足関節の機能的不安定性が片脚立位の バランス応答に与える影響

Influences of Functional Ankle Instability on Postural Control during Transitioning to 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, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University: 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, Graduate School of Health Sciences, Hiroshima University

Rigakuryoho Kagaku 27(4): 373-377, 2012. Submitted Dec. 19, 2011. Accepted Feb. 24, 2012.

ABSTRACT: [Purpose] This study examined the kinematic and kinetic characteristics of one-leg standing (OLS) of subjects with functional ankle instability (FAI). [Subjects] The study group consisted of 11 patients (9 males, 2 females) with FAI only on one side. [Methods] The subjects transitioned to the OLS stance after taking a side step towards either (the affected or unaffected) side. The kinematic and kinetic data of the body segments were collected using a motion analysis system and two force plates. [Results] A comparison of the measurements showed that the integral value of the internal hip abduction moment (IHM) of the following limb, the integral value of the IHM of the leading limb, angular displacement of the hip and trunk during OLS, the angular velocities of the trunk and hip during OLS were greater on the affected side than on the unaffected side during OLS, and the absolute value of the minimum value of the ground reaction force in the medial-lateral direction (Fx) on the leading limb was greater on the affected side than on the unaffected side during OLS. Furthermore, the motion time was significantly prolonged on the affected side than on the unaffected side during OLS. [Conclusion] These results suggest that the following limb is used to control the center of mass during OLS to avoid force on the affected side. To compensate, subjects performed postural control dependent on the trunk and hip movements; thus, the complete motion required more time on the affected side.

Key words: functional ankle instability, postural control

要旨:〔目的〕本研究は、足関節機能的不安定性（FAI）を有する者の片脚立位時の運動学的および運動力学的な特徴を明らかにすることを目的として行った。〔対象〕片側足関節にFAIを有する若年成人11人（男性9人、女性2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、運動学的および運動力学的情報を3次元動作解析システムおよび床反力計にて計測・解析した。〔結果〕後行肢股関節外転運動中の内部股関節内転モーメントの積分値、先行肢内部股関節内転モーメントの積分値、後行肢離床後の股関節内外転・体幹側屈の角度変化量・角速度は患側が健側より有意に高値を示した。さらに動作時間は患側が健側より有意に延長した。〔結語〕患側条件において、後行肢での身体重心の制動を強め動作を行ったが、股関節・体幹を多く用いた姿勢制御を行い、動作に時間を要した。

キーワード: 足関節機能的不安定性、姿勢制御

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

我々は先行研究において、足関節機能的不安定性 (Functional Ankle Instability: 以下, FAI) を有する者の不安定側への一歩移動後の片脚立位時の筋電図学的解析を行い、安定側への一歩移動後と比較し、支持側の長腓骨筋および前脛骨筋の平均周波数の高域化と、中殿筋の筋活動量の増大があったと報告したり¹⁾。しかし、これは筋電図学的な特徴のみの報告であり、これらの筋電図学的な変化が身体運動にどのように影響を及ぼしているか、また筋電図学的な変化の要因が何かについては不明であった。またFAIの影響をうける姿勢制御における機能障害として、片脚立位時の重心動揺の増加²⁾や動的バランステストでの姿勢制御能力の低下³⁾などが報告されているが、これまでに全身的な姿勢制御について代償動作を含めて多関節に及び運動学的・運動力学的な解析を行った報告は見られない。以上のことから、本研究はFAIを有する若年成人における不安定側への一歩移動後の片脚立位時の運動学的および運動力学的な特徴を捉え、先行研究での筋電図学的解析の結果¹⁾と共に姿勢制御の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

対象は右または左に足関節捻挫の既往があり、FAIを有している若年成人11人(男性9人、女性2人、年齢 21.9 ± 1.4 歳、身長 173.0 ± 6.9 cm、体重 63.9 ± 6.8 kg)とした。FAIの程度には、疼痛、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⁴⁾による評価スケールを用いて判定した。本研究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: 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を有する者を判定する際の特異度が94%以上の範囲である⁴⁾と報告があることから24点を判定基準値とした。そして24点以下を示した側を患側、反対側を健側とした。また、全被験者で、足関節前方引き出しテストおよび、距骨内反テストが、患側では健側に比べて陽性傾向を示した。

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(承認番号: 0975号)を得て行った。

2. 方法

両上肢を前胸部で組んだ静止立位から片側へと一歩移動後に、後行する下肢を地面から持ち上げ、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(図1)。FAIを有する人が日常生活で洗濯物を干す際や、スポーツでのサイドステップ直後などにおいて、患側への一歩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ことから、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であることを考慮し、OLSを本研究の課題動作として選定した。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。

被験者は口頭による合図にて動作を開始した。動作スピードは各被験者の感じる快適スピードとした。側方一歩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。地面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。なお、歩幅が棘果長の50%以上のサイドステップでは後行肢の伸展運動が推進力として働く⁵⁾という過去の報告から、先行肢に荷重を移すために、後行肢での蹴りだしを強め、能動的に推進力を得る動作戦略を用いる必要があること、また日常生活活動を想定した場合、過度に広い歩幅は不適切であることなどを考慮し、棘果長の50%を採用した。課題動作は3次元動作解析システムKinema Tracer(キッセイコムテック社製、サンプリングレート60 frame/s)を用いて計測し、得られた身体各標点マーカの3次元座標を算出し、さらに臨床歩行分析研究会の推奨する推定式⁶⁾を用いて関節中心点を求め、身体重心(Center of Mass: 以下, COM)座標を求めた。また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540Hz)を用いて、床反力データを記録し、足圧中心座標を算出した。計測空間内の座標系は右手系に準じ、左右方向をx軸(右方: +)、前後方向をy軸(前方: +)、鉛直方向をz軸(上方: +)と定義した。課題動作中の先行肢への荷重が行われた際の身体の応答を捉えるべく、先行肢が接床した時点から、先行肢の床反力左右方向成分(以下, F_x)が開始以降の最小値の8%未満に収束し、0.4秒以上その状態を保持できた時点(以下、解析終了点)までを解析区間とした。さらに解析区間の時間(以下、動作時間)を算出した(図2)。COMの加減速の程度を捉えるために、COM座標のデータから、後行肢離床後から解析終了点までのCOMの左右方向加速度の正負の切り替え回数(以下、AC回数)を算出した。

両肩峰の midpoint と両股関節の midpoint を結んだ線と空間座標のz軸がなす前額面上での角度を体幹角度、両股関節を結んだ線と片側の股関節と同側の膝関節を結んだ線がなす前額面上での角度を股関節角度とし、後行肢離床後から解析終了点までの先行肢股関節角度および体幹角度の最小値と最大値との差(以下、角度変化量)を算出した。また角度変化の勢いを捉えるために、同区間にて先行肢股関節角度および体幹角度の角速度を正負に分け、それ

図1 課題動作

図2 動作解析区間

F_x : 床反力左右方向成分 F_z : 床反力鉛直方向成分

ぞれ加算平均し、さらにそれぞれ単位時間当たりの値に修正した。

標点マーカーの3次元座標と床反力データから後行肢および先行肢の内部股関節外転モーメント (Internal Hip Abduction Moment: 以下, IHM) を算出した (外転: +)。後行肢離床以前に、後行肢股関節が外転運動を行いながら、負のIHMが産生される区間の後行肢IHM (以下, IHM1. 図3中①) の積分値、および同区間でのCOM速度の最大値 (以下, VCOM), 後行肢離床後から解析終了点までの区間の、先行肢のIHM (以下, IHM2. 図4中①) の最大値および積分値、解析区間中の F_x の最小値の絶対値 (以下, F_{xmin}) を算出した。被験者の形態学的な差を考慮して F_{xmin} は被験者の体重で、IHMは被験者の体重および身長で正規化を行った。

全パラメータで、健側および患側で各2試行の数値を加算平均した値をその条件の代表値として統計学的解析を行った。各データは、右側へのOLSを基準とし、左側へのOLS時のデータの正負を基準に合わせた。

統計学的解析には統計ソフトウェアSPSS 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検定によりデータの正規性を確認し、正規性が認められた場合は対応の

図3 後行肢IHMと後行肢股関節角度の推移
IHM: 内部股関節外転モーメント

図4 先行肢IHMと後行肢 F_z の推移

IHM: 内部股関節外転モーメント F_z : 床反力鉛直成分

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%未満を採用した。

III. 結果

各解析データの結果を表1に示した。

IHM1の積分値は患側が健側に比べ有意に低値を示した ($p<0.01$)。先行肢IHM2の最大値は患側と健側間に有意な差は認められず、積分値は患側が健側に比べ有意に高かった ($p<0.01$)。

VCOMは患側が健側に比べ有意に低値を示した ($p<0.01$)。またAC回数は患側が健側より有意に多かった ($p<0.05$)。

F_{xmin} は患側が健側に比べ有意に低値を示し ($p<0.01$)、動作時間は患側が健側に比べ有意に長かった ($p<0.05$)。

股関節角速度および体幹角速度の正の平均値は患側が健側に比べ有意に高値を示し ($p<0.01$)、同様に負の平均値は患側が健側に比べ有意に低値を示した ($p<0.01$)。股関節角度、体幹角度の変化量は患側が健側に比べ有意

表1 解析結果

IHM1 積分値 [Nm/m/kg]		IHM2 [Nm/m/kg]		Fxmixon	動作時間 [s]	VCOM1 [m/s]	AC 回数 [回]
		最大値	積分値				
患側	-0.101 ± 0.059*	0.786 ± 0.252	672.6 ± 266.2**	1.35 ± 0.299**	2.18* (1.99-2.39)	58.8** (54.4-63.3)	11.9 ± 2.97*
健側	-0.0702 ± 0.0467	0.762 ± 0.086	397.4 ± 157.1	1.66 ± 0.461	1.86 (1.70-2.03)	62.7 (58.8-66.6)	9.63 ± 2.26
股関節角度		体幹角度					
角速度		角度変位		角速度		角度変位	
正 [deg/s]		負 [deg/s]		正 [deg/s]		負 [deg/s]	
患側	11.2** (10.3-12.2)	-7.16** (-9.02- -5.36)		10.6 ± 3.33**	9.37 ± 4.27**	-9.04 ± 2.92**	9.2 ± 2.53**
健側	8.14 (7.44-8.28)	-4.73 (-5.51- -3.87)		8.39 ± 2.32	4.19 ± 2.07	-4.13 ± 2.08	5.48 ± 1.80

Mean ± SD, 中央値(四分位範囲), *p<0.05, **p<0.01

に高値を示した(p<0.01).

なお, 本研究の課題動作中に疼痛を訴えた被験者はなかった.

IV. 考 察

本研究では, FAIをする者の不安定側への一歩移動後のOLS時の姿勢制御について検討した.

FAIを有する者の健側は, 健常者と比較して, 腓骨筋の筋反応時間の遅延⁷⁾などの機能低下を認めるとする報告もあるが, 理学療法介入の対象は“FAIを有する患者”の下肢機能で, 左右差を明らかにすることが有意義であると考えた. また佐藤らは健常若年者でも, 片脚立位保持時間には左右で有意差が認められた⁸⁾と報告しているが, 左右の平均値の差は0.5秒と短いため, 本研究で認められたIHMなどの左右差はFAIの影響によるものと考えられた. これらの理由から, 患側と健側を比較することは妥当であると判断した.

本研究では解析区間のなかに, まず後行肢股関節が外転運動を行いながら負のIHMを産生する区間があった(図3). この区間では, 後行肢股関節が内転方向へと力を発し, 外転運動を行っており, 股関節内転筋群が遠心性に働いていると言える. 後行肢股関節のこの働きは, 後行肢股関節の外転運動を制動することにより進行方向へのCOMの移動を制動すると考えられた. そして先行肢を患側とすると, 健側のときよりもIHM1の積分値, VCOM, Fxminは有意に低かった. より速い速度でCOMを進行方向へ移動させると, COMの勢いを制動するために, 身体はより大きく応答することを強いられ,

特にOLSでは先行肢がその応答の重要な役割を持つと思われる. しかし, 前方引き出しテスト, 距骨内反テストの結果および, 評価スケールの得点より患側足関節は不安定であり, 患側が先行肢の場合, 先行肢に対して要求が高まることを回避したと思われる. またFxは足関節位置によって, 足関節に対し内反方向への力として働く可能性がある. そのため患側が先行肢の場合で後行肢股関節によるCOMの制動を強めた要因の一つは進行方向と反対に向かうFxを大きく産生しないためであると思われる.

次に後行肢離床後の姿勢制御について考察を行う. 股関節角度変化量と股関節角度の正の角速度の平均値, 体幹角度変化量, 体幹角度の正の角速度の平均値は患側で健側に比べ有意に高値を示し, 股関節角度の負の角速度の平均値, 体幹角度の負の角速度の平均値は患側で健側に比べ有意に低値を示した. またIHM2の積分値は患側が健側に比べ有意に大きく, IHM2最大値は健側と患側で有意な差が認められなかった. つまり, 健側条件と比較し, 患側条件ではより長い時間, 股関節外転モーメントを発揮し続け, また体幹および股関節の運動を大きくまた急激に変化させた. OLS位保持には, COMを先行肢の足底から成る支持基底面上に収束させる必要があり, 患側条件では股関節および体幹の角度を大きく変化させることにより, COMの位置を調節し, 達成されたものと思われた. この特徴は股関節戦略を優位に用いた姿勢制御方法であると言える. Shumwayら⁹⁾は, 側方への姿勢制御戦略は足関節戦略より股関節戦略を多く用いると報告している. このことから股関節戦略を多く用いることはFAIを有する者でなくても起こりうることである

と考えられる。しかし橋本ら¹⁰⁾は、距骨下関節が側方バランスの保持に関与しており、OLS時において足部の回内・回外を頻繁に繰り返していると報告している。また筆者らは、患側では筋収縮により下腿と足部の剛性を高め、足関節の外側安定性を確保している可能性を示したり、これらのことから、FAIを有する者はOLSで足部と下腿間で筋性に剛性を高めたことにより姿勢調節に必要な機能が阻害された可能性が考えられた。さらに関節を構成するセグメントの質量が足関節より股関節・体幹の方が大きいこと、足関節では筋性に剛性を高め、股関節や体幹を過度に用いた動作戦略をとることにより、COMに加速度を与えてしまい、AC回数が多くなったと思われた。その結果、COMの前額面上の挙動を反映する F_x が収束するまでに時間を要し、動作時間が延長したと考えられた。これらのように反対側股関節により患側の足関節の負担を回避し、また足関節周囲筋により足関節の外側安定性を確保し、さらに股関節や体幹運動に依存してCOMを制動する動作戦略はFAIを有する者に特有であると考えた。

本研究の課題動作は、OLS位を達成・保持するときのFAI者の特徴に過ぎず、日常生活活動やスポーツ活動を想定すると、OLS位のままで他の課題を行うことが考えられ、COMを安定させるために時間を要することは、パフォーマンスの低下などの障害を引き起こす可能性があり、これを改善することは理学療法介入において重要であると思われる。

現在、FAIに対する理学療法では筋力強化などに加え、足関節周囲筋の反応時間を短縮するバランスディスクを使用したディスクトレーニングが行われている¹¹⁾。FAIを有する者に特有の姿勢制御の特徴を考慮すると、ディスクトレーニングのような全身的に姿勢制御を行う運動療法と並行して、特有の動作戦略から脱却させるためには足関節の剛性をただ高めるのではなく、適切な足関節

運動を賦活させるような運動療法を考案・実施する必要があると思われる。

引用文献

- 1) 八木優英, 鈴木謙太郎, 阿南雅也・他: 足関節の不安定性が片脚立位のバランス応答に与える影響. 理学療法科学, 2012, 27: 213-216.
- 2) Ryan L: Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. Aust J Physiother, 1994, 40: 41-47.
- 3) Olmsted LC, Braham RA, Hale SA, et al.: Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J Athl Train, 2002: 501-506.
- 4) Hiller CE, Refshauge KM, Bundy AC, et al.: The cumberland ankle instability tool: a report of validity and reliability testing. Arch Phys Med Rehabil, 2006, 87: 1232-1241.
- 5) 藤澤宏幸, 武田涼子, 渡邊裕美: サイドステップ動作に関する身体運動学的研究. 理学療法科学, 2009, 36: 49-57.
- 6) 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由・他: ボディダイナミクス入門片麻痺者の歩行と短下肢装具. 医歯薬出版, 東京, 2005, pp.2-15.
- 7) Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, et al.: Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. Am J Sport Med, 1995, 23: 414-417.
- 8) 佐藤健一, 小林量作, 計良圭一・他: 健康若年者における利き足の左右差が片足立ちに与える影響. PTジャーナル, 2011, 45: 897-901.
- 9) Shumway-Cook A, Woollacott M: 第7章, 姿勢とバランス制御, モーターコントロール 運動制御の理論と臨床応用 (田中繁, 高橋明 監訳). 第3版. 医歯薬出版, 東京, 2004, pp.173-203.
- 10) 橋本雅至, 中江徳彦: 足部から見た身体運動の制御. 理学療法科学, 2001, 16: 123-128.
- 11) Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, et al.: The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. Am J Sports Med, 2001, 29: 627-632.