研究

筋骨格モデルによる短下肢装具装着下歩行中の筋活性度推定と筋力推定の検討

山本 征孝^{1†}, 島谷 康司², 長谷川 正哉², 村田 拓也³, 岡村 和典⁴, 栗田 雄一⁵¹ 兵庫県立淡路医療センター, ² 県立広島大学保健福祉学部, ³ 広島大学大学院工学研究科,⁴ 県立広島大学大学院総合学術研究科 ⁵ 広島大学大学院工学研究院

要旨：本研究では様々な底屈制動力を持つ短下肢装具を使用した歩行を、筋骨格モデルと装具モデルを用いて筋活性度と筋力推定を行った。健康成人2名を対象として装具なしと底屈制動を4段階に調整した短下肢装具を使用した歩行を行い、筋活性度推定と筋力推定を行った。筋電図にて計測した筋活動と解析した筋活性度の相関は、前脛骨筋、腓腹筋内側頭、大腿二頭筋、大殿筋において中等度から高い相関を示した。また、短下肢装具条件においても筋活性度は類似した値を示した。筋力推定ではすべての短下肢装具の条件で前脛骨筋の筋力は装具なしの条件と比較して減少する傾向を示した。腓腹筋内側頭の筋力はすべての短下肢装具の条件で、装具なしの条件よりも増加する傾向を示した。

キーワード：筋骨格モデル, 歩行, 短下肢装具, 筋力推定, 底屈制動

1. はじめに

ヒトの歩行は日常生活動作において非常に重要な動作の1つである。ヒトは2動作歩行を効率的に行う上で様々な機能を利用して歩行中の安定性、効率性、安楽性などを確保している。しかし、様々な疾病や外傷、あるいは加齢などにより歩行機能は大きく変化する。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¹⁾。また、一側半身の運動麻痺や感覚障害などを発症する脳卒中では歩行速度や歩幅の低下の他に、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ことや、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など、様々な異常歩行が認められる²⁾。このような加齢や疾病により身体機能や歩行機能が低下した際には、装具とよばれる障害の軽減を目的として使用される補助器具が処方されることもある。その中でも短下肢装具(Ankle-Foot-Orthosis: AFO)は下肢機能の低下した脳卒中患者に対してよく処方されており、国内のガイドラインにおいて使用が推奨されている治療である³⁾。AFOには身体機能を補助・促進するための様々な機能があるが、底屈制動機能を持つAFO(図1)は歩行中の立脚期初期の足関節の円滑な動きをサポートする機能があると報告されている⁴⁾。歩行周期(図2)は立脚期と遊脚期に分けられており、底屈制動は踵が着いてから足関節が底屈していく初期接地(Initial Contact: IC)から荷重応答期

(Loading Response: LR)までの期間や、遊脚期中に足関節の運動をサポートする。また、AFOの効果としては歩行速度の増大、立位バランス能力の改善、歩行安定性の改善、筋活動の向上などが報告されている⁵⁾。

本来であれば、対象者の状態に応じてAFOの制動力を調整する必要があるが、制動力の調整による身体機能の変化を調査した報告は散見される程度しかない。先行研究ではAFOの制動力を変化させることで、歩行中の足関節・膝関節角度が変化すると報告されている⁷⁾。また、山本ら⁸⁾はAFOの底屈制動力を変化させることで、歩行中の床反力成分や歩幅が変化することを報告している。しかし、個々の

図1 底屈制動付き AFO と模式図
(a) AFO の底屈制動モーメント (b) 関節の運動方向(底屈)

図2 歩行周期⁶⁾

歩行周期は立脚期と遊脚期で構成される。立脚期は初期接地(IC)、荷重応答期(LR)、立脚中期(MSt)、立脚終期(TSt)、前遊脚期(PSw)で構成され、遊脚期は遊脚初期(ISw)、遊脚中期(MSw)、遊脚終期(TSw)で構成される。

2016年12月27日受付 2017年8月25日受理

†〒656-0021 兵庫県洲本市塩屋1丁目1-137
兵庫県立淡路医療センターリハビリテーション科
山本 征孝
Tel: 0799-22-1200 Fax: 0799-24-5704

下肢筋力など、身体内部情報を調査することは従来の動作解析装置を使用した方法では評価が難しい状態であった。

近年、筋骨格モデルを使用したシミュレーションにより、人の運動時における身体内部情報を明らかにする研究がなされている。Steele ら⁹⁾は筋骨格モデルを用いて脳性麻痺患者のクラウチ歩行の解析を行い、モデルの最大筋力に対する発揮筋力の割合である筋活性度や重心の加速度に対する下肢筋の寄与率を解析している。佐藤ら¹⁰⁾は筋骨格モデルを用いてステアリング把持時の力知覚量の推定から、筋力推定に基づく感性評価を行っている。Arch ら¹¹⁾は筋骨格モデルに、背屈制動を有する AFO モデルをとりつけたシミュレーションを行い、足関節底屈筋の活動量の変化を解析している。しかし、AFO の底屈制動の変化による身体内部の影響を調査した報告は筆者の知る限りは見当たらない。そこで、本研究は筋骨格モデルと調整可能な底屈制動機能を有する AFO モデルを使用して歩行中の筋活性度推定を行い、筋電計と比較することでその推定精度を検討することとした。その後、AFO 使用による足関節周囲筋の筋力評価を行うこととした。

2. 対象と方法

2.1 対象

対象は健康者 2 名 (20.0 ± 1.4 歳, 54.0 ± 1.4 kg) とした。除外基準は過去に運動器疾患の手術を行っている者や下肢や腰部に日常生活に影響を与えるような疼痛を有する者とした。本研究はヘルシンキ宣言の助言・基本原則および追加原則を鑑み、すべての対象者に本研究の目的、公表の有無、協力の任意性等を十分に説明し、文書による同意を得た上で本研究を行った。また、本研究は県立広島大学研究倫理委員会の承認を得て行った（承認番号：第 15MH036 号）。

2.2 計測方法と使用する筋骨格モデル

計測課題は快適歩行とし、対象者は事前に十分に歩行練習を行った上で計測を行った。本研究で使用する AFO は川村義肢社製 Gait Solution Design とした（図 3）。この装具は底屈制動が調整可能な AFO であり、継手部分には 1～4 の数字が記載されている¹²⁾。本研究ではこの数字にあわせて一番底屈制動の弱い条件 1 から一番強い条件 4 の異なる 4 条件（制動 1～制動 4）での装具歩行と装具なし条件での歩行を行うこととした。なお、計測の順番は装具なしの条件をまず行い、その後の装具歩行の 4 条件は乱数表を使用してランダムで行うこととし、各条件で三回計測を行った。計測には 3 次元動作解析装置 VICON（赤外線カメラ MX-T20S:12 台）を使用し、サンプリング周波数 100 Hz で行った。反射マーカーは頭部 4 点、頸切痕、剣状突起、第 7 頸椎棘突起、第 10 胸椎棘突起、右肩甲骨下角と両側の肩峰、上前腸骨棘、上後腸骨棘、大腿外側部、外側上顆、内側上顆、下腿外側部、

外果、内果、踵、第 2、3 中足骨頭間、第 5 中足骨頭、足尖（第 2 趾）の 35 個とした（図 4）。また、AFO を使用した歩行条件では継手の影響で外果・内果に取り付けすることができないため、装具にマーカーを取り付けてそこから足関節点を求めた。動作解析装置と同時に床反力の計測も 6 枚の床反力計（AMTI 社製：4 枚、Kistler 社製：2 枚）を用い、サンプリング周波数 1000 Hz にて計測した。

歩行中の下肢筋力推定にはシミュレーションソフトウェアの OpenSim 3.2 を使用し¹³⁾、解析に使用するモデルは 23 自由度、92 筋を持つ Gait2392 とした（図 5）。骨格筋モデルは Hill の法則に基づいて考案された Thelen の筋収縮モデルを利用した¹⁴⁾。AFO モデルは本研究で使用する Gait solution design を参考にカフ部分と足底部分で構成し、足関節の継手部分で連結して底背屈方向に可動するモデルとした（図 6）。また、背屈角度が 5° 以下になると底屈制動を発揮するように設定した。底屈制動の値は事前に制動 1～4 の各条件にてトルクセンサーで計測した値を使用して解析することとした（図 7）。OpenSim での解析方法は Scaling を用いて対象者の骨格にモデルを修正し、その後 Inverse Kinematics (IK) により、関節角度を算出した。IK で求めた関節運動と床反力の間にはわずかな誤差が生じやすいため、その誤差（残差量）を減少するために、Residual

図 3 Gait Solution Design

図 4 マーカーセット

Reduction Algorithms (RRA) を使用してモデルの各セグメントの質量調整を行った¹³⁾.

最後に Computed Muscle Control (CMC) から筋力推定と筋活性度の推定を行った. CMC は下図 (図 8) のように表され, 筋骨格モデルに適用される外力から要求される筋活性度や筋力を, 関節角度などの運動学的なデータに追従させることで計算するものである. CMC ではまず, RRA で

図 5 使用する筋骨格モデル (gait2392)

図 6 AFO モデル

図 7 AFO モデルの制動力特性

図 8 Computed Muscle Control の模式図¹⁵⁾

生成した動作を実現するための加速度 $\ddot{q}_{des}$ を求める. このとき IK によって算出されたデータ ($q, \dot{q}$) と実験データ ($q_{exp}, \dot{q}_{exp}$) を用いる. 時間 $t+T$ における $\ddot{q}_{des}$ を計算するために, シミュレーション時間 $t+T$ における $\dot{q}_{exp}$ と, 時間 t における位置と速度, PD 制御のパラメータである k_p と k_v を用いると式 (1) のようになる¹⁵⁾. また, 筋力の推定には式 (2) を用いる¹⁵⁾.

$$\ddot{q}_{des}(t+T) = \ddot{q}_{exp}(t+T) + k_v[\dot{q}_{exp}(t) - \dot{q}(t)] + k_p[q_{exp}(t) - q(t)] \quad (1)$$

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

式 (2) は必要となる筋力を最小化する最適化計算の目的関数であり, 筋力の二乗和と筋のボリュームから計算を行ったものである^{15, 16)}. この式では J を最小化するために, 筋力に応じて発揮する筋肉 i の筋活性度 a_i を最適化する式であり, m はモデル内の筋群, V_i は筋肉 i のボリューム, $a_i(t+T)$ は時間 $t+T$ に要求される a_i を表している. これらの解析には 3 次元動作解析装置と床反力から得られた各条件での歩行データを使用した. 筋活性度と実際の歩行中の計測データの比較を行うために, 表面筋電計 (Noraxon 社製) を使用し, 筋電図を測定した. 測定部位は大殿筋, 大腿直筋, 大腿二頭筋, 前脛骨筋, 腓腹筋内側頭とした. 表面電極にはディスプレイ銀塩化銀電極を使用し, 皮膚処理後に貼り付けた. 各筋への貼り付け部位は Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) の推奨方法を参考にして決定した¹⁷⁾. 得られた歩行中の筋活動データは二乗平均平方根により平滑化を行った. 波形の振幅は 5 秒間の最大等尺性収縮の中央 1 秒間の平均値を 100% として %MVC に正規化した. この方法で, 5 筋の計測データと筋骨格モデルを使用して解析した筋活性度の比較を行った. なお, モデルに同名の筋が複数ある場合, 筋走行が最も近いものを選択することとした. 計測した筋活動と解析した筋活性度の比較はピアソンの積率相関係数にて相関係数を求めることとした. 統計学的有意水準は 5% とした.

また, 筋力推定で解析する筋は AFO 使用時に影響を受けやすいと考えられる前脛骨筋と腓腹筋内側頭とし, 底屈制動の影響を受ける IC ~ LR までの最大筋力を求めた.

3. 結果

3.1 計測した筋活動と解析した筋活性度の相関関係

筋活動と筋活性度の相関関係を表に示す (表 1). 前脛骨筋や腓腹筋内側頭, 大殿筋, 大腿二頭筋は中等度~高い相関を示した. 大腿直筋は低い~中等度の相関を示した.

表1 筋活性度と実測した筋活動度の相関係数

	大殿筋	大腿直筋	大腿二頭筋	前脛骨筋	腓腹筋内側頭
装具なし	0.73**	0.53**	0.79**	0.66**	0.65**
制動1	0.76**	0.34**	0.75**	0.53*	0.67*
制動2	0.72**	0.38**	0.52**	0.57**	0.75*
制動3	0.90**	0.33**	0.83**	0.54**	0.57*
制動4	0.72**	0.37**	0.73**	0.57**	0.49**

** $p<0.01$, * $p<0.05$

3.2 筋力推定結果

IC～LRにおける前脛骨筋の最大筋力は、装具なし： 14.0 ± 0.36 N/kg, 制動条件1： 13.6 ± 0.01 N/kg, 制動条件2： 12.1 ± 0.60 N/kg, 制動条件3： 11.7 ± 1.28 N/kg, 制動条件4： 12.9 ± 0.20 N/kgとなり、装具なし条件よりすべての制動条件で減少傾向を示した。最も制動力の強い制動条件4においては、制動条件3よりも増加する傾向を示した（図9）。IC～LRにおける腓腹筋内側頭の最大筋力は、装具なし： 6.74 ± 0.50 N/kg, 制動条件1： 7.41 ± 0.34 N/kg, 制動条件2： 7.10 ± 0.10 N/kg, 制動条件3： 7.77 ± 1.06 N/kg, 制動条件4： 8.81 ± 1.52 N/kgとなり、装具なし条件よりすべての制動条件で増加する傾向を示し、最も制動力の強い制動条件4において最高値を示した（図10）。

図9 前脛骨筋の推定最大筋力 (IC~LR)

図10 腓腹筋内側頭の推定最大筋力 (IC~LR)

4. 考察

装具なし条件で計測した筋活動と解析した筋活性度の相関関係は、前脛骨筋や腓腹筋内側頭、大殿筋、大腿二頭筋は中等度から高い相関を示し、大腿直筋は弱い相関から中等度の相関を示した。相関係数の値も先行研究と概ね類似した結果を占めている¹⁸⁾。また、底屈制動を設定している装具条件においても、装具なし条件と類似した相関係数を示していることから、本研究で用いた筋骨格モデルを使用した解析手法も特に前脛骨筋や腓腹筋内側頭、大殿筋、大腿二頭筋の評価という面では有効性があるものと考えられる。

また、本研究では被験者が2名での解析となっているが、先行研究において測定した関節モーメントが同程度であれば推定した筋張力は被験者間のばらつきが小さいと報告されている¹⁹⁾。本研究では歩行様式の差が少ない健康者を対象としており、体格差も少ないことから、推定結果の妥当性を損なうものではないと考えられる。

図8で示した前脛骨筋の筋力推定結果は、装具なし条件と比較してすべての制動条件で減少傾向を示した。AFOの底屈制動は足関節背屈筋群の遠心性収縮の補助に作用すると報告されている²⁰⁾。このことから、装具の底屈制動が足関節背屈筋である前脛骨筋の作用に貢献したため、装具なし条件と比較して前脛骨筋の最大筋力が減少したと考えられる。

腓腹筋内側頭の筋力推定結果においても、両者ともに装具なし条件と比較してすべての制動条件で増加傾向を示した。底屈制動・制限機能をもつAFOの使用時には、LRの底屈角度が減少すると報告されている²¹⁾。本研究においても装具の底屈制動が増えることでLRの底屈角度が減少し、早期に足関節が背屈位になっていた。そのため早期に足関節が背屈位になることで、底屈筋である腓腹筋内側頭が早期に活動し、過度の背屈を防ぐために強い筋力を発揮したと考えられる。また、本研究では前脛骨筋の筋力推定において、制動条件4は制動条件1～3よりも最大発揮筋力が増大していた。強い底屈制動力は歩行中の足関節のみでな

く膝関節の角度も変化させると報告されている⁷⁾。そのため、正常歩行と比べて歩容が変化し、底屈制動が足関節背屈筋群のアシストとして機能しなかった可能性が考えられる。これらのことから、制動力の変化は身体機能の高い健常者においても筋力発揮に変化を生じるため、脳卒中患者などの身体機能の低下した人に処方する場合は、その身体機能や歩行能力に合わせて慎重に調整する必要があることが示唆される。

今後、高齢者や運動麻痺、その他の障害を有する被験者を対象とした評価を行うためには、筋ごとの最大筋発揮力の違いなどを含めた運動機能の違いを考慮した筋骨格モデルの構築や実測した筋活動データを解析時に使用することが、推定精度を高めるうえで重要であると考えられる。

5. 結論

本研究では筋骨格モデルと装具モデルを使用して、底屈制動力の異なる AFO を使用した歩行中の筋力・筋活性度推定を行い、筋活性度推定と実測した筋電図データの比較と足関節周囲筋力の変化を検証した。筋活性度に関しては前脛骨筋、腓腹筋内側頭、大殿筋、大腿二頭筋で中等度から高い相関を示し、装具条件においても類似した値を示した。筋力推定では、前脛骨筋は装具なし条件と比較してすべての制動条件で減少傾向を示し、腓腹筋内側頭は装具なし条件と比較してすべての制動条件で増加傾向を示した。

その結果、健常者モデルにおいては、前脛骨筋や腓腹筋内側頭、大殿筋、大腿二頭筋において、筋電計測による評価の代替となりうる可能性が示唆された。また、底屈制動の量は足関節周囲筋の発揮筋力に影響を及ぼすため、身体機能や歩行能力に合わせて調整する必要があることが強く示唆された。今後はより精度の高い解析方法の検証と、脳卒中患者を対象とした装具歩行中の筋力推定を行っていく。

謝 辞

本研究の一部は平成 28 年度フランスベッドメディカルホームケア研究・助成財団の助成を受けて実施された。

参考文献

- 1) Himann, J. E., Cunningham, D. A., Rechnitzer, P. A. and Paterson, D. H.: Age-related changes in speed of walking, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 20(2), 161-166, (1988).
- 2) 山本澄子: 脳血管障害の歩行分析, *理学療法科学*, 17(1), 3-10, (2001).
- 3) 日本脳卒中学会 脳卒中ガイドライン委員会: 脳卒中治

- 療ガイドライン 2015, 286-291, 協和企画, (2015).
- 4) Nolan, K. J. and Yarossi, M.: Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO, *Clinical Biomechanics*, 26(6), 655-660, (2011).
- 5) Tyson, S. F. and Kent, R. M.: Effects of an ankle-foot orthosis on balance and walking after stroke: a systematic review and pooled meta-analysis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(7), 1377-1385, (2013).
- 6) Gots-Neumann, K.: 観察による歩行分析, 54-55, 医学書院, (2005).
- 7) Kobayashi, T., Singer, M. L., Orendurff, M. S., Gao, F., Daly, W. K. and Foreman, K. B.: The effect of changing plantarflexion resistive moment of an articulated ankle-foot orthosis on ankle and knee joint angles and moments while walking in patients post stroke, *Clinical Biomechanics*, 30(8), 775-780, (2015).
- 8) Yamamoto, S., Tomokiyo, N., Yasui, T. and Kawaguchi, T.: Effects of plantar flexion resistive moment generated by an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients: a pilot study, *Prosthetics and Orthotics International*, 37(3), 212-221, (2013).
- 9) Steele, K. M., Seth, A., Hicks, J. L., Schwartz, M. S. and Delp, S. L.: Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait, *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2099-2105, (2010).
- 10) 佐藤純平, 竹村和紘, 山田直樹, 岸篤秀, 西川一男, 農沢隆秀, 辻敏夫, 栗田雄一: 筋力推定に基づくステアリング操作時の力知覚モデル, *日本機械学会論文集 C 編*, 79(808), 4917-4925, (2013).
- 11) Arch, E. S., Stanhope, S. J. and Higginson, J. S.: Passive-dynamic ankle-foot orthosis replicates soleus but not gastrocnemius muscle function during stance in gait: Insights for orthosis prescription, *Prosthetics and Orthotics International*, 40(5), 606-616, (2016).
- 12) Yamamoto, S., Hagiwara, A., Mizobe, T., Yokoyama, O. and Yasui, T.: Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper, *Prosthetics and Orthotics International*, 29(3), 209-219, (2005).
- 13) Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G.: Open Sim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950, (2007).
- 14) Thelen, D. G.: Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults, *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(1), 70-77, (2003).

- 15) Thelen, D. G. and Anderson, F. C.: Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of Biomechanics*, 39(6), 1107-1115, (2006).
- 16) Happee, R.: Inverse dynamic optimization including muscular dynamics, a new simulation method applied to goal directed movements, *Journal of Biomechanics*, 27(7), 953-960, (1994).
- 17) Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G.: Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374, (2000).
- 18) 田中悠也, 江原義弘, 水澤一樹, 古川勝弥: 筋電図情報を取り入れた最適化手法により推定した歩行時の筋張力の妥当性, *人間工学*, 46(3), 215-222, (2010).
- 19) Cholewicki, J., McGill, S. M. and Norman, R. W.: Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: towards development of a hybrid approach, *Journal of Biomechanics*, 28(3), 321-331, (1995).
- 20) Yamamoto, S., Miyazaki, S. and Kubota, T.: Quantification of the effect of the mechanical property of ankle-foot orthoses on hemiplegic gait, *Gait & Posture*, 1(1), 27-34, (1993).
- 21) Mulroy, S. J., Eberly, V. J., Gronely, J. K., Weiss, W. and Newsam, C. J.: Effect of AFO design on walking after stroke: impact of ankle plantar flexion contracture, *Prosthetics and Orthotics International*, 34(3), 277-292, (2010).

山本征孝 (やまもと まさたか)

2012 年兵庫県立淡路医療センター, リハビリテーション科勤務. 現在に至る. 2015 年日本大学大学院総合社会情報研究科修士課程修了. 2015 年広島大学大学院工学研究科博士課程入学, 現在在籍中. 主として下肢装具を使用した歩行解析, 物理療法, 脳卒中患者を対象とした装具療法に関する研究に従事. 日本理学療法士協会, 日本義肢装具学会, 日本物理療法学会などの会員. (バイオメカニズム学会正会員)

Comparison estimate muscle activity and electromyogram on the gait with ankle foot orthosis by a musculoskeletal model

Masataka YAMAMOTO^{1†}, Koji SHIMATANI², Masaki HASEGAWA², Takuya MURATA³
Kazunori OKAMURA⁴, Yuichi KURITA⁵

¹ Hyogo Prefectural Awaji Medical Center

² Faculty of Health and Welfare, Prefectural University of Hiroshima

³ Graduate School of Engineering, Hiroshima University

⁴ Graduate School of Comprehensive Scientific Research, Prefectural University of Hiroshima

⁵ Institute of Engineering, Hiroshima University

Abstract : We estimated muscle force and activity on gait with various plantar flexion resistive moment Ankle Foot Orthosis (AFO) by musculoskeletal model and AFO model, and performed muscle activity and ankle muscles force. Two healthy subjects were measured in five conditions: without an AFO and with an AFO with four different amount of plantar flexion resistive moment. In estimated muscles activity, Tibialis Anterior, Gastrocnemius Medial head, Biceps Femoris, Gluteus maximus were medium to high correlated with experimental muscles activity, and in AFO condition, they were showed similarity value. In estimated muscles force, All AFO condition's Tibialis Anterior tended to decrease compared with no AFO condition. Gastrocnemius Medial head tended to increase compared with no AFO condition.

Key Words : Musculoskeletal model, Gait, Ankle foot orthosis, Estimate muscle force, Plantar flexion resistive moment

Received Dec. 27, 2016 Accepted Aug. 2017

[†] Masataka YAMAMOTO

Hyogo Prefectural Awaji Medical Center Department of Rehabilitation

1-137, Shioya, Sumoto city, Hyogo, 656-0021, Japan ,

Tel: 0799-22-1200 Fax: 0799-24-5704