することによってしっかり固定することとした。

1. 3 四節リンク機構



モーメントアーム回転角度の正弦値で、0からの急激な変化を避けるために、単純回転の代わりに四節リンク機構を導入することとした。

四節リンク機構の接続方法は、表4に示すような四節リンク機構では主に二つの方法に分けられる。

案2の方は、案1より複雑である反面、人間の

動きに沿う動作を実現できるメリットがある。具体的には、実際の膝の動きは単純回転ではなく偏心回転となり、回転する際のスライド量は20mmを超える場合もある。そこで案2で示した方式の四節リンク機構で偏心回転の特徴を再現しようと考えた。

表4 四節リンク機構の比較

	Adjacent link	Opposite link
Figure		
Feature	Center of rotation fixed	Center of rotation altered
Complexity	Simple	Complex
Ergonomic	No	Yes

真値として膝関節解剖学のデータに基づき、四節リンク機構各リンクの長さをMATLABの条件付最適化を利用して計算する。

目標関数：

$$\| \vec{d} \cdot \vec{n} - \vec{b} \cdot \vec{n} - O_{ref}(\theta = 0^\circ) \| \quad (O_{ref}(\theta) : \text{Reference ICR data})$$

制約条件は以下の三つである。

- 1) $\|\vec{a}\| + \|\vec{b}\| < \|\vec{c}\| + \|\vec{d}\|$ (Grashof condition)
- 2) $20[\text{mm}] < \|\vec{a}\|, \|\vec{b}\|, \|\vec{c}\|, \|\vec{d}\| < 80[\text{mm}]$ (Easy to manufacture)
- 3) $\| \vec{d} \cdot \vec{n} - O_{ref}(\theta = 30^\circ, 60^\circ) \| < L_{limit}$ (ICR tolerance) $L_{limit} \approx 15.9[\text{mm}]^{16)}$



最適化の結果を表5に示す。

表5 四節リンク機構の最適化結果

Linkage	Location	Length[mm]	Angle[°]
a	Superior (Thigh frame)	25	137
b	Anterior	48	421
c	Inferior (Thigh frame)	64	0
d	Posterior	62	70

瞬間中心軌跡について、今回提案したカーブと実際の人間のカーブは最大誤差約12.62mmとなり、許容範囲内であることが確認された。

1. 4 カップリングの製作

フレームを足部にしっかり固定するために、四つのカップリングを利用した。図3に示したように四ヶ所で固定することとした。足を円錐と想定し、中心角120度の円錐側面の形状をもとに設計を行った。また円錐の寸法は日本人男性足部太さの平均寸法¹⁷⁾によって決定した。

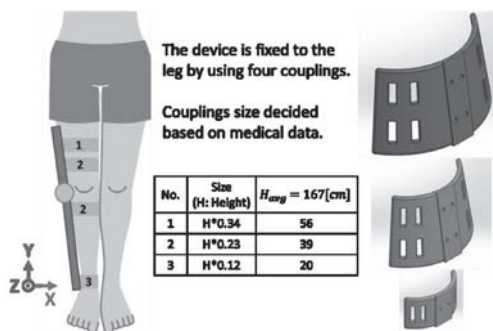


図3 カップリングのデザイン

カップリングは光造形3Dプリンター CONNEX500で製作した。利用した樹脂材はRGD720である。

1. 5 プロトタイプ2号の製作

図4のようにカップリンクと四節リンク機構を合わせたプロトタイプ2号の製作を行った。

片足約1.2Kgであり、普通の歩行動作に支障を与えることはない。

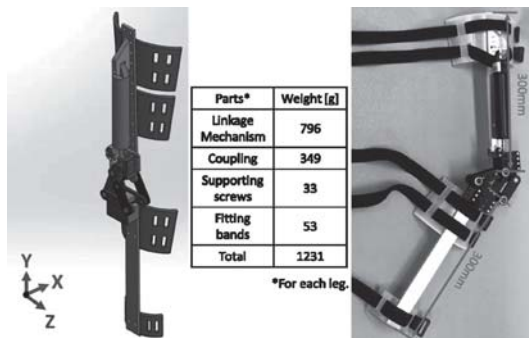


図4 プロトタイプ2号の組立図

2. 評価実験

今回開発したトレーニングデバイスプロトタイプ2号のトレーニング効果を検証するために評価実験を行った。評価する項目は次の二つとした。1) 装具の装着による正常歩行への影響2) 装具の使用による膝伸展筋力のトレーニング効果の検証。

2. 1 計測環境

2. 1. 1 モーションキャプチャーシステム

装具の装着による正常歩行への影響を調べるため、モーションキャプチャーシステムが搭載されている動作解析室で実験を行った。Motion Analysis Systems社のRaptor-Eカメラ十二機を周りに配置し、体に付けるオプティカルマーカーの位置情報を計測し、リアルタイムで3次元動作解析することができる。

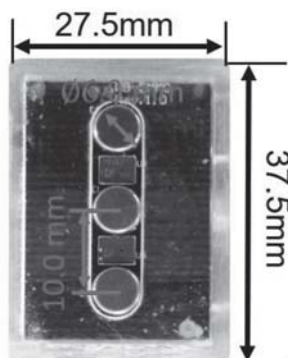
2. 1. 2 筋電センサ

実験でトレーニング効果を検証するために筋活動量の計測が必要となる。その筋活動の計測は本研究室が開発したWaseda Bioinstrumentation sEMG (WB-EMMG)¹⁸⁾という筋電センサを利用する。筋電センサはISEKとSENIAM基準に基づいて開発した。金メッキ無酸素銅の電極を利用することより、信号対ノイズ比がよく、ノイズの影響は小さい。

2. 2 実験説明

本研究は、ヘルシンキ宣言に基づく倫理的原則および人を対象とする医学系研究に関する倫理指針に従い、本計画書を遵守して実施する。また、本研究は、倫理委員会の承認を得ている。

本研究室内から10人(男性8人と女性2人)の若者(24±4才、身長168±15cm、体重69.5±20.5kg、BMI 23.4±3.5)を募集し、トレーニングデバイスと計測センサを装着させて評価実験を行った。



Parameter	Value
Size (W*D*H) [mm]	27.5*37.5*18
Weight [g]	13.4
Gain	1400
Sampling Rate [Hz]	1000
Resolution [Bit]	12
Lower cutoff frequency [Hz]	20
Higher cutoff frequency [Hz]	450
CMRR [dB]	>90

図5 筋電センサWB-EMMGのスペック

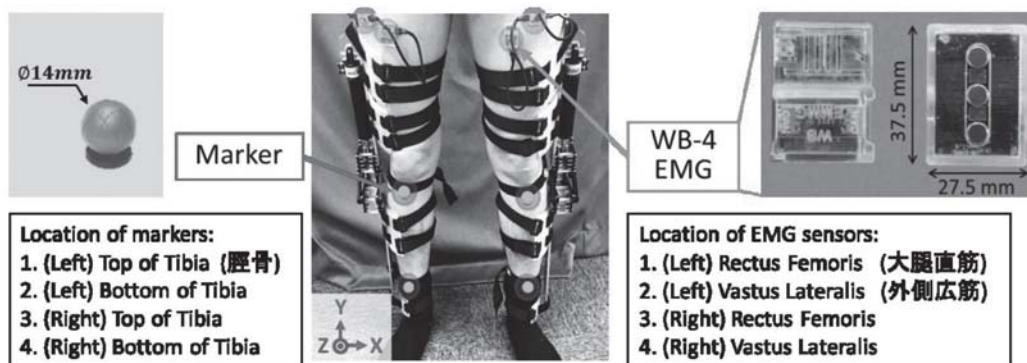


図6 評価実験のセンサ配置

歩行パラメータを計測するためにオプティカルマーカーを使用する。また、筋肉活動量の計測には本研究室で開発した筋電センサを利用する。膝伸展筋の筋肉活動量を計測するために両脚の大腿直筋と外側広筋にセンサを配置した。図6に、装具装着の様子と計測時のセンサの配置図を示す。

実験プロトコルは以下のようになる：

- T1：膝伸展筋肉最大随意収縮MVCの計測
 - T2：階段歩行（装具なし）
 - T3：平地歩行（装具なし）
 - T4：平地歩行（装具あり，負荷量5.0Nm）
 - T5：平地歩行（装具あり，負荷量7.5Nm）
 - T6：平地歩行（装具あり，負荷量12.5Nm）
- T1～T6は3試行ずつ実験を行った。
T1は膝伸展筋肉最大随意収縮MVCの計測となり、被験者が足の動きを拘束された状態で（図7

のように）、最大限の力を使って蹴り出すときの筋電データを利用した。T2では、装具なしの状態、一段の高さが205mmの15段の階段を1足1段で歩行させた。T3～T6では、装具を装着してから、モーションキャプチャシステムを搭載した部屋で歩行させた。歩行距離は5mで、歩行速度は指定せず、被験者の通常で歩行させた。筋肉活動量をEMGセンサで計測する際、電極貼付位置の統一するために、すべての実験は同じ日に筋電計を外さずに行った。

2. 3 データの処理

2. 3. 1 モーションデータ

モーションデータから初期接地と立脚終期の二つのポイントを求め、歩幅と歩行周期という二つの歩行パラメータを算出し、トレーニングデバイ



図7 実験結果評価方法

スの装着による歩行への影響について評価を行う。図8は実験足部の計測データを利用する処理例の一つである。Z軸は進行方向を示しており、立脚期に静止、遊脚期に前進を繰り返す。したがって、階段状のグラフとなる。Y軸は鉛直方向を示しており、遊脚期に上がり立脚期に下がること分かる。

2. 3. 2 筋電データ

図9のように、モーションデータを収集すると同時に筋電センサからの筋肉活動量のデータを計測し、装具効果の評価も行う。

筋電から筋発揮力を推定するため、Root Mean Square (RMS) を算出する。

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{2 \cdot t_{window}} \sum_{t-t_{window}}^{t+t_{window}} (EMG_{Filtered}(t))^2}$$

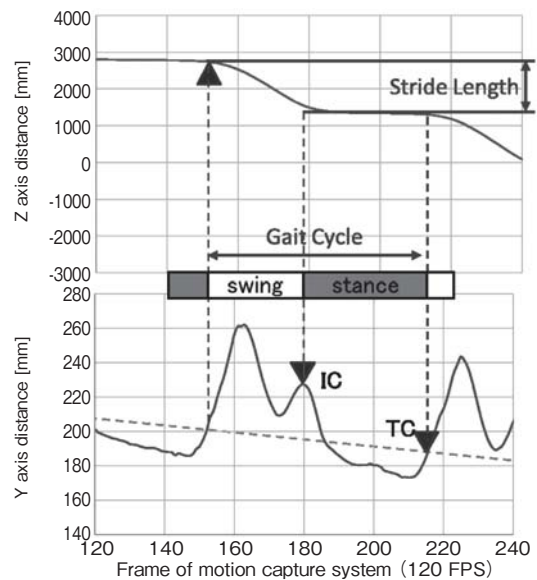


図8 モーションデータ処理例

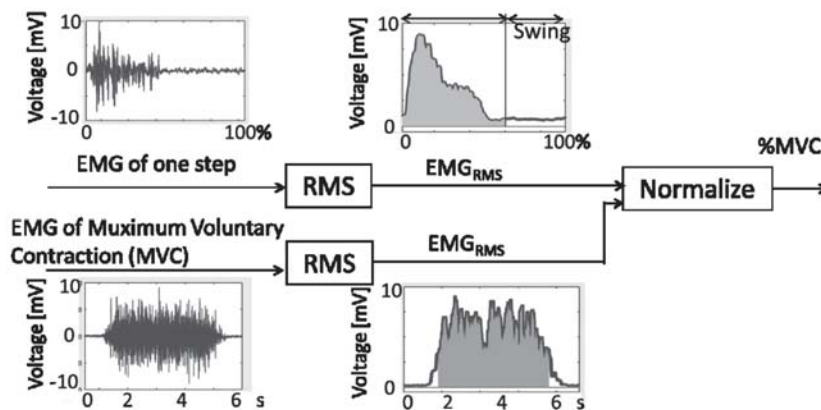


図9 筋電データ処理の流れ

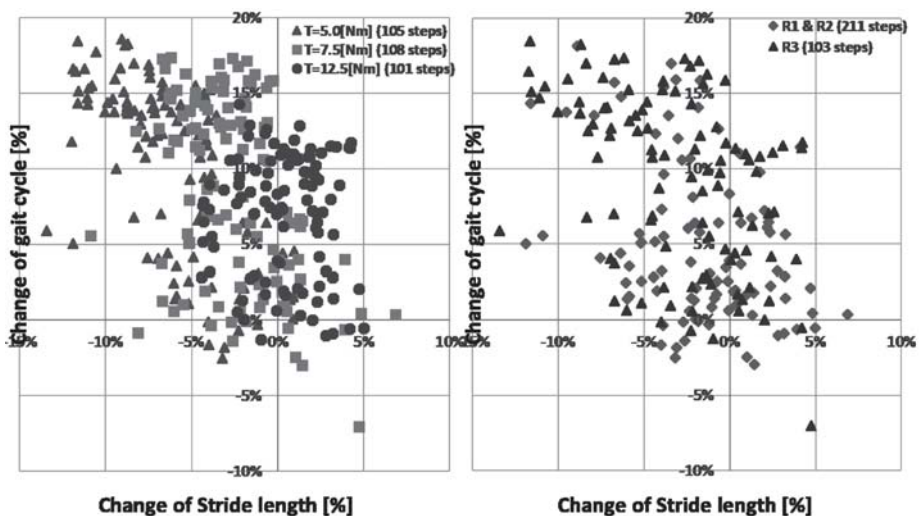


図10 歩行パラメータの評価結果 (L) 実験条件分類 (R) 実験回数分類

算出したRMSを最大随意収縮時の筋電のRMSで割り、正規化した%MVCの値について考察する。

2. 7 実験結果と考察

2. 7. 1 正常歩行への影響

平地歩行実験では、被験者に5mの距離を歩行させた。男性平均6歩、女性平均7歩の中で歩行開始後の一步と終了直前の一步を除いて、各条件で約100歩のデータを計測した。デバイス装着した歩行パラメータを通常歩行平均パラメータと比較した結果 ($p < 0.05$) を図10 (L) に示す。横軸は歩幅 (正方向は通常歩行より大きい)、縦軸は歩行周期 (正方向は通常歩行より長い) である。また各条件で3回ずつ実験を行ったので、図10 (R) のように実験結果を一、二回目と三回目に分けて示した図となっている。

図11に、通常歩行と比べてデバイス装着後の歩行パラメータ変化の平均値を示す。

2. 7. 2 筋活動量の評価

図12は筋肉活動量の評価結果の箱ひげ図となる。

筋力低下の予防には、最大随意収縮 (MVC) の40%の収縮強度、すなわち40%MVC以上の運動

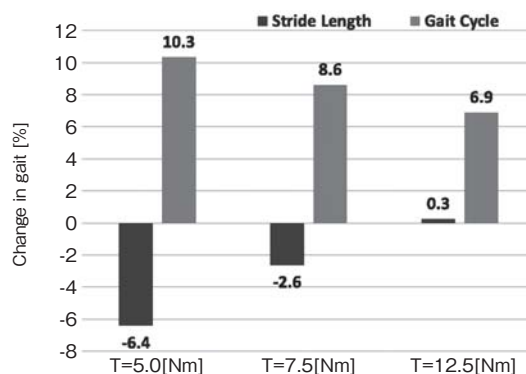


図11 歩行パラメータの平均値 (全314歩)

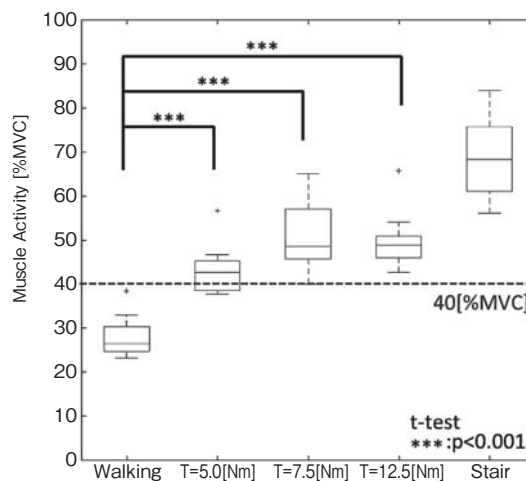


図12 筋肉活動量の評価結果

が有用である。平地歩行を除くと、装具を装着した歩行と階段歩行のすべてが40%MVC以上であ

ることがわかる。

2. 7. 3 考 察

歩行パラメータの実験結果より、トレーニングデバイスを装着したまま歩行すると、歩幅が減少し歩行周期が伸びる傾向があることが分かった。負荷量が5.0 Nmの場合、通常の平地歩行より歩幅が平均約6%減少し、歩行周期は平均約10%増加することがわかった。また、歩行中にバランスを崩さないための許容範囲内¹⁹⁾であることがわかった。さらに、実験回数ごとに分けて見ると、三回目の影響は一、二回目より小さい傾向がある。それはデバイスの負荷力に慣れたためだと推測できる。実験後に被験者から感想を伺うと、筋肉を積極的にトレーニングできることを実感した、歩行距離が短いため疲れを感じなかったというようなご意見を頂いた。しかし一部の方からは、負荷量が12.5Nmの際は膝を60度まで曲げにくく、歩行姿勢の硬化が生じてしまうというフィードバックを受けた。

筋肉活動量の評価結果より、装具なしの平地歩行の場合は約25%だが、装具を装着した場合は40%以上まで上がり、本デバイスは膝伸展筋肉のトレーニング効果が得られる負荷を提供できていると考えられた。しかし、まだ階段歩行のようなトレーニング強度には達してないこともわかった。

負荷量が大きいくほど筋活動量が高くなることを期待したが、結果から見れば、高い負荷量とした場合、筋活動量が逆に下がってしまうことも分かった。その原因としては、歩行姿勢の硬化により膝の動作角度が小さくなってしまったことが考えられる。

3. まとめ

以上より、ウォーキング中に膝伸展筋力をトレーニングできるデバイスを設計・製作した。四節リンク機構を用いた偏心回転機構により、人の

膝の動作に沿う様な、より自然な回転を実現した。プロトタイプデバイスの装着に起因する正常歩行への影響、およびトレーニング効果を得られる可能性がある筋活動量を誘起できる負荷を与えられることがわかった。初プロトタイプなので、若年者を対象として実験を行ったが、今後デバイスを改良して高齢者を対象として実験を行う予定である。その際、先行研究を踏まえて高齢者に対してのトレーニング頻度とトレーニング効果に関する研究も展開する予定である。

また、デバイスの今後改良が望まれる点としては以下の二つが挙げられる：

- 1) 四節リンク機構を使って膝関節の回転を再現する手法は義肢デザインでもよく利用される。今回のデザインで実際の人間のカーブは最大誤差約12.62mmとなり、許容範囲内だが、リンク機構の構成と最適化アルゴリズムの検討により、その誤差のさらなる減少が期待される。
- 2) 今回の研究では、歩行中の負荷量は常に一定値となる。そのため、高い負荷により膝が曲がりにくく、歩行姿勢の硬化につながる可能性がある。そこでリアルタイムで負荷量の調整ができれば、膝屈曲段階で負荷を外し、膝伸展のときだけ負荷を入れることにより、より良いトレーニング効果を得られることが期待できる。

また、最終的には、既に開発している筋活動推定システムとトレーニングデバイスを統合し、筋肉活動量に合わせて最適の負荷力まで自動的に調整可能な新しいウォーキングシステムを目指して研究開発を行いたいと考えている。

謝 辞

今回の研究を行うにあたり、充実した研究の場を与えてくださり、熱心にご指導いただいた高西淳夫教授に感謝致します。

多大なる研究支援をしていただいた早稲田大学スポーツ科学学術院 川上泰雄研究室の皆様、新宿区シルバー人材センターの皆様、女性被験者の募集にご協力いただきました皆様、そして多忙の中、実験に協力いただきました被験者の皆様に感謝申し上げます。

またセンサを提供くださいましたSTマイクロエレクトロニクス様、ケーブルを提供してくださいました旭化成せい株式会社様、3次元CADソフトウェアを提供してくださいましたソリッドワークスジャパン様に感謝致します。

最後に、本研究の一部は公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団の研究助成金により援助していただきました。深く感謝申し上げます。

文 献

- 1) “Japan 厚生労働省「平成25年国民生活基礎調査」”
- 2) T.M. Manini et al., “Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility,” *J. Am. Geriatr. Soc.*, **55**, no.3, pp. 451–457 (2007)
- 3) 谷子曦 et al., “足首に装着する単一の慣性センサに基づく足の筋肉収縮強度推定手法の提案,” *SICE SI2017*, SY0011, no.17, pp. 1544–1548 (2017)
- 4) S. Cosentino, R. Kasai, Z. Gu, S. Sessa, Y. Kawakami, A. Takanishi, “Knee extensor muscular activity estimation during different walking patterns: flat normal and brisk walking, stair climbing,” in *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp. 1554–1557 (2018)
- 5) A. Thorstensson, G. Grimby, J. Karlsson, “Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles,” *J. Appl. Physiol.*, **40**, no.1, pp. 12–16 (1976)
- 6) M.P. Murray, G.M. Gardner, L.A. Mollinger, S.B. Sepic, “Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86,” *Phys. Ther.*, **60**, no.4, pp. 412–419 (1980)
- 7) T.L. Wickiewicz, R.R. Roy, P.L. Powell, J.J. Perrine, V.R. Edgerton, “Muscle architecture and force-velocity relationships in humans,” *J. Appl. Physiol.*, **57**, no.2, pp. 435–443 (1984)
- 8) M.P. Murray, E.H. Duthie, S.R. Gambert, S.B. Sepic, L.A. Mollinger, “Age-related differences in knee muscle strength in normal women,” *J. Gerontol.*, **40**, no.3, pp. 275–280 (1985)
- 9) U.J. Harries E.J. Bassey, “Torque-velocity relationships for the knee extensors in women in their 3rd and 7th decades,” *Eur. J. Appl. Physiol.*, **60**, no.3, pp. 187–190 (1990)
- 10) D. Valour, J. Ochala, Y. Ballay, M. Pousson, “The influence of ageing on the force–velocity–power characteristics of human elbow flexor muscles,” *Exp. Gerontol.*, **38**, no.4, pp. 387–395 (2003)
- 11) H. Toji M. Kaneko, “Effects of aging on force, velocity, and power in the elbow flexors of males,” *J. Physiol. Anthropol.*, **26**, no.6, pp. 587–592 (2007)
- 12) I.S. Raj, S.R. Bird, A.J. Shield, “Aging and the force–velocity relationship of muscles,” *Exp. Gerontol.*, **45**, no.2, pp. 81–90 (2010)
- 13) D.M. Callahan J.A. Kent-Braun, “Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties,” *J. Appl. Physiol.*, **111**, no.5, pp. 1345–1352 (2011)
- 14) B.M. Baroni et al., “Functional and morphological adaptations to aging in knee extensor muscles of physically active men,” *J. Appl. Biomech.*, **29**, no.5, pp. 535–542 (2013)
- 15) K. Shamaei A.M. Dollar, “On the mechanics of the knee during the stance phase of the gait,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot. Proc.*, **2011**, p. 5975478, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975478 (2011)
- 16) F. Freudenstein L.S. Woo, “Kinematics of the human knee joint,” *Bull. Math. Biophys.*, **31**, no.2, pp. 215–232 (1969)
- 17) “Mediche.” https://www.h-nc.com/cat3/post_10.html
- 18) U. Imtiaz et al., “Design of a wireless miniature low cost EMG sensor using gold plated dry electrodes for biomechanics research,” in *Mechatronics and Automation (ICMA), 2013 IEEE International Conference on*, pp. 957–962 (2013)
- 19) D. Cattaneo, F. Marazzini, A. Crippa, R. Cardini, “Do static or dynamic AFOs improve balance?,” *Clin. Rehabil.*, **16**, no.8, pp. 894–899 (2002)