



サイドランジにおけるステップ幅の違いが 膝関節と股関節まわりの筋の活動 および膝関節モーメントに及ぼす影響

溝渕絵里 (東海大学大学院) 山田 洋 (体育学部体育学科)
小河原慶太 (体育学部体育学科) 宮崎彰吾 (体育学部非常勤助手)
有賀誠司 (スポーツ医科学研究所) 宮崎誠司 (体育学部競技スポーツ学科)
小金澤鋼一 (工学部機械工学科)

Effect of the Step Width Differences during Side Lunge on the Muscular Activity and Joint Moments around the Knee and Hip Joint

Eri MIZOBUCHI, Hiroshi YAMADA, Keita OGAWARA, Shogo MIYAZAKI, Seiji ARUGA,
Seiji MIYAZAKI and Koichi KOGANEZAWA



Abstract

The purpose of this study is to examine the effect of the step width differences during side lunge on the muscular activity and joint moments around the knee and hip joint by using biomechanical technique.

The subjects were 10 healthy males who have experienced side lunge. Experiments was side lunge with knee flexion and extension. The load was weight of 50% of body weight. The step width was 30%, 40%, 50%, 60%, 70% of height of a subject. We analyzed the movement of side lunge by using motion analysis system, force platform and EMG recording system.

Muscle activities increased significantly in the Adductor Magnus, Biceps femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis from 30% to 60% of the step width during flexion phase. Muscle activities increased significantly the Adductor Magnus, Biceps femoris, Vastus medialis, Vastus lateralis from 30% to 70% of the step width during extension phase. Knee joint moment increased significantly from 30% to 60% of the step width during flexion phase and extension phase. But the differences were not seen between the 60% and 70% of the step width.

These results suggest that the upper limit of step width is 60% of height in side lunge.

(Tokai J. Sports Med. Sci. No. 23, 27-34, 2011)

I. はじめに

多くのスポーツ競技において、高いパフォーマンスを発揮するためには、パワー・筋力を高めることが重要である¹⁾。そのため、筋力トレーニングはスポーツ選手のパフォーマンス向上のために、欠かすことができない手段として認知されるようになってきている。

下肢の筋力トレーニングの代表的なものとしては、両脚スクワットが挙げられる。しかし、スポーツ現場では片脚による力発揮が多くみられることから、片脚下肢を踏み込む動作で、下肢の筋力強化やバランストレーニングとしてランジが頻繁に実施されている²⁾。さらに、バレーボール競技のレシーブ動作やバスケットボール競技のディフェンス動作など多くのスポーツにおいて、側方へ移動する動作が多くみられること、側方での片脚支持動作が多くみられることから、近年、実際の競技動作との関連を考慮した下肢の筋力トレーニングとして、側方へ踏み込む動作を伴う“サイドランジ”が注目されてきた。

サイドランジについて有賀ら³⁾は、速度に着目し、サイドランジと体力要素の間に関係性が認められたと報告し、Kurabayashi⁴⁾は、下肢関節まわりの筋力強化にサイドランジが有用であると報告している。一方、サイドランジ時のステップ幅によっては踏み込み脚側の膝関節が外反運動を伴う場合がある。膝関節への外反モーメントは内側側副靭帯および前十字靭帯損傷の要因であることが認められている⁵⁻⁷⁾。このことから、下肢の筋力トレーニングを実施する際、外反運動は禁忌であることは明白である。

これらの筋力強化や傷害のリスクには、サイドランジ時の強度が大きく影響すると考えられる。サイドランジの強度を左右する要因として重量、反復回数、スピードおよびステップ幅が挙げられる。その中でも、ステップ幅に着目した研究は見られず、現場では「だいたい身長50%」という言葉で指導されているのが現状である。ステップ

幅を変化させることで、身体に加わる負荷が変化する可能性は十分に考えられるものの、ステップ幅50%に対する科学的根拠は乏しい。

そこで本研究では、映像、筋電図、床反力を用いたバイオメカニクスの手法により、サイドランジ時のステップ幅の変化が、股関節と膝関節まわりの筋の活動および関節モーメントに与える影響を検証することを目的とした。

II. 方 法

1. 被験者

被験者はサイドランジの動作に熟達した健康男性10名（年齢 23.8 ± 0.95 歳、身長 173.5 ± 6.1 cm、体重 65.6 ± 2.9 kg）であった。全ての被験者に本実験の主旨、内容、および危険性についてあらかじめ説明し、参加の同意を得た。

2. 測定方法

1) 実験試技

実験試技は、膝の屈曲伸展を伴うサイドランジとした。負荷は体重の50%の重量（2.5kg、単位、端数切り捨て）とし、ステップ幅は被験者の身長30%、40%、50%、60%、70%の5条件とした。被験者には試技を行う際、正面を向くよう指示し、体幹を極力垂直に保持するようにした。また、側方へ踏み出した脚に可能な限り荷重するように指示をした。

2) 局面分け

映像データより、全額面での重心速度を用いて局面分けを行った。重心速度が0 m/sになった地点を静止とみなし、脚が着地した地点から静止した地点までを屈曲局面、静止した地点から離地するまでを伸展局面とし、そこを分析区間とした（図1）。

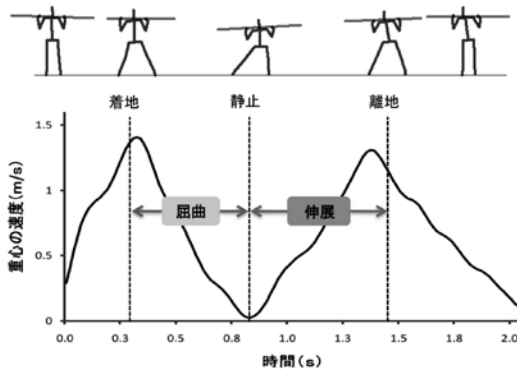


図1 重心の速度による局面分け
Fig. 1 Phase divided by the velocity of center of gravity

3. 筋電図計測

1) 被験筋

被験筋は、両側の中殿筋、踏み込み脚側の大腿二頭筋、内側広筋、外側広筋および大内転筋の6筋とした。各筋の活動電位は導出部直径4mmの小型生体電極（日本光電社製）を用い、筋電図（Electromyography：EMG）を導出した。電極貼付に先立ち、抵抗の減少と粘着を良くするために、周囲の剃毛、およびアルコール拭きを行い、電極付着部表皮の角質の一部を生体信号モニタ用皮膚前処理剤毛（スキンピュア、日本光電社製）により電極間皮膚抵抗を可能な限り除去した。電極は両面粘着カラーにより電極間の距離を1cmとして貼付した。

2) 筋電図分析

筋電位はMulti Telemeter System（WEB-5500、日本光電社製）を用いて導出し、記録周波数2kHzでA/D変換後、コンピュータに記録した。筋電図の解析には解析ソフト（Chart 5、AD Instruments社製）を用いた。筋放電量は、分析区間のRMS（Root Mean Square）値を算出した。各ステップ幅の比較にはWright et al⁸⁾や半田ら⁹⁾の方法に従って、全ステップ幅の最大RMS値を基準値として他のステップ幅のRMS値を基準値で除すことにより相対値を求め、各試技における筋活動電位の相対的活動度の評価に用いた。

4. キネマティクスデータの測定

1) 試技の撮影

映像はビデオカメラ（CCD-VX 1型、SONY社製）を用いて記録周波数60fps、露出時間1msでパーソナルコンピュータに記録した。撮影は被験者の前方より全額面における動作のみを記録した。撮影範囲は、被験者の前額面からみて、左右3.5m、高さ2mとし、左右方向をX軸、鉛直方向をY軸と定義した。

2) 画像データ処理

記録した映像データを、映像解析ソフト（Frame Dias IV、DKH社製）を用いて、二次元DLT法により前額面の二次元座標を算出した。得られた二次元座標をバターワース型デジタルフィルタを用いて平滑化した。後の映像解析の際、デジタイズを行うために被験者の関節、身体末端部等の24点、バーベルの左右両端およびフォースプレートの中心（作用点を算出するため）にマーカーを貼付した。その後の解析には阿江¹⁰⁾の身体部分慣性係数を用いた。また本研究では、X軸と両大転子を結ぶ線の前額面におけるなす角度を骨盤の傾きと定義した。

5. キネティクスデータの測定

1) 床反力測定

サイドランジ中の踏み込み脚に作用する床反力を測定するために、1台のフォースプレート（多方向フォースプレート、T.K.K社製）を用いた。フォースプレートからの出力信号はアンプ（AS2503、NEC社製）およびA/D変換を介し、記録周波数1kHzでパーソナルコンピュータに記録した。またフォースプレートにより計測した床反力データおよび筋電位信号を同期装置（PH-101型、DKH社製）を用いて同期させた。

2) 膝関節モーメントの算出

膝関節の外反に対する力のモーメントは、床反力から得られた床反力ベクトルと映像から得られた作用点から膝までの距離ベクトルの外積より算

出した（図2）。なお外反方向への力のモーメントを正の値とした。

Ⅲ．結果および考察

6．統計処理

各ステップ幅による筋活動と膝関節モーメントの差の検定には、一元配置の分散分析を用いた。そして有意差が認められた場合には、Bonferroni法による多重比較検定を行った。なお、検定の有意水準は全て危険率5%未満とした。

1．筋電図

図3に全筋活動パターンの代表例を示した。右中殿筋に関してはステップ幅70%と比較して、ステップ幅30%の方が大きな筋放電がみられ、その他の大内転筋、内側広筋、外側広筋、大腿二頭筋に関してはステップ幅70%の方が大きな筋放電がみられた。

$$M = r \times f$$

位置ベクトル： r

床反力ベクトル： f

力のモーメント： M

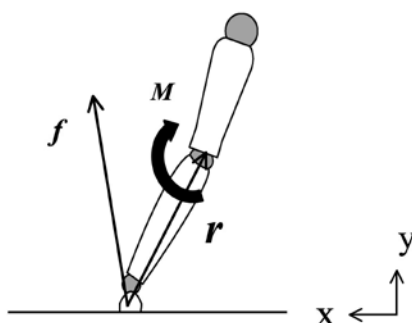


図2 膝関節モーメントの算出式
Fig. 2 The calculation of knee joint moment

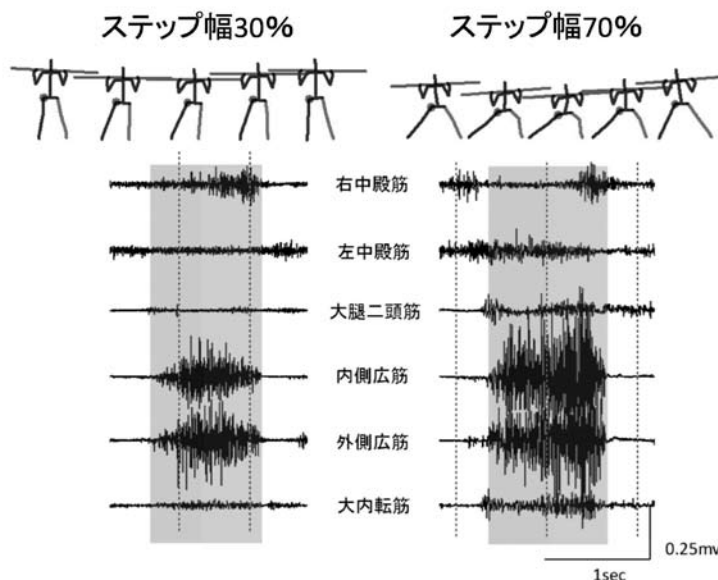


図3 EMGの代表例
Fig. 3 Row data of EMG during side lunge

図4に屈曲局面の各筋の平均放電量を示した。屈曲局面では、左右の中殿筋でステップ幅の違いによる筋活動量の有意な差はみられなかった。大内転筋においてはステップ幅60%以上になると、筋放電量は有意に増大した。大腿二頭筋はステップ幅70%になると筋放電量は有意に増大した。内側広筋と外側広筋に関しては、ステップ幅60%ま

ではステップ幅の増大に伴い筋放電量も有意に増大したが、60%以上では違いがみられなかった。

図5に伸展局面の各筋の平均放電量を示した。伸展局面では、大内転筋において、ステップ幅を60%以上に広げると、筋放電量も有意に増大した。大腿二頭筋、内側広筋、外側広筋においてはステップ幅70%に有意な筋放電量の増大が認めら

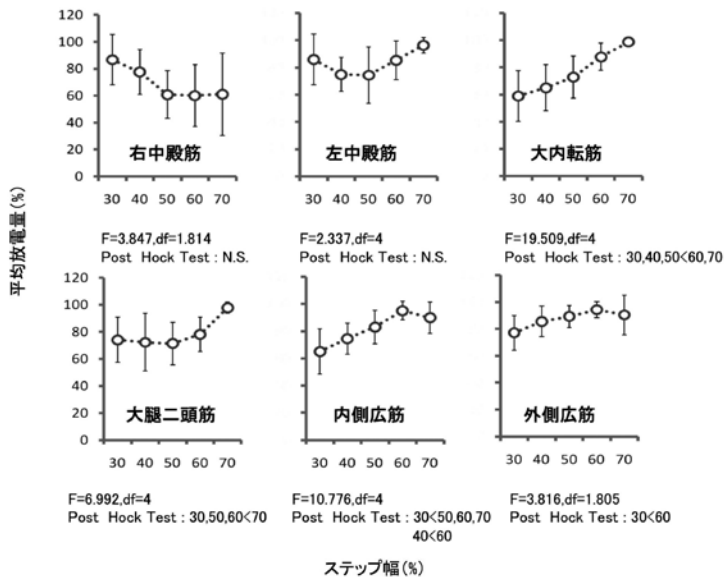


図4 屈曲局面における各筋の平均放電量
Fig. 4 The average amount of each muscle EMG in flexion phase

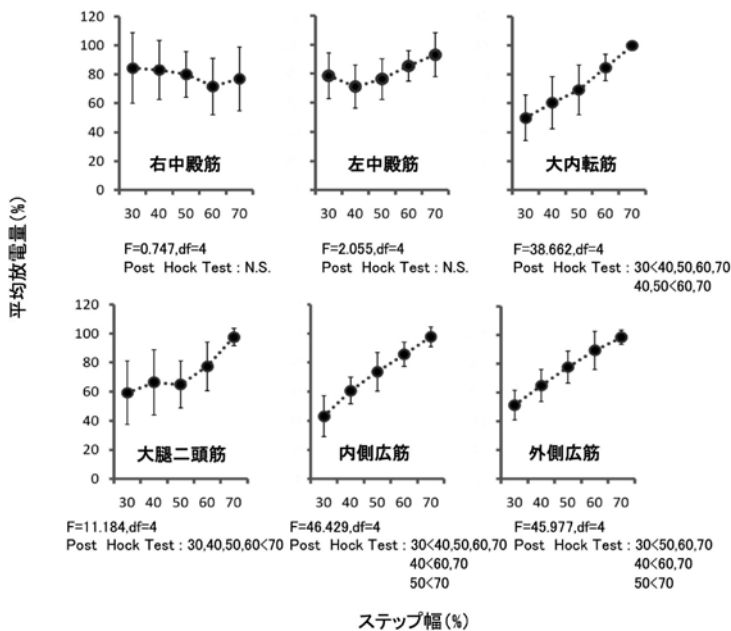


図5 伸展局面における各筋の平均放電量
Fig. 5 The average amount of each muscle EMG in Extension phase

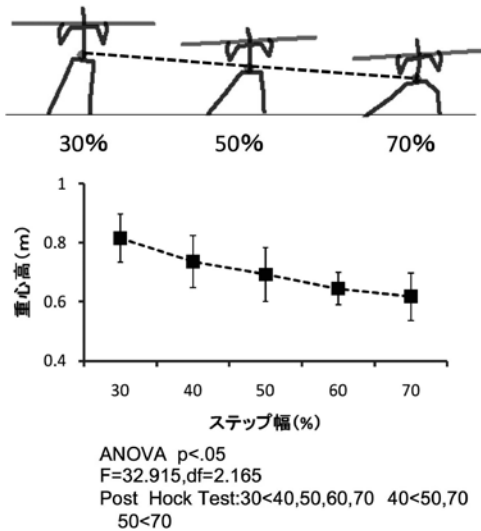


図6 重心高の変化
Fig. 6 Changes of height in center of gravity

れた。しかし、左右の中殿筋には、伸展局面でもステップ幅の違いによる差はみられなかった。

ステップ幅の違いがキネマティクスに及ぼす影響として、一つ目に重心高の変化があげられる。重心高はステップ幅が増大するのに伴い、有意に低値を示した(図6)。本研究では、前額面からの映像の記録のみのため、股関節屈曲角度、膝関節屈曲角度、足関節屈曲角度は正確には算出できないが、重心高が有意に低くなっていることから、ステップ幅が広がるのに伴い、より深く沈みこんでいることが示唆される。このことから、膝関節屈筋群である大腿二頭筋、膝関節伸展筋群である内側広筋、外側広筋に関して両局面での筋放電量の増大が考えられた。大内転筋に関しては、股関節内転筋群であることからステップ幅を広げることで、筋放電量が増大したと推測される。

ステップ幅の違いがキネマティクスに及ぼす影響として、二つ目として骨盤の傾きがあげられる。ステップ幅の違いによる骨盤の傾きは両局面とも有意な差は認められなかった(図7)。中殿筋は前額面での骨盤全体を水平位に保つために重要な役割を担っている¹¹⁾が、どのステップ幅においても骨盤の傾きの変化はみられないことが、

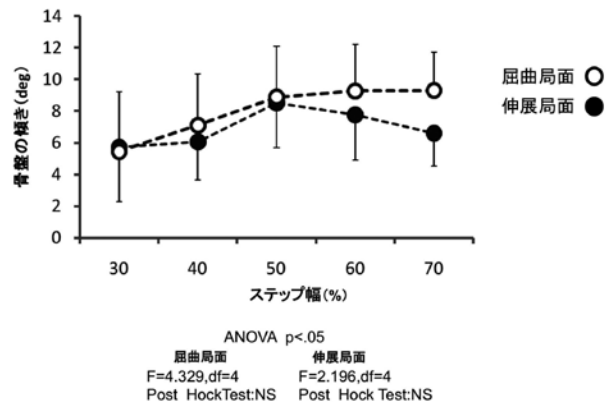


図7 局面ごとの骨盤の傾き
Fig. 7 Pelvic tilt for each phase

中殿筋に差がみられなかった要因の一つだと考えられる。また稲葉ら¹²⁾の研究では、横方向への跳躍と垂直跳びとを比較すると、股関節外転トルクの最大値は両跳躍で差がみられなかったことが報告されている。これらのことが、両局面で左右の中殿筋に差がみられなかったことの要因だと考えられた。

屈曲局面では、ステップ幅の増大により筋放電量も増大する傾向はみられるものの、大内転筋、内側広筋および外側広筋ではステップ幅60%以上で差がみられないこと、伸展局面でも同様な傾向がみられることから、サイドランジにおけるステップ幅の上限は身長60%であると考えられた。

2. 膝関節モーメント

サイドランジ中の膝関節に加わる負担の指標として、力のモーメントを時間積分し、体重で除した角力積を示した(図8)。

屈曲局面では、ステップ幅が増大するに伴い、膝関節モーメントも有意に増大した。伸展局面でも同様な傾向がみられた。このことから、ステップ幅が増大することで、角力積も有意に増大することが明らかになり、ステップ幅を増大させ

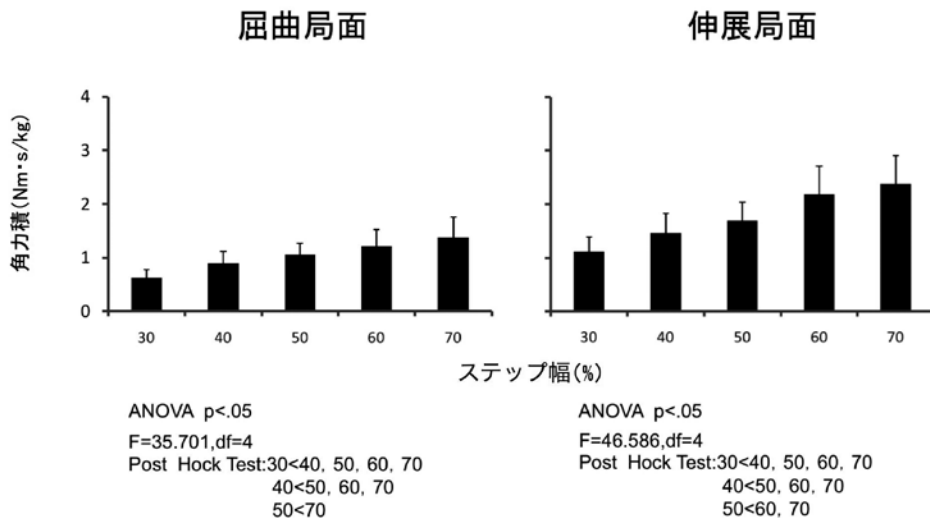


図8 膝関節の外反方向の角力積
 Fig. 8 Knee angular impulse of the moment

ることによって、膝関節への傷害のリスクが大きくなることが示唆された。また、サイドランジ時の膝関節モーメントの角力積は、屈曲局面より伸展局面の方が大きいことから、伸展局面においての傷害のリスクが大きいと考えられる。

膝関節外反モーメントの増大に伴う傷害としては内側側副靭帯の損傷や前十字靭帯損傷などがあげられる。しかしそれらの損傷は、膝関節の外反だけではなく、下腿の外旋など多くの要因があげられる。本研究は前額面での記録のみだったため、今後は矢状面での記録も含め膝関節への傷害のリスクについて検証していく必要があると考える。

屈曲局面、伸展局面の両局面で、ステップ幅の増大による角力積の有意な増大はみられたものの、60%以上では有意な差がみられなかったことから、膝関節モーメントにおいても、サイドランジにおけるステップ幅の上限は身長60%であることが明らかになった。

い、ステップ幅の違うサイドランジが股関節と膝関節まわりの筋の活動および膝関節モーメントに与える影響を検証することをであった。被験者はサイドランジ経験のある健常男子10名であった。実験試技は、膝の屈曲伸展を伴うサイドランジとした。負荷は体重の50%の重量とし、ステップ幅は被験者の身長30%、40%、50%、60%、70%の5条件とした。前額面における動作、踏み込み脚の床反力、下肢の筋の表面筋電を計測した。その結果、筋放電量に関して、屈曲局面ではステップ幅を60%まで広げると大内転筋、大腿二頭筋、内側広筋、外側広筋において筋活動量は有意に増大した。伸展局面でもステップ幅70%まで広げると大内転筋、大腿二頭筋、内側広筋、外側広筋の筋活動量は有意に増大した。しかし、両局面ともにステップ幅による中殿筋の筋活動量に有意な差はみられなかった。膝関節モーメントに関しては、両局面ともにステップ幅を60%まで広げると、膝関節モーメントも有意に増大した。以上の結果から、サイドランジにおけるステップ幅の上限は身長60%であることが明らかになった。

IV. まとめ

本研究の目的は、バイオメカニクス的手法を用

引用・参考文献

- 1) 鈴木俊輔, 藤井範久, 阿江通良, 前後開脚スクワットに関するバイオメカニクスの研究, 一前後開脚に着目して一, トレーニング科学, Vol.19, No.4, 2007.
- 2) 深谷隆史, ランジ動作におけるステップ幅の違いが下肢関節への力学的負荷に与える影響, 理学療法科学, 24(6), 787-791, 2009.
- 3) 有賀誠司, 白瀬英春, 藤井壮浩, 生方 謙, 側方への移動や方向転換の動作改善のためのトレーニング方法に関する研究, 東海大学スポーツ医科学雑誌, 第22号, 2010.
- 4) Jun, Kurabayashi, サイドランジのメカニズム, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, Vol.26, 2005.
- 5) 福林徹, 膝関節のスポーツ傷害のメカニズム, バイオメカニクス学会誌, Vol.10, No.3, 1986.
- 6) 廣川俊二, 山本耕之, 鶴野玲治, 川田高士, 膝内側側副靱帯損傷の生体力学的検討, バイオメカニクス学会誌, 15, 51-62, 2000.
- 7) 小笠原一生, 宮川俊平, 朴時英, 片脚着地動作における着地姿勢が膝外反モーメントに与える効果の静力学的検討一膝前十字靱帯損傷のリスクを高める動作の同定一, 体力科学, 59, 485-494, 2010.
- 8) GLENN A. WRIGHT, THOMAS H. DELONG, AND GALE GEHLSSEN, Electromyographic Activity of the Hamstrings During Performance of the Leg Curl, Stiff-leg, Deadlift, and Back Squat Movements, Journal of Strength and Conditioning Research, 13(2), 168-174, 1999.
- 9) 半田徹, 加藤浩人, 長谷川伸, 岡田純一, 加藤清忠, 腹部トレーニング7種目における腹直筋上部, 腹直筋下部, 外腹斜筋および大腿直筋の筋電図学的研究, 体育学研究, 54, 43-54, 2009.
- 10) 阿江通良, 湯海鵬, 横井考志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニクス学会誌, 23-33, 1992.
- 11) Laura Presswood, John Cronin, Justin W. L. Keogh, Chris Whatman, 中殿筋: 応用解剖学, 機能障害, 評価および斬進的な筋力の向上, Strength and Conditioning Journal, Vol.16, No.2, 27-39, 2009.
- 12) 稲葉優希, 深代千之, 方向転換の基礎動作, 体育の科学, Vol.60, No.11, 2010.
- 13) 吉田考久, 大山下圭吾, 宮地力, 村木征人, 跳躍競技者における両脚・片脚スクワット運動の負荷特性: 両脚・片脚レッグプレスとの比較から, スポーツ方法学研究, 第22巻, 第1号, 2008.
- 14) ALASDAIR R. DEMPSEY, DAVID G. LLOYD, BRUCE C. ELLIOTT, JULIE R. STEELE, BRIDGET J. MUNRO and KYLIE A. RUSSO, The Effect of Technique Change on Knee Loads during Sidestep Cutting, American College of Sports Medicine, 2007.
- 15) 山口織江, 浦辺幸夫, 山中悠紀, 神谷奈津美, 加藤茂幸, ハンドボールにおけるフェイント中の足部接地位置が膝外反に与える影響, 体力科学, 58, 537-544, 2009.