

# 野球打撃動作における 腰部回旋挙動解析

Analysis of trunk rotation during the baseball batting motion

田口直樹\*1, 金岡恒冶\*2, 泉 重樹\*3, 宮川俊平\*1

キー・ワード：batting tee, Electromagnetic Tracking Device, trunk rotation

ティーバッティング, 磁気センサー式三次元空間計測装置, 体幹捻転

〔要旨〕 本研究の目的は打撃動作時における腰部回旋角度を分析し、競技経験において比較検討することとした。大学1部リーグに所属する野球選手（BAS）7名と野球経験のない大学生（CON）9名を対象とした。動作課題はティーバッティングを行った。検討項目は磁気センサー式三次元空間計測装置による胸腰部の挙動解析、動作分析機器により肩峰、大転子、骨盤の回旋と捻転の関節角度および角速度、バッティングのスイングスピードの違いを検討した。その結果、腰部はBAS、CONともに約20°回旋していた。また腰部最大回旋角度出現時間にBASとCONで差がみられた。打撃動作分析では捻転角度がBAS、CONともに約100°前後であった。このことからBASとCONともに打撃動作の大部分は脊柱以外の動きによって行われ、技術レベルにかかわらず脊柱に同じような負荷がかかっていると推察される。しかし、BASとCONの腰部最大回旋角度出現時間で差があったことから、打撃フォームの違いによって脊柱への負荷のかかり方には違いがあると推察される。

## 緒言

スポーツの中でも野球は特に腰痛既往率が高い競技である<sup>1)</sup>。腰痛は肩、肘と並び多い障害であり<sup>2)</sup>、パフォーマンスに大きく影響すると考えられる。多くのスポーツ動作において体幹は四肢にとって土台の役割を果たし、パワーは下肢から体幹筋を通じて上肢に伝達される<sup>3)</sup>。野球打撃動作のスイングでは下肢が上肢に先立って打撃方向へと回旋することで体幹が逆方向へ捻られ、その後捻り戻されて上肢の高速な角速度が起こる<sup>4)</sup>。このような特異的な体幹の回旋運動は腰椎への力学的負荷として腰部へのストレスになると考えられる。腰背部の疼痛は打撃動作に影響を及ぼす<sup>5)</sup>ことや野球選手の椎間板変性率は高率で競技特異性による関連<sup>6)</sup>を指摘している報告もある。体幹回旋時の

脊柱には軸圧やせん断力がかかり、腰椎の後屈および回旋運動が加わることによって、椎間関節周囲への応力は最大となる<sup>7)</sup>。この運動の繰り返しが腰部障害の危険因子となる。野球打撃動作においては腰椎に回旋負荷が生じていると考えられているが、実際の打撃動作時の腰部回旋挙動を分析した報告はない。また野球経験の有無によりスイングの安定性や精度<sup>8)</sup>、下肢の筋活動に違い<sup>9)</sup>があることから打撃フォームによって腰部回旋挙動にも影響があると考えられる。そのため本研究では、打撃動作時における腰部回旋角度を分析し、競技経験において比較検討することを目的とした。

## 対象および方法

### 1. 対象

対象は大学1部リーグに所属する硬式野球選手7名を野球部群（以下BAS）とし、野球経験のない大学生をコントロール群（以下CON）とする2群とした。尚両群ともに実験時に腰痛がなく、過去に腰椎疾患の既往のない男子大学生であった。

\*1 筑波大学大学院人間総合科学研究科

\*2 早稲田大学大学院スポーツ科学学術院

\*3 法政大学スポーツ健康学部

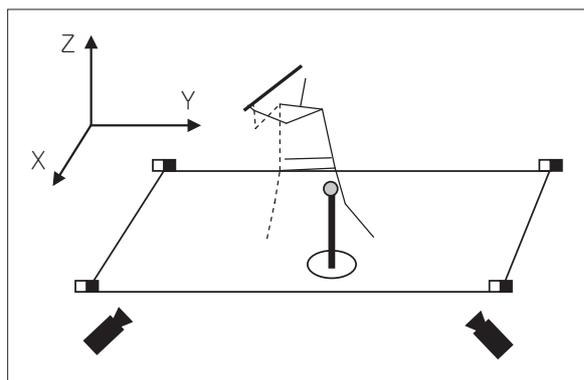


図1 実験環境図  
ティーバッティング動作を2台のハイスピードカメラを用いて撮影した。

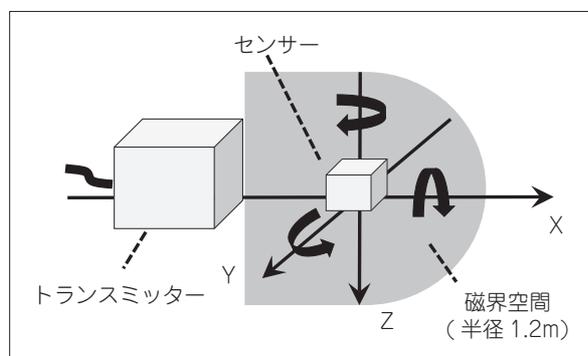


図2 磁気センサー式三次元空間計測装置の仕様  
トランスミッターからX軸方向を天頂とした半径1.2mの半球内に磁界空間を作り、この3次元空間中のセンサーのポジション及び角度の6自由度を経時的に計測するものである。

BASは右打者3名左打者4名、CONは右打者8名左打者1名であった。被験者には実験前に本研究の趣旨を説明し、同意を得た後実施した。尚、本研究は筑波大学大学院人間総合科学研究科倫理委員会の承認を得て行った。

## 2. 動作課題

ティースタンド上のボールをバッティングするティーバッティングを3スイングずつ行なった(図1)。ティーの高さは被験者のベルトの高さに、位置はベースのほぼ中央部に合わせた。各被験者には通常の打撃動作で真正面に打ち返すように指示した。ティーバッティングを3回行ったうちの最もバットスイングスピード(3.評価項目2)打撃動作分析に詳述)が速かった試技を分析対象とした。

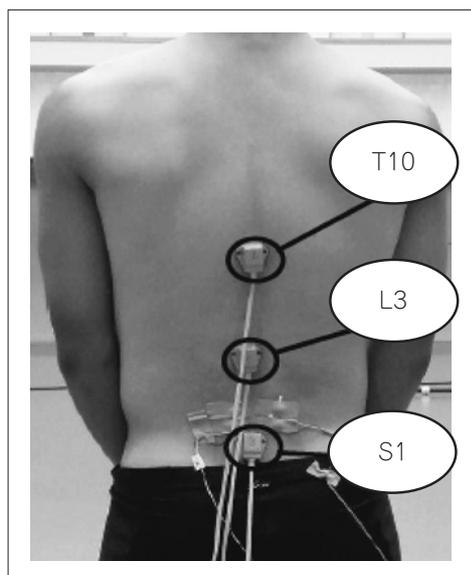


図3 センサー貼付部位  
磁気センサー式三次元空間計測装置のセンサーは第10胸椎(T)、第3腰椎(L)、第1仙椎(S)の棘突起に貼付した。

## 3. 評価項目

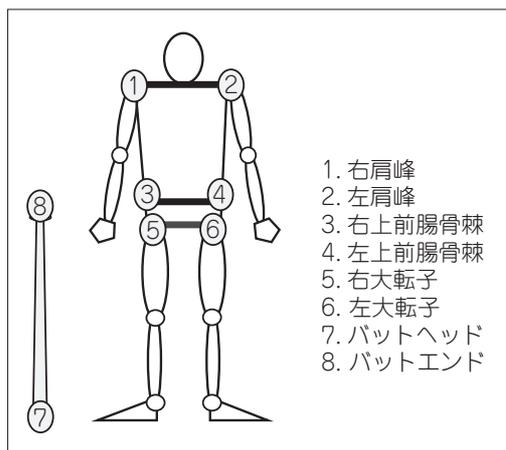
### 1) 腰部回旋解析

#### a. 実験装置

体表から胸腰部の挙動を計測するため、磁気センサー式三次元空間計測装置(Electromagnetic Tracking Device)であるFlock of Bird(Ascension technology Corporation, USA)を用いた。これはトランスミッターからX軸方向を天頂とした半径1.2mの半球内に磁界空間を作り、この3次元空間中のセンサーのポジション及び角度の6自由度を経時的に計測するものである(図2)。より高精度の測定が可能なトランスミッターからの距離は半径30inch(約75cm)、移動精度2.5mmRMS、角度精度0.5°RMS、最大更新速度約144Hzであり、磁場の影響が少ない環境下において測定可能である<sup>10)</sup>。この時、身体長軸がX軸、身体前額軸がY軸、身体矢状軸がZ軸にあたる。測定更新速度は約30Hzにて測定を行った。

#### b. 測定方法

実験試技を行う際、貼付したセンサーがトランスミッターに近づくように、設置台はできる限り被験者の腰部に近づけた。またセンサーを第10胸椎(以下T)、第1仙椎(以下S)、TとSの間である第3腰椎(以下L)の棘突起に貼付した(図3)。



**図4 身体分析点**  
 右肩峰と左肩峰の midpoint を肩峰線，右大転子と左大転子の midpoint を大転子線，右上前腸骨棘と左上前腸骨棘の midpoint を骨盤線とし，肩峰線の角度と大転子線の角度との差を捻転の角度とした。

**c. データ処理**

経時的に測定されたセンサーの角度 (x 軸回り) において T, L, S の角度から T-L, L-S 間の相対的な角度変化を経時的に求めた。T-L, L-S 間の相対角度とは、T, L, S それぞれの絶対角度の差である。本研究では T-L を胸腰部、L-S を腰仙部、胸腰部と腰仙部を腰部と定義した。また L に対して T が打撃方向に回旋している際を胸腰部 T 回旋、T に対して L が打撃方向に回旋している際を胸腰部 L 回旋とした。また S に対して L が打撃方向に回旋している際を腰仙部 L 回旋、L に対して S が打撃方向に回旋している際を腰仙部 S 回旋とした。所要時間はそれぞれ 100% とし、3 次スプライン関数を用いて全てのデータを規格化した。そのため、規格化時間は、テイクバック完了時を 0% time, フォロースルー時を 100%time とした。

ティーバッティング動作における腰部回旋の T, L, S の最大値の平均を腰部最大回旋角度とした。また腰部最大回旋角度が現れた時間を最大回旋角度出現時間 (%time) とした。

**2) 打撃動作分析**

**a. 実験装置および測定方法**

打撃動作の VTR 撮影には 2 台のハイスピードカメラ (NAC 社製 HSV500C<sup>3</sup>) を用い、撮影速度を 250fields/s, シャッタースピード 1/1000s で撮影した。試技の撮影を行う前に、キャリブレーションを行った。撮影範囲内に設置したキャリブ

レーションポールを 2 台のカメラで順次撮影し、各カメラから得られたキャリブレーションポイントの二次元座標をもとに DLT 法を用いて、三次元座標算出した。キャリブレーションポイントによって決定した静止座標系は左右方向を X 軸、前後方向を Y 軸、鉛直方向を Z 軸と定義した。

**b. データ処理**

**①3次元座標値の算出**

撮影した VTR 画像から、1 サイクルの画像について左右肩峰、左右上前腸骨、左右大転子、バットヘッド、バットエンドの身体計測点 (8 点) を DHK 社製 Frame-DIASII Ver.3 を用いて 125 fields/s でデジタル化した (図 4)。2 台のカメラの VTR 画像におけるそれぞれの身体計測点とコントロールポイントの 2 次元座標から、DLT 法により 3 次元座標値を算出した。得られた座標値は、バターワース型デジタルフィルタを用いて平滑化した。遮断周波数は、Wells and Winter の方法により分析点の座標成分ごとに決定した<sup>11)</sup>。実際に用いた遮断周波数は水平座標、鉛直座標ともに 7.5-12.5 Hz の範囲であった。

**②関節角度および角速度の算出**

本研究に用いた関節角度は水平面 (XY 平面) における角度を示し、右肩峰と左肩峰の midpoint を肩峰線、右大転子と左大転子の midpoint を大転子線、右上前腸骨棘と左上前腸骨棘の midpoint を骨盤線とし各々の角度を BAS と CON 間で比較検討した。肩峰線の角度と大転子線の角度との差を体幹の捻転の角度 (以下、捻転) とした。また、それぞれの角度を時間微分することにより、肩峰線、大転子線、骨盤線、捻転の角速度を算出した。また得られた座標値から時間微分することによりバットヘッドのスイングスピードを算出した。またボールがバットと衝突した瞬間をインパクトとした。所要時間はそれぞれ 100% とし、3 次スプライン関数を用いて全てのデータを規格化した。そのため、規格化時間は、テイクバック完了時を 0%time, フォロースルー時を 100%time とした。本研究では、ティーバッティング動作の肩峰線、大転子線、骨盤線、捻転の角度および各角速度を分析するにあたり、テイクバック完了からフォロースルーまでを分析範囲とした。(図 5)

**4. 統計処理**

統計分析は統計的手法には IBM SPSS Statistics Base 25 を用いた。身長、体重、年齢、腰部回

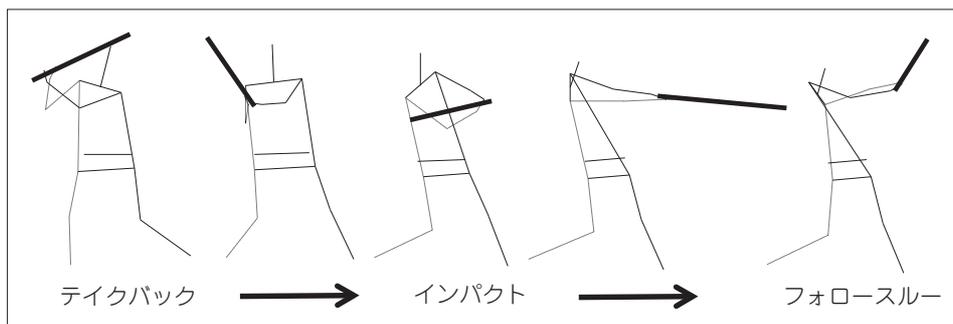


図5 野球打撃動作の位相  
テイクバック完了からフォロースルーまでを分析範囲とした。  
ボールがバットと衝突した瞬間をインパクトとした。

旋解析における最大回旋角度，最大回旋角度出現時間，打撃動作分析における肩峰線，大転子線，骨盤線，捻転の角度および各角速度，バットスイングスピード，スイング時間，インパクト時間は各群間に対応のないt検定を用いて比較検討した。なお有意水準は5%未満とした。

## 結 果

### 1. 被験者プロフィール

BASは9名で身長 $175.1 \pm 6.4$ cm，体重 $68.6 \pm 5.1$ kg，年齢 $20.3 \pm 1.3$ 歳，競技歴 $11.6 \pm 3.2$ 年であった。CONは7名で身長 $171.7 \pm 0.1$ cm，体重 $60.7 \pm 3.9$ kg，年齢 $21 \pm 1.8$ 歳であった。両群間において身長，体重，年齢に有意差は認められなかった(身長 $P=0.319$ ，体重 $P=0.068$ ，年齢 $P=0.478$ )。

### 2. 腰部回旋解析

#### 1) 腰部最大回旋角度

胸腰部および腰仙部最大回旋角度はBASの胸腰部T回旋が $14.8 \pm 11.6^\circ$ ，胸腰部L回旋が $-10.6 \pm 9.9^\circ$ ，腰仙部L回旋が $9.0 \pm 8.3^\circ$ ，腰仙部S回旋が $-14.8 \pm 8.0^\circ$ であった。CONは胸腰部T回旋が $9.2 \pm 4.6^\circ$ ，胸腰部L回旋が $-6.3 \pm 6.2^\circ$ ，腰仙部L回旋が $10.2 \pm 5.1^\circ$ ，腰仙部S回旋が $-7.2 \pm 9.1^\circ$ であった。図6に被験者の1例を示す。2群間に有意な差は認められなかった(胸腰部T回旋 $P=0.241$ ，胸腰部L回旋 $P=0.334$ ，腰仙部L回旋 $P=0.739$ ，腰仙部S回旋 $P=0.126$ ，表1)。

#### 2) 最大回旋角度出現時間

最大回旋角度出現時間はBASの胸腰部T回旋が $60.1 \pm 11.8\%$ time，胸腰部L回旋が $47.3 \pm 18.9\%$ time，腰仙部L回旋が $43.8 \pm 21.1\%$ time，腰仙部S回旋が $60.3 \pm 14.3\%$ timeであった。CONの胸腰部T回旋は $51.4 \pm 22.2\%$ time，胸腰部L回旋が $70.0$

$\pm 30.9\%$ time，腰仙部L回旋が $57.7 \pm 32.2\%$ time，腰仙部S回旋が $43.0 \pm 23.0\%$ timeであった。図6に被験者の1例を示す。2群間において胸腰部L回旋，腰仙部S回旋において有意な差が認められた。胸腰部T回旋，腰仙部L回旋に有意な差は認められなかった(胸腰部T回旋 $P=0.395$ ，胸腰部L回旋 $P=0.049$ ，腰仙部L回旋 $P=0.364$ ，腰仙部S回旋 $P=0.047$ ，表1)。

### 3. 打撃動作分析

#### 1) 関節角度および角速度

##### a. 肩峰線

肩峰線の回旋角度はBASが $158.6 \pm 22.3^\circ$ であり，CONが $159.3 \pm 38.1^\circ$ であった。2群間に有意な差は認められなかった( $p=0.201$ ，表2)。肩峰線の角速度の平均値はBASが $294.3 \pm 33.7$ deg/sであり，CONが $211.9 \pm 62.1$ deg/sであった。2群間に有意な差が認められ，BASの方が大きくなった( $p=0.048$ ，表2)。また角速度の最大値はBASが $925.6 \pm 167.8$ deg/sであり，CONが $908.6 \pm 326.7$ deg/sであった。2群間に有意な差は認められなかった( $p=0.295$ ，表2)。

##### b. 大転子線

大転子線の回旋角度はBASが $51.3 \pm 6.7^\circ$ であり，CONが $63.1 \pm 20.8^\circ$ であった。CONが回旋角度は大きかったが，2群間に有意な差は認められなかった( $p=0.057$ ，表2)。大転子線の角速度の平均値はBASが $95.7 \pm 14$ deg/sであり，CONが $84.9 \pm 33.8$ deg/sであった。2群間に有意な差が認められ，BASの方が大きくなった( $p=0.046$ ，表2)。また角速度の最大値はBASが $311.4 \pm 118.3$ deg/sであり，CONが $321.1 \pm 129.6$ deg/sであった。2群間に有意な差は認められなかった( $p=0.879$ ，表2)。

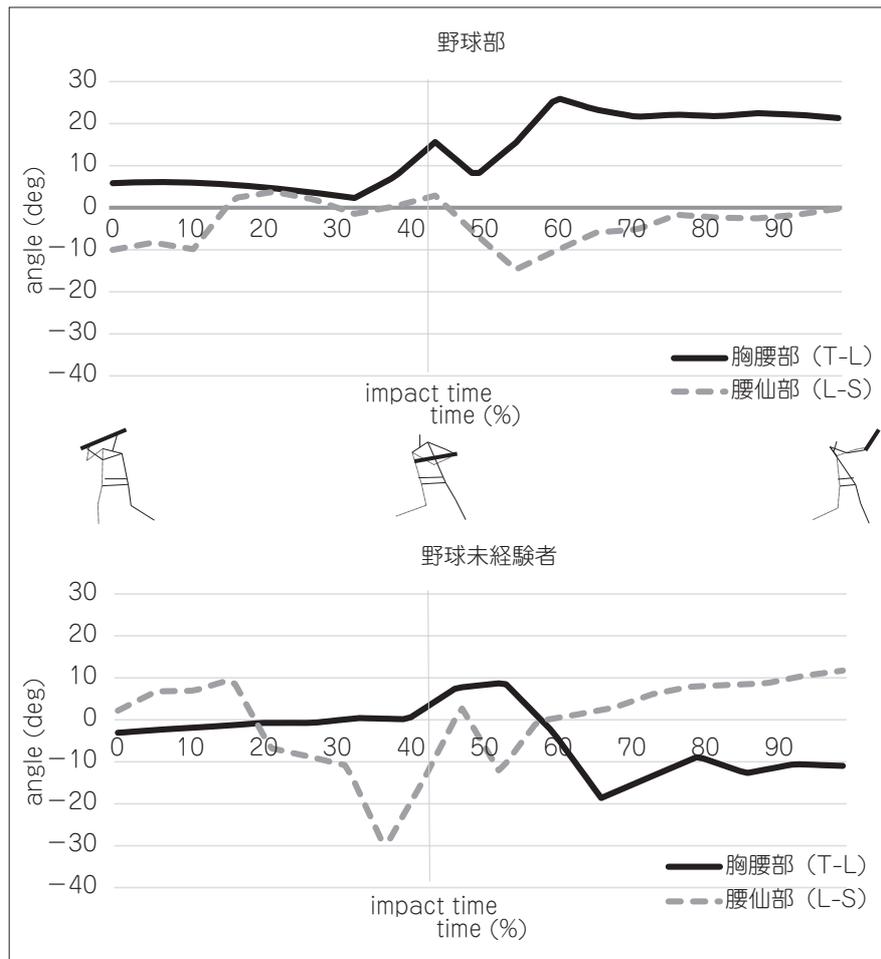


図6 打撃動作時の腰部回旋角度の1例（野球部被験者A, コントロール被験者B）  
 Lに対してTが打撃方向に回旋している際を胸腰部T回旋, Tに対してLが打撃方向に回旋している際を胸腰部L回旋とした。またSに対してLが打撃方向に回旋している際を腰仙部L回旋, Lに対してSが打撃方向に回旋している際を腰仙部S回旋とした。

表1 腰部最大回旋角度および最大回旋角度出現時間

	野球部 (n=7)	野球未経験者 (n=9)
最大回旋角度 (deg)		
胸腰部 T 回旋	14.8 ± 11.6	9.2 ± 4.6
胸腰部 L 回旋	-10.6 ± 9.9	-6.3 ± 6.2
腰仙部 L 回旋	9.0 ± 8.3	10.2 ± 5.1
腰仙部 S 回旋	-14.8 ± 8.0	-7.2 ± 9.1
最大回旋角度出現時間 (%time)		
胸腰部 T 回旋	60.1 ± 11.8	51.4 ± 22.2
胸腰部 L 回旋	47.3 ± 18.9	70.0 ± 30.9
腰仙部 L 回旋	43.8 ± 21.1	57.7 ± 32.2
腰仙部 S 回旋	60.3 ± 14.3	43.0 ± 23.0

\*\*P>0.05

c. 骨盤線  
 骨盤線の回旋角度はBASが59.1 ± 7.5°であり、CONが65.5 ± 17.6°であった。2群間に有意な差は

認められなかった(p=0.306, 表2)。骨盤線の角速度の平均値は、BASが198.6 ± 36.9deg/sであり、CONが127.2 ± 55.6deg/sであった。2群間に有意

表2 肩峰線, 大転子線, 骨盤線の角度および角速度とスイングスピード, スイング時間, インパクト時間

	野球部 (n=7)	野球未経験者 (n=9)	
角度 (deg)			
肩峰線	158.6±22.3	159.3±38.1	
大転子線	51.3±6.7	63.1±20.8	
骨盤線	59.1±7.5	65.5±17.6	
捻転	107.2±23.6	96.4±40.3	
平均角速度 (deg/s)			
肩峰線	294.3±33.7	211.9±62.1	**
大転子線	95.7±14	84.9±33.8	**
骨盤線	110.7±19.1	88±31.4	
捻転	198.61±36.9	127.2±55.6	
最大角速度 (deg/s)			
肩峰線	925.6±167.8	908.6±326.7	
大転子線	311.4±118.3	321.1±129.6	
骨盤線	338.7±117.4	362.1±143.8	
捻転	712.6±206	669.7±154.4	
スイングスピード (m/s)	35.2±3.4	30.7±5	
スイング時間 (S)	0.54±0.04	0.77±0.11	**
インパクト時間 (%time)	52.3±12.8	55.1±11.6	

\*\*P>0.05

な差は認められなかった(p=0.448, 表2). また角速度の最大値はBASが712.6±206deg/sであり, CONが669.7±154.4deg/sであった. 2群間に有意な差は認められなかった(p=0.823, 表2).

#### d. 捻転

肩峰線角度および大転子線角度の最大値から求めた肩峰線角度—大転子線角度である捻転の角度は, BASが107.2±23.6°であり, CONが96.4±40.3°であった. 2群間に有意な差は認められなかった(p=0.282, 表2). 捻転角速度の平均値は, BASが198.6±36.9deg/sであり, CONが127.2±55.6deg/sであった. 2群間に有意な差は認められなかった(p=0.448, 表2). また角速度の最大値はBASが712.6±206deg/sであり, CONが669.7±154.4deg/sであった. 2群間に有意な差は認められなかった(p=0.823, 表2).

#### 2) スイングスピード, スイング時間およびインパクト時間

バッティングのスイングスピードはBASが35.2±3.4m/s, CONが30.7±5m/sであり2群間に有意な差は認められなかった(P=0.292, 表2).

スイング時間はBASが0.54±0.04s, CONが0.77±0.11sであり2群間に有意な差が認められ, BASのスイング時間が短かった(p=0.022, 表2). インパクト時間はBASが52.3±12.8%time,

CONが55.125±11.6%timeであり, 2群間に有意な差は認められなかった(P=0.292, 表2).

## ■ 考 察

腰部回旋解析による腰部最大回旋角度は, 胸腰部間と腰仙部間の相対角度においていずれも有意な差は認められなかった. これらの結果から, 腰部の回旋挙動は胸腰部間, 腰仙部間合計で約20°回旋しており, BASとCONで同程度の回旋を行っていたことが示された. 先行研究では, 胸部の回旋は上位から中位胸椎で約8°の体軸まわりの回旋角度を示し, 下位胸椎では2°程度である<sup>12)</sup>. また腰椎も回旋可動域は約2°と報告している<sup>12)</sup>. 立位や座位での最大捻転時の生体内計測では胸腰椎移行部(T12~L1)で約10°, 腰椎部(L1~L5)で約9°回旋が示された<sup>13)</sup>. また歩行時には第1胸椎で5°, 第5腰椎では反対方向へ約6°回旋がみられた<sup>13)</sup>. これらのことから打撃動作においても同程度の回旋が行われていたと考えられる. 競技経験にかかわらず, 野球打撃動作時は腰部回旋が約20°となることが示唆された.

また打撃動作分析の結果, 肩峰線, 大転子線, 骨盤線および捻転の回旋角度において有意な差は認められなかった. しかし肩峰線および大転子線の角速度の平均値において有意な差が認められ

BASの方が大きかった。

捻転角度はBASとCONで約100°前後であった。骨盤上での大腿骨の運動は内旋が35°、外旋45°であり、大腿骨上での骨盤の運動では内旋15°、外旋15°の可動性によって回旋運動が行われている<sup>14)</sup>。このことから打撃動作の大部分が脊柱以外の可動性によって行われていることが示唆された。

腰部最大回旋角度出現時間は胸腰部L回旋、腰仙部S回旋で有意な差が認められた。野球の打撃動作は下肢、体幹、上肢への運動連鎖によりバットスピードとパワーを生み出すことができる<sup>4)</sup>。野球経験者の打撃動作は腰仙部における腰椎、胸腰部における腰椎、胸椎の順で最大回旋していた。つまり下肢、体幹、上肢への運動連鎖により打撃動作が行われていたと考えられる。一方、野球未経験者は、胸腰部における胸椎や腰仙部における仙椎が腰椎に先行して打撃方向に回旋していた。先行研究では野球未経験者は経験者と比較して、打撃準備期間（テイクバック時）に体重を後ろ足に十分移動させずに前足を踏みこんで打撃をすること<sup>9)</sup>や打撃中の頭部変位が大きいと報告されている<sup>8)</sup>。つまり、技術が未熟なために上肢の動きが下肢より早く起こり、インパクト前に前肩が開き、手打ち（上半身に依存したスイング）のような打撃動作であったと考えられる。このようなことから打撃姿勢の違いが腰部最大回旋角度出現時間に影響したと考えられる。また打撃中の肩峰線と大転子線の回旋角度に有意差がないことから、腰部最大回旋角度の出現時間には脊柱の回旋に加え屈曲角度や伸展角度に影響を受けた可能性が考えられる。脊柱の屈曲や伸展に回旋が加わると、屈曲によって腰椎の回旋角度が13.8%増大し、伸展によって回旋角度が23.8%減少する<sup>15)</sup>。同じ回旋スポーツであるゴルフでは打撃中に姿勢を維持できないと、脊柱は不安定になるか、不適切な姿勢で安定化される可能性が高いとの報告がある<sup>16)</sup>。そのため打撃フォームの習熟度によって最大回旋角度の出現時間に差がみられたと考えられる。経験や技術の差に関係なく脊柱には同じような負荷がかかっていると推察される。しかし、野球経験者と未経験者の腰部最大回旋角度の出現時間に違いがみられたことから、打撃フォームの違いによって脊柱への負荷のかかり方には違いがあると推察される。発育期である小・中学生では、未成熟な

脊柱に加わる負荷により、椎弓・椎弓根の疲労骨折（分離症）が生じやすいため<sup>17)</sup>、過度な脊柱屈曲伸展による回旋打撃フォームに留意する必要がある。また骨が成熟した高校生以降は、椎間板への負荷による腰椎椎間板ヘルニアなどが増加する<sup>17)</sup>。大学野球選手の自主バッティング練習時間と腰痛との関連もあることから<sup>18)</sup>、スイング動作の反復練習量にも注意を払う必要がある。野球は、身体の前額面、矢状面、水平面動作を全て行う特異的な競技である。Gillett J et al<sup>19)</sup>は股関節、脊柱、肩甲骨を取り囲み、支持する筋群に重点を置くことで、適切な関節安定性、より効率的な動作、および筋力を獲得できると述べている。またGillies A et al<sup>20)</sup>は高い回旋トルクを生み出すことは腰椎と腹筋群の役割ではなく、股関節と肩関節の役割であると述べている。つまり腰部への回旋ストレスを減らすためには股関節と肩甲骨の柔軟性を含めた機能を高める必要があると考えられる。本研究では野球打撃動作中の腰部の回旋角度および経時変化について明らかにした。しかし、本研究の限界点として、野球選手の身体特性の詳細について不明であったこと、回旋動作中心の解析であったこと、椎体への力学的負荷が不明であることから動作と腰痛への関連について詳細を言及することができない。今後は野球選手の腰痛の有無による比較や筋形態およびアライメントを含めたより詳細な身体特性および動作を検討していく必要があると考える。

## 結 語

大学野球選手と野球未経験者の野球打撃動作における腰部回旋挙動を比較した。

- 1) 腰部回旋角度は両群間に有意差はなく、ともに約20°回旋していた。
- 2) 腰部最大回旋角度出現時間は野球部群が胸腰部での腰椎の回旋で有意に早く最大角度になり、野球未経験者群では腰仙部での仙椎の回旋で早く最大角度になった。
- 3) 両群とも打撃動作の大部分は脊柱以外の動きによって行われており、技術レベルに関係なく脊柱に同じような負担がかかっていると推察される。しかし、腰部最大回旋角度出現時間で違いがあったことから、打撃フォームの違いによって脊柱への負荷のかかり方には違いがあると推察される。

利益相反

本論文に関連し、開示すべき利益相反はなし。

文 献

- 1) Hangai, M, Kaneoka, K, Okubo, Y, Miyakawa, S, Hinotsu, S, Mukai, N, Sakane, M, Ochiai, N. Relationship between low back pain and competitive sports activities during youth. *Am J Sports Med.* 2010; 38 (4): 791-796.
- 2) 吉松俊一, 久米田秀光, 山本 亨, 元島清香, 吉松俊紀, 中野信宏, 加藤壮記, 牛久智加良, 森 良博. ハイレベル野球選手の腰部メディカルチェックとその対策. *臨床スポーツ医学.* 2002; 19: 1437-1443.
- 3) Santana, JC, McGill, SM, Brown, LE. Anterior and Posterior Serape: The Rotational Core. *Strength Cond J.* 2015; 37(5): 8-13.
- 4) Welch, CM, Banks, SA, Cook, FF, Draovitch, P. Hitting a baseball: A biomechanical description. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1995; 22(5): 193-201.
- 5) 宇野智洋, 丸山真博, 高原政利, 原田幹生, 村 成幸, 佐竹寛史, 高木理彰. 高校野球選手におけるバッティング時の痛み. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2014; 22(1): 167-171.
- 6) Hangai, M, Kaneoka, K, Okubo, Y, Miyakawa, S, Hinotsu, S, Mukai, N, Sakane, M, Ochiai, N. Lumbar Intervertebral Disk Degeneration in Athletes. *Am J Sports Med.* 2009; 37(1): 149-155.
- 7) Sairyo, K, Katoh, S, Komatsubara, S, Terai, T, Yasui, N, Goel, V, Vadapalli, S, Biyani, A, Ebraheim, N. Spondylolysis fracture angle children and adolescents on CT indicates the fracture producing force vector — A biomechanical rationale. *Internet J. Spine Surg.* 2005; 1(2): 2.
- 8) Nakata, H, Miura, A, Yoshie, M, Kudo, K. Differences in the head movement during baseball batting between skilled players and novices. *J Strength Cond Res.* 2012; 26(10): 2632-2640.
- 9) Nakata, H, Miura, A, Yoshie, M, Kanosue, K, Kudo, K. Electromyographic analysis of lower limbs during baseball batting. *J Strength Cond Res.* 2013; 27 (5): 1179-1187.
- 10) 大久保雄, 金岡恒治, 半谷美夏, 泉 重樹, 宮川俊平. 体表計測による腰部角度変化と腰椎角度変化との関係. *臨床バイオメカニクス.* 2009; 30: 155-159.
- 11) Wells, RP, Winter, DA. Assesment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. In *Human Locomotion.* 1980; 1: 92-93.
- 12) White, AA, Panjabi, M. In: *Clinical Biomechanics of the Spine.* Second Edition. Philadelphia: J. B Lippincott; 98-107, 1990.
- 13) Gregersen, GG, Lucas, DB. An in vivo study of the axial rotation of the human horacolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am.* 1967; 49(2): 247-262.
- 14) Neumann, D.A. In: 嶋田智明, 有馬慶美 (訳). *筋骨格系のキネシオロジー原著第2版.* 東京: 医歯薬出版; 525-529, 2012.
- 15) Drake, JDM, Callaghan, JP. Do flexion/extension postures affect the in vivo passive lumbar spine response to applied axial twist moments? *Clin Biomechan (Bristol Avon).* 2008; 23: 510-519.
- 16) McHardy, A, Pollard, H. Muscle activity during the golf swing. *Br J Sports Med.* 2005; 39: 799-804.
- 17) 加藤欽志, 紺野慎一. スポーツ関連腰痛—腰椎分離症を中心に—. *MB Orthopaedics.* 2017; 30(8): 37-49.
- 18) 田坂精志朗, 田代雄斗, 堀田孝之, 青山朋樹. 大学生野球選手における腰痛と自主練習内容との関連性の検討. *日本臨床スポーツ医学会誌.* 2016; 24(1): 4-9.
- 19) Gillett, J, O'Brien, L, Ryan, M, Rogowski, J. Strategic exercise prescription for baseball: bridging the gap between injury prevention and power production. *Strength Cond J.* 2009; 31(5): 81-88.
- 20) Gillies, A, Dorgo, S. Preventing lumbar injuries in rotational striking athletes. *Strength Cond J.* 2013; 35(2): 55-62.

---

(受付: 2017年10月17日, 受理: 2018年7月31日)

## Analysis of trunk rotation during the baseball batting motion

Taguchi, N. <sup>\*1</sup>, Kaneoka, K. <sup>\*2</sup>, Izumi, S. <sup>\*3</sup>, Miyakawa, S. <sup>\*1</sup>

<sup>\*1</sup> Graduate School of Comprehensive Human Sciences, University of Tsukuba

<sup>\*2</sup> Faculty of Sport Sciences, Waseda University

<sup>\*3</sup> Faculty of Sports and Health Studies, Hosei University

**Key words:** batting tee, Electromagnetic Tracking Device, trunk rotation

**[Abstract]** We investigated the thoracolumbar rotation angle and trunk rotation kinetics during the baseball batting motion. Eight skilled baseball players and nine unskilled novices swung the bat at a batting tee. The angle of their thoracolumbar vertebrae was measured with an electromagnetic tracking device. The angle and angular speed of their acromion, greater trochanter, pelvis, and trunk rotation and the bat speed were measured by three-dimensional motion analysis of images captured on a high-speed video camera. Both skilled and unskilled players had a thoracolumbar rotation angle of about 20°. There was a difference in the time to the maximum thoracolumbar rotation angle between skilled and unskilled players. Motion analysis showed that the trunk rotation angle was approximately 100° in both skilled and unskilled players. These results indicate that the baseball bat swing motion mostly does not originate in spine motion, but in hip motion, and that the thoracolumbar vertebrae bear the same load regardless of the player's technical level. However, the difference in the time to the maximum thoracolumbar rotation angle between skilled and unskilled players suggests that different batting motions may cause different loads on the spinal column.