

速 報

短下肢装具装着時における歩行中の蹴り出し動作改善のための予備的研究

米津 亮^{†1}, 鈴木淳也², 山縣 学³, 齋藤聡佳², 小栢進也¹, 淵岡 聡¹

¹大阪府立大学大学院 総合リハビリテーション学研究所, 583-8555 大阪府羽曳野市はびきの3-7-30

²川村義肢株式会社 技術推進部, 574-0064 大阪府大東市御領1-12-1

³北村化学産業株式会社 大阪営業部, 541-0046 大阪市中央区平野町1-8-13

受付: 2014年10月31日, 受理: 2014年11月18日

A preliminary study to improve the push-off movement during gait with an ankle-foot orthosis

Ryo YONETSU^{†1}, Junya SUZUKI², Manabu YAMAGATA³, Akiyoshi SAITO², Shinya OGAYA¹, Satoshi FUCHIOKA¹

¹Graduate School of Comprehensive Rehabilitation, Osaka Prefecture University, 3-7-30 Habikino, Habikino-city, Osaka 583-8555, Japan;

²R&D Division, Kawamura Gishi Co.,Ltd, 1-12-1 Goryo, Daito-city, Osaka 574-0064, Japan; ³Osaka Sales Department, Kitamura Chemicals Co.,Ltd, Hirano-machi, Tyuo-ku, Osaka-city, Osaka 541-0046, Japan

Received 31 October 2014; accepted 18 November 2014

Key words : Gait (歩行); Ankle-foot orthosis (短下肢装具); Motion analysis (動作解析)

1 はじめに

歩行において、足関節は姿勢調整という観点で重要な役割を有する。まず、床接地時の衝撃に対する反応として踵で初期接地を行う。その後、重心を前方へ移動させる推進力を生成することでより円滑な歩行動作の再現に関与する¹。しかし、脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者のように足関節に痙縮を有する疾患においては、歩行中に過度な足関節底屈運動が観察される。このため、歩行中に安定した支持基底面が確保できず、立脚時間が短縮したり、歩行速度が遅延することが広く知られている²⁻⁴。このような歩行の効率性改善のため、装具の使用が推奨されている。

装具には様々な種類のものが存在するが、そのほとんどが足関節の痙縮のため生じる過度な足関節底屈運動を制限するため、その角度が0度に設定されている⁵⁻⁹。これらの装具の使用により、立脚時間や歩行速度が増加するなどの改善が確認されている。しかし、足関節の底屈運動が制限された歩行では正常な姿勢調整が困難との観点¹から、この運動を油圧で抵抗をかけ制動する装具が開発され、脳卒中片麻痺患者においてその使用効果が報告されている^{10,11}。これらの報告によると、立脚時間や歩行速度の増加だけでなく、踵接地時に膝関節の過度な屈曲運動の出現を制御する¹⁰。

さらに、踵接地後に素早く足関節が底屈することで、既存の装具と比較すると外側腓腹筋の過剰な筋活動が抑制される¹¹。このように、足関節底屈運動を油圧で制動した装具によって、足関節に痙縮を有する疾患群においても踵接地時の衝撃を吸収する効率的な関節運動の再現が可能となっている。その一方で、この装具においても足部の蹴り出し動作の際に十分な足関節底屈トルクの発揮が困難であることにも言及されている¹¹が、その特徴について検討した研究は我々が知りうる範囲では見当たらない。

そこで、本研究では、健常成人を対象に装具装着により歩行中の蹴り出し動作がどのように変化するのか、その運動学および運動力学的特徴の把握を目的に予備的研究を実施した。このような特徴を明らかにすることで、脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者の歩行動作をより効率的に改善する装具開発に結び付けることを本研究の目的とする。

2 方法

2.1 対象

対象は、運動器疾患を有さない健常成人女性10名(平均年齢: 20.5±0.7歳, 範囲: 18-24歳)とした。基本的身体特性については、身長 160.4±5.1 cm, 体重 52.9±6.2 kgである。

本研究は、大阪府立大学研究倫理委員会の承諾(受付番

[†]連絡著者 E-mail: yonetsu@rehab.osakafu-u.ac.jp

号 2012-PT11) を得て, 対象者にその目的を十分に説明し, 書面で同意を得たうえで実施した.

2.2 測定

本研究では, 短下肢装具装着時の足部の蹴り出し動作の特徴を把握するため, 裸足と短下肢装具装着時の歩行解析を実施した. なお, 使用する短下肢装具は, 川村義肢株式会社製のポリプロピレン製のものである. その重量は, およそ 350 g, 足底部の厚さは 3 mm である. その構造は, 油圧で足関節の底屈運動を制動する短下肢装具の底屈可動域を参考¹⁰に装具の可動制限を底屈 15 度に設定しており, 背屈角度に制限はない (Fig. 1). このような短下肢装具を足長や下腿周径の異なるサイズのを 3 足用意し, 対象者に最も適合するサイズを装着してもらった. なお, 今回の解析対象は右下肢とし, そのため短下肢装具も右下肢のみ装着した. そして, 対象者には, 同一日以内に裸足と短下肢装具装着時の 2 条件の歩行動作をランダムに実施してもらった. 各条件施行後には十分な休憩時間を設けている.

このような条件で, 対象者には 10 m の歩行路を歩いてもらった. なお, 歩行路の中央 5 m の位置に縦 40 cm, 横 30 cm の床反力計 (TF-3040: テック技販社製) (100 Hz) を 1 枚設置している. そして, この床反力計に右足が接地し, 足趾が離地するまでの動作を記録できるよう動作解析システム (Kinema Tracer: キッセイコムテック社製) に付属するデジタルカメラ 2 台 (30 Hz) を右側方に設置した. この区間の関節運動を把握するため, 対象者には事前に, 右下肢の

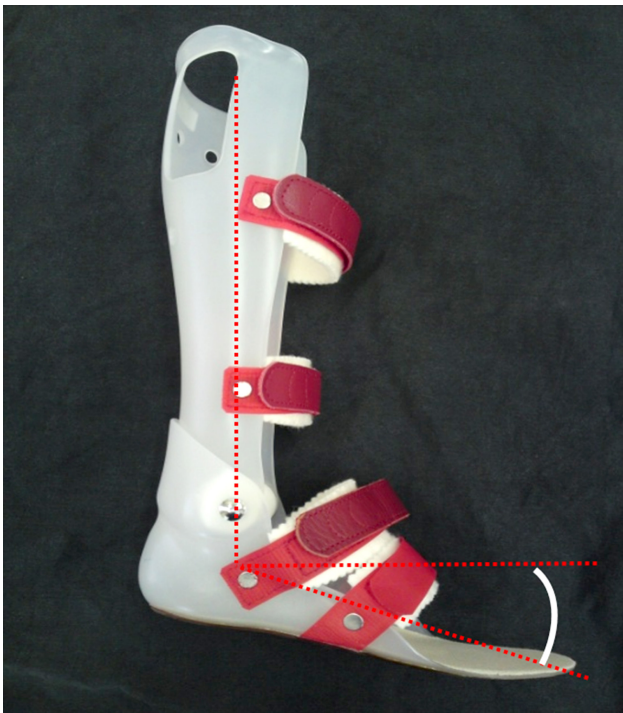


Fig. 1 短下肢装具

足関節背屈角度は制限を設けず, 底屈角度は 15 度に設定している.

膝関節外側, 足関節外果, 踵骨, 第 5 中足骨の 4 部位にカラーマーカーを貼付した. なお, 短下肢装具装着時はこれらのランドマークのうち足関節外果と踵骨はマーカーを直接皮膚に貼付できないが, 先行研究¹²と同様にこれらの位置に該当する部位を目視にて注意深く確認し貼付した. さらに, 前脛骨筋と腓腹筋 (外側) の 2 箇所電極を貼付し, 表面筋電計 (MQ-Air: キッセイコムテック社製) (1000 Hz) で筋活動を記録した. 対象筋への電極貼付については, 十分な皮膚処理を行い, 各筋の電極貼付部位は SENIAN project (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)¹³ の推奨する方法を参考に決定し, 電極間距離は 2 cm とした. なお, カラーマーカーと同様に短下肢装具装着時はこの推奨された方法に沿って対象筋への電極の貼付に制約が生じることを想定できたので, 短下肢装具はベルト位置の変更や下腿外側面の削り貫きなどの加工を事前に施している (Fig. 1). このような条件下で, 右足が床反力計内に接地する歩行を再現できるよう十分な練習時間を設け, 対象者の自然な速度でそれぞれ 5 回の歩行動作の計測を実施した. ちなみに, 今回使用した動作解析装置, 床反力計および筋電計については, 同期設定済みである.

2.3 データ解析

記録したすべての動作 5 回を解析対象とした. そのため, 本研究では裸足と短下肢装具装着時の 2 条件で, それぞれ 50 施行が解析対象となった.

まず, 立脚時間を右踵接地地点 (Heel Contact: HC) から右足趾離地地点 (Toe Off: TO) の区間として定義した. 右 HC と右 TO は, 床反力計の垂直分力が出現した地点と消失した地点としてそれぞれ定義した (Fig. 2). そして, この区間を 100% Stance Phase (100% SP) として正規化した. さらに, 足関節背屈角度が最大値を示す地点の割合 (%)

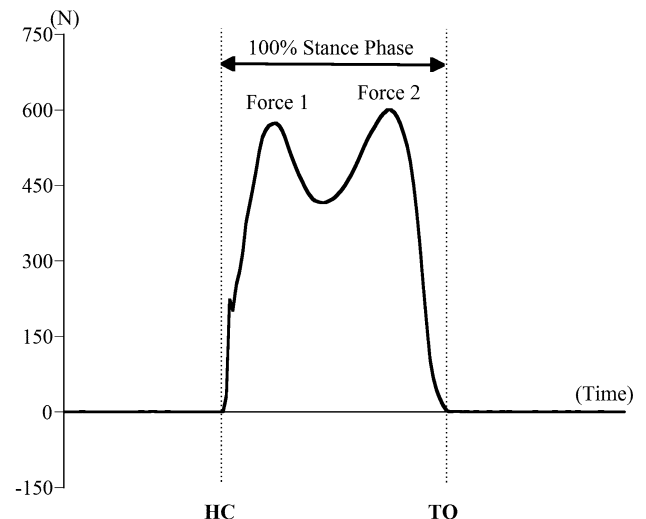


Fig. 2 立脚時間の定義方法

も算出した。

関節角度については、下腿前傾角度と足関節背屈角度を算出した。なお、関節角度の定義については、下腿前傾角度は膝関節と足関節外果を結ぶ線と足関節外果を通る垂線とのなす角と設定した。同様に、足関節背屈角度は膝関節と足関節外果を結ぶ線の垂線と踵骨と第5中足骨を結ぶ線のなす角と定義した。そして、下腿前傾角度についてはHC地点とTO地点、足関節背屈角度についてはHC地点と最大値を示す地点の値を算出した。なお、足関節背屈角度については短下肢装具装着により底屈15度に設定されておりTO地点の値は裸足の条件のもの明らかに異なるが、参考のためその値も算出した。

床反力計からは、垂直分力で立脚前半と立脚後半にそれぞれピークとなる地点の値をそれぞれForce1 (F1), Force2 (F2)として算出した (Fig. 2)。なお、F1は体重の急速な落下に伴う下肢への衝撃、F2は床に対する足関節底屈筋の蹴り出し動作の力を把握する指標となる¹⁴。これらの値を、対象者の体重で除した値 (N/Kg)として算出した。

筋活動については、得られた生波形を整流化した後バンドパスフィルター (通過帯域: 20-500 Hz)を適応することで、あらかじめ筋電図信号からノイズを除去した。得られた筋電図波形は、平滑化 (Root Mean Square: 50 msec)の処理を行った後、立脚期中の前遊脚期の占める割合を参考¹に解析区間中の85%地点で区分し、85-100% SP区間中の最大振幅値を0-85% SP区間中の最大振幅値で正規化した値 (%Electromyogram: %EMG)を算出した。そして、この算出した値を足部の蹴り出し動作の筋活動量として扱った。

足部の蹴り出し動作の筋活動量 (%EMG)

$$= \text{最大振幅値 (85-100\% Stance Phase)} \\ \div \text{最大振幅値 (0-85\% Stance Phase)} \times 100$$

統計処理については、裸足と短下肢装具装着時の2条件の比較を対応のあるt検定を用い、平均値と標準偏差を算出して検討した。有意水準は5%未満とした。

3 結果

3.1 立脚時間

立脚時間に関しては、裸足が 0.63 ± 0.05 秒、短下肢装具装着時が 0.64 ± 0.06 秒で2条件間に有意差を認めなかった。なお、足関節背屈角度が最大値を示す地点も、裸足が $59.1 \pm 9.3\%$ 、短下肢装具装着時が $59.2 \pm 10.3\%$ で2条件間に有意差を認めなかった。

Table 1 関節角度データ

角度(°)	裸足	短下肢装具	P値
<i>下腿前傾角度</i>			
HC	-11.1 (4.2)	-10.8 (5.2)	0.575
TO	61.6 (4.5)	67.7 (4.5)	P<0.01
<i>足関節背屈角度</i>			
HC	-0.1 (4.9)	3.2 (4.4)	P<0.01
最大値	14.4 (3.1)	21.7 (2.7)	P<0.01
TO	-20.3 (8.5)	-4.1 (3.5)	N.D
平均値 (標準偏差)			
N.D:Not Data			

3.2 関節角度

下腿前傾角度と足関節背屈角度をTable 1に示す。

下腿前傾角度においては、HC地点では2条件間に有意差を認めなかった。しかし、TO地点では裸足が 61.6 ± 4.5 度、短下肢装具装着時が 67.7 ± 4.7 度で有意に増加した(P<0.01)。

足関節背屈角度については、HC地点、最大値において、それぞれ有意差を認めた。HC地点では、裸足は -0.1 ± 4.9 度に対し、短下肢装具装着時は 3.2 ± 4.4 度で有意に増加した(P<0.01)。さらに、最大値も裸足が 14.4 ± 3.1 度、短下肢装具装着時は 21.7 ± 2.7 度で有意に増加した(P<0.01)。なお、TO地点では、裸足が -20.3 ± 8.5 度、短下肢装具装着時は -4.1 ± 3.5 度となった。

3.3 垂直分力

下肢の垂直分力については、F1が裸足は 11.5 ± 0.9 N/Kg、短下肢装具装着時は 11.5 ± 0.8 N/Kgで有意差を認めなかった。しかし、F2については裸足が 10.8 ± 1.0 N/Kgに対し、短下肢装具装着時が 10.4 ± 0.9 N/Kgで有意に減少した(P<0.01)。

3.4 筋活動

Fig. 3に、対象者1名の立脚時間中の対象筋の筋活動を加算平均したグラフを示す。

筋活動については、腓腹筋については裸足が $12.4 \pm 10.0\%$ EMG、短下肢装具装着時が $15.7 \pm 11.3\%$ EMGで2条件間に有意差を認めなかった。しかし、前脛骨筋については裸足が $27.6 \pm 16.1\%$ EMGに対し、短下肢装具装着時が $66.2 \pm 33.9\%$ EMGで有意に増加した(P<0.01)。

4 考察

今回の研究では、健康成人女性を対象に短下肢装具装着により、歩行中の足部の蹴り出し動作にどのような運動学および運動学的特徴が生じるのか検討を行った。脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者においては、足関節の痙縮のため下肢での安定した支持が困難となる側面から、足関節底屈運動そのものを制限する短下肢装具が広く使用されている⁵⁻⁹。その一方で、足関節底屈運動は下肢への衝撃吸収や前方へ

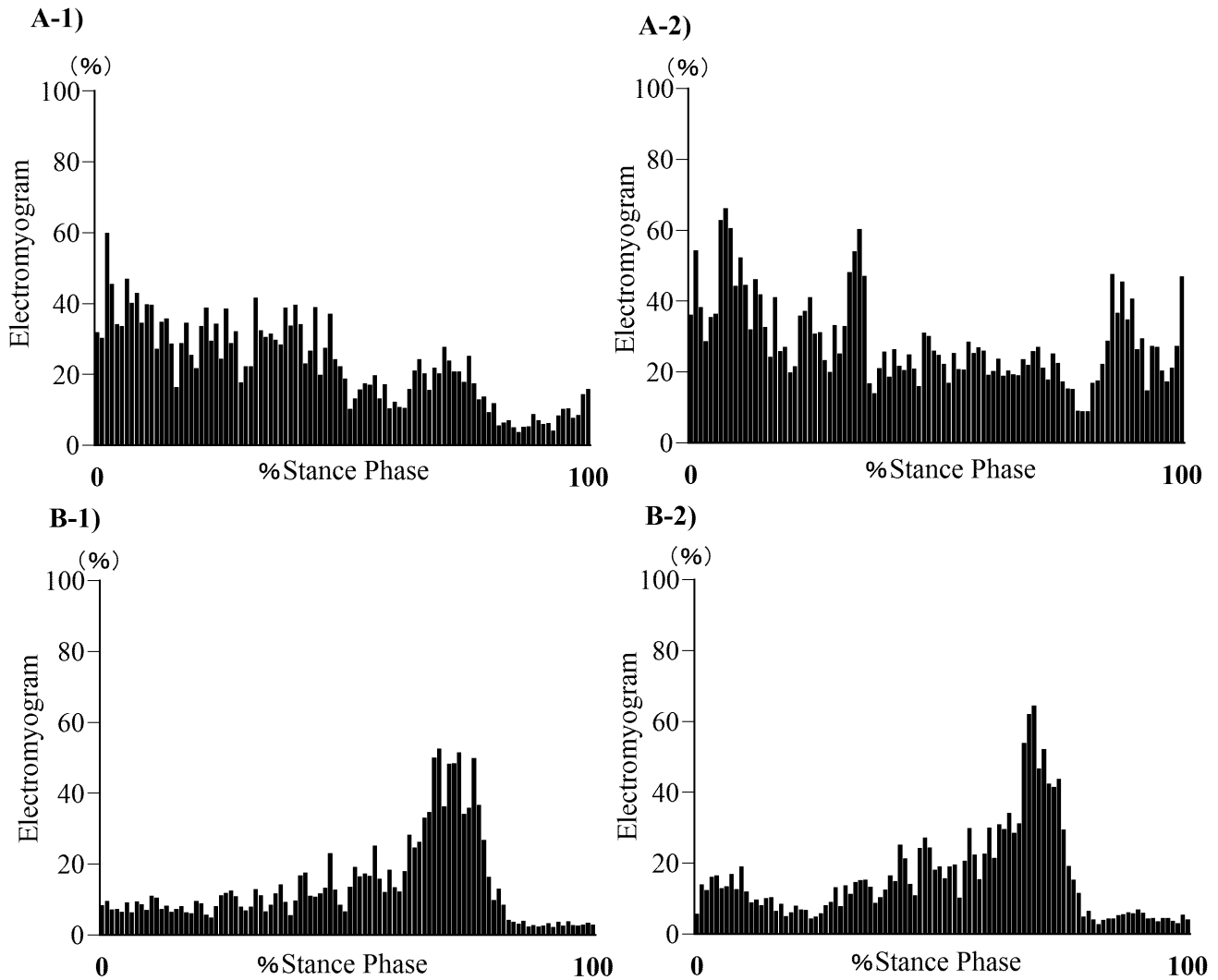


Fig. 3 立脚時間における裸足と短下肢装具装着時の筋活動

解析区間における最大振幅値を100%EMGとして、対象者1名における5回のデータを加算平均したグラフを代表例として示す。上段は左から裸足時の前脛骨筋 (A-1) と短下肢装具装着時の前脛骨筋 (A-2) の筋活動を示す。下段は左から裸足時の腓腹筋 (外側) (B-1) と短下肢装具装着時の腓腹筋 (外側) (B-2) の筋活動を示す。

の推進力を担うなど歩行動作において重要な役割も有する¹。このような観点から、油圧で足関節底屈運動を制動する短下肢装具が開発され、下肢の振り出しの際に生じた推進力を踵接地時に効率的に吸収するより正常な下肢関節運動の再現が可能となっている^{10,11}。しかし、この油圧調整式の短下肢装具においても、歩行中の蹴り出し動作の際に十分な推進力が得られないことにも言及されており¹¹、この部分の改善が今後の短下肢装具開発に求められている。今回得られた知見は、健常成人女性を対象としたもので、脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者に該当するか慎重に検討する必要があるが、短下肢装具装着により足部の蹴り出し動作に生じる機能的制約の一部を明らかにできたと考えている。

今回の研究を通して、短下肢装具装着時は蹴り出し動作の力に対する指標となる垂直分力 (F2) が減少した。この

知見は、足部での蹴り出しの力が低下していることを示唆しており、先行研究¹¹と同様な所見と判断できる。一般的に、床反力計で算出した下肢の垂直分力は、歩行速度により変動する¹⁵⁻¹⁷が、本研究においては裸足と短下肢装具装着の2条件間の立脚時間がほぼ均一であり、その影響は少ないと考えている。さらに、踵接地時に観察される関節運動は、下腿前傾角度は2条件間で差を認めず、体重の急速な落下に伴う下肢への衝撃の指標となる垂直分力 (F1)¹⁴もほぼ均一である。つまり、今回記録した裸足と短下肢装具装着時の歩行は、立脚初期から中期までの運動がほぼ類似したものであり、立脚終期から前遊脚期における足部の蹴り出し動作への影響をできる限り厳密に評価できる状況を設定できたと考えている。

短下肢装具装着時に足部での蹴り出し動作の力が低下し

た主要な要因を検討すると、裸足の条件と比較し立脚終期から前遊脚期において前脛骨筋の筋活動が比較的高い状態を持続したことが推察される (Fig. 3). このように前脛骨筋の筋活動が高い状態を維持した理由については、まず立脚期の足関節最大背屈角度が過度に大きくなっていることが関与したと考えている (Table 1). さらに、今回の研究では油圧で足関節底屈運動を制動する短下肢装具の足関節の可動範囲を参考¹⁰に底屈角度を設定したが、TO 地点でのこの角度は設定した値と約 10 度近い差を生じており (Table 1), その可動範囲が十分に引き出されていない。これらの現象は、元々短下肢装具自体が脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者において足関節の痙縮による過度な底屈運動を制御するため、この運動と相反する背屈運動を引き出すことに主眼を置いた構造が背景にあると推察する。この結果、短下肢装具装着時の歩行動作においては立脚期中の足関節運動が裸足の条件と比較すると逸脱し、筋の過剰な収縮を引き起こされ、足部での蹴り出し動作の力を低下させたと考えている。

なお、今回得られた知見は健常成人女性を対象としたもので、脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者において歩行中の蹴り出し動作の改善には、足関節の痙縮の影響に伴う選択的な関節運動の欠如¹⁷、主動作筋と拮抗筋の過剰な同時収縮¹⁸、筋力低下^{19,20}などの機能的側面の影響を包括的に評価し、短下肢装具の開発を検討しなければならない。このため、本研究で示された所見を改善した短下肢装具により、これら疾患患者の足部の蹴り出し動作の推進力が十分に発揮できるかについて、一概に断定することはできない。今後は、これら疾患の対象者による歩行中の蹴り出し動作の特徴を明らかにする研究を実施し、その知見を蓄積していくことが新しい短下肢装具開発のため必要不可欠となる。

5 結論

本研究では、健常成人女性を対象に短下肢装具装着による歩行中の蹴り出し動作の特徴の検討を行った。短下肢装具を装着した歩行では、立脚期に過度な足関節背屈運動が出現し、このことが立脚終期から前遊脚期に前脛骨筋の筋活動を持続させたことにより、足部での蹴り出しの際の推進力を低下させていることが示唆された。今後は、この部分を改良した短下肢装具の開発とともに脳卒中片麻痺や脳性麻痺患者を対象とした解析研究を同時に推し進める必要がある。

謝辞

本研究は、平成26年度大阪公衆衛生協会「母と子のすこ

やか基金」の助成を受け実施した。

文献

- 1 Perry J, Burnfield JM (1992) "Gait analysis: normal and pathological function," Slack, Thorofare, pp.19-160.
- 2 Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, et al. (1983) Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. Arch Phys Med Rehabil, 64: 583-587.
- 3 Wall JC, Turnbull GL (1986) Gait asymmetries in residual hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil, 67: 550-553.
- 4 Wren T, Do K, Kay R (2004) Gastrocnemius and soleus lengths in cerebral palsy equinus gait: differences between children with and without static contracture and effects of gastrocnemius recession. J Biomech, 37: 1321-1327.
- 5 Tyson SF, Thornton HA (2001) The effect of a hinged ankle foot orthosis on hemiplegic gait: objective measures and user's opinions. Clin Rehabil, 15: 53-58.
- 6 Iwata M, Kondo I, Sato Y, et al. (2003) An ankle-foot orthosis with inhibitor bar: effect on hemiplegic gait. Arch Phys Med Rehabil, 84: 924-927.
- 7 Carlson JM, Bruce D, Berglund G (1990) Double short flexure type orthotic ankle joint. J Prosthet Orthot, 2: 289-300.
- 8 Dieli J, Ayyappa E, Hornbeak S (1997) Effect of dynamic AFOs on three hemiplegic adults. J Prosthet Orthot, 9: 82-89.
- 9 Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, et al. (1997) A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. Phys Ther, 77: 395-409.
- 10 Yokoyama O, Sashika H, Hagiwara A, et al. (2005) Kinematic effects on gait of a newly designed ankle-foot-orthosis with oil damper resistance: A case series of 2 patients with hemiplegia. Arch Phys Med Rehabil, 86: 162-166.
- 11 Ohata K, Yasui T, Tsuboyama T, et al. (2011) Effects of an ankle-foot orthosis with oil damper on muscle activity in adults after stroke. Gait Posture, 33: 102-107.
- 12 Romkes J, Hell AK, Brunner R (2006) Change in muscle activity in children with hemiplegic cerebral palsy while walking with and without ankle-foot orthoses. Gait Posture, 24: 467-474.
- 13 SENIAM project (2014) "Surface ElectroMyoGraphy for

- the Non-Invasive Assessment of Muscles,” SENIAM project <<http://www.seniam.org/>>. [accessed 30 June 2014]
- 14 Perry J, Burnfield JM (1992) “Gait analysis: normal and pathological function,” Slack, Thorofare, pp.457-470.
 - 15 Crowinshield RD, Brand RA, Johnston RC (1978) The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin Orthop*, 132: 140-144.
 - 16 Mann RA, Hagy J (1980) Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*, 8: 345-350.
 - 17 Shinner SR, Barnes LA, Perry J, et al. (1980) The relationship of gait velocity to the rate of lower extremity loading and unloading. *Transactions of the Orthopaedic Research Society*, 5: 273.
 - 18 Raine S (2009) The Bobath concept: Developments and current theoretical underpinning, “Bobath concept: theory and clinical practice in neurological rehabilitation” (Raine S, Meadows L, Lynch-Ellerington M, editors), Wiley-Blackwell, Oxford, pp.1-17.
 - 19 Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, et al. (1999) Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech (Bristol Avon)*, 14: 125-135.
 - 20 NcNee AE, Gouth M, Morrissey MC, et al. (2009) Increase in muscle volume after plantarflexor strength training in children with spastic cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 51: 429-435.