

足部アーチ高率と下肢アライメントから 片脚着地時の下肢筋活動量の推定

伊藤 浩 充¹⁾・沖田 祐 介²⁾
鈴木 郁³⁾・村上 芙貴子⁴⁾

Use of a foot arch ratio and lower extremity static alignment
to predict muscular activity during a one-legged drop landing

ITOHI Hiromitsu, OKITA Yusuke, SUZUKI Iku and MURAKAMI Fukiko

Abstract : The purpose of this study was to investigate the possibility of predicting muscular activity during a one-legged landing by examining the foot arch ratio and static alignment of lower extremity. The participants included 12 men, and the maximal hip internal rotation angle, Q-angle, foot arch ratio, and hip abductor strength were examined. The participants were divided into two groups (L and H) according to their foot arch ratio. The subjects performed two types of landings, neutral-toe landing and toe-out landing, from a box height of 40 cm. The EMG activities of the peroneus longus (PL), tibialis anterior (TA), medial head of the gastrocnemius (GM), lateral head of the gastrocnemius (GL), semitendinosus (ST), biceps femoris (BF) were recorded during landing. The root mean square of each muscle was calculated for 100 ms after the toe-touching down. A multiple regression analysis was done. It was revealed that, for the L group, in order to predict the muscular activities of the PL and BF during neutral-toe landing, three observed values were necessary, and the observed coefficient of determination (R^2) was high. For the H group, two observed values were needed to predict the PL activity; one value was for the GL and ST activity, four values were for the BF activity, and the R^2 was high. During the toe-out landing, for the L group, one observed value was necessary to predict the PL activity only, and the R^2 was low. For the H group, also, only two muscles could be estimated, and there were two observed values for the PL activity and three values for the TA activity, and the R^2 was high. It may be concluded that the prediction of muscular activity for one-legged neutral-toe landing is possible by examining the foot arch ratio and static alignment of the lower extremity.

Key Words : Foot arch ratio, lower extremity alignment, muscular activity, drop landing

要旨 : 本研究では、片脚着地時の下肢筋活動量を足部アーチ高率、下肢アライメントや筋力などからの推定可能性を検証した。

健常男子大学生 12 名を対象に、足部アーチ高率や下肢アライメントなど 6 項目、片脚着地時の膝関節外反角度変位量と膝関節内旋角度変位量、下肢の 6 つの筋、長腓骨筋 (PL)・前脛骨筋 (TA)・腓腹筋外側頭 (GL)・腓腹筋内側頭 (GM)・半腱様筋 (ST)・大腿二頭筋 (BF) の筋活動量を計測した。足部アーチ高率の低い者 6 名を L 群、高い者 6 名を H 群とし、それぞれの群において重回帰分析を用いて分析した。

¹⁾ 甲南女子大学看護リハビリテーション学部理学療法学科

²⁾ 京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻

³⁾ 南和歌山医療センターリハビリテーション科

⁴⁾ おおくまりリハビリテーション病院リハビリテーション科

着地動作を neutral で行った場合、L 群では、PL の筋活動量の推定に必要な3項目、BF の筋活動量の推定に必要な3項目が抽出され、それぞれ $R^2=98\%$ ($p<0.01$)、 $R^2=97\%$ ($p<0.05$) であった。同様に、H 群でも PL の筋活動量の推定に必要な項目2項目、GL の筋活動量の推定に必要な項目1項目、ST の筋活動量の推定に必要な項目1項目、BF の筋活動量の推定に必要な項目4項目が抽出され、それぞれ $R^2=83\%$ ($p<0.05$)、 $R^2=86\%$ ($p<0.05$)、 $R^2=87\%$ ($p<0.05$)、 $R^2=99\%$ ($p<0.05$) であった。しかし、GM の筋活動量を推定するのは困難であった。

着地動作を toe-out で行った場合、L 群では、TA・GL・GM・ST・BF の筋活動量の推定に必要な項目は抽出されなかったが、PL の筋活動量の推定には1項目抽出され、 $R^2=60\%$ ($p<0.05$) であった。同様に、H 群では、GL・GM・ST・BF の筋活動量の推定に必要な項目は抽出されなかったが、PL の筋活動量の推定に2項目、TA の筋活動量の推定に3項目抽出され、それぞれ $R^2=86\%$ ($p<0.05$)、 $R^2=94\%$ ($p<0.05$) であった。

片脚着地時の下肢の筋活動量の推定は、アーチ高率が異なると必要な説明因子も異なるが、下肢アライメントや筋力などから推定可能であることが明らかとなった。また、下肢のアライメントなどを用いて片脚着地動作などの筋活動量や関節運動変化量を精度高く推定するには対象者の習慣化された動作課題に限られると考えられた。

キーワード：足部アーチ高率、下肢アライメント、筋活動、片脚着地

緒 言

変形性関節症やスポーツ傷害などの発生機序解明には、生体工学的な観点から身体のアライメントの関与が重要視されている¹⁾。また、身体の静的アライメントは動的アライメントに影響するので、静的アライメント評価を利用して動的アライメントを予測し、それによって動作障害発生起序を推測する研究も報告されている^{2,3)}。しかし、静的アライメントと動的アライメントの相関性は必ずしも高くはない^{4,5)}。そこには両者間に筋活動の関与を重要視する必要がある。

下肢のアライメントとして股関節では大腿骨前捻角や内旋可動域、膝関節ではQ角や関節の遊びの程度などに着目し、ジャンプからの着地や動作切り替え時の膝関節運動への影響を調べた研究が行われている⁶⁻¹²⁾。下肢のアライメントの違いが筋活動に及ぼす影響を調べた報告は少なく、我々は大腿骨前捻角やQ角などの違いが筋活動に及ぼす影響を報告した¹³⁾。

臨床では下肢のアライメントや筋力から、患者やスポーツ選手の動作の特徴や症状の発現を推論することによって運動療法を実施している。しかし、下肢の各関節の運動やそれらをコントロールしている筋活動の推定は、観察では経験を要し、簡便にかつ客観的に評価するのは困難である。下肢のアライメントや筋力などから動作時の関節運動と筋活動の特徴を客観的に推

定できる因子が明らかになれば、対象者の動作の問題を把握し、最適な運動療法の立案に役立てることが期待できる。

本研究では、片脚着地動作時における膝関節運動や下肢筋活動を足部アーチ高率と静的な下肢アライメントなどから推定することが可能かどうかを検証することを目的とした。

対 象 と 方 法

1) 対象

骨・関節および神経疾患のない健常男子大学生41名から、後述の条件により抽出された12名を対象とした。被験者にはヘルシンキ宣言に基づき、予め研究の目的と内容を説明し、被験者はそれらを十分に理解した上で研究への参加を承諾した。

2) 対象者の群分け

被験者41名の身体的特徴を足部アーチの形状のみの違いから群分けするために、足部アーチ高、股関節内旋角度、膝関節のQ角、股関節外転筋力の測定を以下のように行った。

a) アーチ高の計測

足部アーチ高は、立位（荷重位）時の足底面（床面）から舟状骨粗面までの高さ（アーチ高）を定規で計測し、その値を足長で除し、立位アーチ高率（アー

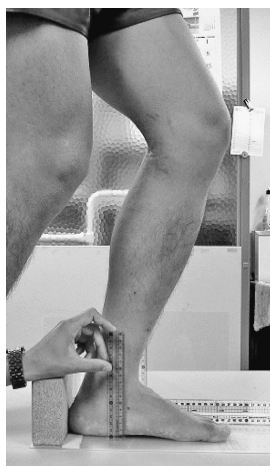


図1 アーチ高の計測

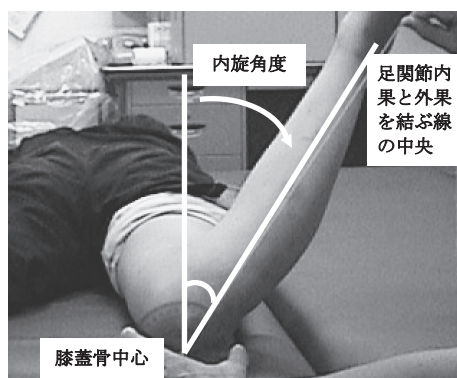


図2 股関節内旋可動域の計測

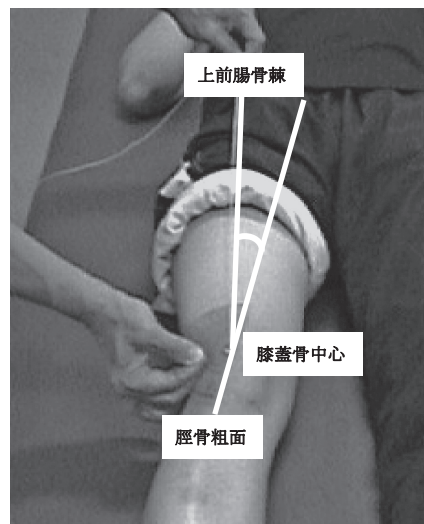


図3 Q 角の計測

表1 被験者の身体属性

項目	L 群 (n=6)	H 群 (n=6)	p 値
身長 (cm)	169.1 ± 5.1	174.8 ± 5.0	n.s
体重 (kg)	61.6 ± 4.6	65.0 ± 4.3	n.s
BMI (kg/m ²)	21.6 ± 1.3	21.3 ± 1.0	n.s
股関節外転筋力 (体重比: N/kg)	2.74 ± 0.52	2.76 ± 0.64	n.s
立位アーチ高率 (%)	12.7 ± 0.7	21.5 ± 1.0	<0.001
座位アーチ高率 (%)	14.6 ± 1.4	23.0 ± 0.7	<0.001
Navicular drop (mm)	4.8 ± 2.4	3.3 ± 2.4	n.s
股関節内旋可動域 (°)	43.3 ± 10.8	35.0 ± 5.0	n.s
Q 角 (°)	18.6 ± 3.5	14.9 ± 3.7	n.s

※n.s.: Mann-Whitney の U 検定にて両群間に有意差なし
(mean ± SD)

チ高率 (%) = 舟状骨高 / 足長) として算出した (図1)。同様に椅子座位 (非荷重位) 時のアーチ高を座位アーチ高率 (%) として算出した。Navicular drop は、アーチ高の立位時と座位時の差の値として求めた。

b) 股関節内旋角度の計測

股関節内旋角度は、測定肢位を腹臥位、被験側下肢の膝関節を 90 度屈曲位、大腿骨外側顆と内側顆がベッド上に水平になった位置を股関節内外旋 0 度とし、そこから股関節を内旋させ、その時の下腿長軸傾斜角を股関節内旋角度として自家製の紐付き分度器で計測した (図2)。

c) 膝関節の Q 角の計測

Q 角は、測定肢位を背臥位、被験側下肢の股関節中間位で膝関節を 0 度伸展位、大腿骨外側顆と内側顆がベッド上に水平になった位置とし、上前腸骨棘と膝蓋骨中心を結んだ線と、膝蓋骨中心と脛骨粗面を結んだ線とでなす角度を紐付き分度器で計測した (図3)。

d) 股関節外転筋力の測定

股関節外転筋力の測定は、ハンドヘルドダイナモメーター (HHD、酒井医療社製徒手筋力センサー EG-

220) を使用して行った。測定肢位は側臥位とし、骨盤・体幹はベルトおよび計測補助者 2 名によって中間位で動かないように固定した。そして、股関節内外転中間位で等尺性に保持させ、センサーパッドを足関節外果より近位部の下腿遠位外側に当てて break test にて測定した。約 5 秒間の最大努力による股関節外転を 3 回測定し、最大値を採用した。

このようにして、被験者の利き脚の立位アーチ高率の計測結果に基づき、上位 6 名 High-Arch 群 (H 群)、下位 6 名を Low-Arch 群 (L 群) として抽出・群分けをし、かつ両群間で立位アーチ高率以外の計測項目に有意な差がないことを確認した。各項目の測定結果と両群のデータを表 1 に示す。なお、利き脚はボールを蹴る側の脚とした。

3) 三次元動作解析装置による計測

a) 動作課題

動作課題は、30 cm 台からの片脚着地動作とした。



(a) 開始肢位

(b) 着地肢位

図4 基本開始肢位と着地肢位
動作課題を行う被験者の (a) 開始肢位と (b) 着地肢位

着地に用いる脚は利き脚とした。具体的には、被験者は十分なウォーミングアップの後、図4のごとく両上肢90°外転位、非利き脚膝90°屈曲位、利き脚股・膝30°屈曲位を開始肢位として試技を行った。被験者には、前方にある床反力計の上に、足尖部と膝関節が前額面上で一致した着地（neutral着地）と足尖部が膝関節に対して外側に向けた着地（toe-out着地）の2種類を行わせた。着地点は、前方にある床反力計に引かれた直線とし、矢状方向に引かれた線（neutral着地）と、矢状方向に対して足尖部が30度外側方向に向くように引かれた線（toe-out着地）である。被験者にはその直線に足が沿うように接地させることを指示した。また、以下の条件を満たした動作を成功試技としてデータ分析に採用した。

- ①床に示した直線上に着地
- ②両上前腸骨棘マーカが身長50%の高さより下方に到達
- ③着地後2秒間静止、反対側の足部が接地しない
- ④体幹が著しく回旋・側屈しない

成功試技を3試技計測できた時点で課題を終了とした。

b) 三次元動作解析

三次元動作解析は、Mac 3Dシステム（Motion Analysis社製）を用いて行った。8台の赤外線カメラ（Eagleデジタルカメラ，Motion Analysis社製）を使用して、サンプリング周波数120 Hzで身体に取り付けた反射マーカの空間座標をPCに取り込み、リアルタイム動作解析システムEvaRT 5.04（Motion Analysis



図5 被験者の反射マーカ貼付部位（32カ所）

頭部	頭頂部・前頭部・後頭部
体幹	第10胸椎棘突起・第4腰椎棘突起・右肩甲骨
骨盤	上前腸骨棘・上後腸骨棘（両側）
上肢	肩峰・上腕骨外側上顆（両側）
下肢	大転子・大腿中央部・大腿骨内外顆・下腿中央部 内外果・踵部・足尖部（両側）

社製）を用いて解析を行った。身体のリンドマークとして貼り付けたマーカ点を図5に示す。また、床反力はAMTI社製の床反力計を用い、三次元動作解析装置と同期してサンプリング周波数1200 HzでPCに取り込んだ。

c) 表面筋電図の計測

片脚着地動作時の筋活動を調べるため、ニホンサンテック社製表面筋電図を用い計測を行った。測定筋は長

腓骨筋 (PL)・前脛骨筋 (TA)・腓腹筋外側頭 (GL)・腓腹筋内側頭 (GM)・半腱様筋 (ST)・大腿二頭筋 (BF) の 6 筋とした。各筋の導出部位は、PL が腓骨頭と外果を結ぶ線の近位 1/4 部、TA は腓骨頭と内果を結ぶ線の近位 1/3 部、GL は腓骨頭と踵部を結ぶ線の近位 1/3 部、GM は筋腹の最大膨隆部、ST は坐骨結節と脛骨内顆を結ぶ線の中央部、BF は坐骨結節と脛骨外顆を結ぶ線の中央部とした。

具体的には、皮膚の電極間抵抗が 5 k Ω 以下になるように皮膚前処理剤 (スキんピュアー, 日本光電社) で処理した後、電極間中心距離を約 30 mm 空け、ディスプレイ電極 (株式会社製メッツ) を各筋の筋走行と平行となるよう筋腹に貼付し、アース電極は腓骨頭に貼付した。また、電極リード線によるモーションアーチファクトの混入を防ぐため、キネシオテープで関節運動を制限しないよう皮膚上にリード線を固定した。動作課題中の筋活動を前置増幅器付きの小型多用途生体アンプ (BA 1008 m, ニホンサンテック社製: 高域遮断フィルタ 3000 Hz, 低域遮断フィルタ 5 Hz) を使用し、A/D 変換器 (MaP 512, ニホンサンテック社製) を介してサンプリング周波数 2000 Hz で PC に取り込み、保存した。

三次元動作解析装置と床反力計および筋電図とを同期させるためにマットスイッチを設置し、マットスイッチからの信号により動作開始を判別した。

d) 解析方法

動作課題中のデータの解析に関しては、接地瞬間の床反力計からの信号を Initial Contact (IC) とし、IC から IC 後 0.1 秒間をデータ解析区間とした。

まず、三次元動作解析から記録されたデータのうち、股関節の位置の推定には倉林らの報告¹⁴⁾を、膝関節と足関節の位置の推定には小笠原らの報告¹⁵⁾を参考にした。そして、膝内外反・回旋角度は、小笠原の報告¹⁵⁾に基づいて算出した。解析区間内の最大膝関節外反角度変位量および最大膝関節内旋角度変位量を求めた。

次に、筋活動については、筋電図マルチ解析プログラム (Map 1038, ニホンサンテック社製) を用いて取り込んだ波形を帯域通過フィルタ (15 Hz~500 Hz) を適用し、50 msec での二乗平均平方根 (RMS: Root Mean Square) による処理をし、解析区間における筋電図の積分値を求めた。筋活動量の正規化には、ダニエルスらの徒手筋力検査法の正常段階の検査肢位で各筋の 5 秒間の最大等尺性収縮時の筋活動量を測定し、最大振幅時の前後 0.5 秒の計 1 秒間の RMS 値を 100

%MVC (Maximal Voluntary Contraction) として使用した。そして、解析区間の各筋の%MVC を求めた。

e) 統計学的分析

各被験者の 3 試行から得られるデータについて項目毎に平均値を算出し、それぞれの項目について L 群と H 群とで比較した。求めた値は Mann-Whitney の U 検定により両群で比較を行った。そして、重回帰分析のステップワイズ法を用いて、被験者の下肢のアライメントや筋力から各筋の筋活動量や膝外反角度変位量や膝内旋角度変位量の推定に必要な項目の抽出のために重相関係数、決定係数を求め、重回帰式で推定モデルのあてはまりを確認した。なお、統計学的有意水準は危険率 5% 未満とした。

結 果

1. 着地動作を neutral で行った場合 (表 2)

L 群では、PL の筋活動量の推定に必要な項目は股外転筋力・立位アーチ高率・Q 角の 3 項目、BF の筋活動量の推定に必要な項目は股外転筋力・Navicular drop・Q 角の 3 項目が抽出され、それぞれ $R^2 = 98\%$ ($p < 0.01$), $R^2 = 97\%$ ($p < 0.05$) であった。しかし、他の 4 筋と膝関節角度変位量を推定するのは困難であった。

同様に、H 群でも PL の筋活動量の推定に必要な項目は立位アーチ高率・Q 角の 2 項目、TA の筋活動量の推定に必要な項目は股関節外転筋力・座位アーチ高率の 2 項目、GL の筋活動量の推定に必要な項目は Navicular drop の 1 項目、ST の筋活動量の推定に必要な項目は股関節内旋可動域の 1 項目、BF の筋活動量の推定に必要な項目は股関節外転筋力・座位アーチ高率・股関節内旋可動域・Q 角の 4 項目が抽出され、それぞれ $R^2 = 83\%$ ($p < 0.05$), $R^2 = 97\%$ ($p < 0.01$), $R^2 = 86\%$ ($p < 0.05$), $R^2 = 87\%$ ($p < 0.05$), $R^2 = 99\%$ ($p < 0.05$) であった。しかし、GM の筋活動量を推定するのは困難であった。また、膝関節内旋角度変位量の推定に必要な項目は立位アーチ高率の 1 項目が抽出され、 $R^2 = 87\%$ ($p < 0.05$) であったが、膝関節外反角度変位量を推定するのは困難であった。

2. 着地動作を toe-out で行った場合 (表 3)

L 群では、TA・GL・GM・ST・BF の筋活動量の推定に必要な項目は抽出されなかったが、PL の筋活動量の推定には股関節外転筋力が抽出され、 $R^2 = 60\%$ ($p < 0.05$) であった。また、膝関節内旋角度変位量の

表2 neutral 着地時の筋活動と膝関節角度変位量の推定に必要な因子

	PL		TA		GL		GM		ST		BF		膝外反角度		膝内旋角度	
	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群
股関節外転筋力	●	—	—	●	—	—	—	—	—	—	●	○	—	—	—	—
立位アーチ高率	●	●	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	●
座位アーチ高率	—	—	—	●	—	—	—	—	—	—	—	●	—	—	—	—
Navicular Drop	—	—	—	—	—	●	—	—	—	—	○	—	—	—	—	—
股関節内旋可動域	—	—	—	—	—	—	—	—	—	●	—	●	—	—	—	—
Q 角	●	○	—	—	—	—	—	—	—	—	●	○	—	—	—	—
重相関係数 R	0.98 ^{*2}	0.91 ^{*1}	—	0.97 ^{*2}	—	0.86 ^{*1}	—	—	—	0.87 ^{*1}	0.97 ^{*1}	0.99 ^{*1}	—	—	—	0.87 ^{*1}
決定係数 R ²	0.98	0.83	—	0.96	—	0.75	—	—	—	0.77	0.95	0.99	—	—	—	0.77

●：推定に有用な因子で R が有意

○：推定に有用な因子ではあるが、R が有意でない

*¹：P<0.05*²：P<0.01

表3 toe-out 着地時の筋活動と膝関節角度変位量の推定に必要な因子

	PL		TA		GL		GM		ST		BF		膝外反角度		膝内旋角度	
	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群	L 群	H 群
股関節外転筋力	●	○	—	○	—	—	—	—	—	—	—	—	●	—	—	●
立位アーチ高率	—	●	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	●
座位アーチ高率	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Navicular Drop	—	—	—	○	—	—	—	—	—	—	—	—	●	—	—	—
股関節内旋可動域	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
Q 角	—	—	—	●	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—
重相関係数 R	0.77 ^{*1}	0.92 ^{*1}	—	0.96 ^{*1}	—	—	—	—	—	—	—	—	0.95 ^{*1}	—	—	0.93 ^{*1}
決定係数 R ²	0.60	0.86	—	0.94	—	—	—	—	—	—	—	—	0.91	—	—	0.87

●：推定に有用な因子で R が有意

○：推定に有用な因子ではあるが、R が有意でない

*¹：P<0.05

推定に必要な項目は抽出されなかったが、膝関節外反角度変位量の推定には股関節外転筋力と Navicular drop が抽出され、R²=91% (p<0.05) であった。

同様に、H 群では、GL・GM・ST・BF の筋活動量の推定に必要な項目は抽出されなかったが、PL の筋活動量の推定には股関節外転筋力と立位アーチ高率が抽出され、R²=86% (p<0.05)、TA の筋活動量の推定には股関節外転筋力・Navicular drop・Q 角が抽出され、R²=94% (p<0.05) であった。また、膝関節外反角度変位量の推定に必要な項目は特に抽出されなかったが、膝関節内旋角度変位量の推定には股関節外転筋力と立位アーチ高率が抽出され、R²=87% (p<0.05) であった。

考 察

Morag ら⁵⁾は、足部を含めた身体構造 24 項目や運動機能 14 項目から歩行時の足底分布圧の推定式を導き

出している。そして、踵部、中足部、第一中足骨頭部、母趾にかかる足底圧の推定式のあてはめでは、重相関係数がそれぞれ 0.75、0.74、0.75、0.70 であったとしている。彼らの研究では足部・足関節の筋活動は考慮されていない。しかも、複雑な計測を要する項目を含めたかなり多くの計測項目をあてはめており、臨床的汎用性に乏しいと考えられる。

本研究では、下肢の静的アライメントと股関節外転筋力から動作時の筋活動の推定が可能かどうか調べた。まず neutral での着地の場合でも toe-out の着地の場合でも、L 群と H 群とは片脚着地時の下肢筋活動量や膝関節運動の推定に必要な静的アライメントなどの項目が異なっていた。すなわち、同じ片脚着地という課題で、その時の下肢筋活動量や膝関節角度変位量を推定するにも、足部アーチのような静的アライメントが異なると推定に有用な項目も異なることが明らかとなった。足部の機能的運動においては、距骨下関節運動と横足根関節運動が重要視されており、一般的に

横足根関節運動は距骨下関節運動に左右される²⁻⁴⁾。距骨下関節運動は、3平面運動という複雑な運動をし、関節運動によって軸も変移する。このような特殊な運動は、下肢の荷重運動中には中足部や前足部などの遠位部だけでなく隣接する近位部の足関節、膝関節、股関節へも運動連鎖が生じる¹⁶⁻¹⁸⁾。この時、下肢アライメントが異なる場合、身体重心と下肢の各関節中心との相対的位置関係も異なるので、必要とされる筋活動量は異なると考えられる。したがって、足部アーチの形状によって荷重時の筋活動量は異なり、運動時の筋活動量推定に有用な静的アライメントなどの項目も異なると考えられる。

さらに、L群では股関節外転筋力（体重比）・立位アーチ高率・Navicular drop・Q角の4項目を調べることで、片脚着地時のPLの筋活動量とBFの筋活動量を高い確率で推定することが可能であり、H群でも股関節外転筋力（体重比）・立位アーチ高率・座位アーチ高率・Navicular drop・股関節内旋可動域・Q角の6項目を調べることで、片脚着地時のPL・TA・GL・ST・BFの筋活動量および膝関節内旋角度変位量を高い確率で推定することが可能であることが明らかとなった。一方、toe-outでの着地の場合も、L群とH群とは片脚着地時の下肢筋活動量や膝関節運動の推定に必要な静的アライメントなどの項目が異なっていたが、neutralでの着地の場合と違って推定できる筋に限られていた。すなわち、L群ではPLの筋活動量のみ、H群ではPLとTAの筋活動量のみ推定可能であっただけである。一方、膝関節運動については、L群では膝関節外反角度変位量、H群では膝関節内旋角度変位量の推定がneutralでの着地の場合と比べて向上していた。これらのことは、toe-outで接地した場合には、そもそも被験者にとってはtoe-outでの接地の仕方が習慣化された着地動作ではないため、アライメントだけでなく被験者個々の筋活動パターンが一定せず、運動課題試行ごとに様々に異なっていたことが影響していると考えられた。

したがって、下肢のアライメントなどを用いて片脚着地動作などの筋活動量や関節運動変化量を精度高く推定するには対象者の習慣化された動作課題に限られると考えられた。しかし、まだまだ推定困難な項目も多々認められたので、三次元動作解析の精度を高めるとともに静的アライメントや筋力に関する他の項目についての検討を要すると考えられた。そして、静的なアライメントや一部の下肢筋力を検査することによって膝関節の細かな運動の特徴を予測できることが可能

となれば、スポーツ外傷や関節疾患の発症の予測も可能となり、障害予防策を対象者個別に立案できる可能性が期待できる。

結 語

本研究では、片脚着地時の下肢筋活動量を足部アーチ高率、下肢アライメントや筋力などからの推定可能性を検証した。

着地動作をneutralで行った場合、筋活動量の推定は比較的良好であったが、着地動作をtoe-outで行った場合では、推定できる筋は限られており、推定精度も低い傾向であった。

片脚着地時の下肢の筋活動量の推定は、アーチ高率が異なると必要な説明因子も異なるが、下肢アライメントや筋力などから推定可能であることが明らかとなった。しかし、下肢のアライメントなどを用いて片脚着地動作などの筋活動量や関節運動変化量を精度高く推定するには対象者の習慣化された動作課題に限られると考えられた。

文 献

- 1) Shultz SJ, Nguyen AD, Levine BJ.: The Relationship Between Lower Extremity Alignment Characteristics and Anterior Knee Joint Laxity. Sports Health 2009 Jan; 1(1): 54-60.
- 2) Krivickas LS. Anatomical factors associated with overuse sport injuries. Sports Med 1997 24: 140-141.
- 3) Sommer HM and Vallentyne SW. Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. Med. Sci. Sports Exerc. 1995 27: 800-804.
- 4) Razeghi M, Batt ME: Foot type classification: a critical review of current methods. Gait Posture 2002 15: 282-291.
- 5) Morag E, Cavanagh PR: Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. J. Biomech 1999 32: 359-370.
- 6) Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP.: Knee ligament injuries in volleyball players. Am J Sports Med. 1992 Mar-Apr; 20(2): 203-7.
- 7) Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr.: Mechanisms of anterior cruciate ligament injury Orthopedics. 2000 Jun; 23(6): 573-8.
- 8) Boden BP, Griffin LY, Garrett WE Jr.: Etiology and Prevention of Noncontact ACL Injury Phys Sportsmed. 2000 Apr; 28(4): 53-60.
- 9) Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R.: Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. Am J Sports Med. 2004 Jun; 32(4): 1002-12.
- 10) Shultz SJ, Beynnon BD, Schmitz RJ.: Sex differences in

- coupled knee motions during the transition from non-weight bearing to weight bearing. *J Orthop Res.* 2009 Jun ; 27 (6) : 717-23.
- 11) Shultz SJ, Nguyen AD, Leonard MD, Schmitz RJ. : Thigh strength and activation as predictors of knee biomechanics during a drop jump task. *Med Sci Sports Exerc.* 2009 Apr ; 41(4) : 857-66.
- 12) Shultz SJ, Schmitz RJ. : Effects of transverse and frontal plane knee laxity on hip and knee neuromechanics during drop landings *Am J Sports Med.* 2009 Sep ; 37(9) : 1821-30.
- 13) 和田治：股関節内旋可動域が片脚着地動作時の下肢アライメントと筋活動に及ぼす影響 体力科学 2008 57(6) : 958.
- 14) 倉林準：股関節中心推定方法の比較・検討 バイオメカニズム学会誌 2003 27(1) : 29-35.
- 15) 小笠原一生：前十字靱帯損傷リスクの簡便なスクリーニング指標としての前額面膝関節偏位指標の提案 体力科学 2008 57 : 553-562.
- 16) Donald A. Neumann：筋骨格系のキネシオロジー 医歯薬出版 2005 pp 538.
- 17) 宇賀神奈央：カッティング動作時に足内側縦アーチが膝関節アライメントに及ぼす影響 体力科学 2006 55(6) : 865.
- 18) 宮内翔平：足部の内側縦アーチの低下が片足着地時における膝関節のアライメントに及ぼす影響 体力科学 2006 55(6) : 860.