【論文】

人工筋肉駆動型背屈支援 RT の開発および 臨床試験における背屈支援の評価

Development of Artificial Muscle-driven Dorsiflexion Support RT and Evaluation of Dorsiflexion Assistance in Clinical Trials

保科智啓(学生会員), 安田和弘(非会員)*, 鈴木慈(非会員)
大橋洋輝(非会員)**, 岩田浩康(正会員)

Tomohiro Hoshina, Kazuhiro Yasuda*, Shigeru Suzuki
Hiroki Ohashi** and Hiroyasu Iwata

Abstract

We developed a dorsiflexion support RT (Robot Technology) for patients with paralytic equinus. It is composed of a rubber artificial muscle, which assists the dorsiflexion muscle while walking. We conducted clinical trials on the dorsiflexion support RT in five patients with paralytic equinus. We conducted a 10-m walk test using a pre-post design for validating the adaptability of and the immediate effect of the dorsiflexion support RT on the muscle. We set the following two indices for evaluating dorsiflexion: differences in the ankle joint angle during dorsiflexion between toe off (pre-swing phase) and mid-swing phases and the toe clearance, which is the angle between the floor and sole during the initial contact phase. Results revealed that the ankle joint angle during dorsiflexion increased by 7.5° and the toe clearance increased by 4.2° after the intervention. Therefore, it is possible to effectively improve the abnormal gait of patients with stroke using this device. Also, It is considerable to obtain an immediate effect for learning gait in short-term. In the future, the number of clinical cases demonstrating the medium- and long-term intervention effect needs to be increased.

Key Words

Ankle foot orthosis (AFO), Artificial muscle, Walk, Drop foot, Hemiplegia

1. はじめに

脳血管疾患の後遺症である片麻痺や整形外科疾患等でみられる末梢神経障害では下肢に運動機能障害が生じることがある。

平成 27 年度バリアフリーシステム開発財団奨励賞 受賞

2015 年 10 月 28 日受付

2016 年 1 月 26 日掲載決定

早稲田大学創造理工学研究科総合機械工学専攻,

〒162-0042 東京都新宿区早稲田町 27

グリーン・コンピューティング・システム研究機構 40 号館 603 号室

*早稲田大学理工学術院総合研究所理工学研究所,

〒169-8555 東京都新宿区大久保 3-4-1

**東京慈恵会医科大学 脳神経外科学講座,

〒105-8461 東京都港区西新橋 3-25-8

Graduate School of Creative Science and Engineering Dep. of
Modern Mechanical Engineering, Waseda University, Green
Computing System Research Organization 40-603, 27,
Waseda-cho, Shinjuku-ku, Tokyo, 162-0044, Japan

*Research Institute for Science and Engineering, Waseda Research
Institute for Science and Engineering, Okubo 3-4-1, Shinjuku-ku,
Tokyo, 169-8555, Japan

**Department of Neurosurgery, Jikei University School of Medicine,
3-25-8 Nishi-Shinbashi, Minato-ku, Tokyo 105-8461, Japan

特に、足関節に運動機能障害をもつ患者では、歩行の遊脚期に足関節が底屈状態となる下垂足や尖足症状を呈することがあり、これらの症状を有すると、わずかな段差でもつまずきや転倒が生じやすくなる。つまずきや転倒を防ぐため、患足を前方に振り出す際、つま先が床に接地しないように足を高く上げる歩容(鶏歩:steppage gait)や遊脚期に下肢を外側に円弧を描くように振り回して歩く歩容(分回し: circumduction gait)等の異常歩行となることが多い。

これらの障害に対しては、古くから短下肢装具(Ankle Foot Orthosis)が広く適用されている。短下肢装具の最大の目的は、立脚後期のつま先の離地を促し、遊脚期に底屈を防ぐことでトゥクリアランスを確保し、つま先が床に接地しないようにすることである¹⁾。短下肢装具の中でも多く普及している継手なしの靴べら式の短下肢装具は足関節を固定する機構となっており、足関節の動きが大きく制限される。また、関節を固定する継手なしの装具は足関節が可動する継手ありの装具と比較して立脚中期の背屈角度を阻害し歩幅が減少するという報告²⁾があり、継手ありの装具の方が歩行補助に適している。しかしながら、継手ありの装具も足関節をある角度で止めるものが多く、足関節まわりの動きを調整することは難しい。

この問題を克服する試みとして、バネやニュートン流体を使用して底屈抵抗をかけることで受動的に足関節を支援する装具^{3,4)}やロータリーモータ等のアクチュエータを用いることで足関節の動きを制御する装具^{5,6)}が開発されている。しかし、これらの装具は軽・中等度の麻痺者が対象であることが多く、使用対象者が限られるという制約やアクチュエータの大きさおよび重量が歩行へ影響を及ぼすなどの制約も存在する。

また、立脚初期のヒールロッカー機能に着眼した装具も開発されており、片麻痺歩行において効果が示されている³⁾。健康歩行の立脚期に身体は接地している足を中心に前方方向に回転しながら前進していく。この時、回転中心は立脚初期のかかと、立脚中期の足関節、立脚後期の前足部と順に移動する¹²⁾。これらは、ロッキングチェアの動きに似ているため、ロッカーファンクションと呼ばれており、この動きにより進行方向矢状面から見た健康歩行時の重心軌跡はサインカーブとなり、重心を利用した効率的な歩行が可能となる。片麻痺者の歩行においては、この立脚期のロッカーファンクションが失われていることが多いが、これを補助する装具は、歩行機能の改善を促し、特に立脚初期のヒールロッカーを補助することで立脚期全体の筋活動が改善したことが報告されている⁷⁾。しかしながら、従来装具同様に、この装具も高い背屈支援機構は実装されていない。

足関節装具の運動自由度に着目すると、自由度が底背屈に加え内外反を含めた 2 軸にすることで歩きやすさが向上したという報告がある⁸⁾。人の足関節は大きく分けて底背屈、内外転、内外反の 3 自由度の動きが可能である。ただし、内外転に関しては動きが小さいため、内外転の自由度を無視した 2 自由度(底背屈方向、内外反方向)で議論されることが多い。これに対して、従来開発されてきた短下肢装具の大半は足関節に対して、底背屈方向

の 1 自由度しか有していない。これは、内外反の自由度を制限し、固定することで、過度な内外反足を防ぐためとされている。立脚期では過度な内外反足の症状が現れないこともあり、遊脚期から初期接地にかけての過度な内反足接地を防止が重要となる。しかしながら、1 自由度しか有していない装具を使用している患者は装着中ずっと不必要に内外反の自由度を抑制されてしまい機能的な歩行を妨げる。先述した研究では、内外反の自由度を許容しているが、内外反に対して能動的な支援はなく、内外反足の支援、および高背屈性に対しては適切な支援がなされていない。

本研究では、これまで実現されていない遊脚期において過度な内反足を防止可能、遊脚期に高い背屈支援量を有する装具を開発し、麻痺性尖足を有する患者に対して適用を行うことで歩行への影響を検証したので報告する。

2. 背屈支援 RT の構成

2.1 機構概要

提案する短下肢装具の概要を歩行進行方向に対して、矢状面からみた図で示す(Fig.1A)。本装具は遊脚期に足首の底屈が生じないように足部に対して上方向へ牽引力を与えることで背屈運動を支援する(背屈角度の目標量として、中立位(静止立位状態)の矢状面から見た足関節を基準 0 度とし、最大背屈角度を 0 度、最大底屈角度 20 度の合計の可動角度 20 度と設定)。そして、初期接地状態になるまで背屈位を維持することで、かかとからの接地を促し、初期接地から荷重応答期にかけて牽引力を小さくすることでヒールロッカーを促す支援を行う。健康者において、遊脚期から初期接地時の足の背屈および初期接地時のヒールロッカーは脛骨の外側から内側の中足骨・楔状骨に位置する前脛骨筋などの背屈筋群によって行われる(背屈は背屈筋群の求心性収縮、ヒールロッカーは遠心性収縮)。しかし、麻痺性尖足患者においては、背屈筋群が活動しないため足が底屈状態を呈する。そのため、支援機構として前脛骨筋を代表とする背屈筋群の機能を補うように膝の位置から前足部を引き上げる(求心性収縮)動作と抵抗を加えながら引き下げる(遠心性収縮)動作をアシストすることで背屈およびヒールロッカーの支援を行う。

また、脳卒中患者において初期接地時に内反尖足接地が出現する患者が多く、接地面積の減少により支持基底面の面積が減少することで、バランスを崩すことや足を捻る等の事故が生じる。それを防ぐために、足部に対して前額面から見て内外反の中心軸(顆状関節の運動軸)より外側(小指側)に作用点を移動させることにより、遊脚期において足部の拳上の支援を行う際に外反動作方向へモーメント(以下、外反モーメントとする)を発生させる機構とした(Fig.1B)。この外反モーメントが作用することで遊脚期から初期接地時にかけての過度な内反足での接地を防ぐ。さらに、本装具では立脚期において足関節に支援による外力を加えず、患者自身の有する能力により足関節の自由な動きを可能にすることで立脚期における底背屈ならびに内外反の自由度を阻害しない。これにより、アンクルロッカーおよびフォアフットロッカーを阻害することはない。

A: Force of the dorsiflexion support RT against walking–traveling direction, as viewed from the sagittal plane.
B: Eversion moment for preventing clubfoot against walking–traveling direction, as viewed from the front plane.

Fig.1 Overview of the dorsiflexion support RT

Simplified model of the lower leg below the knee.

Fig.2 Simplified model of the lower leg

2.2 背屈支援力の算出

Fig.2 は矢状面から見た際に足関節を背屈させるために必要なトルクを τ とした際に提案する機構において前足部を牽引する力 F を示した簡易モデルである。前足部牽引点から脛骨上縁高の点までの長さを L_1 、足関節の回転中心から前足部牽引点を L_2 、脛骨上縁高から拇指球の付け根の高さのボール高の差の値を H 、足関節角度を θ 、前足部を牽引する力のX軸Y軸の成分をそれぞれ F_x と F_y 、 F_y と F のなす角を φ とする。足関節を背屈させるために必要な牽引力 F は以下に示す式によって表すことができる。

$$F = \frac{F_x}{\sin\varphi} \quad (1)$$

ただし、

$$F_x = \frac{\tau}{L_2} \quad (2)$$

$$\varphi = \arccos\left(\frac{L_1^2 + L_2^2 - H^2}{2 * L_1 * L_2}\right) \quad (3)$$

$$L_1 = \sqrt{L_2^2 + H^2 - 2 * L_2 * H * \cos\theta} \quad (4)$$

今回、初期条件として $L_2 = 200\text{mm}$ 、 $H = 406\text{mm}$ 、 $90^\circ \leq \theta \leq$

Dorsiflexion of the ankle joint by an artificial muscle rubber tube on the lower leg.

Fig.3 Orthosis appearance view

110° 、 $\tau = 15\text{Nm}$ ⁹⁾とした。 H は一般的に脳卒中が発症しやすい50～99歳の男女の身体パラメータ¹¹⁾より95%信頼区間内の値を使用し、 θ は 90° を基準とした際に底屈方向へ 20° 足関節が可動した時の角度範囲、 τ は痙縮や拘縮がない片麻痺者の歩行に必要なトルク⁹⁾とされている。

以上より式(1)から式(4)を用いて、足関節を背屈させるために必要な牽引力 F を求めると最大 100N 程度であった。そのため、使用するアクチュエータは 100N 以上の牽引力を有するものを選定する必要がある。

2.3 背屈支援 RT 機器構成

本装具の構成は下腿部に膝と前足部を連結するように McKibben 型人工筋肉ゴムチューブ (FESTO 社製、 $\phi 10$ 、最大収縮力: 630N 、呼び長さ: 250mm 、最大収縮率: 呼び長さの 25%) を装着し、インソール型に加工した足圧センサを靴内部へ設置する。また、McKibben 型人工筋肉ゴムチューブの動力源である小型の CO_2 ボンベ、 CO_2 ボンベの空気圧量の供給量を制御する電磁弁、センサ情報から制御を行うためにマイコン (RENESAS 社、

Solid lines show the route of the gas. Dashed lines show the route of the signal.

Fig.4 Device configuration diagram

SH-7125) およびバッテリーが腰部ポーチ内に内蔵されており、このポーチを装着する (Fig.3)。

短下肢装具は装着型 (ウェアラブル) 装具であるため、重量が大きいと歩行時の左右のバランス (対称性) が大きく損なわれてしまう。そのため、下肢装着部はできるだけ軽量であることが望ましいとされている。今回の装具は下肢部の重量が 563g となった。島田らによると片麻痺患者の患側足関節に体重の 1~2% 程度の重量の重錘を装着すると歩行姿勢や遊脚時の膝屈曲が改善されやすく、4% 程度の重量になると膝が伸展されたままの歩行になるという報告があり¹⁰⁾、使用者の体重を 45kg と仮定すると、今回開発した装具の下肢装着部の重量は 1~2% 程度 (450~900g) の重量に収まった。

以上の機構を有する背屈支援 RT において、目標の 20 度背屈支援が可能であるかを調べるために、20 代健康成人 1 名において、立位状態かつ片脚を非接地にした状態で動作の確認を行った。その結果、 20.8 ± 0.7 度の背屈を確認できた。

2.4 外反支援機構

遊脚期の過度な内反足を防ぐために、足部に対して外反モーメントを発生させることで解決を試みた。機構として、背屈支援 RT における牽引の作用点を内外反の中心軸 (顆状関節の運動軸) から外側 (小指側) に 30mm 移動させた。これにより、内外反の運動軸に対してモーメントを発生させることが可能となる。この効果を検証するために、健康成人 1 名において①健康歩行、②牽引なし、③内外反の中心軸より外側に 30mm 移動させた点での牽引、④内外反の中心軸上での牽引、⑤内外反の中心軸より内側 (拇趾方向) 30mm 移動させた点での牽引条件で比較を行った。また、検証では内反尖足の模擬歩行とした。評価指標として、遊脚中期の LHA (leg heel angle) 角度を光学式モーションキャプチャ (Raptor-E, Motion Analysis Corporation) により取得 (静止立位時の角度を 0 度として内反方向を正とした) した。その結果、LHA 角度は①2.2 度 (SE: ± 0.4)、②21.4 度 (SE: ± 1.7)、③1.6 度 (SE: ± 0.4)、④10.2 度 (SE: ± 1.0)、⑤16.3 度 (SE: ± 2.4) であり、⑤の機構により最大の LHA が担保されることを確認した。これより、本機構において遊脚期の過度な内反足が防げると考えられる。

The left diagram shows the control flow. Right figures show the state of the lower leg corresponding to the control flow.

Fig.5 Control flow diagram

2.5 制御フロー

人工筋肉ゴムチューブの収縮長制御は人工筋肉ゴムチューブに流入する空気圧により操作を行った。空気圧の操作は人工筋肉ゴムチューブに内蔵されているアブソリュート型の磁歪センサから人工筋肉ゴムチューブの収縮量が出力され、マイコン (SH-7125) によりこの収縮量を読み取る。そして、インソール型に加工した足圧センサにより歩行状態を判別し、空気圧の供給源と接続されている電磁弁の ON-OFF 操作を行うことで制御をした (Fig.4)。

本装具の制御フローを Fig.5 に示す。本装具は足圧センサにより歩行状態を判別し、人工筋肉ゴムチューブの収縮・伸長を制御した。立脚終期から前遊脚期に人工筋肉ゴムチューブは収縮を始め、足関節は中立位から背屈位へと移行する。足関節が背屈した状態で、遊脚期を迎え、初期接地状態まで背屈位を維持する。初期接地から荷重応答期にかけて人工筋肉ゴムチューブは収縮状態から伸長状態になることで、足関節に底屈抵抗をかけ、緩やかに足関節の底屈を促し、ヒールロッカーを支援する。荷重応答期から立脚終期の期間は人工筋肉ゴムチューブが伸長した空気圧の供給がない状態となり、足部に力を加えず、アングルロッカーを阻害しない。

The basic task was set to 10-m walking.

Fig.6 Clinical trial flow

The y-axis shows the dorsiflexion angle difference. Area in black shows pre-test data. Area in white shows intervention data. Area in gray shows post-test data.

Fig.8 Dorsiflexion angle difference

Fig.7 Evaluation index

The y-axis shows the angle of the sole during initial contact phase. Area in black shows pre-test data. Area in white shows intervention data. Area in gray shows post-test data.

Fig.9 The angle of the sole during initial contact

3. 介入適用検証および即時効果検証試験

3.1 方法

(1) 対象

対象者は脳卒中患者 5 名 (年齢 74.4 ± 7.4 歳, Brunnstrom stage: IV~V, 発症後 18.4 ± 7.7 日後) であった. 参加者には書面にて研究内容の説明を行い, 研究参加前に紙面にて同意を得た. また, 本臨床試験の手順は早稲田大学倫理審査委員会より承認を得たうえで実施した (承認番号 2013-220).

(2) 試験デザイン

10m の歩行を基本課題とし, Pre-Post デザインにて試験を行った (Fig.6). その際, 各試行に対して 3~5 分程度休憩を設けた.

(3) 測定手順および変数

進行方向に対する矢状面から見て, 膝関節中心, 足関節中心 (外果点), つま先 (足中指上部) に直径 14mm のポイントマーカーを貼り, 各条件において, 矢状面からの足関節角度を通常の 10 倍のフレーム数を撮影できるハイスピードカメラ (CASIO EXILIM PRO EX-F1BK, 300fps) を用いて撮影をした. 背屈支援 RT の有効性検証のために遊脚期に十分な背屈がなされている

かをハイスピードカメラで撮影した映像に対して, PC 上でポイントマーカーがなす角度を画像により解析・算出した. つま先離地 (前遊脚期) から遊脚中期の期間の角度差 ($\theta_1 - \theta_2$) を背屈角度差とし, 初期接地時の床面と足底がなす角をトゥクリアランス (θ_{ic}) とした (Fig.7).

(4) 解析

介入前, 介入中, 介入後の 3 群を独立変数, 背屈角度差とトゥクリアランスの 2 つを従属変数とし, 一元配置分散分析 (有意水準 5%) により統計解析を行った. 分散分析にて有意差を認めた場合, Tukey-Kramer 法による多重比較検定を行った.

3.2 結果

背屈角度差 ($\theta_1 - \theta_2$) の平均値は介入前の角度差は -0.9 度 (SE: ± 0.7), 介入中の角度差は 8.2 度 (SE: ± 0.6), 介入後の角度差は 6.6 度 (SE: ± 0.5) であった. 介入前-介入中, 介入前-介入後の群間において有意差を認め, 介入中-介入後は介入前よりも有意に角度差が大きかった (Fig.8).

トゥクリアランス (θ_{ic}) の平均値は介入前の角度は 7.9 度 (SE: ± 0.5), 介入中の角度は 12.5 度 (SE: ± 0.8), 介入後の角度は 12.1 度 (SE: ± 0.7) であった. 介入前-介入中, 介入前-介入後に

The x-axis is the percentage of one gait cycle. The y-axis is the ankle joint angle (dorsiflexion +). The dotted line shows the result of the pre-test. The solid line shows the result of intervention. The dashed line shows the result of post-test.

Fig.10 Ankle angle of a patient in gait

において有意差を認め、介入中-介入後の群間においては有意差を認めなかった (Fig.9)。

個別データを観察すると、5名すべての参加者において、介入前では遊脚期に背屈が小さく、背屈角度差がほとんど確認されなかったが、背屈支援 RT の装着により遊脚期において背屈角度の上昇を認め、角度差において介入前と比較して介入中は背屈方向に 9.1 度角度が増加した。トゥクリアランスにおいても、5名中 4 名の参加者において、介入前に比べ介入中は背屈が維持された状態で初期接地が促せており、初期接地時の床面と足底がなす角においても 4.6 度の増加が確認できた。また、前額面映像から全参加者において、介入中および介入後の遊脚期における過大な内反足は確認されなかった。

装具使用の印象として、「装具により足をしっかり上げてもらえるので、足が前に出しやすい」や、「足を地面に引きずりにくくなった」等のコメントが得られた。

典型的なデータとして、参加者 1 名の介入前、介入中、介入後の 1 歩行周期における足関節角度の推移を示す (Fig10)。

4. 考察

本研究では、遊脚期において内反足を防止し、遊脚期に高い背屈支援を可能とする人工筋肉型足関節装具を開発し、脳卒中片麻痺患者に対して効果検証を行った。

背屈角度差 ($\theta_1 - \theta_2$) およびトゥクリアランス (θ_c) について、介入前と比べて介入中の有意な角度増加を認めた。本装具では十分な背屈支援が可能であったが、介入中における背屈角度差は設計の際に目標としていた背屈角度差 20 度には及ばなかった。この原因について、本装具では背屈支援のみを行っているため、蹴りだし時に十分な底屈が誘発されておらず背屈角度差が目標値よりも小さな値となってしまった可能性がある。健常者の歩行では、立脚期から遊脚期へ移行するフェイズで蹴り出しのために足関節は底屈状態となるが、一般的に患者の歩行では同フェイズ

で、足関節の底屈が少ない¹⁶⁾ (Fig.10 の症例は介入中で -12 度程度)。これは患者が立脚期から遊脚期へ移行するフェイズにおいて蹴り出しが小さいためであり、この歩容は本試験で撮影した動画における歩容とも一致する。一方で、被験者の遊脚期における背屈のピーク値の角度は介入前では -12 度程度であり、健常者の遊脚期における背屈のピーク値は 0 度程度と小さい値となっている。しかし、背屈支援 RT の介入により介入中の角度が -1 度程度となり健常者の背屈ピーク値に近い値となっていることから、この解釈の妥当性は高いことが判断できる。

初期接地における床面と足底の角度差として設定したトゥクリアランスの角度増加は、背屈支援 RT を使用することで足関節の背屈を維持した状態でかかと接地を迎えることで高いクリアランスの確保ができたためと推察される。

また、一連の試験から介入後に背屈支援 RT を外した状況においても、背屈角度差 ($\theta_1 - \theta_2$) およびトゥクリアランス (θ_c) において十分な背屈角度を維持できることが分かった。本データからは明確な背景機序は明らかにできないが、背屈支援 RT による高背屈運動が繰り返し反復されたことで、足部からの固有感覚情報入力が増加し、結果として短期的な運動指令の適正化につながったのかもしれない。上行システムである背側脊髄小脳路からの信号は歩行中に小脳の室頂核近傍へ上行し、その情報に基づいてタイミングや歩幅を調整することが基礎研究により示されている¹³⁾。本装具装着時には高背屈性が歩行中に確保できたため、足関節周囲軟部組織が正常歩行に近い状態で伸長されていた可能性が高い。そのため、患者は介入中の歩行時に足部からの情報を小脳における短期運動学習に有効に利用できたのかもしれない。臨床的には、開発した装具は使用中の補助作用のみではなく、リハビリトレーニングの際に治療用装具として使用することで歩行改善を促せる可能性があると考えられる。

今後は、試験被験者数を追加し、中長期的な介入効果および患者データにおける外反支援効果を定量的に明らかにしなければならない。

5. まとめ

遊脚期に高い支援量を有する人工筋肉型背屈支援 RT を開発し、麻痺性尖足を有する脳卒中片麻痺患者 5 名に対して適用した。その結果、健常歩行に近い角度まで患者の足背屈運動の支援を実現し、装具を外した介入後も背屈量を一時的に維持できた。そのため、本装具を装着することで脳卒中片麻痺患者の異常歩行を有効に改善でき、即時的な短期学習効果が得られる可能性が示された。今後は、実験参加者数を増加しつつ、中長期的な介入効果を実証する必要性がある。

謝辞

本研究は科学研究費助成金、基盤研究 (B) の一環として実施されました。また、臨床試験に協力いただいた患者様、秋葉洋一先生をはじめとする秋葉病院のスタッフの皆様ならびに研究にご協力いただきました福嶋勇太氏、田中元基氏に謝意を表します。

参考文献

- 1) 赤澤康史, 中川昭夫, 中村俊哉, 大塚博, 田中正夫, 脳卒中片麻痺者のための短下肢装具の研究, 兵庫県立福祉のまちづくり工学研究所報告集, 1998; 161-164.
- 2) Weiss W, Mulroy SJ, Gronley JK, Perry J, Boyd L, Rigid AFO impairs walking ability in individuals with hemiparesis from CVA. *Gait & Posture* 2002; 16(1): S2.
- 3) 山本澄子, 動作分析にもとづく片麻痺者用短下肢装具の開発. *理学療法科学* 2003; 18(3): 115-121.
- 4) 谷田惣亮 他, コンパクト MR 流体ブレーキを用いたインテリジェント短下肢装具 3 次試作機の開発と足関節弛緩性麻痺者への適用. *生体医工学シンポジウム* 2010; 48(1): 50-58.
- 5) 福田耕治, 鎌野琢也, 安野卓, 鈴木茂行, 超音波モータを用いた短下肢装具の足関節角制御. *システム制御情報学会論文誌* 2000; 13(12): 560-565.
- 6) Shorter K A, Li Y, Morris E. A, Kogler GF, Hsiao-Wecksler ET, Experimental evaluation of a portable powered ankle-foot orthosis. In *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE. IEEE* 2011; 624-627.
- 7) 山本澄子 他, 短下肢装具の可撓性と初期角度が片麻痺者の歩行に及ぼす影響. *バイオメカニズム* 1994; 12: 253-264.
- 8) Carberry J, Hinchly G, Buckerfield J, Tayler E, Burton T, Madgwick S, Vaidyanathan R, Parametric design of an active ankle foot orthosis with passive compliance. In *Computer-Based Medical Systems (CBMS) 2011 ; 24th International Symposium on. IEEE* :1-6.
- 9) 古荘純次 他, セン断型コンパクトMRブレーキを用いたインテリジェント下肢装具の研究開発(第一報), セン断型コンパクト MR ブレーキの開発と制御型短下肢装具への応用. *日本ロボット学会誌* 2007; 25(6): 867-873.
- 10) 島田隆明, 脳卒中片麻痺患者に対する重量負荷による歩行訓練の試み. *理学療法* 2005; 22(6): 860-864.
- 11) 日本人の人体計測データ, 人間生活工学研究センター. 1997: 476-478, 510-511.
- 12) Jacquelin Perry, Basic Functions, *Gait Analysis. SLACK* 1992; 19(47): 365-367.
- 13) 柳原大, 伊藤聡, 歩行運動の適応制御と小脳のシナプス可塑性: 「小脳」. 板倉徹, 前田敏博(編), 東京: プレーン出版, 1999, 57-69.
- 14) 保科智啓, 安田和弘, 大橋洋輝, 岩田浩康, 高背屈性とロッターファンクションを両立させた人工筋肉駆動型背屈支援 RT. *ロボティクス・メカトロニクス講演会講演概要集* 2014; 3P2-C03.
- 15) 藤沢宏幸, 日常生活活動の分析—身体運動学的アプローチ—. 東京: 医歯薬出版株式会社, 2012.
- 16) 山本澄子, 脳血管障害の歩行分析. *理学療法科学* 2002; 17(1): 3-10.