

新たな短下肢装具の開発に向けた靴底形状による 下肢の機能代償と臨床への応用可能性

昭 和 大 学 中 村 大 介
(共同研究者) 同 関 屋 昇
同 松 永 勇 紀

Study to Elucidate Functional Compensatory Movements of Lower Limbs During Gait with the Roll-over Shapes Brace and Adaptability of Clinical Application

by

Daisuke Nakamura, Noboru Sekiya,
Yuhki Matsunaga
Showa University

ABSTRACT

The purpose of the study analyzes an electromyogram when I walked in Roll-over shapes (ROS) brace and is to inspect function compensation characteristics of lower limbs. The object was 12 normal women, and the method changed gait speed on the treadmill into three phases (4.5km/h, 3.5km/h, 2.0km/h). In addition, the ROS brace compared it by four settings (15%, 21%, 27%, 33%). The measurement of the muscle activity was tibialis anterior muscle, gastrocnemius, rectus femoris muscle, semitendinosus, and, in results, the ROS brace, tibialis anterior muscle and a gastrocnemial muscle contraction were seen in terminal stance. In addition, a muscular active mass of a ROS brace increased, and the muscle activity of rectus femoris muscle and the semitendinosus was similar with a normal gait, and the gait that was a low speed of ,R27% brace was similar with the shoes. In ROS brace, locomotor

compensation was carried out with tibialis anterior muscle and gastrocnemius than these results. In addition, it was suggested that an application possibility was high in R27% brace.

要 旨

本研究は、足底が円弧形状の足関節固定短下肢装具（ROS 装具）を装着した歩行時の筋電解析によって下肢機能代償性を検証することである。対象は、健康な女性 12 名。方法は、トレッドミル上の歩行速度を 3 段階（4.5km/h, 3.5km/h, 2.0km/h）に変化させて、4 設定（15%, 21%, 27%, 33%）の ROS 装具で比較した。筋活動の計測は、前脛骨筋、腓腹筋、大腿直筋、半腱様筋である。その結果、ROS 装具は前脛骨筋と腓腹筋で Terminal stance 時に同時性の筋収縮がみられ、Shoes よりも筋活動量が増大した。大腿直筋と半腱様筋において、Shoes と ROS 装具間には有意な差はなく、Shoes 歩行と近似していた。また R27% の低速度歩行は、shoes 歩行と近似していた。これらの結果より、ROS 装具では前脛骨筋と腓腹筋で歩行の代償が行われ、特に R27% 装具の臨床応用の可能性が高いことが示唆された。

1. 緒 言

Perry¹⁾ は、歩行の立脚期を 3 種類の異なる転がり運動として捉えることを提案している。Heel Rocker, Ankle Rocker, Fore-foot Rocker により正常歩行の滑らかな重心移動の軌跡が達成されるものと考えて歩行観察を行うことを推奨している。また、受動歩行研究において（McGeer²⁾, Gard and Childress³⁾）は逆さ振り子モデルの足底形状を円弧状にすることにより Rocker 機能を加え、受動歩行を改良した。その結果、Rocker 機能という概念は正常歩行のような滑らかな重心移動の軌跡を再現する上で最も適したものであると考えられた。

Hansen ら⁴⁾ は、人を対象として 3 次元歩行計測と床反力計測を用い、圧中心位置（以下、COP）の軌跡を求め、足底部の機能的形状について検討している。そのなかで COP 軌跡は円弧に近い形を示し、足関節が固定された場合には足底形状を円弧にすることで、正常歩行に近づくことを示唆している。Hansen ら⁴⁾ は、この形状を Roll-over shapes（以下、ROS）と呼び、検討している。

Adamczyk ら⁵⁾ は、足関節を固定した足底が円弧形状な短下肢装具（以下、ROS 装具）を使用し、健康成人の歩行中のエネルギー消費量を計測し、足底円弧半径（以下、R）が身長約 15% であるとき、エネルギー消費が最小となることを示した。しかし、R15% よりも大きな ROS 装具での検討はされていなかった。そのため、松永ら⁶⁾ は、より大きな円弧半径の ROS 装具におけるエネルギー消費量、歩行率の検討から、R27% においてエネルギー消費量が最小になると報告した。また岩丸ら⁷⁾ は、ROS 装具装着時の閉脚立位の総軌跡長を求め、R27% は安定性や歩行効率が最も良いと報告した。

1. 1 目 的

先行研究^{6,7)} により、足底円弧形状の違いは、歩行時のエネルギー消費量や歩行率、歩幅など歩容に影響を与えていることがわかっている。これは歩行時の筋活動の変化や歩行動作パターンに変化があったからと考えられる。しかし、これまで健康成人の ROS 装具歩行の筋活動に関する報告はされていない。そこで、本研究では、Shoes 歩行と ROS 装具歩行における筋活動や歩行周期、歩行率の違いを明らかにし、ROS 装具の臨床応

用の可能性を検討することを目的とする。さらに、臨床可能性については、先行研究⁶⁾でエネルギー消費量が最小になり、安定性や歩行効率が最も良いと報告されている R27% に着目しながら検討を行う。

1. 2 仮 説

本研究の仮説は以下の3つである。1) 足関節を固定していることで、前脛骨筋や腓腹筋の筋活動量が低下する。2) 代償として膝関節屈伸筋である大腿直筋、半腱様筋の筋活動が増加する。3) 先行研究⁶⁾により R27%での筋活動量が最も Shoes 歩行に近い値になると予測した。

2. 方 法

2. 1 対 象

対象は、整形外科的な既往のない健常な成人女性 12 名（平均年齢 21.5 ± 0.5 歳、平均身長 158.0 ± 4.9 cm、平均体重 48.4 ± 3.9 kg）とした。

2. 2 運動課題および実験設定

運動課題は、ROS 装具を着用したトレッドミル上の歩行である。歩行速度は、①時速 4.5 km (75m/min)、②時速 3.5 km (58m/min)、③時速 2.0 km (33m/min) の 3 課題とした。この速度設定は、①時速 4.5 km は歩行効率が良く、先行研究^{6,7)}と一致させるためである。また②時速 3.5 km、③時速 2.0 km は、その比較対照群である。

使用した ROS 装具は、円弧形状の異なる 4 種類とし、これ以外に Shoes での歩行を行った。課題実施順序は、最初に Shoes での計測を行い、次に ROS 装具での歩行を行った。ROS 装具で 4 種類の実施順序は反復測定デザインにおける循環法 (K=4) を用いて決定した。

2. 3 使用した機器・ROS 装具

使用した機器は、筋電計（ノラクソン社製、無

線式のテレマイオ DTS 周波数 1500Hz)、フットセンサー (DTS-EM566)、電子角度計 (DTS-EM851)、トレッドミル (Marquette 社製 2000 TRESMILL) である。

筋電計の装着部位は、左下肢 4 ヲ所（前脛骨筋、外側腓腹筋、大腿直筋、半腱様筋）である。これらにより、膝関節屈曲伸展、足関節底背屈時の筋活動を測定することができる。その際、フットセンサーを用いて歩行動作中の筋電計と同期を行った。また同時に、膝外側部に電子角度計を装着し、歩行中の膝角度を計測した。

使用した ROS 装具は図 1 のように Shilac 社製 Pincam 装具を改修し、靴底に各半径の板を装着して足底が円弧形状の装具を作成した。円弧形状の設定は、R を身長に対する比で規定し、R15%、R21%、R27%、R33% とした。R の各条件を表 1 に示すような範囲に規定した。例を挙げると、身長 155 cm の被験者に R を 21% 設定で歩行させたい場合には、 $21\%/1550\text{mm} \times 100 \div 325.5$ となるため、R350 の円弧装具を着用して、「R21%」とした。

Shoes は、スニーカー靴（チヨダ社製 HYDRO-

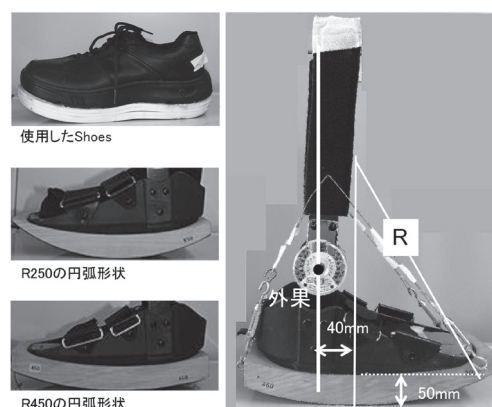


図1 実験に用いたshoesとROS装具

表 1 足底円弧半径 (R) の設定範囲

各条件の名称	15%	21%	27%	33%
身長に対する円弧半径の比の範囲	13-18%	18-24%	24-30%	30-36%

TEGH BF-130) に ROS 装具と高さを合わせるため、インソール用 EVA (エチレン酢酸ビニル共重合樹脂) シートで 25mm 補高したものをを用い、被験者の足底から床面までの距離が 50mm になるようにした。また、Shoes 自体の重さが片方で 530g に対し、ROS 装具は約 1.5 kg があるため ROS 装具の負荷条件を一定にするため、Shoes での計測時には両下腿遠位部に 1.0kg の重錘バンドを装着して計測した。なお、被験者から歩きにくさの訴えはなかった。

2. 4 実験歩行動作の注意点

ROS 装具を装着すると強制歩行となるため、被験者は ROS 装具、測定機器を装着後、各条件と速度に慣れるまでトレッドミル歩行の動作を繰り返し練習する。十分に慣れたと実験者と被験者の両者が判断した後にトレッドミル歩行での計測を行った。被験者には「前を見て下さい」「踵からつくように意識して下さい」と指示した。また、実験施行毎に十分な休憩時間を設けた。

2. 5 データ処理および解析方法

歩行率は、50 歩に要した時間から算出し、これらを身長から基準化を行った。基準化歩行率は歩行率と $\sqrt{\text{身長}}$ の積である。

筋電計の解析方法は、まず測定データの平滑化 (RMS, 100 m 秒で設定)、次に正規化 (%MVC) を行った。正規化は最大随意収縮のピーク値から算出された値を用いた。歩行周期は、被験者の連続した 30 試行から平均の歩行周期軌跡を算出した。さらに、12 名の被験者の歩行周期と筋活動量から平均を求め、Heel contact (以下、HC) 時、Mid stance (以下、MS) 時、Toe off (以下 TO) 時、周期ピーク値による活動量の比較検討を行った。

2. 6 統計処理方法

Shoes と ROS 装具との水準間の差の検定には

Wilcoxon の符号付順位検定を用いた。統計には解析ソフト JMPPro13.0 を用いた。有意水準は 5% とした。

2. 7 倫理的配慮

昭和大学保健医療学部倫理審査を受けた後、研究内容を被験者に口頭および文書により説明し、文書で同意を得た後に計測を行った。

3. 結 果

3. 1 時速 4.5km (75m/min) 時における shoes と各 ROS 装具の比較

3. 1. 1 歩行率

図 2 は時速 4.5km (75m/min) 時における各条件における歩行率の平均値を示す。図 2 より、ROS 装具間では R15% と R21% の歩行率が高値であった。Shoes と各 ROS 装具間、R15% と R27%、R15% と R33% 間で有意差が認められた。

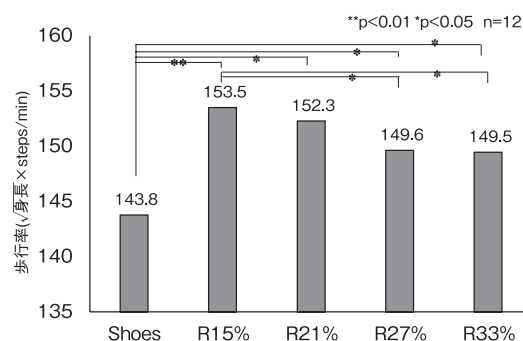


図2 歩行速度 4.5km/h における歩行率

図 3 は歩行率の平均値における先行研究⁷⁾ との比較を示す。図 3 より、先行研究と各装具の有意差はなく、先行研究と同様であった。

3. 1. 2 歩行周期

図 4 は時速 4.5km (75m/min) 時の各条件における歩行周期中の立脚期の割合の平均値を示す。Shoes と R15%、R21%、また R15% と R33% で有意差が認められた。また、Shoes に比べて ROS

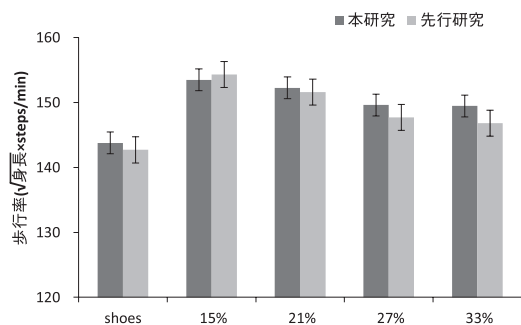


図3 歩行率の先行研究と本研究の比較

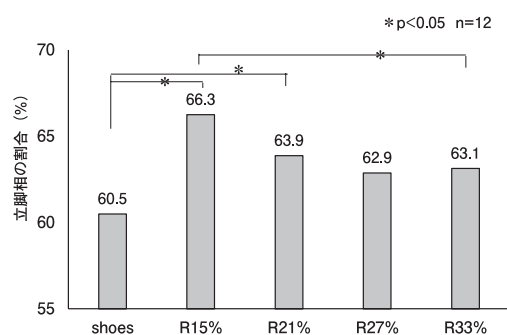


図4 歩行速度4.5km/hにおける各装具条件による歩行周期

装具では立脚期が長くなった。R15%が最も高値であった。

3. 1. 3 筋活動

図5は前脛骨筋，図6は腓腹筋，図7は大腿直筋，図8は半腱様筋の歩行周期中の筋活動(%MVC)の平均値を示す。

前脛骨筋の筋活動は，HC時にShoesとR21，

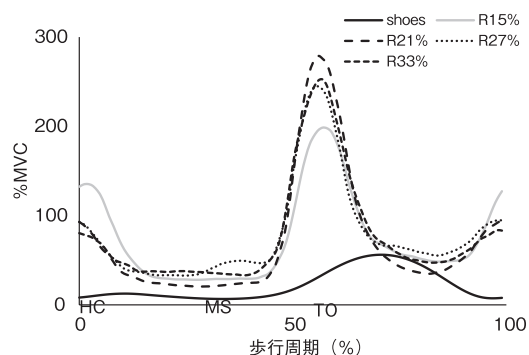


図5 歩行速度4.5km/hにおける前脛骨筋の筋活動

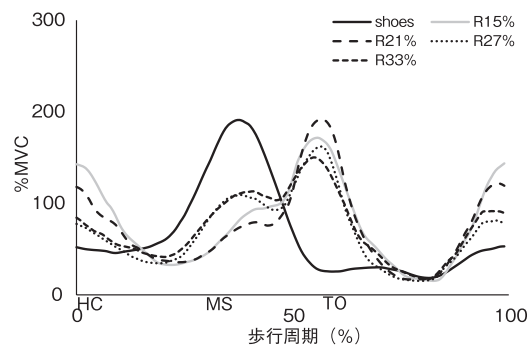


図6 歩行速度4.5km/hにおける腓腹筋の筋活動

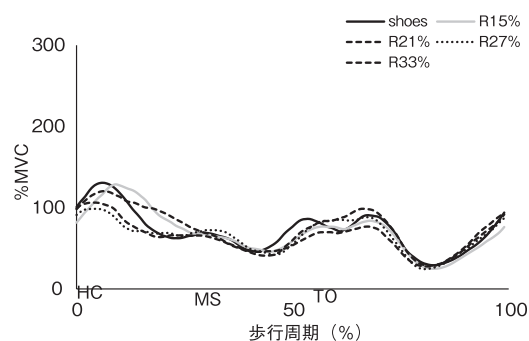


図7 歩行速度4.5km/hにおける大腿直筋の筋活動

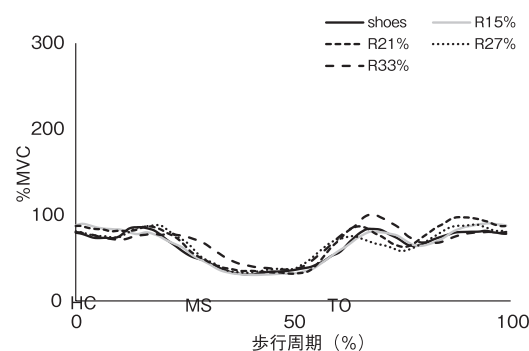


図8 歩行速度4.5km/hにおける半腱様筋の筋活動

R27, R33%に有意差が認められた。MS時はShoesとROS装具は近似の筋活動波形を示した。また，TO時の筋活動はShoesと4種類のROS装具間と，R15%, R21%に有意差がみられた。TO時にShoesに比べてROS装具の筋活動が高値であった。腓腹筋の筋活動は，MS時の後半でShoesと4種類のROS装具間に有意差が認められた。TO時の筋活動量もShoesと4種類のROS

装具間に有意差が認められた。また、ピーク時の筋活動量は近似していたが、Shoes のピークは MS 後半、ROS 装具のピークは TO 時であった。大腿直筋と半腱様筋は、Shoes と ROS 装具では、周期全体に差はなく、近似の波形を示した。

3. 2 Shoes と R27% 装具の比較

3. 2. 1 歩行率

図 9 は歩行速度の変化による歩行率を示す。速度が上がるにつれて歩行率は上昇する。各速度条件で R27% は Shoes よりも有意に高値であった。

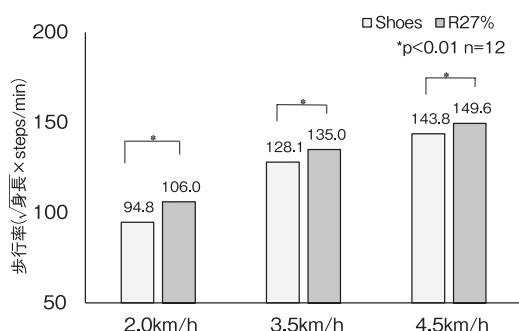


図 9 Shoes と R27% 装具の歩行速度の違いによる歩行率

3. 2. 2 歩行周期

図 10 は歩行速度の変化による立脚期の割合を示す。Shoes は速度が上がるにつれて立脚期の割合は減少する。R27% 装具は 4.5km/h で高値だが、2.0km/h と 3.5km/h は Shoes と同様だった。また各速度条件で Shoes と R27% の差はみられなかった。

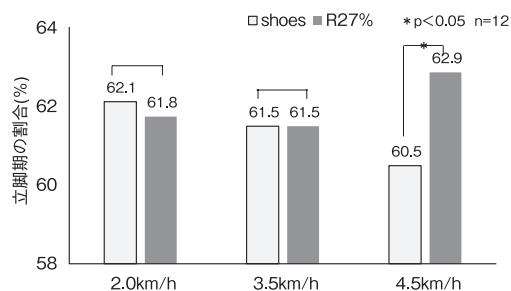


図 10 Shoes と R27% 装具の歩行速度の違いによる立脚期の割合

3. 2. 3 筋活動

図 11 は前脛骨筋、図 12 は腓腹筋、図 13 は大腿直筋、図 14 は半腱様筋の歩行速度 2.0km/h での筋活動を示す。前脛骨筋は、HC 時に Shoes の筋活動が有意に高値となり、また TO 時に R27% の筋活動が高値である。MS 時は Shoes と ROS 装具は近似の波形を示した。腓腹筋は、MS 時の後半で Shoes の筋活動がピークとなり、TO 時は R27% がピークとなる。また、ピーク時の筋活動量は近似した。大腿直筋と半腱様筋では、周

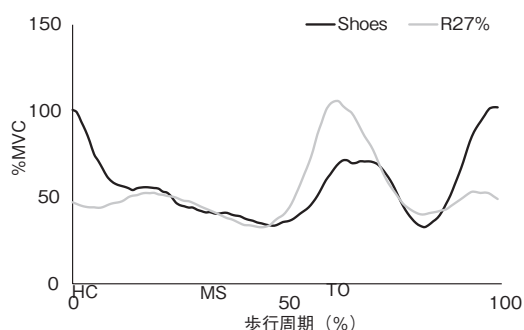


図 11 歩行速度 2.0km/h における前脛骨筋の筋活動

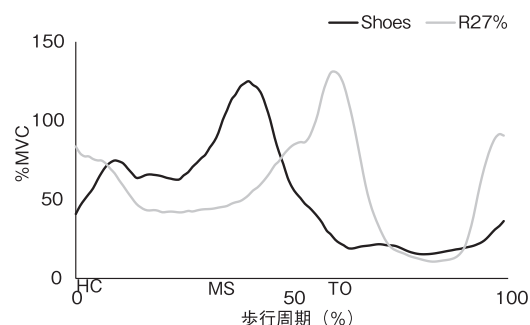


図 12 歩行速度 2.0km/h における腓腹筋の筋活動

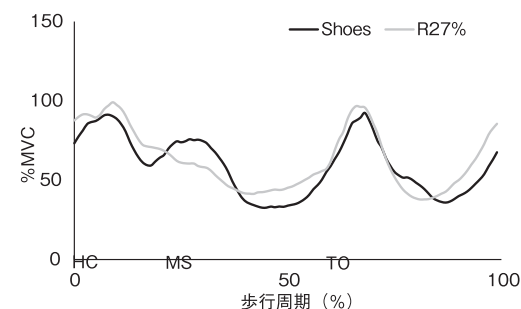


図 13 歩行速度 2.0km/h における大腿直筋の筋活動

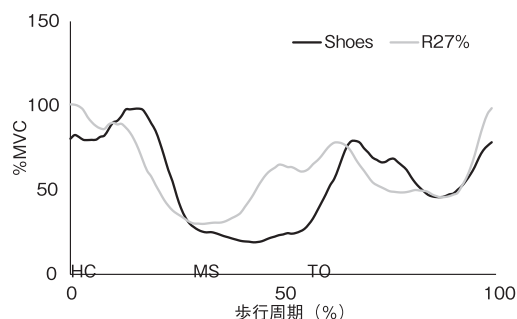


図14 歩行速度2.0km/hにおける半腱様筋の筋活動

期全体に差はなく、近似の波形を示した。

3. 2. 4 歩行周期中の膝関節角度

図15は歩行速度2.0km/h時の歩行中の膝関節角度変化を示す。ShoesとR27%装具の歩行周期全体に差はなく、近似の波形を示した。

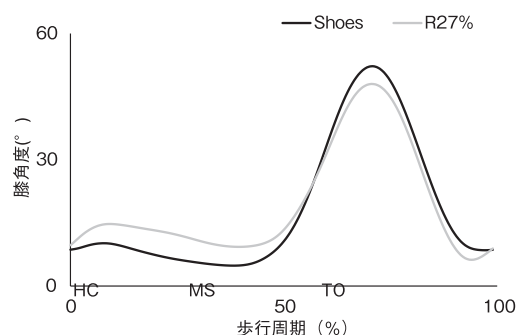


図15 歩行速度2.0km/hにおける膝関節角度

4. 考 察

本研究により、ROS装具歩行時の歩行率、歩行周期、筋活動が明らかになった。これらについて以下に考察する。

4. 1 足底半径と歩行率

歩行率は、先行研究⁶⁾と同様の結果となった。つまり、これまでの研究を継続する結果として考察できることが示唆される。ShoesとROS装具において歩行率に有意な差がみられた。R15%、R21%では、円弧が急であったため踵接地から踵離地の時間が短くなり歩行率が増大したと考えら

れる。これらと比較してShoes、R27%、R33%では前進力が低下するため、歩行率が減少したと考えられる。

4. 2 足底半径と歩行周期

歩行周期は、ShoesとR15%、R21%に有意な差がみられた。足関節の背屈角度が制限されることで、股関節の伸展角度が減少して歩幅が減少する。また、ROS装具の形状により支持基底面が狭くなることで、不安定になる。2つの原因から、バランスを保つために片脚時間を減少させ、立脚期が長くなると考えられる。そのため足関節を固定していないShoesの立脚期が最も短く、R15%で最も長くなったと考えられる。

4. 3 足底半径と筋活動と関節角度

4. 3. 1 足関節の筋活動

Shoes歩行は、従来言われている正常歩行と近似の波形を示したが、ROS装具歩行では異なった波形を示した。正常歩行の場合、前脛骨筋は衝撃吸収の役割がある。しかしROS装具を装着することにより、足関節を背屈位で固定されているため、遠心性に働くことができなかったためと考えられる。そのため、拮抗筋である腓腹筋の筋活動量がShoesに比べて大きくなったと推測される。Loading responseに起こる足関節の背屈運動がROS装具により制限されると、Ankle Rockerが働きにくくなる。そのため、MS後半の腓腹筋の筋活動量は減少したと考えられる。

正常歩行におけるMid stanceからTerminal stanceは、腓腹筋の遠心性収縮により背屈し、速度を減速するように働く^{8,9)}。しかし、ROS装具は転がるため、前進力が増加し、ブレーキをかけるタイミングが遅延し、TO時の筋活動が増加したと考えられる。また、ROS装具の前脛骨筋と腓腹筋のピーク値はTerminal stanceにあり、筋活動量が近似している。これは足関節の固定によ

り、関節運動が生じにくくなり、静的収縮を利用し、前進力のブレーキをかけるために主動作筋である腓腹筋と拮抗筋である前脛骨筋が同時収縮したと考えられる。この結果より、ROS 装具では前脛骨筋と腓腹筋で歩行の代償が行われていることが示唆された。

さらに、R27% 装具の 2.0km/h 歩行では HC 時や TO 時の筋活動量は減少し、shoes 歩行時の結果と近似となった。これは低速度歩行のため、ブレーキをかける量が減少したためと考えられる。

4. 3. 2 膝関節

膝関節は、Shoes と ROS 装具どちらも、従来言われている正常歩行と近似の波形を示した。Perry¹⁾ は、「足関節固定が歩行パターン全体にわたって、大きな代償的变化を必要としない。」と報告している。今回の結果も、同様の結果となった。また、R27% 装具の 2.0km/h 歩行でも Shoes の結果と近似した。さらに、2.0km/h 歩行周期中の膝関節角度変化も差がないことから、ROS 装具により足関節を固定しても膝関節に影響が出ないことが示唆された。

5. 結 論

仮説の検証をすると、1) ROS 装具は TO 時の前脛骨筋と腓腹筋の筋活動を増加させた。これは推進力に利用するために同時収縮が生じるためである。2) 膝関節は機能代償には関与していない。3) 日常生活歩行を想定した低速度歩行下では、R27% 装具による歩行周期、筋活動は Shoes 歩行の結果と近似した。これによって、R27% 装具の臨床可能性が高いことが示された。

6. 今後の課題

本研究課題ではトレッドミル歩行による検討を行ったが、平地歩行との比較検討や、軽量の装具の改良など、より臨床的な応用開発に向けた取り組みにつなげていきたい。

謝 辞

本研究に対して、研究助成を頂きました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に心より御礼申し上げます。また、本研究の遂行にあたり被験者として協力して下さった皆さまに御礼申し上げます。

文 献

- 1) Perry J.: Gait Analysis. Slack, Thorofare, NJ. p.33-47. 1992 walking, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 13: p.64-67 (2001)
- 2) McGeer T.: Passive dynamic walking. *International Journal of Robotics Research*, 9, p.62-82 (1990)
- 3) Gard S., Childress D., What determines the vertical displacement of the body during normal walking, *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 13, p.64-67 (2001)
- 4) Andrew H., Hansen et al.: Roll-over shape of human locomotor systems: effects of walking speed, *Clinical biomechanics*, 19, p.407-414 (2004)
- 5) Adamczyk P.G., Collins S.H., Kuo A.D.: The advantage of a rolling foot in human walking, *JExp Biol.*, 209, p.3953-3963 (2006)
- 6) 松永勇紀, 中村大介, 関屋昇: 足関節固定短下肢装具歩行におけるエネルギー効率からみた最適足底形状. 理学療法学, 42, 5号. p401-407 (2015)
- 7) 岩丸裕介, 中山奈津: 足関節を固定した ROS 装具装着時のエネルギー消費と総軌跡長～足底半径の違いが立位と歩行に与える影響～. 昭和大学卒業論文集, 9, p.24-29 (2014)
- 8) 藤澤宏幸編, 日常生活活動の分析－身体運動学的アプローチ, 医歯薬出版, p85-92 (2012)
- 9) Donald A. Neumann (著), 嶋田 智明 (翻訳), 筋骨格系のキネシオロジー 2版, 医歯薬出版, p696-699 (2012)