野球打撃における身体の回転運動に対する 下肢のキネマティクスについて： 地面反力によるモーメントの上位群と下位群の比較

阿江 数通¹⁾ 小池 関也²⁾ 川村 卓²⁾ 中島 亮一³⁾

Kazumichi Ae¹, Sekiya Koike², Takashi Kawamura² and Ryouichi Nakajima³: Kinematics of the lower limbs in relation to rotational movement of the body in baseball batting: Comparison between groups with a high and low moment of the ground reaction force. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci.

Abstract: The purpose of this study was to investigate the kinematic characteristics of the lower limbs in relation to the rotation movement of the body based on the moment of the ground reaction force. Twenty-two male collegiate baseball players (age: 19.8 ± 1.3 yr, height 1.75 ± 0.04 m, body mass 73.9 ± 6.2 kg, athletic career: 12.1 ± 2.1 yr) participated. They performed baseball tee-batting, set at middle ball height for the strike zone. Three-dimensional coordinate data were acquired with a motion capture system (Vicon-MX), and ground reaction force data for both legs were acquired with 3 force platforms. High and low groups (HG and LG) were categorized by the mean peak moment around the vertical axis of the body's center of gravity caused by the ground reaction force. The period analyzed was that from stride-side foot contact with ground until ball impact, and 2 phases were defined as follows: backward phase, stride-side foot contact with ground until the peak moment of the ground reaction force; forward phase, the end of the backward phase until ball impact. Statistical analysis was conducted using an independent t-test between HG and LG ($p < 0.05$), and the effect size was calculated (small: $d = 0.2$; middle: $d = 0.5$; high: $d = 0.8$). In the backward phase, the flexion angle of both hips was greater in the HG than in the LG at event1 (pivot-side: $d = 0.74$; stride-side: $d = 0.97$). The abduction angle of the pivot-side hip was significantly greater in the HG than in the LG (stride-side foot contact with ground: $d = 0.94$; peak moment of the ground reaction force: $d = 1.44$). In the forward phase, the external rotation angle of the pivot-side hip was significantly greater in the HG than in the LG ($d = 1.02$), which contributed to the inter-group difference in the internal rotation angle at the instant of stride-side foot contact. These results indicate that the motions of both hip joints acted to rotate the whole body around the vertical axis effectively. The knowledge obtained from this study should provide useful suggestions and insights into coaching for movements of the lower limbs in order to improve batting performance in relation to the rotational movement of the body.

Key words : tee-batting, joint angle, batting performance

キーワード : ティー打撃, 関節角度, 打撃パフォーマンス

I 緒 言

野球の打撃動作では、下肢から動作が開始されて、体幹、そして上肢へと順次動作が行われるこ

とによってバットスイングが行われる。試合においてヒットやホームランを打つために、打者には投手により投球されたボールに対してタイミングを調整し、かつ大きなバット・ヘッドスピードを獲得することが求められる。このため、野球打撃

1) 茨城県立医療大学保健医療学部
〒300-0394 茨城県稲敷郡阿見町阿見 4669-2
2) 筑波大学体育系
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1
3) 筑波大学スポーツ R&D コア
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1
連絡先 阿江数通

1. Department of Physical Therapy, Ibaraki Prefectural University of Health Sciences
4669-2 Ami, Ami-Machi, Inashiki-Gun, Ibaraki 300-0394
2. Faculty of Health and Sport Sciences, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574
3. Sports Research & Development Core, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574
Corresponding author kazumichi.ae@gmail.com

に関する先行研究において、バット・ヘッドスピードは打撃動作を評価する有効な指標の1つとされている(川村ほか, 2008; Sawicki et al., 2003; 田内ほか, 2005). これに対して, 下肢は上肢のようにバットを操作しないことから直接的にバット・ヘッドスピードを生成していないものの, 打撃動作の始動となる下肢では, 軸側からストライド側への体重移動や, 股関節を中心とした大きな筋活動などが行われている(Hirano, 1985; Katsumata, 2007; Mason, 1987; Nakata et al., 2013; Shaffer et al., 1993). したがって, 打撃パフォーマンスを向上させるための合理的なバットスウィングを行うにあたり下肢の担う役割は大きいと考えられる.

野球打撃の下肢に関する研究について, 主に股および膝関節の屈曲伸張動作や, 下脛の鉛直軸まわりの回旋運動などのキネマティクスを評価した研究が多く報告されている(Escamilla et al., 2009a, 2009b; 田子ほか, 2006a, 2006b; 高木ほか, 2008, 2010a; Welch et al., 1995). その結果, バット・ヘッドスピードの獲得や異なるボールコースへの対応などのバット操作に寄与する各関節動作が明らかになっている. またこれに対して, フォースプラットフォームを用いて力を評価した研究が報告されている(Fortenbaugh et al., 2011; Hirano, 1985; Katsumata, 2007; 勝又・川合, 1995; Messier and Owen, 1985, 1986; 小田ほか, 1991a, 1991b; Yanai, 2007). その結果, 体重移動の仕方や地面へ作用する各脚の力配分が明らかとなっているのに加えて, 下肢の関節トルクや力学的エネルギーの流れなどのキネティクスあるいはエナジェティクスを評価する研究も報告されている(Ae et al., 2017; 堀内ほか, 2017; Iino et al., 2014; 小池ほか, 2006; 高木ほか, 2010b). 以上のことから, 主にバイオメカニクスの手法を用いた先行研究において, 下肢の役割を明らかにすることが試みられていると言えるだろう.

その一方で, バット・ヘッドスピードの生成に対して上肢や体幹からなる上半身の役割が大きくなることが明らかとなっている(川村ほか, 2008; 小池ほか, 2003, 2006; 森下ほか, 2013;

田内ほか, 2005). 加えて, 身体の回転運動に対して左右の下肢やその地面反力による作用が大きく影響を及ぼすことも明らかとなっている(Ae et al., 2017; Iino et al., 2014; Yanai, 2007). 宮西(2006)は, 野球打撃における全身の角運動量について評価し, 地面反力が系に対して作用することによって角運動量が生成されると報告している. さらに金堀ほか(2014)は, 指導者はバット・ヘッドスピードや打撃結果よりもタイミング調整やそれに伴う下肢動作によって打撃動作の優劣を評価する傾向にあったことを報告している. 以上のことから, 野球打撃に関する研究では, バット・ヘッドスピードが打撃パフォーマンスを示す1つの評価指標として有効ではあるものの, 下肢の役割を評価する際には必ずしも有効であるとは限らないことが示唆される. したがって, 下肢の役割を明らかにする際には, 総合的に左右下肢による身体の回転運動への作用, とりわけ左右脚の地面反力の影響を考慮する必要があると考えられる.

そこで本研究では, 下肢動作の推移を示す地面反力に起因する評価指標を用いて, 身体の回転運動の違いを生み出す左右下肢のキネマティクスの特徴を明らかにすることを目的とした. 本研究における評価指標を用いて分けられた2群間の下肢キネマティクスの差異, すなわち下肢動作の優劣を示すことにより, 打撃において重要となる身体の回転運動に寄与する下肢動作の着眼点を獲得することができると思われる.

II 方法

1. 被験者およびデータ収集

被験者は硬式野球部に所属する大学男子選手22名(年齢: 19.8 ± 1.3 歳, 身長: 1.73 ± 0.04 m, 体重: 73.9 ± 6.2 kg, 競技歴: 12.0 ± 2.1 年, 右打10名, 左打12名)とした. 実験試技では, 被験者にティー台のボールをセンター方向に強く打撃するように指示した(ティー打撃). ボール高さについては, 被験者が打撃姿勢をとった際のベルト位置(ストライクゾーンの真中)に設定した(日本プロフェッショナル野球組織, 2018, p.202).

本研究は当該大学研究倫理委員会の承認を得て、各被験者には予め実験の目的および試技内容の説明を行い、協力への同意を得てから実験を行った。

各試技のデータ収集について、3次元座標値は被験者の身体各部分47点およびバット6点の計53点に反射マーカを貼付し、光学式3次元自動動作分析装置（Vicon Motion Systems 社製、VICON-MX、カメラ12台、250 Hz）を用いて計測した（画角：3 m × 3 m × 2.5 m）。地面反力は左右脚に3枚のフォースプラットフォーム（Kistler 社製、9281A × 2, 9287B × 1, 1000 Hz）を用いて計測した。本研究では、22名中3名の被験者においては、打撃フォームの影響から軸側のフォースプラットフォームを2枚跨ぐ必要があり、その場合には各フォースプラットフォームの地面反力データを合成している（Ae et al., 2017）。

本研究では、右打席から左打席に向かう方向を X 軸、ホームプレートから投手に向かう方向を Y 軸、そして鉛直上向き方向を Z 軸とする静止座標系を定義した。なお、原点については、ストライド側のフォースプラットフォーム（9287B）における捕手側の左端とした。

2. データ処理

分析試技については、打球がセンター方向であり、かつ被験者の内省点が3以上（5段階評価）のうち、最高点を記録した1試技（成功試技）を選定とした。試技回数については、各被験者ともに3から5回程度を行った。3次元座標（身体およびバット）については、Wells and Winter（1980）の方法を用いて決定された最適遮断周波数（7.5—15 Hz）を有する位相ずれのない Butterworth low-pass digital filter を用いて平滑化処理を行った。その後、3次のスプライン関数を用いて1000 Hzのデータに内挿補間することによって、フォースプラットフォームのサンプリング周波数と同サンプリング間隔のデータとした。

3. 算出項目および算出方法

3.1 地面反力による身体重心まわりのモーメント

ストライド側（投手側）の足の接地以降における下肢の役割を評価するためには、身体の回転運動に対する左右脚の影響を明らかにすることが有効となる。そこで地面反力と身体重心まわりの回転の関係を示す、各脚の地面反力による身体重心まわりのモーメントは、以下の式（1）（2）により求まる。

ここで、式（1）における n_{cg} は身体重心まわりのモーメントを、 $r_{cg-cop(ps)}$ および $r_{cg-cop(ss)}$ は、身体重心から軸側（捕手側）の圧力中心およびストライド側の圧力中心に向かう位置ベクトルを、 f_{ps} および f_{ss} は、軸側およびストライド側の地面反力ベクトルをそれぞれ示している。なお、身体重心については、阿江（1996）の身体部分慣性係数を用いて被験者毎に推定した。算出した地面反力による身体重心まわりのモーメント（ n_{cg} ）のうち、式（2）における鉛直軸まわりのモーメント（水平面内： $n_{cg,z}$ ）は、後述する本研究の評価指標となる。

3.2 セグメント座標系

本研究では、軸側およびストライド側の下肢をそれぞれ足、下腿および大腿からなる剛体リンクとしてモデル化した。そして3次元動作となる下肢各関節の機能解剖学的な関節運動（関節角度）を評価するために、下肢の3セグメント座標系を設定した。ここでは右下肢3セグメントの定義について述べる（Fig.1）。なお、左下肢のセグメント座標系についても、右下肢と同様の手順を用いて右手系の座標系を定義した。

後述する股関節角度を算出するために必要となる下胴セグメント座標系については、左右股関節中心（倉林ほか、2003）の midpoint から左右肋骨下端の midpoint へと向かうベクトルを z_{li} , z_{ri} と左股関節中心から右股関節中心へと向かうベクトルの外積よ

$$n_{cg} = r_{cg-cop(ps)} \times f_{ps} + r_{cg-cop(ss)} \times f_{ss} \quad (1)$$

$$n_{cg,z} = (r_{cg-cop(ps),x} \cdot f_{ps,y} - f_{ps,y} \cdot r_{cg-cop(ps),y}) + (r_{cg-cop(ss),x} \cdot f_{ss,y} - f_{ss,y} \cdot r_{cg-cop(ss),y}) \quad (2)$$

Fig. 1 Definitions of segment coordinate system for the lower body (thigh, shank, and foot segments).

り得た単位ベクトルを y_{th} , y_{ft} と z_{ft} の外積からなる単位ベクトル x_{ft} としてそれぞれ定義した (図については割愛)。

3.2.1 大腿セグメント座標系 (Fig. 1 (a))

大腿セグメント座標系については, 右膝内側 (KneeRI) と右膝外側 (KneeRO) の中点である右膝関節中心 (KneeRC) から右股関節中心 (HipR) へと向かう単位ベクトルを z_{thigh} , z_{thigh} と右膝内側から外側に向かうベクトルとの外積より得た単位ベクトルを y_{thigh} , y_{thigh} と z_{thigh} との外積からなる単位ベクトル x_{thigh} としてそれぞれ定義した。

3.2.2 下腿セグメント座標系 (Fig. 1 (b))

下腿セグメント座標系については, 右内顆 (AnkleRI) と右外顆 (AnkleRO) の中点である右足関節中心 (AnkleRC) から右膝関節中心へと向かう単位ベクトルを z_{shank} , z_{shank} と右内顆から右外顆へと向かうベクトルとの外積より得た単位ベクトルを y_{shank} , y_{shank} と z_{shank} との外積からなる単位ベクトル x_{shank} としてそれぞれ定義した。

3.2.3 足セグメント座標系 (Fig. 1 (c))

足セグメント座標系については, 右第一中足骨頭 (BallRI) と右第五中足骨頭 (BallRO) の中点 (BallRC) から右踵 (HeelR) へと向かう単位ベクトルを z_{foot} , z_{foot} と右第一中足骨頭から右第五中足骨頭へと向かうベクトルとの外積より得た単位ベクトルを y_{foot} , y_{foot} と z_{foot} との外積からなる単位ベクトル x_{foot} としてそれぞれ定義した。

3.3 下肢の関節角度

関節角度については, 上述した各セグメント座標系を用いて近位のセグメント座標系に対する遠

Fig. 2 Definitions of the lower limb joint angle (hip, knee, and ankle joints).

位のセグメント座標系の相対的なオイラー角 (回転順序: x - y - z) として算出した。股関節は, 屈曲伸展 (伸展: 正, 屈曲: 負), 内外転 (外転: 正, 内転: 負), および内外旋 (外旋: 正, 内旋: 負) の3自由度とした (Fig. 2 (a))。膝関節は, 屈曲伸展 (正のみ), および内外旋 (外旋: 正, 内旋: 負) の2自由度とした (Fig. 2 (b))。足関節は, 底背屈 (背屈: 正, 底屈: 負), および内外反 (外反: 正, 内反: 負) の2自由度とした (Fig. 2 (c))。なお, 本研究では下腿の内外旋を膝関節の運動として定義した。

3.4 標準動作モデル

下肢動作の違いを視覚的に示すために, Ae et al. (2007) の方法を用いて後述する各群における標準動作モデルを作成した。まず身体各部分47点から各関節の中心を含む25点の3次元座標値へと変換し, 阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いて身体重心を算出した。つぎに身体各部分に加えて, バット・ヘッドおよびグリップエンドの計27点の3次元座標値を身体重心に対する相対座標値へと座標変換した。最後に相対座標値を被験者の身長によって除したものを平均をした。

4. 上位群および下位群の選定

本研究では、下肢動作による身体の回転運動への寄与を評価するために、前述した両脚の地面反力による身体重心まわりのモーメントうち、鉛直軸まわりのモーメントのピーク値を下肢動作の優劣を示す評価指標と定義して、全被験者を2群に分けた。全被験者22名における地面反力による身体重心まわりのモーメントのピーク値における平均値を算出し、平均値よりも値が大きかった11名を上位群 (High group)、平均値よりも値が小さかった11名を下位群 (Low group) とした。

5. 分析範囲の定義およびデータの規格化

分析範囲については、ストライド側の足が地面に接地した時点から、ボールインパクトの衝撃によって座標値が歪むことを考慮してボールインパクトの1コマ前までを対象とし、また同時点をボールインパクト (以下「インパクト」と略す) と定義した。ストライド側の足の接地開始については、地面反力が顕著に増大し始めた時点とした。加えて、①ストライド側の足の接地時点 (以下「ストライド足接地時点」と略す)、②地面反力による身体重心まわりのモーメントのピーク値の出現時点 (以下「モーメントピーク時点」と略す)、③インパクト時点の3つの時点を定義した。なお、②モーメントピーク時点については、全被験者の平均値とした (51% 時点)。同平均値は、モーメントの時系列データを規格化する前に算出していることから、規格化したモーメントのピーク値と一致はしていない。

時系列データについては、ストライド側の足の接地開始からインパクトまでの時間を100%として、3次スプライン関数を用いた内挿補間により規格化した。本研究では、規格化時間の0%から51% (時点②) までを静止座標系の-Y軸を基準として下胴の水平面内の角度が負値を示すバックワード局面、51%から100%までをフォワード局面 (下胴角度が正值) と定義した。

6. 統計処理

各算出項目については、左打者の値においても

全て右打者の値になるように変換した後、全被験者の平均値を算出した。本研究では、右打者と左打者における動作の違いを評価するために、地面反力による身体重心まわりのモーメントのピーク値、および左右下肢の関節角度の時系列データにおける右打者と左打者の各平均値の二乗平均平方根誤差 (以下、「RMSE」と略す) を算出した。その結果、同モーメントのピーク値について、右打者では $2.59 \pm 0.38 \text{ Nm/kg}$ 、左打者では $2.65 \pm 0.31 \text{ Nm/kg}$ であり、後述する対応のない t 検定においても有意な差は見られなかった。また左右の下肢関節14自由度 (股関節 $\times 3$ 、膝関節 $\times 2$ 、足関節 $\times 2$) における RMSE については、最大値 9.68 度、最小値 2.02 度、および平均値 4.06 度 (± 2.51) であった。以上のことから、右打者と左打者の動作に差がないと断言はできないものの、これらの変数を評価した範囲においては右打者と左打者における動作の違いは大きくないと考えられる。

統計処理については、各算出項目における上位群と下位群の有意差の要因に対して、算出項目に対応のない t 検定を適用して、有意水準5%の検定を行った。時系列データである関節角度については、上述した3つの時点において検定を行った。また、両群におけるサンプルサイズが少ないことを考慮して、サンプルサイズに影響されずに群間における差の大きさを示す効果量 (Effect size) を、以下の式により求めた (Cohen, 1998)。

$$d = \frac{|x_{\text{HG}} - x_{\text{LG}}|}{\sqrt{\frac{S_{\text{HG}}^2 + S_{\text{LG}}^2}{2}}} \quad (3)$$

$$S = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_i)^2} \quad (4)$$

ここで、 d は効果量を、 x_{HG} および x_{LG} は各変数の上位群および下位群の値を、 S は各変数の標準偏差を、 n は被験者数を、 x_i および $\bar{x}_i$ は各変数の値および平均値をそれぞれ示している。なお、効果量の大きさは3段階とした (小: $d = 0.2$, 中: $d = 0.5$, 大: $d = 0.8$)。

III 結 果

1. 地面反力による身体重心まわりのモーメント

地面反力による身体重心まわりのモーメントのピーク値（鉛直軸まわり）について、全被験者では $2.62 \pm 0.34 \text{ Nm/kg}$ 、上位群では $2.91 \pm 0.15 \text{ Nm/kg}$ 、下位群では $2.34 \pm 0.18 \text{ Nm/kg}$ となり、両群間において有意な差がみられ ($p < 0.01$)、また効果量は 3.49 であった。

Fig.3 に、身体重心と地面反力の圧力中心までの距離（合成値、X および Y 成分）を、Fig.4 に、地面反力（X および Y 成分）、および地面反力による身体重心まわりのモーメント（鉛直軸まわり）をそれぞれ示す（実線：上位群、点線：下位群、黒色：軸側、白色：ストライド側）。また Table 1

には、各時点における身体重心と地面反力の圧力中心までの距離（X および Y 成分）、および地面反力（X および Y 成分）を示している。

身体重心と地面反力の圧力中心までの距離について、X および Y 成分の合成値（Fig.3 (a)）では、0% から 100% にかけて上位群が下位群よりも距離が長った。X 成分では（Fig.3 (b)）、ストライド側において 0% から距離が短くなり、軸側においては、上位群では 60% 付近において、下位群では 45% 付近において距離がゼロとなっていた。Y 成分では（Fig.3 (c)）、軸側とストライド側において値が相殺していた。ストライド側では、Y 成分において上位群が下位群よりも有意に距離が長く、また効果量は 1.26 であった（Table 1）。

地面反力および地面反力による身体重心まわりのモーメント（鉛直軸まわり）について、地面反

Table 1 Parameters of the moment caused by the ground reaction force at the instant of its peak moment for high and low groups.

		High group	Low group	P-value	Effect size
Distance between CG and CoP [m]					
Pivot-side	X axis	0.023 ± 0.022	0.033 ± 0.023	0.33	0.42
	Y axis	0.392 ± 0.051	0.361 ± 0.048	0.17	0.62
Stride-side	X axis	0.066 ± 0.023	0.048 ± 0.032	0.15	0.64
	Y axis	0.499 ± 0.022	0.460 ± 0.038	0.01 *	1.26
Ground reaction force [N/kg]					
Pivot-side	X axis	2.55 ± 0.26	2.01 ± 0.34	0.00 *	1.79
	Y axis	0.74 ± 0.56	0.67 ± 0.40	0.75	0.14
Stride-side	X axis	4.48 ± 0.46	3.77 ± 0.67	0.01 *	1.25
	Y axis	4.47 ± 1.81	3.64 ± 2.22	0.35	0.41

* : significant ($p < 0.05$)

Fig. 3 Time histories of averaged distance between center of pressure of ground reaction force and center of gravity (solid line: high group, dashed line: low group, black: pivot-side, white: stride-side).
 (a): magnitude of X and Y axes, (b): X axis, (c): Y axis.

Fig. 4 Time histories of averaged moment caused by ground reaction force around the center of gravity and ground reaction force (solid line: high group, dashed line: low group, black: pivot-side, white: stride-side).

(a): vertical axis of moment, (b): X axis of ground reaction force,
(c): Y axis of ground reaction force.

力による身体重心まわりのモーメントでは (Fig. 4 (a)), 20% から 80% 付近にかけて左右脚および両脚の合計値において上位群が下位群よりも反時計まわりのモーメントが大きかった。地面反力の X 成分では (Fig. 4 (b)), 左右脚ともに上位群が下位群よりも値が大きく、Y 成分では (Fig. 4 (c)), 40% 付近から 100% にかけて上位群が下位群よりもストライド側の値が大きかった。地面反力のピーク値について、X 成分において両脚ともに上位群が下位群よりも有意に値が大きく、効果量は 1.79 および 1.25 であった (Table 1)。

2. 下肢の関節角度

2.1 軸側下肢

Fig.5 に、軸側下肢の関節角度を示す (実線: 上位群, 点線: 下位群)。上段 (a), (b), (c) が股関節を、中段 (d), (e) が膝関節を、下段 (f), (g) が足関節をそれぞれ示している。また Table 2 には、3つの時点における関節角度の t 検定の結果および効果量をそれぞれ示している。股関節について、屈曲伸展軸 (a) では、主に 0% から 80% 付近にかけて上位群が下位群よりも屈曲角が大きくなる傾向がみられた。各時点において有意な差はみられなかったものの、モーメントピーク時点において効果量は 0.74 であった。内外転軸 (b) では、0% からインパクトにかけて上位群が下位群よりも外転角が大きくなる傾向がみら

れた。ストライド足接地およびモーメントピーク時点において有意な差がみられ、効果量はそれぞれ 0.94 および 1.44 であった。内外旋軸 (c) では、0% から 80% 付近にかけて下位群が上位群よりも内旋角が、それ以降において上位群が下位群よりも外旋角が大きくなる傾向がみられた。インパクト時点において有意な差がみられ、効果量は 1.02 であった。

膝関節について、屈曲伸展軸 (d) では、0% から 100% 付近にかけて下位群が上位群よりも屈曲伸展角が大きくなる傾向がみられた。各時点において有意な差はみられなかったものの、効果量はそれぞれ 0.82, 0.82 および 0.88 であった。内外旋軸 (e) では、主に 0% から外旋角がみられたものの、群間による顕著な差はみられなかった。

足関節について、底背屈軸 (f) では、0% から 80% 付近にかけて背屈角がみられ、それ以降において底屈角がみられたものの、群間による顕著な差はみられなかった。内外反軸 (g) では、0% から 100% 付近にかけて内反角がみられたものの、群間による顕著な差はみられなかった。

2.2 ストライド側下肢

Fig.6 に、ストライド側下肢の関節角度を、Table 3 には t 検定の結果および効果量を示す。なお、図および表の仕様は Fig.5 と Table 2 と同様である。股関節について、屈曲伸展軸 (a) では、0%

Fig. 5 Time histories of averaged joint angle for the pivot-side lower limb (solid line: high group, dashed line: low group). (a), (b), (c): hip joint (top), (d), (e): knee joint (middle), (f), (g): ankle joint (bottom).

Table 2 Statistical results of the joint angle of the pivot-sidelower limb for high and low groups.

		Foot contact (0%)		Peak of moment (51%)		Ball impact (100%)	
		P-value	Effect size	P-value	Effect size	P-value	Effect size
Hip	FE	0.31	0.44	0.10	0.74	0.40	0.36
	AA	0.04 *	0.94	0.00 *	1.44	0.27	0.48
	IER	0.29	0.46	0.16	0.62	0.03 *	1.02
Knee	FE	0.07	0.82	0.07	0.82	0.05	0.88
	IER	0.75	0.14	0.66	0.19	0.92	0.04
Ankle	PDF	0.12	0.68	0.60	0.23	0.84	0.09
	IEV	0.64	0.20	0.75	0.14	0.53	0.27

* : significant ($p < 0.05$)

FE: Flexion/Extension PDF: Plantar/Dorsi flex.
 AA: Adduction/Abduction IEV: Inversion/Eversion
 IER: Internal/External rot.

から 100% にかけて上位群が下位群よりも屈曲角が大きくなる傾向がみられた。モーメントピーク時点において有意な差がみられ、効果量は 0.97 であった。内外転軸 (b) では、0% から 60% 付近にかけて上位群が下位群よりも外転角が大きくなる傾向がみられたものの、各時点において有意な差はみられなかった。内外旋軸 (c) では、0% から 50% 付近にかけて上位群が下位群よりも外旋角が、それ以降において下位群が上位群よりも

内旋角が大きくなる傾向がみられた。各時点において有意な差はみられなかったものの、インパクト時点において効果量は 0.74 であった。

膝関節について、屈曲伸展軸 (d) では、0% から 100% にかけて両群ともに屈曲伸展角が増大していた。各時点において有意な差はみられなかったものの、モーメントピーク時点において効果量は 0.72 であった。内外旋軸 (e) では、0% から 60% 付近にかけて外旋角が、それ以降におい

Fig. 6 Time histories of averaged joint angle for the stride-side lower limb (solid line: high group, dashed line: low group). (a), (b), (c): hip joint (top), (d), (e): knee joint (middle), (f), (g): ankle joint (bottom).

Table 3 Statistical results of the joint angle of the stride-side lower limb for high and low groups.

		Foot contact (0%)		Peak of moment (51%)		Ball impact (100%)	
		P-value	Effect size	P-value	Effect size	P-value	Effect size
Hip	FE	0.37	0.39	0.03 *	0.97	0.26	0.50
	AA	0.15	0.64	0.24	0.51	0.91	0.05
	IER	0.22	0.54	0.79	0.11	0.10	0.74
Knee	FE	0.65	0.20	0.10	0.72	0.31	0.44
	IER	0.70	0.17	0.82	0.10	0.86	0.07
Ankle	PDF	0.57	0.25	0.81	0.10	0.01 *	1.33
	IEV	0.47	0.31	0.96	0.02	0.74	0.14

* : significant ($p < 0.05$)

FE: Flexion/Extension PDF: Plantar/Dorsi flex.
 AA: Adduction/Abduction IEV: Inversion/Eversion
 IER: Internal/External rot.

て内旋角がみられたものの、群間による顕著な差はみられなかった。

足関節について、底背屈軸 (f) では、主に 0% から 100% にかけて底屈角がみられ、特に 60% から 100% 付近にかけては上位群が下位群よりも底屈角が大きくなる傾向がみられた。インパクト時点において有意な差がみられ、効果量は 1.33 であった。内外反軸 (g) では、0% から 100% にかけて内反角がみられ、0% から 60% 付近にかけ

て上位群が下位群よりも内反角が大きくなる傾向がみられたものの、各時点において有意な差はみられなかった。

IV 考察

本章では、まず地面反力による身体重心まわりのモーメントを大きくするための下肢の関節動作の役割について述べる。つぎに同モーメントをも

とに分けた上位群と下位群における下肢動作の差異に着目することによって、指導への示唆に繋がる動作の着眼点について述べる。

1. 地面反力による身体重心まわりのモーメントの増大に関連する下肢動作

地面反力による身体重心まわりのモーメントは、距離と力の積（ベクトル積）から成り立ち、鉛直軸まわりのモーメントは身体重心から左右脚の圧力中心までの距離と地面反力のそれぞれの X および Y 成分に起因する。Table 1 より、両群ともに距離では Y 成分が X 成分より長かった。また地面反力では、両群ともに軸側において X 成分が Y 成分よりも大きく、ストライド側においては両成分に大きな差はみられなかった。Ae et al. (2017) および Yanai (2007) は、同モーメントにおいて地面反力の X 成分が Y 成分よりも顕著に大きくなり、本研究と同傾向であったことを報告している。この理由としては、式 (1) より同モーメントは、距離の X 成分と地面反力の Y 成分、および距離の Y 成分と地面反力の X 成分のかけ合わせから成り立つため（式 (2)）、両群ともに特にストライド側の地面反力の Y 成分は X 成分より大きかったものの（Fig.4）、距離の X 成分が Y 成分よりも顕著に短かったこと（Fig.3）

が挙げられる。したがって、本研究および先行研究において、同モーメントの生成には、距離では Y 成分が、地面反力では X 成分がそれぞれ大きく寄与していることから、以降ではこれらの要素に影響を及ぼす下肢動作について述べていく。

身体重心から圧力中心までの距離（Y 成分）を長くするためには、左右脚のスタンス幅を広げて距離を長くすることが有効であると考えられる。その一方で、平野・町永 (1990) は、ストライド足接地時点以前では打撃方向への身体重心の速度は増加するものの、接地時点以降では同速度は減少すると報告している。つまり身体運動としては並進よりも回転が主となることを示している。このことは、Fig.7 に示した上位群と下位群とを重ねた標準動作モデルのスティックピクチャー（左右の股関節の midpoint を基準点として表示）において下胴が打撃方向へと回旋されていることからわかるだろう。したがって、各脚の圧力中心は荷重の仕方（動作の変化）によって大きく変化することも考慮すると、両群ともに身体重心から圧力中心までの距離（Y 成分）を長くするよりも、もう 1 つのモーメントの生成要因である地面反力（X 成分）を変化させることがより有効であったと考えられる。地面反力は身体全体の並進運動の変化を示すことから、その回転成分となる地面反力に

Fig. 7 Standard motion of the lower body during the instant of beginning of the stride foot contact on the ground to the ball impact (solid line: high group, dashed line: low group).

よる身体重心まわりのモーメント(鉛直軸まわり)を評価することは、身体全体の鉛直軸まわりの回転運動を評価することとなる。したがって、同モーメントの違いが打撃における下肢動作の優劣への寄与を示す本研究の結果は、改めて野球打撃における身体の鉛直軸まわりの回転運動の重要性を示すものであろう。

金堀ほか(2014)は、両股関節の屈曲伸展軸、ストライド側の股関節の内外転軸および膝関節の屈曲伸展軸における角変位が、Ae et al. (2017)は、これらの関節トルクや力学的仕事は他の関節軸よりも大きくなることをそれぞれ報告している。下胴の鉛直軸まわりの回旋運動について、左右の股関節トルクが下胴を打撃方向へと回旋させることに大きく寄与すること(Ae et al., 2017; Iino et al., 2014; 高木ほか, 2010b)、ストライド側の膝関節の伸展動作が骨盤や体幹部の回旋を補助することが報告されている(Escamilla et al., 2009a, 2009b)。また野球の打撃動作における下肢関節について考えてみると、股関節では、下胴セグメントに隣接していることから下胴の回旋動作に大きく影響を及ぼし、また足関節では、常に地面と接地する足部に隣接していることから必然的に関節可動域が制限されることが推察される。これに対して、膝関節では、特にストライド側の屈曲伸展軸において両群ともに60%付近から急激に伸展角が大きくなっており(Fig.6 (d))、また先行研究においても屈曲伸展動作では大きな筋活動や力学的エネルギーを生成することが可能であると報告されている(Ae et al., 2017; 宮西, 2006; Shaffer et al., 1993)。以上のことから、ストライド足接地時点以降において、ストライド側の膝関節の屈曲伸展動作は、左右の股関節動作とともに下胴の鉛直軸まわりの回旋運動に関連すると考えられる。

2. 上位群と下位群における下肢動作の違い

本研究では、下肢動作の優劣を示す評価指標と定義した地面反力による身体重心まわりのモーメントをもとに被験者を上位群と下位群とに分けた。そこで以降では、両群における下肢動作に差

異が生じた要因を局面毎に検討していく。

2.1 バックワード局面(ストライド足接地時点からモーメントピーク時点)

バックワード局面では、主に左右の股および膝関節の屈曲伸展、ならびに軸側の股関節の内外転角において上位群と下位群との間に差がみられた(Table 2, 3, Fig. 5, 6)。

股関節の屈曲伸展軸について、ストライド側の股関節の屈曲角は、モーメントピーク時点において上位群が下位群よりも有意に大きく、効果量も大であった(Table 2, $d = 0.97$)。軸側の股関節の屈曲角は、群間に有意な差はみられなかったものの上位群が下位群よりも大きく、効果量は中であつた(Table 2, $d = 0.74$)。上述したように、股関節の屈曲伸展軸では、下肢関節の中でも大きなトルクや力学的エネルギーが生成され、下胴の鉛直軸まわりの回旋動作に対して大きく寄与する(Ae et al., 2017; Iino et al., 2014; Nakata et al., 2013; 高木ほか, 2010b)。さらに堀内ほか(2017)は、軸側の股関節から下胴に大きな力学的エネルギーが流入されることを報告している。大きな関節トルクの発揮は、地面反力、そして本研究における地面反力によるモーメントを大きくすることに寄与する。したがって、ストライド足接地時点から左右の股関節の大きな屈曲は、大きな関節トルクの生成、および下胴への力学的エネルギーの流入がなされて、効率的に身体重心まわりのモーメントを増大させることに繋がる可能性があると考えられる。

股関節の内外転軸について、Fig.7に示した標準動作モデルのスティックピクチャーからもわかるように、バックワード局面において上位群は下位群よりも左右の股関節の外転角が大きかった。特に軸側の股関節の外転角は、ストライド足接地およびモーメントピーク時点において上位群が下位群よりも有意に大きく、効果量もそれぞれ大であった(Table 2, $d = 0.94, 1.44$)。バックワード局面では、打者(右打者)はホームプレートの外角方向(X軸)に向いた状態となり、この場合には左右の股関節の外転角を大きくすることはホー

ムプレートから投手方向（Y軸）へのスタンス幅を大きくすることになる。また金堀ほか(2014)は、軸側の股関節を外転させることは身体を投手方向へ運ぶことに寄与すると報告している。このため、上位群において左右の股関節の外転角を大きくすることは、足の接地位置を身体重心から遠くすること、つまり身体重心と圧力中心との距離（Y成分）を長くすることに繋がったと考えられる。

膝関節の屈曲伸展軸について、軸側の膝関節の屈曲伸展角は、群間に有意な差はみられなかったものの上位群が下位群よりも小さく、ストライド足接地およびモーメントピーク時点において、効果量はそれぞれ大であった（Table 2, $d = 0.82, 0.82$ ）。その一方で、屈曲伸展角の時系列変化をみても、およそ5度の角度差はみられたものの変化パターンに大きな差がないことがわかる（Fig.5 (d)）。つまり角度変化の傾きである角速度に大きな差がないことは、発揮されるトルクや力学的エネルギーにも差がないことを示すこととなる。したがって、軸側の膝関節の屈曲伸展は、地面反力へ及ぼす影響も小さく、身体重心まわりのモーメントにおける上位群と下位群との差は小さいと推察される。

2.2 フォワード局面（モーメントピーク時点からインパクト時点）

フォワード局面では、主に左右の股関節の内外旋、ならびに軸側の膝関節の屈曲伸展角において上位群と下位群との間に差がみられた（Table 2, 3, Fig.5, 6）。

股関節の内外旋軸について、軸側の股関節の外旋角は、インパクト時点において上位群が下位群よりも有意に大きく、効果量も大であった（Table 2, $d = 1.02$ ）。ストライド側の股関節の内旋角は、群間に有意な差はみられなかったものの上位群が下位群よりも小さく、効果量は中であった（Table 3, $d = 0.74$ ）。左右の股関節の内外旋軸では、他の軸と比較してトルク発揮は小さいものの、軸側の外旋トルクは打撃方向への下胴の回旋動作に、ストライド側の外旋トルクは捕手方向への回旋動作に寄与することが報告されている（Ae et al.,

2017; Iino et al., 2014）。軸側の股関節の外旋角については、ストライド足接地時点において両群ともに内旋がみられた後、インパクト付近において外旋へと転じ、群間の初期角度の差がその後の角変位の差となっていた（Fig.5 (c)）。以上のことから、ストライド足接地時点において軸側の股関節の内旋角を小さくすることは、地面反力による身体重心まわりのモーメントを増大させることに関連する動作であったと考えられる。

膝関節の屈曲伸展軸について、軸側の膝関節の屈曲伸展角は、インパクト時点において群間に有意な差はみられなかったものの上位群が下位群よりも小さく、効果量は大であった（Table 2, $d = 0.88$ ）。バックワード局面において述べたように同角度では群間において変化パターンに大きな差がなく、また初期角度の差がその後の角変位に影響を及ぼしていると考えられる。このため、フォワード局面においても、軸側の膝関節の屈曲伸展は、バックワード局面において述べたように身体重心まわりのモーメントにおける上位群と下位群との差は小さいと考えられる。先行研究において、Inkster et al. (2011) は、打撃成績などをもとに分けた上位群が下位群よりも屈曲伸展角が大きくなることを、Dowling and Fleisig (2016) は、アマチュア選手がプロ選手より関節角速度が大きくなることを、さらに Escamilla et al. (2009b) は、プロ野球および大学選手と中高生選手の屈曲伸展角に差がないことを報告している。以上のことから、軸側の膝関節の屈曲伸展には被験者や分析方法によって結果や見解に差があり、本研究においてもその動作の役割を詳細に言及するまでには至っていない。このため、ストライド側の膝関節の屈曲伸展も含めて、今後これらの動作の役割を詳細に検討することは、野球の打撃動作における新たな知見を得ることに繋がるだろう。

2.3 下胴の回旋運動と股関節動作との関連について

本研究では、特に左右の股関節の屈曲、ならびに軸側の股関節の外転および内旋（外旋）角において、上位群と下位群との間に顕著な差がみられ

た。以降では 4.2.1 および 4.2.2 の考察に基づき、下胴の回旋運動と股関節動作とを関連づけて検討していく。

上位群と下位群の差が顕著であった軸側の膝関節点の変位（軸側）、および下胴セグメントの回旋角（水平面内の角度）を見てみると（Fig.8）、バックワード局面における軸側の膝関節点の変位では、下位群が上位群よりも有意に大きく（ $p < 0.01$, Fig.8 (a)）、また効果量は 2.68 であった。下胴の回旋角では、両群間において顕著な差はみられず（Fig.8 (b)）、各時点における効果量はそれぞれ 0.39, 0.11 および 0.32 であった。なお、左右の股関節点およびストライド側の膝関節点の変位については、上位群と下位群との間に有意な差はみられなかった。以上の結果から、Fig. 7 の標準動作モデルのスティックピクチャーからもわかるように、バックワード局面において、上位群は両大腿部の内側へ絞り過ぎず（特に外転運動）、かつ軸側の膝関節点を固定させる、すなわち膝の高さを変化させずに支点のような役割を担いながら下胴を回旋させていたと考えられる。結果として、これらの動作が身体重心まわりのモーメントを増大させることに繋がったと推察される。また同結果は、キネマティクスに加えて、地面反力による身体重心まわりのモーメント、すなわちキネマティクスを合わせて評価することによって、キネマティクスのみでは言及できない知見や示唆を得ることができることを示しているだろう。

3. 今後の課題

本研究の結果を踏まえると、獲得した知見の妥当性を検証する研究を行うこと、またある特定の関節運動の役割に絞った研究を行うことが必要となるだろう。本研究では、地面反力に起因する評価指標を用いることによって、先行研究と比較して詳細に下肢の役割について言及することができている。その一方で、打撃パフォーマンスの向上や動作の改善に対して、獲得した知見が選手に対して実際に適応可能であるかについては明らかにできていない。このため、本研究の結果に加えて、動作を変化させた後のパフォーマンスの変化を示すことができるシミュレーション分析を行うことによって、より指導現場に対して有用な知見を示すことができるだろう。加えて、上述したように、特に軸側の膝関節の屈曲伸展動作について、本研究を含めて先行研究において結果や見解が異なっていた。したがって、ある特定の関節動作を詳細に検討することは、今後、野球の打撃動作に関する新たな知見の獲得に繋がるだろう。

膝関節および足関節の 2 自由度について、本研究では下肢の 3 セグメント（大腿、下腿、足）を剛体リンクとしてモデル化し、膝関節の内外反および足関節の内外転は自由度を有していないものと定義している。実際のヒトの運動は複雑であることから、本研究において定義した関節軸の運動のみでは誤差が生じることも考えられる。しかしながら、これらの運動を詳細に定量化することから、本研究の手法の限界の 1 つとなるだろう。

Fig. 8 Averaged distance of the pivot-side knee joint during the backward and forward phases and time history of the lower trunk angle around the vertical axis (solid line and white: high group, dashed line and gray: low group). (a): distance of two phases, (b): vertical axis of lower trunk angle.

V 結 論

本研究の目的は、左右の下肢動作の推移に伴って生じる、地面反力による身体重心まわりのモーメントのピーク値（鉛直軸まわり）を評価指標の差に寄与する下肢のキネマティクス的な特徴を明らかにすることであった。

①身体重心と地面反力の圧力中心までの距離について、ストライド側では、Y成分において上位群が下位群よりも有意に距離が長く、効果量は大であった ($d = 1.26$)。地面反力のピーク値については、X成分において両脚ともに上位群が下位群よりも有意に値が大きく、効果量は大であった（軸側： $d = 1.79$ 、ストライド側： $d = 1.25$ ）。

②バックワード局面（ストライド足接地時点からモーメントピーク時点）では、左右の股関節の屈曲角は、モーメントピーク時点において上位群が下位群よりも大きく（ストライド側に有意差あり）、効果量は大および大であった（軸側： $d = 0.74$ ；ストライド側： $d = 0.97$ ）。

③バックワード局面では、軸側の股関節の外転角は、ストライド足接地およびモーメントピーク時点において上位群が下位群よりも有意に大きく、効果量は大であった（ストライド足接地時点： $d = 0.94$ 、モーメントピーク時点： $d = 1.44$ ）。

④フォワード局面（モーメントピーク時点からインパクト時点）では、軸側の股関節の外転角は、ストライド足接地時点における内転角の差がそのまま影響を及ぼし、インパクト時点において上位群が下位群よりも有意に大きく、効果量は大であった ($d = 1.02$)。

以上の結果から、効率的な身体の回転運動には、ストライド側足の接地時点以降において、左右の股関節の屈曲角、軸側の股関節の外転角を大きくすること、ならびに軸側の股関節の内転角を小さくすることが関連すると考えられる。本研究によって得られたこれらの知見は、打撃において重要となる身体の回転運動を向上させるにあたり、下肢動作に対する有用な指導への示唆および着眼点になると考えられる。

文 献

- Ae, K., Koike, S., Fujii, N., Ae, M., and Kawamura, T. (2017) Kinetic analysis of the lower limbs in baseball tee batting. *Sport. Biomech.*, 16(3): 283-296.
- 阿江通良 (1996) 日本人幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Jpn. J. Sports Sci.*, 15 : 155-162.
- Ae, M., Muraki, Y., Koyama, H., and Fujii, N. (2007) A biomechanical method to establish a standard motion and identify critical motion by motion variability: With examples of high jump and sprint running. *Bulletin of institute of health and sport sciences, University of Tsukuba*, 30: 5-12.
- Cohen, J. (1988) *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed.). Routledge, pp.19-74, 273-406.
- Dowling, B. and Fleisig, G.S. (2016) Kinematic comparison of baseball batting off of a tee among various competition levels. *Sport. Biomech.*, 15(3): 255-269.
- Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., DeRenne C., and Taylor, M.K. (2009a) Effects of bat grip on baseball hitting kinematics. *J. Appl. Biomech.*, 25: 203-209.
- Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., DeRenne, C., and Taylor, M.K. (2009b) A comparison of age level on baseball hitting kinematics. *J. Appl. Biomech.*, 25: 210-218.
- Fortenbaugh, D., Fleisig, G., Onar-Thomas A., and Asfour S. (2011) The effect of pitch type on ground reaction forces in the baseball swing. *Sport. Biomech.*, 10(4):270-279.
- Hirano, Y. (1985) An analysis of timing in softball hitting. The proceedings of the Department of Physical Education. College of General Education University of Tokyo, 19: 1-8.
- 平野裕一・町永智丈 (1990) 野球の打撃中の身体重心移動様式. 日本バイメカニクス学会編, バイオメカニクス研究 1990, メディカルプレス, pp.226-228.
- 堀内元・中島大貴・桜井伸二 (2017) 野球のバッティングにおける下肢および体幹の力学的エネルギーの流れ. *体育学研究*, 62(2) : 575-586.
- Iino, Y., Fukushima, A., and Kojima, T. (2014) Pelvic rotation torque during fast-pitch softball hitting under three ball height conditions. *J. Appl. Biomech.*, 30: 563-573.
- Inkster, B., Murphy, A., Bower, R., and Watsford, M. (2011) Differences in the kinematics of the baseball swing between hitters of varying skill. *Med. Sci. Sport. Exer.*, 43(6): 1050-1054.
- 金堀哲也・山田幸雄・會田宏・島田一志・川村卓 (2014) 野球の打撃における指導者の主観的評価に対するキネマティクスの研究：下肢および体幹部に着目して. *体育学研究*, 59(1) : 133-147.
- Katsumata, H. (2007) A functional modulation for timing a movement: A coordinative structure in baseball batting. *Hum. Movement Sci.*, 26: 27-47.

- 勝又宏・川合武司 (1995) 地面反力からみた異なる投球速度に対する野球の打撃動作の特性. 体育学研究, 40(6): 381-398.
- 川村卓・島田一志・高橋佳三・森本吉謙・小池関也・阿江通良 (2008) 野球の打撃における上肢の動作に関するキネマティクスの研究: ヘッドスピード上位群と下位群のスウィング局面の比較. 体育学研究, 53(2): 423-438.
- 小池関也・川村卓・阿江通良 (2006) 野球打撃動作における四肢関節のトルク・パワー. 日本機械学会 ジョイント・シンポジウム 2006 講演論文集, 110-115.
- 小池関也・木村大志・川村卓・藤井範久・高橋佳三・阿江通良 (2003) 野球のティーバッティングにおける上肢関節のトルクパターン. 日本機械学会 Dynamics & Design Conference 2003 CD-ROM 講演論文集, "448-1, 448-6".
- 倉林準・持丸正明・河内まき子 (2003) 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, 27(1): 29-35.
- Mason, B.R. (1987) Ground reaction forces of elite Australian baseball batters. *Biomechanics X-B, Human Kinetics*, 749-752.
- Messier, S.P. and Owen, M.G. (1985) The mechanics of batting: Analysis of ground reaction forces and selected lower extremity kinematics. *Res. Q. Exercise Sport*, 56(2): 138-143.
- Messier, S.P. and Owen, M.G. (1986) Mechanics of batting: Effect of stride technique on ground reaction forces and bat velocities. *Res. Q. Exercise Sport*, 57 (4): 329-333.
- 宮西智久 (2006) 打撃動作と体幹・四肢の角運動量 - 野球のバッティングの場合 (特集「巧みな動き」の脚と腕). 体育の科学, 56(3): 181-186.
- 森下義隆・平野裕一・矢内利政 (2013) 野球のバッティングにおけるバットヘッド速度に対する体幹および上肢のキネマティクスの貢献. バイオメカニクス研究, 17(4): 170-180.
- Nakata, H., Miura, A., Yoshie, M., Kanosue, K., and Kudo, K. (2013) Electromyographic analysis of lower limbs during baseball batting. *J. Strength Cond. Res.*, 27 (5): 1179-1187.
- 日本プロフェッショナル野球組織 (2018) 公認野球規則 2018. ベースボールマガジン社, p.202.
- 小田伸午・森谷敏夫・田口貞善 (1991a) 野球のティーバッティングにおける地面反力レギュラー選手と非レギュラー選手の比較. *Jpn. J. Sports Sci.*, 10(1): 80-88.
- 小田伸午・森谷敏夫・田口貞善・松本珠希・見正富美子 (1991b) 地面反力からみた野球のティーバッティング技術. 体育学研究, 36(3): 255-262.
- Sawicki, G.S., Hubbard, M., and Stronge, W.J. (2003) How to hit home runs: Optimum baseball bat swing parameters for maximum range trajectories. *Am. J. Phys.*, 71(11): 1152-1162.
- Shaffer, B., Jobe, F.W., Pink, M., and Perry, J. (1993) Baseball batting. An electromyographic study. *Clin. Orthop. Relat. R.*, 292: 285-293.
- 田子孝仁・阿江通良・藤井範久・小池関也・高橋佳三・川村卓 (2006a) 野球における打撃ポイントの高さが打撃動作に及ぼす影響. バイオメカニクス研究, 10(1): 2-13.
- 田子孝仁・阿江通良・藤井範久・小池関也・川村卓 (2006b) 野球における内外角の打撃ポイントが打撃動作に及ぼす影響. バイオメカニクス研究, 10(4): 222-234.
- 高木斗希夫・藤井範久・小池関也・阿江通良 (2008) 異なる投球速度に対する野球の打撃動作に関するキネマティクスの研究. バイオメカニズム学会誌, 32(3): 158-165.
- 高木斗希夫・藤井範久・小池関也・阿江通良 (2010a) 無作為投球速度変化状況での野球の打撃動作に関するキネマティクスの研究. バイオメカニズム学会誌, 34(1): 53-62.
- 高木斗希夫・藤井範久・小池関也・阿江通良 (2010b) 異なる投球速度に対する野球の打撃動作に関する下肢および体幹部のキネマティクスの研究. バイオメカニズム学会誌, 34(3): 216-224.
- 田内健二・南形和明・川村卓・高松薫 (2005) 野球のティーバッティングにおける体幹の捻転動作がバットスピードに及ぼす影響. スポーツ方法学研究, 18(1): 1-9.
- Welch, C.M., Banks, S.A., Cook, F.F., and Draovitch, P. (1995) Hitting a baseball: A biomechanical description. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 22 (5): 193-201.
- Wells, R.P. and Winter, D.A. (1980) Assessment of signal noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human locomotion*, 1: 92-93.
- Yanai, T. (2007) A mechanical cause of body rotation about the vertical axis in baseball batting. *Proceedings of the ASB Annual Meeting CD-ROM*, Stanford University.

(2018 年 4 月 28 日受付)
(2018 年 12 月 8 日受理)