足関節の機能的不安定性が片脚立位の筋活動に与える影響

Influence of Functional Ankle Instability on Muscle Activities during the Initial Period of One Leg Standing

八木 優英¹⁾ 鈴木 謙太郎¹⁾ 阿南 雅也²⁾ 新小田 幸一²⁾

MASAHIDE YAGI¹⁾, KENTARO SUZUKI¹⁾, MASAYA ANAN²⁾, KOICHI SHINKODA²⁾

¹⁾ Health Sciences Major, Hiroshima University, Graduate School of Health Sciences: 2-3 Kasumi 1-chome, Minami-ku, Hiroshima 734-8553, Japan. TEL+81 82-257-5340 E-mail: yagi-masa@hiroshima-u.ac.jp

²⁾ Department of Physical Therapy and Occupational Therapy Sciences, Hiroshima University, Graduate School of Health Sciences

Rigakuryoho Kagaku 27(2): 213–216, 2012. Submitted Nov. 21, 2011. Accepted Dec. 13, 2011.

ABSTRACT: [Purpose] This study examined the electromyographic characteristics of one-leg standing (OLS) of subjects with functional ankle instability (FAI). [Subjects] The study group consisted of 11 patients with unilateral FAI. [Method] The subjects performed OLS after taking a side step either towards the affected or unaffected side and electromyographic data was collected using an EMG system. [Results] A comparison of the measurements showed that the mean power frequency of the EMG from the tibialis anterior muscle and the peroneus longus muscle were significantly higher on the affected side than on the unaffected side. The percentage of the maximum voluntary contraction of the gluteus medius muscle was significantly lower on the affected side than on the unaffected side. The motion time was significantly prolonged on the affected side than on the unaffected side. [Conclusion] FAI causes characteristic changes in the muscle activity pattern, and a person with FAI needs a much longer time to achieve stability during single-leg standing motion.

Key words: functional ankle instability, frequency analysis, wavelet translation

要旨:〔目的〕本研究の目的は足関節機能的不安定性（FAI）を有する者の片脚立位時の下肢の筋電図学的特徴の解明である。〔対象〕片側足関節にFAIを有する若年成人11人を対象にし、患側と健側で比較した。〔方法〕課題動作は側方一歩移動後の片脚立位とし、筋電情報を筋電図モニタリングプログラムで、床反力情報を床反力計で計測・解析した。〔結果〕長腓骨筋、前脛骨筋の平均周波数は、患側が健側に比べ有意に高域化し、中殿筋の筋活動量は健側に比べ患側が有意に増加し、中殿筋の最大筋力は患側が健側より有意に低値を示した。また動作時間は患側が有意に長かった。〔結語〕FAIを有する人の患側で、足関節機能低下に対し足関節周囲の筋収縮を増強、中殿筋の活動量増大という筋活動様式の変化で対応することが示唆されたが、動作時間は延長した。

キーワード: 足関節機能的不安定性, 筋電周波数解析, wavelet変換

¹⁾ 広島大学大学院保健学研究科 博士課程前期保健学専攻: 広島市南区霞1-2-3 (〒734-8553) TEL 082-257-5340

²⁾ 広島大学大学院保健学研究科 心身機能生活制御科学講座

I. はじめに

足関節捻挫や足関節周囲に骨折の既往のある者は足関節の不安定感があるにも拘わらず、日常生活では洗濯物を干す動作や、スポーツではサイドステップ直後などにおいて患側への側方一步移動後に患側支持で動作の遂行を要求される場合がある。足関節不安定性には靭帯損傷などによる足関節の機械的不安定性 (mechanical ankle instability: 以下, MAI) と、患者の主観的な不安定感や、いわゆる“挫く”状態を意味する giving way などの症状を有する足関節の機能的不安定性 (functional ankle instability: 以下, FAI) がある。MAI が改善した後も、FAI が存在し問題となる場合があり、理学療法を行う上で、FAI の特徴を把握し、患者の評価、治療を行うことは重要である。Santos ら²⁾はFAIの要因の1つとして、足関節外反筋の筋力低下を報告し、またFAIを有する下肢では長腓骨筋反応時間が延長するなどの特徴があるとも報告されている。しかし、これらは最大筋力や不安定な床面でのFAIの特徴に関する報告であり、日常生活での特徴を述べているとは言い難く、また筋力や筋活動量などの量的な問題に関する報告である。さらに長腓骨筋と同時に他の足関節周囲筋の筋電図学的解析を行った報告は多い^{3,4)}が、足関節の側方安定性低下のために姿勢制御への関与が拡大すると思われる股関節周囲筋についての報告は少ない。

以上から、本研究はOLS時のFAIを有する若年成人の長腓骨筋および前脛骨筋の質的な特徴を表面筋電図のWavelet変換による周波数解析で解明し、また中殿筋の量的な特徴を明らかにすることを目的として行った。

II. 対象と方法

1. 対象

対象は左右どちらかに足関節捻挫の既往があり、FAIを有する若年成人11人 (男性9人、女性2人、平均年齢 21.9 ± 1.4 歳、平均身長 173.0 ± 6.9 cm、平均体重 63.9 ± 6.8 kg) とした。FAIの程度には日常生活活動時の主観的な足関節の不安定感など計9項目から構成されている、Hiller ら⁵⁾による評価スケールを用いて判定した。本研究ではこの評価スケールの得点が患側で30点満点中24点以下 (患側: 平均 19.3 ± 2.8 点) の者を被験者に選んだ。この評価スケールでは24.5点以下で、FAIを呈する者を判定する際の特異度が94%以上の範囲である⁵⁾ことから24点を判定基準値とした。そして不安定性を有している側を患側、反対側を健側とした。本研究はヘルシンキ宣言に沿った研究であり、実験に先立ち、被験者に本研究の目的と趣旨を十分に説明し、口頭および文書による同意を得て行った。なお本研究は、広島大学大

学院保健学研究科心身機能生活制御科学講座倫理委員会の承認を得て行った。

2. 方法

日常生活やスポーツにおける患側支持での動作を要求される場面でのFAIによる影響を捉えるために、その場面を再現していること、各被験者において要求される課題が同程度となることを考慮し、両上肢を前胸部で組んだ静止立位から側方一步移動後に後行する下肢を支持地面から持ち上げ、股関節および膝関節を90°屈曲位に保持する片脚立位 (One leg standing: 以下, OLS) を課題動作とした。本論文ではOLSを行う軸足を先行肢、OLS時に拳上する下肢を後行肢と呼ぶことにする。

被験者は口頭による合図にて動作を開始し、動作は快適スピードで行った。側方一步移動の歩幅は棘果長の50%に設定し、健側および患側それぞれ2回試行した。床を見ることなく規定された歩幅で課題動作を行えるように移動式姿勢矯正鏡 (ミナト医科学社製) を用いて十分に練習した後に計測を行った。先行肢の長腓骨筋 (peroneus longus: 以下, PL)、前脛骨筋 (tibialis anterior: 以下, TA)、中殿筋 (gluteus medius: 以下, GM) を被験筋とし、アース電極位置を肘頭として、表面電極 Blue Sensor M (Ambu社製) を使用し、双極誘導により筋電を導出した。電極貼付位置は下野⁶⁾の方法を参考にし、表面電極は被験筋の筋腹に沿って、電極間距離約3 cmで貼付した。電極貼付位置はGMでは大転子と腸骨稜を結ぶ線分上の近位1/3の点、PLでは外果と腓骨頭を結ぶ線分上の中点、TAでは足関節と膝関節を結ぶ線分上の近位1/3の点と規定した。

得られた筋電データは表面筋電計EMGマスター (メディエリアサポート企業組合製) を用い、各筋の活動性をサンプリング周波数1 kHz、解析周波数帯域は20-350 Hzで測定した。そしてPL、TAから得られた情報を筋電図モニタリングプログラムKm-Mercury (メディエリアサポート企業組合製) を用いて解析した。これはGabor関数をmother waveletとして、連続Wavelet変換による周波数解析を行うことが可能なソフトウェアである。また同時に課題動作の床反力を2基の床反力計 (Kistler社製1基、Advanced Mechanical Technology社製1基、サンプリング周波数540 Hz) を用いて記録した。時間同期の処理には後行肢の踵部に貼付したfoot switchからの信号と床反力鉛直成分を用いた。

床反力の挙動を図1に示した。後行肢離地から先行肢の床反力左右方向成分 (以下, F_x) が動作開始以降の最小値の8%未満に収束し、0.4秒以上その状態が継続された最初の時点 (図1中、 F_x 収束点) までも、解析区間とした。そして解析区間の時間 (以下、動作時間) を算出した。また健側および患側それぞれ2試行の動作時間を加算平均した値を、その条件の値とした。

図1 解析区間に関する床反力の挙動

PL, TAの周波数解析は後行肢離地から動作終了までの筋電図の周波数Wavelet変換を行った。変換したデータから平均周波数(mean power frequency: 以下, MPF)を8分の1秒毎に算出し, 試行内で加算平均し, さらに各条件で加算平均した。

GMの筋活動量・最大筋力はDanielsら⁷⁾の徒手筋力検査法に基づき, Normalレベルのテスト肢位にて, GMの等尺性収縮による最大随意収縮(maximum voluntary contraction: 以下, MVC)時の表面筋電位を約3秒間, 2回取得した。また同時に徒手筋力計 μ Tas MT-1(アニマ株式会社製)により筋力も測定した。最大筋力は各被験者の体重(Body Weight: 以下, BW)で正規化した。得られたデータのうち, 最も高値を示す50 msの二乗平均平方根(root mean square: 以下, RMS)の値を各肢で加算平均し, その値をMVC時RMSとした。解析区間内の原波形には, RMS処理を行い, 同条件の2試行のRMS値を加算平均し, 動作時RMS値とした。GMの最大等尺性収縮時の活動量に対する割合(以下, %MVC)は動作時RMS値をMVC時RMS値で除して求めた。

統計学的解析には統計ソフトウェアSPSS Ver. 14.0 J for Windows(エス・ピー・エス・エス社製)を用いた。得られたパラメータに対し, Shapiro-Wilk検定によりデータに正規性が認められた場合は対応のあるt検定を, 認められなかった場合にはWilcoxonの符号付順位検定を行った。なお有意水準は5%未満とした。

III. 結果

解析結果を表1に記した。PLのMPFは患側が健側に比べて有意に高値を示し($p<0.05$), TAのMPFは患側が健側に比べて有意に高値を示した($p<0.01$)。GMの%MVCは患側が健側に比べて有意に高値を示した

表1 患側と健側の比較

	MPF (Hz)		%MVC (%)
	PL	TA	GM
患側	137.1 $\pm$ 9.1*	156.6 $\pm$ 5.9**	33.7 $\pm$ 6.9**
健側	120.7 $\pm$ 12.5	131.0 $\pm$ 10.7	22.9 $\pm$ 7.0
	GM最大筋力 (kg/BW)		動作時間 (s)
	患側	健側	
患側	0.474 $\pm$ 0.071*		1.72 $\pm$ 0.27**
健側	0.543 $\pm$ 0.086		1.49 $\pm$ 0.16

Mean $\pm$ SD, * $p<0.05$, ** $p<0.01$

($p<0.01$)。

GMの最大筋力は患側が健側に比べ有意に低値を示した($p<0.05$)。

動作時間は患側が健側に比べ有意に延長した($p<0.01$)。

IV. 考察

本研究では, FAIを有する患者の側方一步移動後OLS時の姿勢制御を筋電図学的に検討した。

従来のFAIに関する筋電図学的研究の多くは%MVCを用いている。しかし, %MVC算出には, 筋の最大随意収縮下で行った測定位を基に算出する必要がある。最大随意収縮の条件では, 不安定性や疼痛による心理的な限界に達し, 患側では健側と比較して最大随意収縮時の筋活動量に大きな差が生じる可能性があると考えた。そこで本研究では筋電図周波数解析により足関節周囲筋の筋活動の特徴を捉えた。

足関節の構造的な外側安定性への補助には骨性・靱帯性・筋性の3つの要因が関与している⁸⁾。靱帯性の支持機構の1つである踵腓靱帯は, 踵骨を介して距骨を足関

節天蓋に押しつけ、足関節の安定性を高める。さらにPLの筋張力は、踵腓靭帯を内上方へ押し上げ、靭帯の機能を補強する機能を有する⁸⁾。本研究の患側では足関節捻挫により靭帯性の支持機構の機能低下により、足関節の外側安定性が低下しており、その代償として、筋性の支持機構への要求が高まり、PLの筋収縮力を増大させる必要があったと考えられる。

加藤は筋電図のパワースペクトラムは、運動単位の活動状態、主に発火頻度を定量化したものであると報告している⁹⁾。また筋収縮力強度には、運動単位の活動の調節が関係している¹⁰⁾。そのため筋収縮力増大のためには、運動単位の活動を表す指標である筋電図のパワースペクトラムの変化を伴うと考えられ、筋電図パワースペクトラムの中心傾向を表すMPFに変化が生じたと考えられる。そして筋収縮にはまず単収縮力の弱いタイプI線維から収縮し、次いで収縮強度が増加するにつれてタイプII線維が動員されるというサイズの原理¹¹⁾がある。また永田¹²⁾によると低周波域がタイプI線維（遅筋線維）を、高周波域がタイプII線維（速筋線維）を反映するとされている。これらの報告を基に推察すると、患側ではPLの筋収縮力の増大のために筋活動量の増加、およびタイプII線維の動員、発火頻度の上昇など、筋の活動様式の変化が起こったことが考えられ、患側PLのMPFの上昇という結果に反映しているものと考えた。

PLの運動学的作用は足関節の底屈・回内である。それに対して、TAの運動学的作用は背屈・回外であり、相反する作用を持つ筋である。PLは前述のとおり、足関節の外側安定性への関与を高めるために収縮力を増したと考えられる。患側TAにおけるMPFの高域化の機序はPLと同様であり、相反して作用するPLとともに筋収縮力を増し、下腿と足部間の剛性を高め、足関節の外側安定性の確保に、筋性の補助の関与を拡大させたため生じたと考えられた。

次に患側GMの%MVCの増加について考察する。足関節に不安定性を有する者は、健側・患側で同じ運動課題を行うと、足関節の機能低下に対する代償を行うことが予測される。その機能を担うためにGMへの要求が高まったことが、患側GMの%MVC増加の要因であったと思われる。患側ではPL、TAのMPFの高域化により足関節で剛性を高め、安定性を確保しようとし、股関節で前額面における姿勢制御に関わると考えられるGMを多く用いた姿勢制御を行った。さらに患側では健側よりGMの最大筋力が有意に低値を示しており、GMへの負担は健側に比べ大きいと考えた。GMの筋活動量および

PL、TAの筋収縮が増したことは、FAIを有する人がOLSにおいて筋活動様式を変化させて課題を達成した結果を反映していると考えた。

最後に、課題動作時間の延長について考察する。動作時間 F_x が収束するまでに要した時間は、患側が健側に比べて有意に長かった。本研究では身体に加わる外力は床反力のみであったため、 F_x の挙動は身体重心の左右方向の加速度の変化を反映している。患側では、OLSという課題を達成するためにGM、PL、TAの筋活動様式を変化させたにも拘わらず、身体重心を前額面上で収束させるために長い時間を要していた。

今後は本研究で見られた筋活動様式の変化がどのように身体運動に影響を与えているか、および筋活動様式の変化の要因を運動学的および運動力学的解析により明らかにしていく予定である。

引用文献

- 1) 下條仁士:足関節機能的不安定症とその対処法. 臨床スポーツ医学, 2002, 19(2): 149-154.
- 2) Santos MJ, Liu W: Possible factors related to functional ankle instability. J Orthop Sports Phys Ther, 2008, 38(3): 150-157.
- 3) de Noronha M, Refshauge KM, Crosbie J, et al.: Relationship between functional ankle instability and postural control. J Orthop Sports Phys Ther, 2008, 38(12): 782-789.
- 4) 野田優希:足関節捻挫既往者の片脚立位時の足圧中心と足関節周囲筋活動, 第2章 対象および方法. 広島大学大学院保健学研究科保健学専攻修士論文, 平成20年度: 7-13
- 5) Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, et al.: The cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. Arch Phys Rehabil, 2006, 87(9): 1232-1241.
- 6) 下野俊哉:表面筋電図マニュアル 基礎編. 酒井医療, 東京, 2004, pp108-112.
- 7) Hislop HJ, Montgomery J: 第5章, 新・徒手筋力検査法 (津山直一・訳). 第7版. 共同医書出版社, 東京, 2003, pp181-254.
- 8) 吉野浩一, 大野範夫, 千葉慎一・他:足関節の病態運動学と理学療法. 理学療法, 2007, 24(11): 1475-1481.
- 9) 加藤 浩:股関節疾患患者に対するwavelet変換を用いた中殿筋の表面筋電周波数解析と筋組織形態の関連, 第3章 表面筋電図解析について. 広島大学大学院医学系研究科保健学専攻博士論文, 平成15年度: 12-26.
- 10) 新田 收:筋力と筋電図, 理学療法, 2004, 21(4): 641-645.
- 11) Henneman E, Somjen G, Carpenter DO: Functional significance of cell size in spinal motoneurons. J Neurophysiol, 1965, 28: 560-580.
- 12) 永田 晟:筋と筋力の科学. 不昧堂出版, 東京, 1984, pp79-86.