

2011 年度 修士論文

野球のバッティングにおける上肢セグメントの運動

Kinematic analysis of upper limb segments in baseball batting

早稲田大学 大学院スポーツ科学研究科

スポーツ科学専攻 身体運動科学研究領域

5010A090-5

谷中 拓哉

Takuya YANAKA

研究指導教員： 矢内利政 教授

目次

第1章 緒言

1-1 序 . . . . . 1  
1-2 ムチ運動(Throw-like motion)について . . . . . 4  
1-3 本研究の目的 . . . . . 8

第2章 前腕角度計測方法の妥当性検証

2-1 目的 . . . . . 9  
2-2 方法 . . . . . 12  
2-3 結果 . . . . . 20  
2-4 考察 . . . . . 23  
2-5 まとめ . . . . . 25

第3章 野球のバッティングにおける左右上肢セグメントの連動運動

3-1 スイングを生み出す運動  
3-1-1 目的 . . . . . 26  
3-1-2 方法 . . . . . 28  
3-1-3 結果と考察 . . . . . 45  
3-1-4 まとめ . . . . . 58  
3-2 ローリングを生み出す運動  
3-2-1 目的 . . . . . 59  
3-2-2 方法 . . . . . 60  
3-2-3 結果と考察 . . . . . 61  
3-2-4 まとめ . . . . . 72

第4章 結論 . . . . . 73

参考文献 . . . . . 75

謝辞 . . . . . 78

## 第1章 緒言

### 1-1 序

野球の試合の勝敗は「いかに相手より多く点数を奪うか」によって決まる。そのため打者の役割が試合において重要な鍵を握る。相手よりも多く得点するために、打者はヒットやホームランのような速い打球・遠くへ飛ぶ打球を打つように心がける。速い打球・遠くへ飛ぶ打球を打つためには力強いインパクト(バットとボールの衝突)が必要であり、力強いインパクトをむかえるために、打者はバットを加速させ、インパクトまでに大きな速度を獲得させる必要がある。

バッティング動作中のバット運動は、グリップエンドが投手方向へ移動する並進運動、グリップエンドを中心としたバットの長軸そのものの回転運動(スイング)とバットの長軸周りの回転運動(ローリング)という3つの運動によって構成されている(Fig.1-1)。

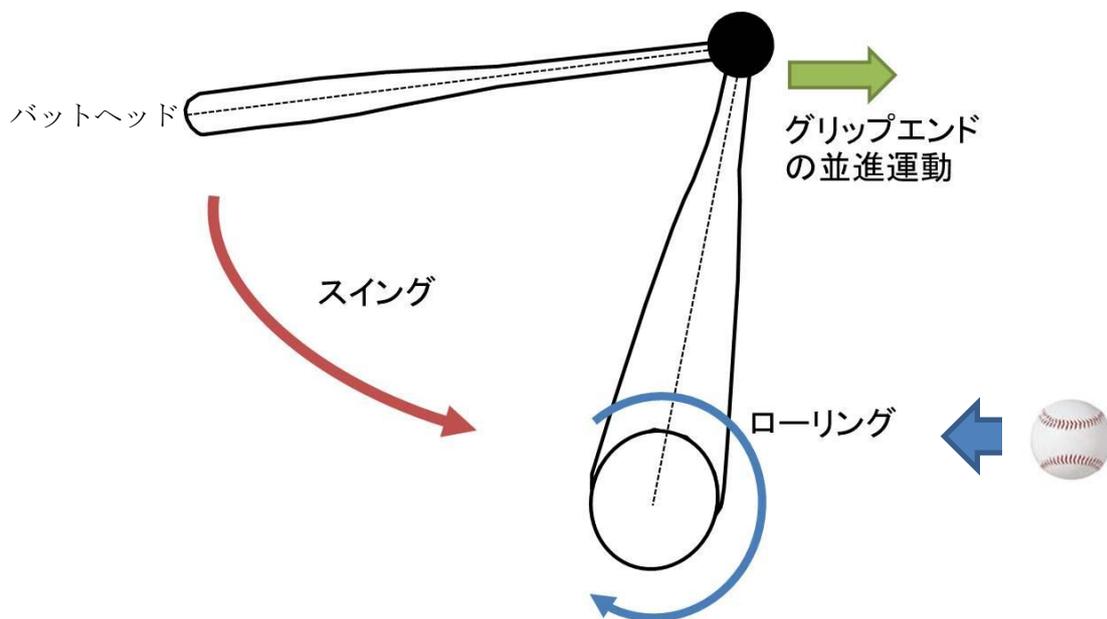


Fig.1-1 バットの運動

これまで多くの研究で用いられているバットヘッドの移動速度(ヘッド速度)は、グリップエンドの移動速度とグリップエンドを中心とする回転速度(スイング角速度)から成り、このヘッド速度は打球の飛距離に影響を及ぼすと報告されている(Sawicki et al. 2003)。インパクト直前のバット運動は、インパクトに近づくにつれてスイング角速度が増加する(Race, 1961)こと、およびインパクト時におけるグリップエンドの投手方向への速度はほぼ 0(平野 1984)であることから、ほとんどがグリップエンドを中心とする回転運動(スイング)によって構成されている。つまりインパクト直前のヘッド速度の大きさはスイング角速度の大きさによって決まる。一方、バットの長軸周りの回転運動(ローリング)は、投手方向へバットが転がるような回転運動である。インパクト時にローリングの速度(ローリング角速度)が大きいくほど、打球の運動エネルギーが大きくなること(城所ら, 2011)、また同じ飛距離の打球でも低い弾道で飛ぶこと(志村ら, 2010)が明らかとなっている。これらの研究結果は、それぞれの角速度を大きくすることによって、速い打球・遠くへ飛ぶ打球を打つことができることを示している。

バッティング動作では、左右の下肢に作用する地面反力が身体の鉛直軸周りに偶力のように作用し、体幹の回転を生み出す。体幹の鉛直軸周りの回転運動をバットに伝達することでバットを高速にスイングすることができる(矢内, 2007)。この時、体幹とバットをつなぐ上肢の役割は重要であると考えられ、上肢を介していかにバットを加速させるかが打者の課題となる。他のスポーツにおいても、下肢に作用する地面反力により生み出された鉛直軸周りの回転によって上肢末端部や打具を加速させるような運動がみられる。テニスのサーブや野球のピッチングは前述した運動の 1 つとして挙げられる。このような運動は、手部やラケットといった遠位端が大きな速度を獲得するプロセスとして、関連するすべてのセグメントが同期して速度が大きくなるのではなく、近位部から遠位部へと徐々に速度が大きくなっていくという特徴がみられる。これは近位部の速度が最大となるときに遠位部の運動が開始するように近位部から遠位部へ順に運動を開始すること(遠位遅延)、近位部

から遠位部にかけて速度が大きくなること(遠位速度加算)によって特徴づけられる(Putnam, 1993)。このような特徴を持つ運動は、各セグメントに付着する筋群の収縮により発揮された力によって生じる関節トルクだけでなく、隣接するセグメントの運動により生じた運動依存力の影響を受ける。豊島ら(1976)はピッチング中の身体各部位の最大速度が腰、肩、肘、手首の順に近位部から遠位部へずれて出現すること、および遠位部ほど最大速度が大きいことを報告している。このように身体の遠位端を加速させるために、身体の近位部から遠位部へ順に回転していくムチのような運動が見られる。つまりバットを打者の遠位端とすると、野球のバッティングにおいても、バットヘッドを加速させる運動として体幹-上肢-バットといったムチ運動(Whip-like motion)のような特徴を有する可能性が考えられる。Shaffer et al(1993)はバッティング中の身体各部の筋放電から、下肢、体幹、上肢の順に筋が活動していることを報告しているものの、実際に、そのような順序で運動が行われ、バットのヘッドが加速されているかは定かではない。

これまでの野球のバッティングにおける上肢のキネマティクスの研究では、身体の各関節運動について検討されているものの(田子ら, 2006a&2006b、川村ら, 2008)、それら関節運動の連動的な振る舞いについては検討されていない。Welch et al(1995)はバッティング動作では、下肢-体幹-上肢の順で回転し、バットを加速させていると報告している。しかし、野球のバッティングでは、テニスのサーブや野球のピッチングのようにラケットや手部が自由に運動することができる開リンク機構ではなく、バットを両手で保持しているため、閉リンク機構が形成される。Welch et al(1995)の報告は引手側(投手側の腕)のみを対象としており、押手(捕手側の腕)を含めた閉リンク機構であることは考慮されていない。また、閉リンク機構として打者の上肢をモデリングした動力学的な研究では、バットのヘッドスピード獲得のために、インパクトに向けてコリオリ力、遠心力などの運動依存力が大きく貢献することが示されている(小池ら,2009)。しかし、野球のバッティングにおいて、閉リンク機構としてモデリングした両上肢の連動運動を解剖学的な視点で分析した研究はみあ

たらない。

これまでのバッティング動作に関する研究ではスイング(バットの長軸そのものの回転)を対象としたもののみであり、バットの長軸周りの回転運動(ローリング)を生み出す運動に関する研究は皆無である。ローリングは肩関節内外旋や引手側前腕回外・押手側前腕回内の協調運動である「リストターン」(川村ら 2001)といったセグメントの長軸周りの回転運動によってローリングが生み出されていると考えられる。しかしながらリストターンは「手首を返す」「手首をこねる」と指導現場で言われるようにインパクト後に生じると考えられる。一方でローリング角速度がインパクト時に  $1700^\circ/\text{s}$  まで達する打者がいること(城所ら 2011)やインパクトに向けてローリング角速度が大きくなること(谷中ら 2011)が報告されており、インパクト以前にローリングが生じていることが観察されている。インパクト以前にリストターンのみでローリングが生じるとは考え難く、実際にどのような上肢の運動によってローリングが生み出されているかは明らかになっていない。

そこで本研究では、第 2 章で上肢の運動を 3 次元的に捉える測定方法の 1 つである電磁ゴニオメータを用いて前腕の回旋角度を測定する方法論の妥当性検証を、第 3 章では、バッティングにおける左右上肢の各関節運動、各セグメントの運動を明らかにする。第 3 章は 2 節に分け、第 1 節ではスイングを生み出す上肢の運動がムチ運動であるか否かを検討し、第 2 節ではローリングを生み出す上肢の運動を明らかにすることとした。本研究により、上肢の運動を測定する新たな方法論を確立し、野球のバッティング中の上肢の詳細な関節運動が明らかになることでバッティングパフォーマンス向上につながる知見が得られると考えられる。

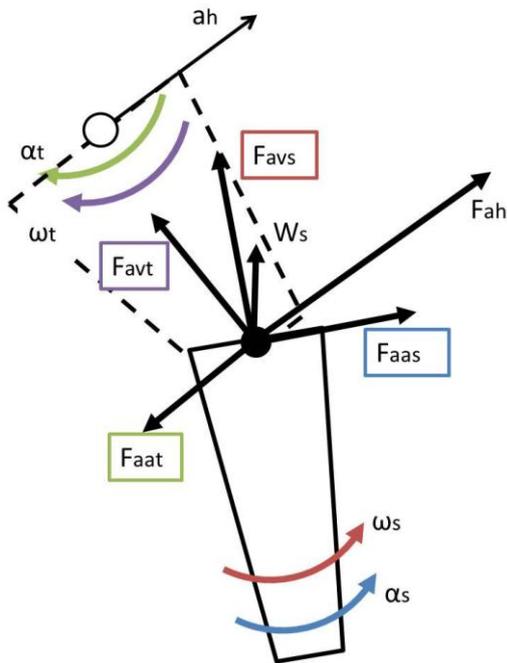
## 1-2 ムチ運動(Whip-like motion)について

投球動作のようなムチ運動(Whip-like motion)は前述したように身体の近位部の速度が最大となるときに遠位部の運動が開始するように近位部から遠位部へ順に運動を開始する

こと(遠位遅延)に加え、近位部から遠位部の順に最大速度が出現し、さらに近位部から遠位部にかけて速度が大きくなること(遠位速度加算)という3つのキネマティクスの特徴を有する。またセグメントに付着する筋群が発揮した力によって生じる関節中心まわりのモーメント(関節トルク)だけでなく、その関節を介して連結するセグメントから受ける運動依存力やその力のセグメント重心周りのモーメントが大きく貢献するというキネティクスの要因も有する。この運動依存力とそのモーメントは隣接するセグメントの角速度や角加速度に起因するもので、ムチ運動を生み出すために重要な役割を果たす(阿江ら, 2002)。

Putnam(1993)、阿江ら(2002)の報告から、サッカーのキックを例にムチ運動を生み出すキネティクスな要因について述べる。下肢を大腿と下腿の2つの剛体から成る2セグメントモデルとし、大腿セグメントの遠位端と下腿セグメントの近位端が蝶番関節のように1点で連結している(膝関節)と定義する。大腿の近位端は加速度を有し、さらに大腿セグメント、下腿セグメントともに角速度および角加速度を有しているとする(Fig.1-2)。この際、下腿の重心の加速度は、大腿近位端の加速度、大腿近位端に対する遠位端の向心・接線加速度、下腿近位端に対する下腿セグメント重心の向心・接線加速度の和であると考えられることができる。下腿に作用する外力の合力はこれらの加速度の和と下腿の質量の積であり、これは重力と下腿セグメントの近位端に作用する力(関節力)の和によって決まる。この関節力は前述した下腿に作用する合力と重力の差として算出できる。つまり下腿セグメントの近位端に作用する関節力は下腿の重力に対する成分( $W_s$ )、大腿セグメント近位端の加速度に起因する運動依存力( $F_{ah}$ )、大腿近位端に対する遠位端の向心・接線加速度に起因する運動依存力 ( $F_{avt} \cdot F_{aat}$ )、下腿セグメント近位端に対する下腿セグメント重心の向心・接線加速度に起因する運動依存力 ( $F_{avs} \cdot F_{aas}$ )の合力である。また下腿の重心周りのモーメントの大きさは膝関節の関節トルクに加え、下腿セグメントの近位端に作用する関節力が下腿の重心まわりに生じさせるモーメントによって決まる。これらから下腿セグメントの運動は大腿近位端の加速度、大腿セグメント遠位端、下腿セグメントの重心、それぞれの向心加速度、

接線加速度の大きさや方向に加えて、各セグメントの長さ、質量、重心の位置、慣性モーメントなど様々な要素によって決定される。



$F_{ah}$ :股関節の加速度に起因する運動依存力  $F_{aas}$ :下腿の接線加速度に起因する運動依存力  $F_{avs}$ :下腿の向心加速度に起因する運動依存力  $F_{aat}$ :大腿の接線加速度に起因する運動依存力  $F_{avt}$ :大腿の接線加速度に起因する運動依存力  $W_s$ :下腿の重力に対する力  $a$ :加速度  $\omega$ :下腿、大腿の角速度  $\alpha$ :下腿、大腿の角加速度  $s$ :下腿  $t$ :大腿  $h$ :股関節

Fig.1-2 下腿近位端へ作用する関節力の各成分(阿江ら,2002 より引用)

ムチ運動の特徴として近位部の速度が最大となる時に遠位部の運動が開始するように近位部から遠位部へ順に運動を開始すること(遠位遅延)、近位部から遠位部にかけて速度が大きくなること(遠位速度加算)が挙げられる。これらの特徴を生み出す要因を下腿セグメント近位端に作用する力に着目し、定性的に説明する(Fig.1-3)。まず遠位遅延が起こる要因として、下腿セグメント近位端に作用する関節力の貢献が考えられる。サッカーのキックが膝関節伸展位から開始されるとすると、大腿近位端に対する遠位端の接線加速度に起因する運動依存力( $F_{aat}$ )によって、下腿の重心周りに膝関節を屈曲させるモーメント( $M_{aat}$ )が生じる。これにより下腿セグメントが膝関節屈曲方向へ回転するため、下腿セグメントがキック方向とは逆方向の運動をする(Fig1-3a)。遠位速度加算が起こる要因として、膝伸展方向の関節トルクに加えて下腿セグメント近位端に作用する関節力の内、大腿近位端に対する

遠位端の向心加速度に起因する運動依存力( $F_{avt}$ )が貢献していると考えられる。膝関節が屈曲し、大腿セグメントと下腿セグメントのなす角が小さくなると、 $F_{avt}$ の作用線と下腿の重心との距離(モーメントアーム)が大きくなり  $F_{avt}$  によって下腿セグメントの重心周りに膝関節を伸展させるモーメント( $M_{avt}$ )を生み出す(Fig1-3b)。これに加え、膝関節伸展方向の関節トルクも作用し下腿セグメントはキック方向へ加速される。さらに下腿セグメントの慣性モーメントは大腿セグメントのものより小さく、大腿セグメントと比較し、より大きな速度を獲得する。このように遠位セグメントの近位端に作用する関節力の近位セグメントの接線・向心加速度に起因する運動依存力やセグメント間の位置関係により遠位遅延や遠位速度加算といった特徴がみられる。

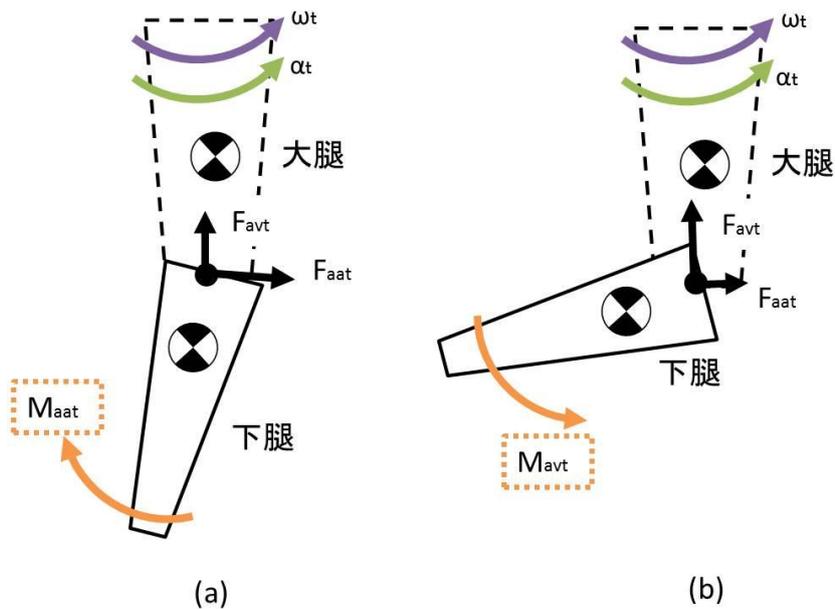


Fig.1-3 下腿近位端に作用する関節力により生じる下腿の重心周りのモーメント

野球のバッティングにおける上半身は、胸郭、左右上腕、左右前腕、左右手部、バットといった多くのセグメントにより構成されている。またバッティングでは両手でバットを介しているため、片側の上半身のセグメントの運動が直接バットに反映されないと考えられる。上半身においてセグメント数が多いこと、また閉リンク機構になっていることによ

り、野球のバッティングではセグメントの複雑な運動がなされていると考えられる。野球のバッティングにおけるスイングを生み出す上肢の運動が投動作のようなムチ運動(Whip-like motion)のキネマティクスの特徴を有するかは定かではない。本研究でバッティング中の詳細な上肢のキネマティクスな特徴を明らかにすることによって、バッティング動作の改善やトレーニング方法、指導方法に新たな知見を加えることができると考えられ、バッティングパフォーマンス向上につながると考えられる。

### 1-3 本研究の目的

本研究の目的は、1)上肢の運動を3次元的に捉える測定方法の1つである電磁ゴニオメータを用いた前腕角度計測方法の妥当性を検証すること(第2章)、2)野球のバッティングにおける左右上肢の関節運動、セグメントの運動を明らかにすること(第3章)とした。第3章では第1節において、スイングを生み出す上肢の運動がムチ運動のキネマティクスの特徴を有するか否かを検討し、第2節においてローリングを生み出す上肢の運動を明らかにすることを目的とした。

## 第2章 前腕角度計測方法の妥当性検証

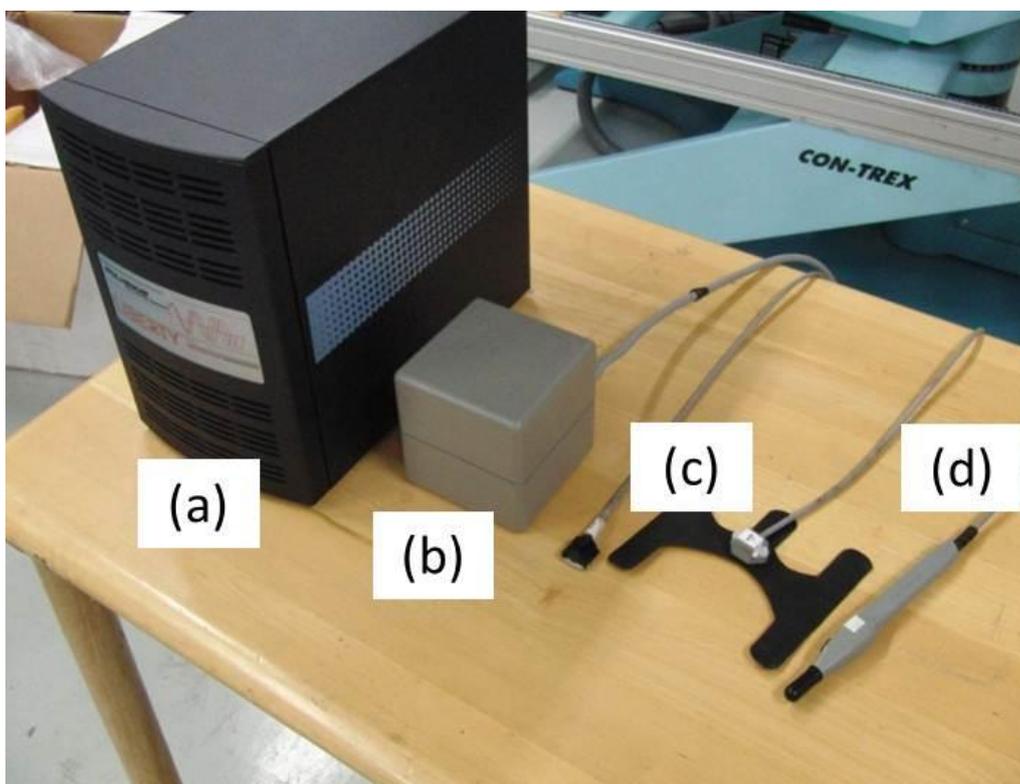
### 2-1 目的

スポーツでは投げる・打つといった上肢の運動が見られる。野球のピッチングやテニスのサーブでは上肢の各関節が  $2000^{\circ}/s$  以上で運動することが報告されている(宮西 2000, 田邊 2000)。このように上肢が高速で運動することで、投球されたボールの速度やラケットの速度を大きくすることが可能となる。野球のバッティングにおいても同様に、肘関節伸展角速度が最大  $1900^{\circ}/s$  に達するほど、上肢が高速で運動していることが報告されている(Brendan et al 2011)。

このように高速で行われる野球のバッティング動作の計測方法において、ビデオカメラや赤外線カメラを用いた研究が多く行われてきた(平野 1984, Welch et al 1995, 田子ら 2006a&2006b, 高木ら 2008, 川村ら 2008)。これらの計測方法は、複数台のカメラにより対象者を撮影し、身体各標認点の 3 次元座標値を取得し、得られた座標値から各セグメントを剛体としてとらえ、骨格の運動を計測する方法である。その原理は、2 台以上のカメラによって得られた標認点の 2 次元座標値と標認点の 3 次元空間座標値との間に DLT (Direct Linear Transformation) algorithm による線形関係を持たせ、標認点の 3 次元座標値を算出するものや三角測量のように基準となる線分と三角形の内角の和が  $180^{\circ}$  ということを利用し、正弦定理、余弦定理を用いて各標認点の座標を得るものである。これらの方法論は目視による身体各標認点のデジタイズや体表面に貼付したマーカの自動認識によって得られた計測値に基づいているため、不正確な目視によるデジタイズ位置のずれやマーカ1つ1つが皮膚の移動の影響によって、本来計測すべき骨格の動きとの間に誤差を含む可能性がある。この計測誤差は個人差や試技間差を分析する際に、個人差や試技間差が計測誤差よりも小さい場合、その差は本来個人間や試技間にみられる差ではなく、計測誤差によって生じた誤差ととらえられ、データの信頼性が疑われる。本研究で用いる電磁ゴニオメータ(Electromagnetic Tracking Device: ETD, LIBERTY, POLHEMUS 社製,

Colchester, VT)はコントロールユニットと磁場を発生するトランスミッタ、磁場内でトランスミッタに対する位置・方位を計測するセンサ、先端の位置を特定することができるペン状の「スタイラス」によって構成されている(Fig.2-1)。この電磁ゴニオメータの測定精度はトランスミッタとセンサの距離が 76cm の時、位置計測における計測誤差の RMS が 0.76mm、角度計測における計測誤差の RMS が  $0.15^\circ$  であり、高い計測精度があることが製品情報に記載され、体表面から上肢の運動を測定する一手法である。この計測方法は各セグメントを剛体としてとらえるために、センサ貼付後にセンサに対して計測した各セグメントのランドマークの位置から座標系を定義する。この計測方法は、セグメントに貼付したセンサが外れたり、移動した場合、セグメントの運動を反映しなくなる可能性が生じる。また、センサはカメラ分析のマーカと同様に皮膚上に貼付するために、皮膚の移動の影響を受ける可能性がある。しかし、これまでに水泳中の体幹の角度(三瀬ら 2008)やテニスのサーブ時の肩甲骨や上腕の角度(Konda et al. 2010)というように水中のスポーツや高速な上肢の運動を伴うスポーツ動作の計測に用いられており、本研究のバッティングにおける上肢の角度計測においても妥当な方法であると考えられる。

これまでに電磁ゴニオメータによる角度計測方法の妥当性を検証した研究では、X線画像を外的基準値として用いた脊椎の形状比較(Yang et al. 2008)や肩に固定したセンサの妥当性を検証したもの(Meskers et al. 2007、Johnson et al. 2001)があり、いずれも皮膚の移動などによって外的基準値との誤差が生み出されているが、その誤差は小さいと報告されている。しかし、電磁ゴニオメータを用いた前腕の運動を計測するための方法論は確立されておらず、その妥当性を検証したものはない。前腕に固定したセンサの妥当性が確認されれば、スポーツ動作中の前腕の動きを詳細にかつ簡便に計測することができ、投げる・打つといった動作を向上させるために、信頼性の高い計測ができると考えられる。そこで本章では、前腕に貼付したセンサの前腕回外回内角度を計測する方法の妥当性を検証することを目的とした。



- a:コントロールユニット
- b:トランスミッタ
- c:センサ
- d:スタイラス

Fig.2-1 電磁ゴニオメータ

## 2-2 方法

本章では、電磁ゴニオメータによる前腕回旋角度計測方法の妥当性を検証するために、前腕遠位部の皮膚上に貼付したセンサによって算出した前腕回旋角度と前腕に装着したギブス上に固定された木製の棒の角度を外的基準値とし、外的基準をビデオカメラで撮影した映像から外的基準の座標値を算出し、その座標値から算出された角度との比較を行った。

### 2-2-1 被験者

被験者は上肢に障害のない健常な成人男性 4 名(24.0±1.0 歳、171.9±3.6cm、67.3±4.1kg)であった。本実験の実施にあたり、早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を得た。被験者には実験の主旨、内容を十分に説明し、書面による実験参加の同意を得た。

### 2-2-2 実験セッティング

本研究で用いた電磁ゴニオメータのセンサの大きさは縦 2cm、横 2cm、高さ 1cm、質量 8g であった。センサを被験者の右前腕遠位部に両面テープで貼付し(Fig.2-2)、皮膚上でのセンサの動きを抑えるために、テーピングテープ(ニトリート OMNIDYNAMIC, 日東メディカル社製)で固定した。磁場を発生するトランスミッタから遠ざかるほど、また磁場内に金属などの磁器が含まれている場合、測定精度が低くなることから、測定に先立ち計測範囲を決定するために、距離と方位の関係が既値である 2 つのセンサを固定した木製の棒を用いて、位置の計測誤差、角度の計測誤差を測定した。計測結果より、位置の計測誤差が 1cm 未満、角度の計測誤差が 3° 未満になるような範囲に被験者の左後方高さ 100cm の位置にトランスミッタを設置した。

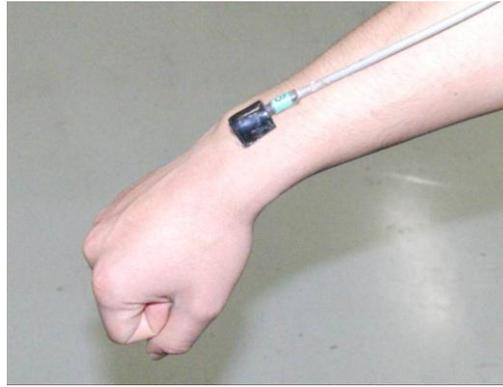


Fig.2-2 前腕センサ貼付位置

被験者は膝立ちになり、高さ 60cm の台に肘関節  $90^\circ$  屈曲位で肘を固定した(Fig.2-3)。また、試技中の手関節の動き(掌背屈・橈尺屈)による皮膚上に貼付したセンサの移動を最小限に抑えるために、手関節にギプスを装着し、手関節の動きを制限した。外的基準として 2次元 DLT 法により前腕回外回内角度変化量を算出するために、また皮膚の移動の影響を受けないようにギプス上に長さ 23.5cm の木製の棒を固定した。また、レンズの向きと前腕の長軸の向きが一致するように、6m 離れた位置にビデオカメラ(EXILIM, EX-F1, casio 社製)を設置した。

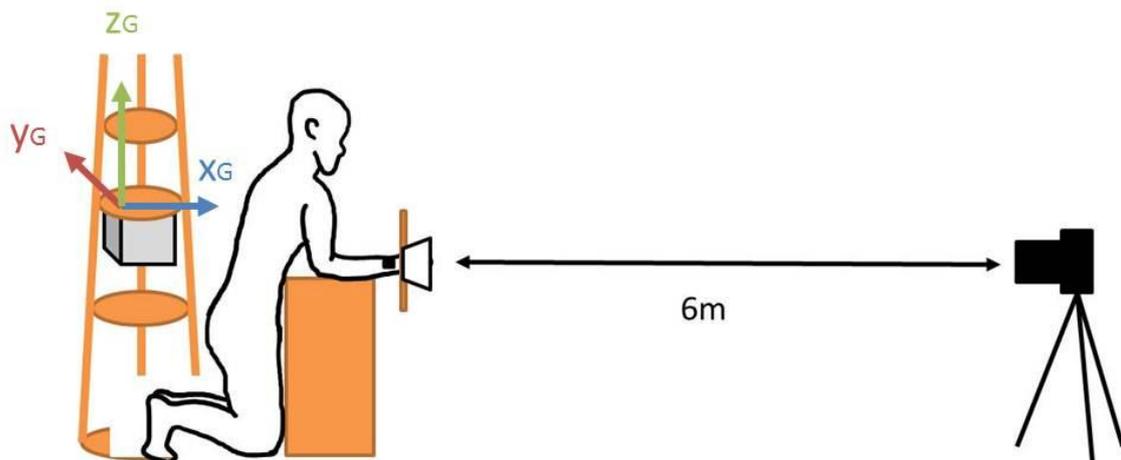


Fig.2-3 実験セッティング

### 2-2-3 実験試技

【試技 1】  $10^{\circ}$  毎に角度(マーカ)が記してある木枠を被験者の右前腕遠位部上に設置し、各肢位においてギブスに固定してある木製の棒がマーカに触れた状態で 1 秒間静止するように被験者に指示をした(Fig.2-4)。前腕中間位を基準( $0^{\circ}$ )とし(日本整形外科学会, 1996)、回内位 3 肢位( $10^{\circ}$ ,  $20^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$ )、回外位 5 肢位( $-10^{\circ}$ ,  $-20^{\circ}$ ,  $-30^{\circ}$ ,  $-40^{\circ}$ ,  $-50^{\circ}$ )の計 8 肢位を連続して行った。

【試技 2】 周期を変化させて前腕中間位から回外させる試技を行った。メトロノームの音に合わせて 1Hz、2Hz、3Hz、4Hz、また最大努力下での周期(Max)で前腕の回外を行うように指示した。動作の範囲は指定せず、それぞれの周期で行える範囲まで回外するように指示をした。

また試技 1 は 2 回、試技 2 ではそれぞれの周期を 2 回ずつ行った。



Fig.2-4 木枠と木製の棒

### 2-2-3 データ収集

前腕の動きは、3 次元的な位置と方位が計測できる電磁ゴニオメータを用いて、サンプリング周波数 240Hz で計測した。前腕セグメントの解剖学的座標系を定義するために、肘頭(OL)、尺骨茎状突起(US)、橈骨茎状突起(RS)の各 3 点をスタイラスを用いてデジタル化し、

前腕に固定されたセンサに対する 3 次元座標値として記録した。

また、カメラの設定は試技 1 ではサンプリング周波数 30Hz、シャッタースピード 1/500 秒、試技 2 ではサンプリング周波数 300Hz、シャッタースピード 1/500 秒であった。

#### 2-2-4 データ処理

電磁ゴニオメータにより計測されたデータをパーソナルコンピュータに取り込み、独自に開発したソフトウェアを用いて、デジタル化によって計測された解剖学的ランドマークの座標値から前腕座標系を定義し、カーダン角を用いて、前腕角度(静止座標系( $R_G$ )に対する前腕座標系の方位)を表した。この際、静止座標系はトランスミッタにより定義されており、カメラへ向かうベクトルを  $x_G$ 、鉛直軸方向のベクトルを  $z_G$ 、 $z_G$  と  $x_G$  のなす平面に垂直なベクトルを  $y_G$  とした。前腕座標系( $R_f$ )は肘頭から尺骨茎状突起へ向かうベクトルを  $F_z$ 、 $F_y$  と尺骨茎状突起から橈骨茎状突起へ向かうベクトルとの外積によって得られるベクトルを  $F_x$ 、 $F_x$  と  $F_y$  の外積によって得られるベクトルを  $F_z$  と定義した(Fig.2-5)。

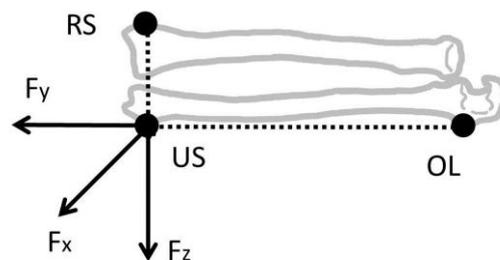


Fig.2-5 前腕座標定義

前腕角度は、静止座標系から前腕座標系への変換を定められた順序で連続して行う 3 回の回転角度として定義した。回転の順序は、はじめに静止座標系と一致する移動座標系  $R_{f0}(x_{f0}, y_{f0}, z_{f0})$  を  $z_{f0}$  軸周りに  $\theta$  回転させ、次に 1 回目の回転で得られた座標系  $R_{f1}(x_{f1}, y_{f1}, z_{f1})$  を  $x_{f1}$  軸周りに  $\phi$  回転させ、最後に 2 回目の回転で得られた  $R_{f2}(x_{f2}, y_{f2}, z_{f2})$  を  $y_{f2}$  軸周りに  $\phi$

回転させた。そして、 $R_{f3}(x_{f3}, y_{f3}, z_{f3})$ を算出した。そして $\phi$ を前腕回外回内角度とした。1回目の回転で得られた座標系 $R_{f1}$ の回転行列を $A_{(R_{f1}/R_{f0})}$ 、2回目の回転で得られた座標系 $R_{f2}$ の回転行列を $A_{(R_{f2}/R_{f1})}$ 、3回目の回転で得られた座標系 $R_{f3}$ の回転行列を $A_{(R_{f3}/R_{f2})}$ とした。

以下の回転行列を用いて、座標系 $R_{f0}$ に対する $R_{f3}$ の回転行列 $A_{(R_{f3}/R_{f0})}$ を求めた。

$$A_{(R_{f1}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f2}/R_{f1})} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & -\sin\phi \\ 0 & \sin\phi & \cos\phi \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f2})} = \begin{bmatrix} \cos\psi & 0 & \sin\psi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\psi & 0 & \cos\psi \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = A_{(R_{f1}/R_{f0})} \bullet A_{(R_{f2}/R_{f1})} \bullet A_{(R_{f3}/R_{f2})}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} \cos\theta\cos\psi - \sin\theta\sin\phi\sin\psi & -\sin\theta\cos\phi & \cos\theta\sin\psi + \sin\theta\sin\phi\cos\psi \\ \sin\theta\cos\psi + \cos\theta\sin\phi\sin\psi & \cos\theta\cos\phi & \sin\theta\sin\psi - \cos\theta\sin\phi\cos\psi \\ -\cos\phi\sin\psi & \sin\phi & \cos\phi\cos\psi \end{bmatrix}$$

.....式 1-1

また、静止座標系に対する前腕座標系の方位と $R_{f0}$ に対する $R_{f3}$ の方位が一致することから、静止座標系に対する前腕座標系の方位は次のようにも表せる。

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = A_{(R_f/R_G)}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

.....式 1-2

式 1-1 と式 1-2 から  $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\psi$  を算出した。

$$\begin{aligned}\theta &= -\tan^{-1}(a_{12}/a_{22}) \\ \phi &= \tan^{-1}(a_{32}/\sqrt{a_{12}^2 + a_{22}^2}) \\ \psi &= \tan^{-1}(a_{31}/a_{33})\end{aligned}$$

#### 2-2-5 算出項目

##### 【試技 1】

##### 電磁ゴニオメータ

前腕回外回内角度を、各肢位(-50° ~30° )において被験者の前腕回内回外角度の変化が無視できるほど小さい(区間内の標準偏差< 0.2° )ことをデータ上で確認できた期間のうち 50 フレーム分を平均した値としてそれぞれ算出した。また前腕回外回内角度変化量は前腕中間位を基準とし(0° :  $Fz$  と  $z_G$  が一直線になった肢位)、各肢位との差とした。

##### 2次元 DLT 法

画像の解析には専用のソフトウェア(FrameDIASIV, DKH 社製)を用いた。ギプスに固定した棒の両端のマーカをデジタイズし、2次元 DLT 法により棒の両端の 2次元座標値を得た。得られた座標値から棒の両端を結ぶベクトルを算出した。各肢位の前腕回外回内角度変化量は、前腕中間位のベクトルと、各肢位のベクトルからベクトルの内積を用いて算出した(Fig.2-6)。

##### 【試技 2】

##### 電磁ゴニオメータ

前腕最大回外角とそれに達した瞬間の時刻を記録した。前腕回外角度変化量は中間位を基準とし、最大回外時の角度との差として算出した。

## 2次元 DLT 法

試技 1 と同様にギプスに固定した棒のベクトルを算出した。前腕回外角度変化量を、中間位のベクトルを基準とし、ベクトルの内積を用いて各フレーム毎に算出した。前腕最大回外角とそれに達した瞬間の時刻を記録した。

なお、カメラと電磁ゴニオメータは身体に貼付していないセンサを素早く上下に移動させた時に最下点となる時刻を検出し、それを基準として同期した。

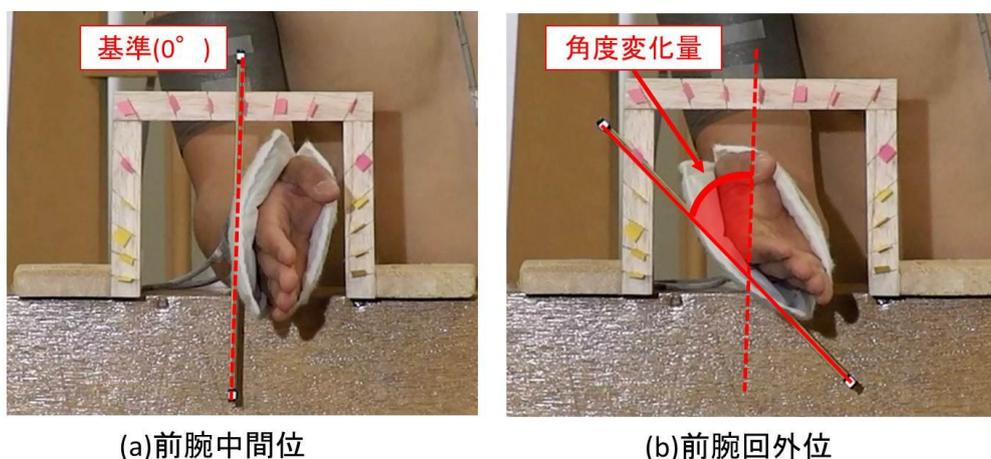


Fig.2-6 角度変化量算出方法

また、試技 1、試技 2 とともに試技中に同一平面上で運動していることを確認するために、試技中のフレーム毎の木製の棒の長さの平均値、標準偏差から変動係数を算出した。

### 2-2-6 データ分析

【試技 1】：各肢位において 2 次元 DLT 法により得られた角度変化量を外的基準値として、電磁ゴニオメータにより得られた角度変化量との関連を単回帰分析を用いて示し(有意水準 5%)、さらに各肢位における角度変化量の RMS エラーを算出した(式 2)。また各被験者の単回帰直線の傾き、切片を平均し、傾きに関しては検定値を 1 として切片に関しては検定値を 0 として 1 サンプル t 検定を行った(有意水準 5%)。

【試技 2】：2 次元 DLT 法により得られた角度変化から、前腕最大回外位となる時刻および

その瞬間までの角度変化量を外的基準値として、電磁ゴニオメータにより得られた最大回外位となる時刻およびその瞬間までの角度変化量の RMS エラーを算出した(Fig.2-7)。

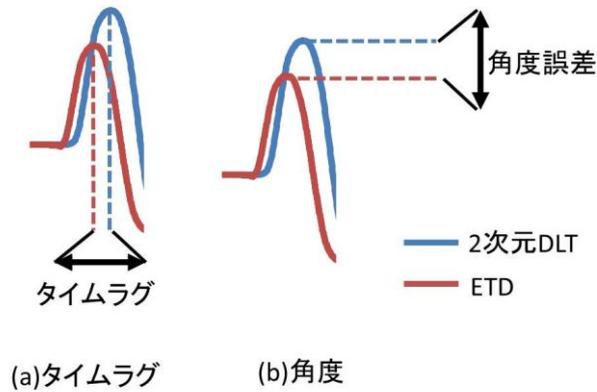


Fig.2-7 タイムラグと角度変化量の差

各動作速度における、各被験者の誤差の平均値と全体の平均値を算出した。

$$\text{RMS エラー} = \sqrt{\frac{\sum(\text{外的基準値}-\text{測定値})^2}{N}} \dots\dots\dots \text{式 2}$$

## 2-3 結果

### 2-3-1 【試技 1】

全ての被験者において、電磁ゴニオメータによる角度変化量と 2 次元 DLT 法により算出した角度変化量との間に、直線回帰式が得られた。また両角度変化量の相関係数は全ての被験者において 0.999 以上であった (Fig.2-8)。また 1 サンプル t 検定の結果、全ての被験者において、傾きに 1 との間に差がみられず、切片に関しても 0 との差がみられなかった。なお、全被験者の試技中において、画像により算出したギプスに固定した棒の長さの変動係数は平均で 0.25% であり、最大で 0.5% であった。

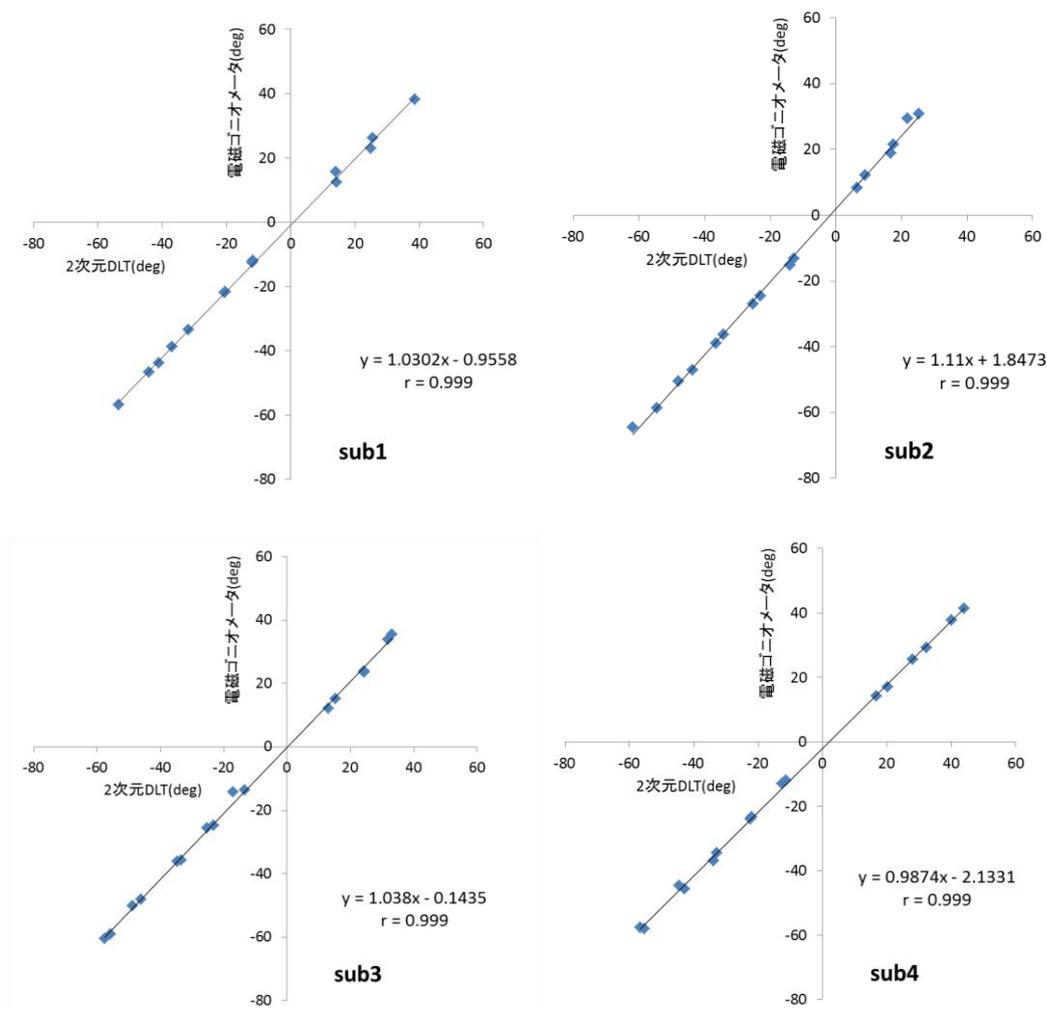


Fig.2-8 2次元 DLT 法と電磁ゴニオメータの関連

また、各肢位での角度変化量の RMS エラーは中間位に近いほど小さく、回外回内していくほど大きくなった。最も回外回内した肢位において RMS エラーは 3° 以下であった (Fig.2-9)。

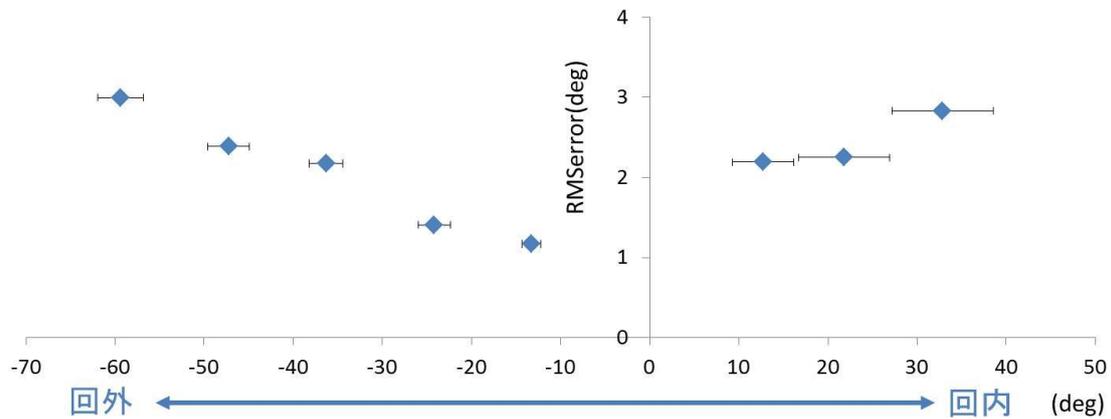


Fig.2-9 前腕回内回外角度の RMS エラー

### 2-3-2 【試技 2】

全ての被験者において、試技中の動作速度の平均値、標準偏差を Table.2-1 に示す。全ての被験者において指定した速度とほぼ同じ速度で動作を行っていた。また、最大速度は 6.5Hz であった。

Table.2-1 前腕回外速度

	1Hz	2Hz	3Hz	4Hz	Max
平均値(Hz)	1.2	2.1	3.2	4.0	6.5
標準偏差(Hz)	0.2	0.2	0.2	0.8	1.5

各動作速度での前腕中間位から最大回外時の角度変化量の RMS エラーは 2.1° 以下であり、最大回外した時刻の RMS エラーは 20.4ms 以下であった (Table.2-2)。また全ての被験者についてそれぞれの速度下における時間の誤差、角度の誤差、その時の可動域を Fig.2-10 に示す。なお、全被験者の試技中において、棒の長さの変動係数は平均 0.6% であり、最大でも 1.3% であった。

Table.2-2 角度と時間の RMS エラー

	1Hz	2Hz	3Hz	4Hz	MAX
角度(deg)	2.1	1.9	1.8	1.8	1.9
時間(ms)	20.4	14.3	6.5	9.1	10.1

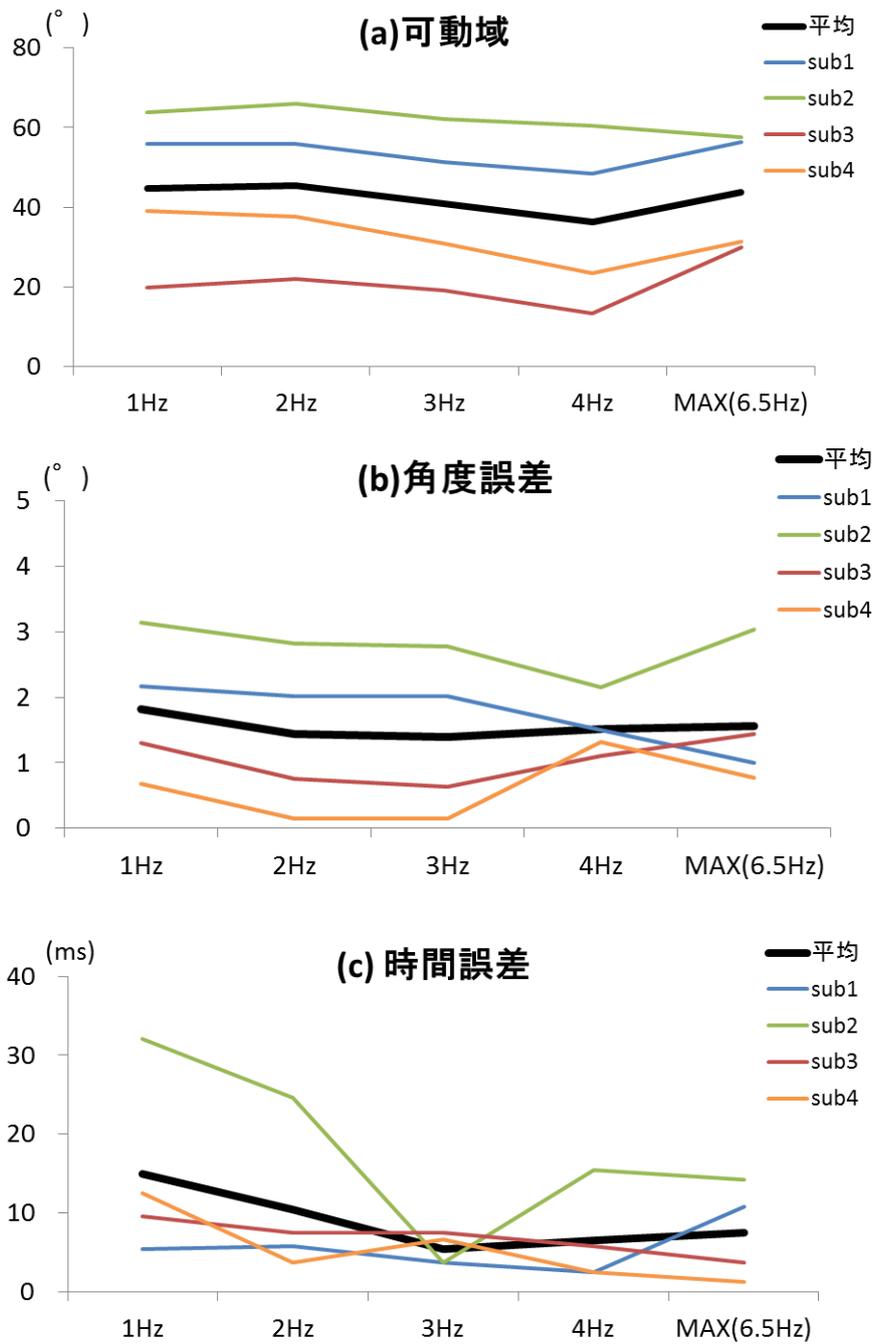


Fig.2-10 可動域と誤差

## 2-4 考察

本章の目的は、電磁ゴニオメータを用いた前腕回外回内角度計測方法の妥当性を検証することであった。静止した肢位における角度の計測誤差は、前腕中間位からより回外又は回内するほど、大きくなるという傾向がみられたが最大で  $3^{\circ}$  と小さいものであった。また各周期での角度誤差は  $2^{\circ}$  程度であり、どの周期においても角度誤差の大きさはほぼ変わらなかった。さらに被験者ごとに角度誤差についてみると、動作の可動域が大きい被験者ほど角度誤差が大きいという傾向がみられた。計測誤差が生じた原因として、まず電磁ゴニオメータが 3 次元的に角度を算出しているのに対し、ビデオカメラを用いた角度算出方法は 2 次元的に角度を算出していること、そして皮膚上でセンサが移動するという 2 点が考えられる。

算出方法の違いによる角度の誤差において、外的基準値の測定方法としてビデオカメラを用いた 2 次元分析を用いたのに対し、電磁ゴニオメータは 3 次元的に角度を算出しているため、前腕の回外回内角度に誤差が生じたと考えられる。しかし、試技①、試技②ともに試技中の棒の長さの変動係数は最大 1.3%未満であった。これは棒の長さが最大で 3mm 変化することを示しており、可動域が  $60^{\circ}$  の場合、棒の長さが 3mm 変化すると角度の誤差は  $0.1^{\circ}$  未満であることから、角度算出方法による誤差は小さいと考えられる。

センサの移動によって生じた角度誤差の原因として、センサを貼付した位置の皮膚や皮下脂肪など組織の影響によって本来計測すべき骨の角度変化とずれが生じた可能性が考えられる。これまでの電磁ゴニオメータの角度計測方法における誤差の検証に関して、Yang et al. (2008) は腰椎の前後傾可動域を測定し、X 線画像より算出した可動域から電磁ゴニオメータより算出した可動域が  $5^{\circ}$  過小評価したと報告している。また Konda et al. (2010) は上肢を拳上した際の肩峰に貼付したセンサの妥当性を検証している。その結果、拳上角が  $120^{\circ}$  以下では誤差が  $5^{\circ}$  以下であったと報告し、さらに  $120^{\circ}$  以上拳上した場合、筋肉の隆起によって、肩甲骨に対するセンサの位置が変化し、誤差が  $10^{\circ}$  以上になるとも報告し

ている。本研究の結果は、上記した先行研究の誤差よりも小さいものであった( $< 3.0^\circ$ )。これは前腕センサの貼付位置が胸部や臀部、肩のセンサの貼付位置と比較して、動作に伴う筋肉の隆起が小さく、センサの位置に与える影響が小さかったと考えられる。川村ら(2008)の報告によると、バッティング中の前腕回外回内角度変化量は  $20^\circ$  以上であることから、 $3^\circ$  という誤差は分析に影響を及ぼさないと考えられる。

各周期における前腕最大回外位となる時刻の誤差は最大で 20ms 程度であった。また被験者ごとにみると sub2 の 1Hz・2Hz を除き、どの周期においても 10ms 程度の誤差であった。各被験者のそれぞれの周期における前腕回外回内の可動域ほぼ一定であった。動作の可動域がほぼ同じで前腕の回外回内の周期を高くしていくと、加速度が大きくなり皮膚上に貼付したセンサに作用する力が大きくなる。このセンサに作用する力の増加が皮膚の移動が起し、誤差が大きくなると考えられたが、周期が高くなればなるほど、誤差が大きくなるという傾向はみられなかった。これは前腕に貼付したセンサに作用する力が皮膚を移動させるほど大きいものではないことが考えられる。また sub2 の低い周期(1Hz・2Hz)において、最大回外位でわずかであるが静止する局面がみられた。静止することによって、最大回外位の角度はある時間一定となり、最大回外位を特定することが困難であった。これにより sub2 における最大回外位となる時刻の誤差が大きくなったと考えられる。

また、試技における可動域は最大回外角が  $60^\circ$  で回内角が  $40^\circ$  の合計  $100^\circ$  程度であったが、本研究の結果を踏まえると、可動域が大きくなるほど誤差が大きくなるという傾向がみられた。そのため可動域が回外角が  $60^\circ$  以上の運動や回内角が  $40^\circ$  以上の運動の計測については更なる妥当性の検証が必要であると考えられる。

これらより本研究の前腕回外回内角度計測の方法論にはわずかな誤差が含まれている可能性があるものの、可動域が回外角  $60^\circ$ 、回内角  $40^\circ$  以下の運動においては角度について  $3^\circ$ 、時間については 20ms を越える個人間差や試技間差を分析できる精度を有することが明らかとなった。

## 2-5 まとめ

本章では、電磁ゴニオメータを用いた前腕回外回内角度測定の妥当性を検証し、スポーツ動作中の前腕角度を非侵襲的かつ簡便に測定できる方法論を確立することを目的とした。その結果、本研究の前腕回外回内角度計測の方法論にはわずかな誤差が含まれている可能性があるものの、可動域が回外角  $60^{\circ}$ 、回内角  $40^{\circ}$  以下の運動においては角度について  $3^{\circ}$ 、時間については  $20\text{ms}$  を越える個人間差や試技間差を分析できる精度を有することが明らかとなった。本章の結果より、本研究で用いる方法論はバッティングの上肢の運動を計測するために十分な精度を有すると考えられる。

### 第3章 野球のバッティングにおける左右上肢セグメントの運動運動

インパクト時のバットの回転運動は、グリップエンドを中心としたバットの長軸そのものが回転する運動(スイング)とバットが転がるように長軸周りに回転する運動(ローリング)によって構成されている(Fig.1-1)。これらの回転運動はバットを保持している上肢によって生み出されていると考えられるが、その上肢の詳細な運動は明らかとなっていない。そこで本章では、それぞれの回転運動の要因を検討するため、第1節ではスイングを生み出す上肢の運動について、第2節ではローリングを生み出す上肢の運動について述べる。

#### 3-1 スイングを生み出す上肢の運動

##### 3-1-1 目的

野球のバッティングでは、左右の下肢に作用する地面反力が身体の鉛直軸周りに偶力のように作用し、体幹の回転を生み出している。バッティングでは、この体幹の回転を上肢を介することによってバットの回転運動を生み出しており、体幹とバットをつなぐ上肢の運動により打者はバットを加速させている。この運動運動は近位部から遠位部へ運動を開始し、遠位部になるほど速度が大きくなるというムチ運動のキネマティクスの特徴を有すると考えられる。バッティング中のバットの運動を水平面上に投影すると、バットの長軸は鉛直軸周りに回転する。このバットの長軸の回転(スイング)は、身体の鉛直軸周りの回転によって生み出されていると考えられる。バッティング中の身体を水平面上に投影した場合に、鉛直軸周りに回転するような関節運動として、胸郭の回旋、左右肩関節の水平内外転、左右肘関節の伸展が挙げられる。これら水平面上の運動が関連すると仮定すると、引手側(投手側の上肢)では、体幹が回旋し、次に肩関節が水平外転し、その後に肘関節が伸展することによって、また押手側(捕手側の上肢)では体幹が回旋し、次に肩関節が水平内転し、その後に肘関節が伸展を開始する遠位遅延がみられ、さらに胸郭の長軸周りの角速度、左

右上腕の長軸そのものの角速度、左右前腕の長軸そのものの角速度という順に近位部から遠位部へ角速度が大きくなる遠位速度加算がみられると予想され、これらによってスイング角速度が上昇すると考えられる (Fig3-1)。しかし、バッティング動作中のこれらの各関節運動の可動域、タイミングや各セグメントの角速度の大きさやタイミングといった運動した運動は明らかとなっておらず、またこれらの関節運動やセグメントの角速度がどのようにスイングを生み出すかは定かではない。そこで本節では、野球のバッティングにおける左右上肢の関節運動、セグメントの運動を明らかにし、スイングを生み出す上肢の運動がムチ運動のキネマティクスの特徴を有するか否かを検討することを目的とした。

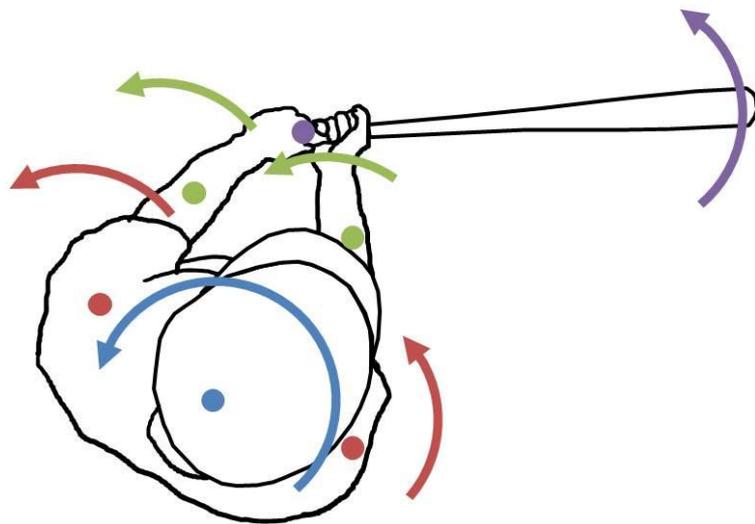


Fig.3-1 スイングを生み出す上肢の運動

### 3-1-2 方法

#### 3-1-2(1) 被験者

被験者は、東京六大学リーグに所属する選手 15 名( $19.9 \pm 1.4$  歳、 $174.3 \pm 2.6$ cm、 $71.8 \pm 4.3$ kg)で、このうち右打者 9 名、左打者 6 名であった。本実験の実施に当たり、早稲田大学の人を対象とする研究に関する倫理委員会の承認を得た。被験者には実験の主旨、内容を十分に説明し、書面による実験参加の同意を得た。

#### 3-1-2(2) 実験セッティング

試技を行うに際し、ホームベースから規定の距離(18.44m)離れた位置にドラム式ピッチングマシンを設置し、硬式野球ボールを平均速度 30.4 m/s で投じた。また測定に先立ち、距離と方位が既値である 2 つのセンサを固定した木製の棒を用いて、位置の計測誤差、角度の計測誤差を測定した。測定結果より、位置の誤差が 1cm 未満、角度の誤差が  $3^\circ$  未満で、なおかつバッティング中にバットや身体が触れないように、打者の 30cm 後方、高さ 60cm に位置に電磁ゴニオメータのトランスミッタを設置した(Fig.3-2)。

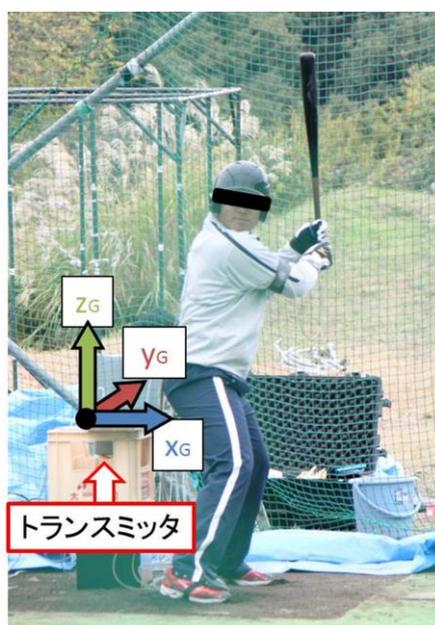


Fig.3-2 実験セッティング

### 3-1-2(3) 実験試技

被験者は十分なウォーミングアップを行った後、バッティングケージ内でフリーバッティングを行った。ピッチングマシンから投げられたボールを各被験者に全力でセンター方向へ打つように指示した。センターラインを中心に左右各  $15^\circ$  の範囲の打球で、かつ被験者の自己評価が高い試技 5 本を分析対象とした。分析対象の 5 本分のデータを得るために、各被験者は平均 33 試技行った。

### 3-1-2(4) データ収集

上肢セグメントとバットの動きは、電磁ゴニオメータを用いて計測した。本研究では、身体を、胸骨、左右上腕骨、左右前腕(橈骨、尺骨)からなる 5 セグメントモデルとして定義した。各セグメントの運動を計測するために、センサを胸骨、左右肩峰平坦部、左右前腕遠位の平坦部の皮膚上、さらに左右上腕遠位部に固定されたプラスチック製のカフ上に両面テープで貼付し、皮膚上でのセンサの動きを抑えるためにテーピングテープで固定した。また、バットの方位変化から角速度ベクトルを算出するために、硬式用木製バット(Mizuno 社製、2TW-10455YT、84cm、928g)のグリップエンドにもセンサを装着した(Fig.3-3)。インパクト時の衝撃によるセンサへのダメージを防ぐため、厚さ 5mm の衝撃吸収パットをバットとセンサの間に介した。



Fig.3-3 センサ貼付位置

各セグメントの解剖学的座標系を定義するために、胸郭では、胸骨柄(SN)、剣状突起(XP)、第7頸椎棘突起(C7)、第8胸椎棘突起(T8)の4点を、左右肩甲骨においては、肩峰外側縁(AA)、肩甲棘内側縁(SP)、肩甲骨下角(IA)の各3点を、左右上腕骨では、上腕骨内側上顆(ME)、上腕骨外側上顆(LE)の各2点、左右前腕では、肘頭(OL)、尺骨茎状突起(US)、橈骨茎状突起(RS)の各3点、合計19ヶ所をスタイラスを用いてデジタイズし、各セグメントに固定されたセンサに対する3次元座標値として記録した。また左右肩甲上腕関節中心(GH)は、上肢下垂位から肩甲上腕関節を中心として、上肢が小さい弧を描くような運動を行っている際の瞬時にせん軸を30Hzで繰り返し算出し、それらのPivot pointとして推定した。

### 3-1-2(5) データ処理

#### I 解剖学的座標系の定義と関節の回転運動の定義

静止座標系( $R_G$ )はトランスミッタにより定義されており、センターラインに垂直で、被験者の立つ打席から反対側の打席へ向かうベクトルを  $x_G$ 、鉛直軸方向のベクトルを  $z_G$ 、 $z_G$  と  $x_G$  のなす平面に垂直なベクトルを  $y_G$  とした(Fig.3-2)。デジタイズによって計測された解剖学的ランドマークの座標値から各セグメントに固定された解剖学的座標系を定義した。胸郭座標系は、XP と T8 の中点から SN と C7 中点へと向かうベクトルを  $T_z$  とし、T8 から XP へ向かうベクトルと  $T_z$  との外積により得られるベクトルを  $T_x$ 、 $T_z$  と  $T_x$  の外積によって得られるベクトルを  $T_y$  と定義した(Fig.3-4)。

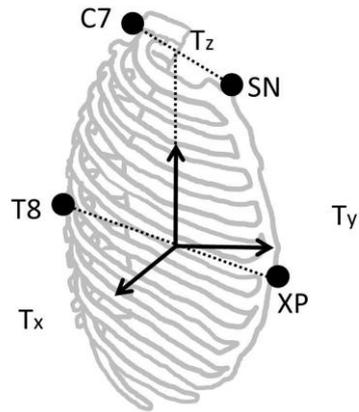


Fig.3-4 胸郭座標系

右上腕座標系は、RME と RLE の中点から RGH へ向かうベクトルを  $RH_z$  とし、RME から RLE へ向かうベクトルと  $RH_z$  の外積によって得られるベクトルを  $RH_y$ 、 $RH_z$  と  $RH_y$  の外積によって得られるベクトルを  $RH_x$  と定義した。左上腕座標系は、LME と LLE の中点から LGH へ向かうベクトルを  $LH_z$  とし、LLE から LME へ向かうベクトルと  $LH_z$  の外積によって得られるベクトルを  $LH_y$ 、 $LH_z$  と  $LH_y$  の外積によって得られるベクトルを  $LH_x$  と定義した(Fig.3-5)。

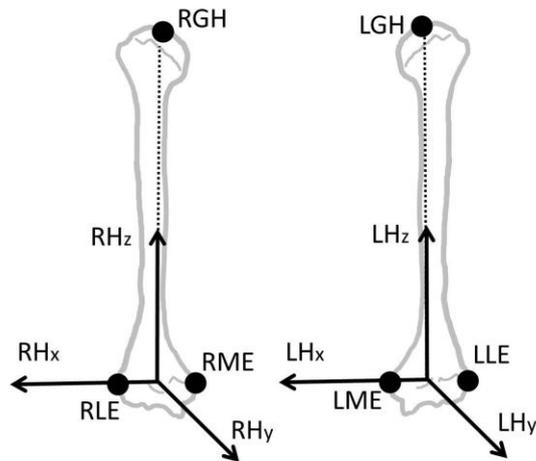


Fig.3-5 上腕座標系

右前腕座標系は、RUS から ROL へ向かうベクトルを  $RF_z$ 、RUS から RRS へ向かうベクトルと  $RF_z$  との外積によって得られるベクトルを  $RF_y$  とし、 $RF_z$  と  $RF_y$  の外積によって得られるベクトルを  $RF_x$  と定義した。左前腕座標系は、LUS から LOL へ向かうベクトルを  $LF_z$ 、LRS から LUS へ向かうベクトルと  $LF_z$  との外積によって得られるベクトルを  $LF_y$  とし、 $LF_z$  と  $LF_y$  の外積によって得られるベクトルを  $LF_x$  と定義した(Fig3-6)。

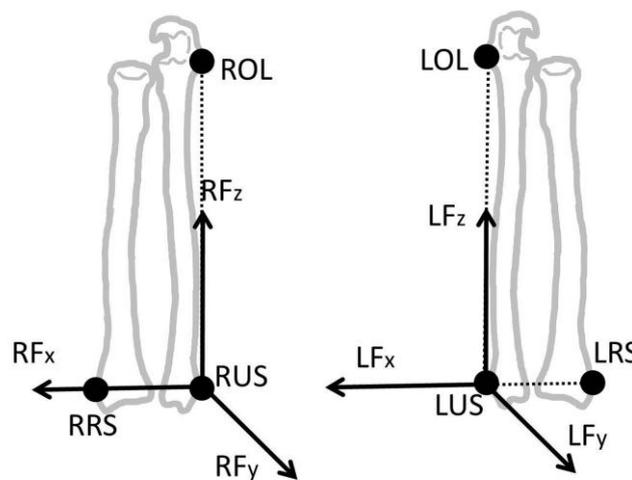


Fig.3-6 前腕座標系

バット座標系はセンサにより定義されており( $B_x, B_y, B_z$ )、 $B_z$  がバットの長軸と一致するように、センサを貼付し、バット座標系とした(Fig.3-7)。

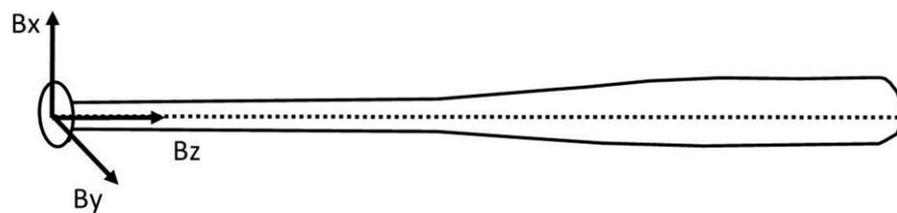


Fig.3-7 バット座標系

セグメント間の相対的な方位は、解剖学的な関節運動に沿うように定義されたオイラー角・カーダン角によって算出した。胸郭角度は、静止座標系から胸郭座標系への変換を定

められた順序で連続して行うカーダン角として定義した。回転の順序は、はじめに静止座標系と一致する移動座標系  $\mathbf{R}_{t0}(x_{t0}, y_{t0}, z_{t0})$  を  $z_{t0}$  軸周りに  $\theta_t$  回転させ、次に 1 回目の回転で得られた座標系  $\mathbf{R}_{t1}(x_{t1}, y_{t1}, z_{t1})$  を  $y_{t1}$  軸周りに  $\phi_t$  回転させ、最後に 2 回目の回転で得られた座標系  $\mathbf{R}_{t2}(x_{t2}, y_{t2}, z_{t2})$  を  $x_{t2}$  軸周りに  $\psi_t$  回転させ、 $\mathbf{R}_{t3}(x_{t3}, y_{t3}, z_{t3})$  を算出した。 $\theta_t$  を胸郭回旋角度とした。1 回目の回転で得られた座標系  $\mathbf{R}_{t1}$  の回転行列を  $A_{(R_{t1}/R_{t0})}$ 、2 回目の回転で得られた座標系  $\mathbf{R}_{t2}$  の回転行列を  $A_{(R_{t2}/R_{t1})}$ 、3 回目の回転で得られた座標系  $\mathbf{R}_{t3}$  の回転行列を  $A_{(R_{t3}/R_{t2})}$  とした。以下の行列を用いて、座標系  $\mathbf{R}_{t0}$  に対する  $\mathbf{R}_{t3}$  の回転行列  $A_{(R_{t3}/R_{t0})}$  を求めた。

$$A_{(R_{t1}/R_{t0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{t2}/R_{t1})} = \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi & 0 & \cos \phi \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{t3}/R_{t2})} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi & -\sin \psi \\ 0 & \sin \psi & \cos \psi \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{t3}/R_{t0})} = A_{(R_{t1}/R_{t0})} \bullet A_{(R_{t2}/R_{t1})} \bullet A_{(R_{t3}/R_{t2})}$$

$$A_{(R_{t3}/R_{t0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \phi & -\sin \theta \cos \psi + \cos \theta \sin \phi \sin \psi & \sin \theta \sin \psi + \cos \theta \sin \phi \cos \psi \\ \sin \theta \cos \phi & \cos \theta \cos \phi + \sin \theta \sin \phi \sin \psi & -\cos \theta \sin \psi - \sin \theta \sin \phi \cos \psi \\ -\sin \phi & \cos \phi \sin \psi & \cos \phi \cos \psi \end{bmatrix}$$

.....式 2-1

静止座標系に対する胸郭座標系の方位と  $\mathbf{R}_{t0}$  に対する  $\mathbf{R}$  の方位が一致することから、静止座

標系に対する胸郭座標系の方位は次のようにも表せる。

$$A_{(R_{t3} / R_{t0})} = A_{(R_t / R_G)}$$

$$A_{(R_{t3} / R_{t0})} = \begin{bmatrix} a_{11} & a_{12} & a_{13} \\ a_{21} & a_{22} & a_{23} \\ a_{31} & a_{32} & a_{33} \end{bmatrix}$$

・・・・・・式 2-2

式 2-1 と式 2-2 から  $\theta_t$ 、 $\phi_t$ 、 $\psi_t$  を算出した。

$$\theta = \tan^{-1}(a_{21} / a_{11})$$

$$\phi = -\tan^{-1}(a_{31} / \sqrt{a_{11}^2 + a_{21}^2})$$

$$\psi_t = \tan^{-1}(a_{32} / a_{33})$$

右打者と左打者の回旋角度の変化の方向を解剖学的用語と一致させるため、右打者の胸郭回旋角度として算出された値に-1 を乗じた。

右上腕角度は、胸郭座標系から右上腕座標系への変換を定められた順序で連続して行うオイラー角として定義した。回転の順序は、はじめに胸郭座標系と一致する移動座標系  $R_{h0}(x_{h0}, y_{h0}, z_{h0})$  を  $z_{h0}$  軸周りに  $\theta_h$  回転させ、次に 1 回目の回転で得られた座標系  $R_{h1}(x_{h1}, y_{h1}, z_{h1})$  を  $y_{h1}$  軸周りに  $\phi_h$  回転させ、最後に 2 回目の回転で得られた  $R_{h2}(x_{h2}, y_{h2}, z_{h2})$  を  $z_{h2}$  軸周りに  $\psi_h$  回転させ、 $R_{h3}(x_{h3}, y_{h3}, z_{h3})$  を算出した。 $\theta_h$ 、 $\phi_h$  をそれぞれ肩関節水平内外転角度、肩関節内外旋角度とした。1 回目の回転で得られた座標系  $R_{h1}$  の回転行列を  $A_{(R_{h1}/R_{h0})}$ 、2 回目の回転で得られた座標系  $R_{h2}$  の回転行列を  $A_{(R_{h2}/R_{h1})}$ 、3 回目の回転で得られた座標系  $R_{h3}$  の回転行列を  $A_{(R_{h3}/R_{h2})}$  とした。

以下の行列を用いて、座標系  $R_{h0}$  に対する  $R_{h3}$  の回転行列  $A_{(R_{h3}/R_{h0})}$  を求めた。

$$A_{(R_{h1} / R_{h0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta_h & -\sin \theta_h & 0 \\ \sin \theta_h & \cos \theta_h & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{h2} / R_{h1})} = \begin{bmatrix} \cos \phi_h & 0 & \sin \phi_h \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi_h & 0 & \cos \phi_h \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{h3} / R_{h2})} = \begin{bmatrix} \cos \psi_h & -\sin \psi_h & 0 \\ \sin \psi_h & \cos \psi_h & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{h3} / R_{h0})} = A_{(R_{h1} / R_{h0})} \bullet A_{(R_{h2} / R_{h1})} \bullet A_{(R_{h3} / R_{h2})}$$

$$A_{(R_{h3} / R_{h0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta_h \cos \phi_h \cos \psi_h - \sin \theta_h \sin \psi_h & -\cos \theta_h \cos \phi_h \sin \psi_h + \sin \theta_h \cos \psi_h & \cos \theta_h \sin \phi_h \\ \sin \theta_h \cos \phi_h \cos \psi_h + \cos \theta_h \sin \psi_h & -\sin \theta_h \cos \phi_h \sin \psi_h + \cos \theta_h \cos \psi_h & \sin \theta_h \sin \phi_h \\ -\sin \phi_h \cos \psi_h & \sin \phi_h \sin \psi_h & \cos \phi_h \end{bmatrix}$$

・・・式 3-1

胸郭座標系に対する右上腕座標系の方位と  $R_{h0}$  に対する  $R_{h3}$  の方位が一致することから、胸郭座標系に対する右上腕座標系の方位は次のようにも表せる。

$$A_{(R_{h3} / R_{h0})} = A_{(R_h / R_t)} = A_{(R_t / R_G)}^{-1} \bullet A_{(R_h / R_G)} = A_{(R_t / R_G)}^T \bullet A_{(R_h / R_G)}$$

$$A_{(R_{h3} / R_{h0})} = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} \\ b_{31} & b_{32} & b_{33} \end{bmatrix}$$

・・・式 3-2

式 3-1 と式 3-2 から  $\theta_h$ 、 $\phi_h$ 、 $\psi_h$  を算出した。

$$\theta_h = \tan^{-1}(b_{23} / b_{13})$$

$$\phi_h = \tan^{-1}(\sqrt{b_{13}^2 + b_{23}^2} / b_{33})$$

$$\psi_h = -\tan^{-1}(b_{32} / b_{31})$$

各角度における  $0^\circ$  の解剖学的位置、各角度の解剖学的な角度の定義は Fig.3-8 に示す。左上腕角度は、右上腕角度と変化の方向が解剖学的用語と一致させるために算出された 3 つの角度に-1 を乗じた。

右前腕角度は、右上腕座標系から右前腕座標系への変換を定められた順序で連続して行うカーダン角として定義した。回転の順序は、はじめに右上腕座標系と一致する移動座標系  $R_{f0}(x_{f0}, y_{f0}, z_{f0})$  を  $y_{f0}$  軸周りに  $\theta_f$  回転させ、次に 1 回目の回転で得られた座標系  $R_{f1}(x_{f1}, y_{f1}, z_{f1})$  を  $x_{f1}$  軸周りに  $\phi_f$  回転させ、最後に 2 回目の回転で得られた  $R_{f2}(x_{f2}, y_{f2}, z_{f2})$  を  $z_{f2}$  軸周りに  $\psi_f$  回転させ、 $R_{f3}(x_{f3}, y_{f3}, z_{f3})$  を算出した。 $\theta_f$  を肘関節屈曲伸展角度、 $\phi_f$  を前腕回外回内角度とした。1 回目の回転で得られた座標系  $R_{f1}$  の回転行列を  $A_{(R_{f1}/R_{f0})}$ 、2 回目の回転で得られた座標系  $R_{f2}$  の回転行列を  $A_{(R_{f2}/R_{f1})}$ 、3 回目の回転で得られた座標系  $R_{f3}$  の回転行列を  $A_{(R_{f3}/R_{f2})}$  とした。

以下の行列を用いて、座標系  $R_{f0}$  に対する  $R_{f3}$  の回転行列  $A_{(R_{f3}/R_{f0})}$  を求めた。

$$A_{(R_{f1}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta_f & 0 & \sin \theta_f \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta_f & 0 & \cos \theta_f \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f2}/R_{f1})} = \begin{bmatrix} \cos \phi_f & -\sin \phi_f & 0 \\ \sin \phi_f & \cos \phi_f & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f2})} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \psi_f & -\sin \psi_f \\ 0 & \sin \psi_f & \cos \psi_f \end{bmatrix}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = A_{(R_{f1}/R_{f0})} \bullet A_{(R_{f2}/R_{f1})} \bullet A_{(R_{f3}/R_{f2})}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} \cos \theta_f \cos \psi_f + \sin \theta_f \sin \phi_f \sin \psi_f & -\cos \theta_f \sin \psi_f + \sin \theta_f \sin \phi_f \cos \psi_f & \sin \theta_f \cos \phi_f \\ \cos \phi_f \sin \psi_f & \cos \phi_f \cos \psi_f & -\sin \theta_f \\ -\sin \theta_f \cos \psi_f + \cos \theta_f \sin \phi_f \sin \psi_f & \sin \theta_f \sin \psi_f + \cos \theta_f \sin \phi_f \cos \psi_f & \cos \theta_f \cos \phi_f \end{bmatrix}$$

.....式 4-1

右上腕座標系に対する右前腕座標系の方位と  $R_{f0}$  に対する  $R_{f3}$  の方位が一致することから、  
 右上腕座標系に対する右前腕座標系の方位は次のようにも表せる。

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = A_{(R_f/R_h)} = A_{(R_h/R_G)}^{-1} \bullet A_{(R_f/R_G)} = A^T_{(R_h/R_G)} \bullet A_{(R_f/R_G)}$$

$$A_{(R_{f3}/R_{f0})} = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}$$

・・・式 4-2

式 4-1 と式 4-2 から  $\theta_f$ 、 $\phi_f$ 、 $\psi_f$  を算出した。

$$\theta_f = \tan^{-1}(c_{13}/c_{33})$$

$$\phi_f = \tan^{-1}(-c_{23}/\sqrt{c_{13}^2 + c_{33}^2})$$

$$\psi_f = \tan^{-1}(c_{21}/c_{22})$$

上腕と同様に各角度における  $0^\circ$  の解剖学的位置、各角度の解剖学的な角度の定義は  
**Fig.3-8** に示す。左前腕角度は、右前腕角度と変化の方向を解剖学的用語と一致させるため、  
 算出した  $\phi_f$  に -1 を乗じた。

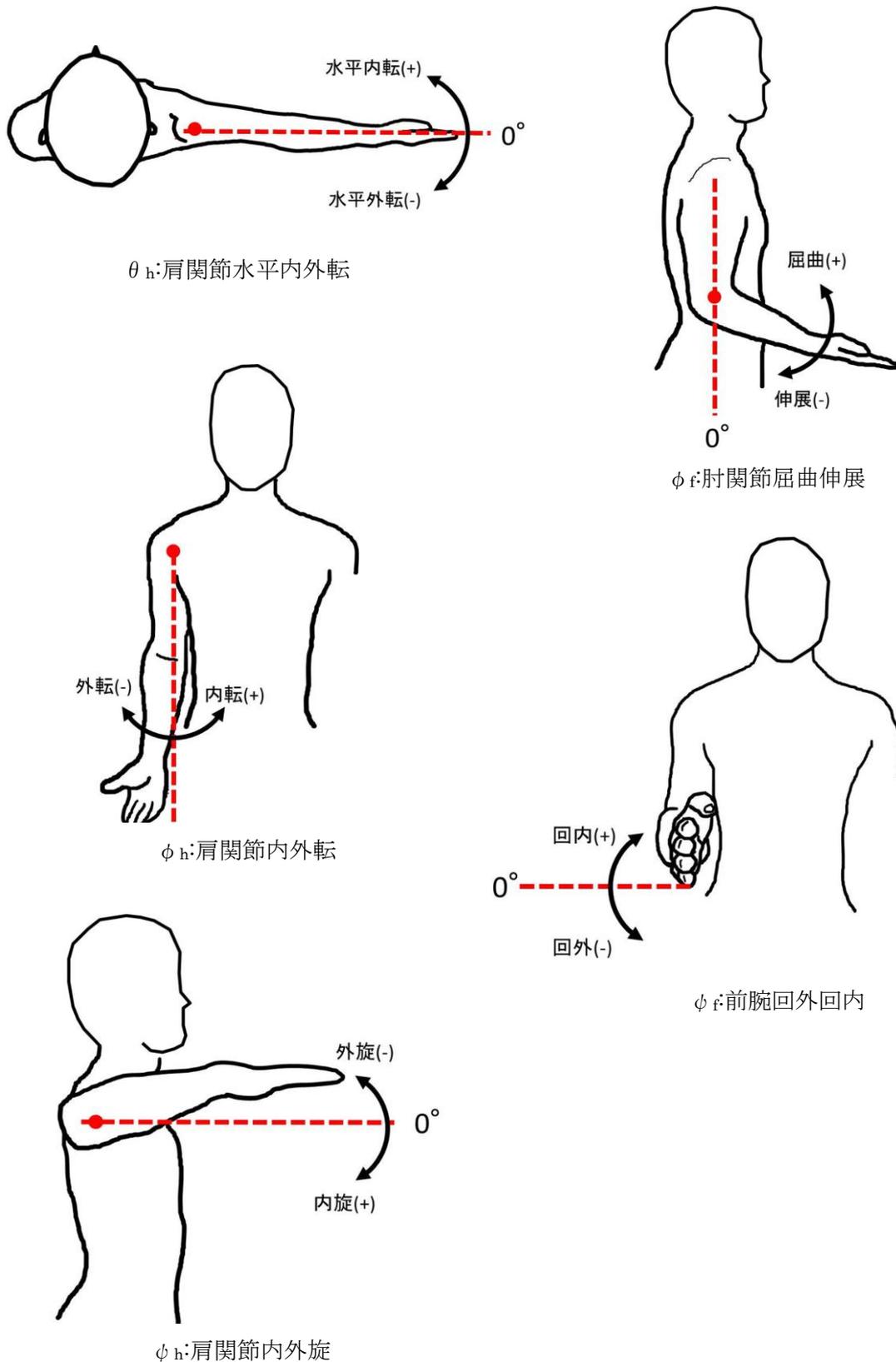


Fig.3-8 解剖学的關節角度定義

## II セグメント角速度の算出方法

各セグメントの座標系の静止座標系に対する方位変化から、各セグメントの角速度ベクトルを算出した。セグメント M の n フレーム目の角速度を算出するために n-1 フレーム目の座標系 ( $R_{n-1}$ ) に対する n+1 フレーム目の座標系 ( $R_{n+1}$ ) の方位  $A_{(R_{n+1}/R_{n-1})}$  を算出した。

$$A_{(R_{n+1}^M / R_{n-1}^M)} = A_{(R_{n-1}^M / RG)}^T \cdot A_{(R_{n+1}^M / RG)}$$

$$A_{(R_{n+1}^M / R_{n-1}^M)} = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} & d_{13} \\ d_{21} & d_{22} & d_{23} \\ d_{31} & d_{32} & d_{33} \end{bmatrix} \dots \dots \text{式 5-1}$$

式 5-1 から  $R_{n-1}^M$  に対する  $R_{n-1}^M$  から  $R_{n+1}^M$  へ回転した時の回転軸  $u$  の各成分と回転角度  $\beta$  を算出した。

$$\beta = \cos^{-1} \left( \frac{d_{11} + d_{22} + d_{33} - 1}{2} \right)$$

$$u'_x = \frac{d_{32} - d_{23}}{2 \sin \beta}$$

$$u'_y = \frac{d_{13} - d_{31}}{2 \sin \beta}$$

$$u'_z = \frac{d_{21} - d_{12}}{2 \sin \beta}$$

得られた回転角度からセグメント M の角速度を算出し、その後角速度ベクトル ( $\underline{\omega}^M$ ) を算出した。

$$\dot{\beta}^M = \frac{\beta}{1/120} \quad \underline{\omega}^{M'} = \dot{\beta}^M \cdot \begin{bmatrix} u'_x \\ u'_y \\ u'_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\beta}^M u'_x \\ \dot{\beta}^M u'_y \\ \dot{\beta}^M u'_z \end{bmatrix}$$

算出された角速度ベクトルを静止座標系へ投影し、静止座標系におけるセグメント  $M$  の角速度ベクトル( $\underline{\omega}^M$ )の各軸成分( $\omega_x^M, \omega_y^M, \omega_z^M$ )と角速度ベクトルの大きさを算出した。

$$\underline{\omega}^M = A_{(R_n / R_G)} \cdot \underline{\omega}^{M'}$$

$$\omega^M = \sqrt{\omega_x^{M2} + \omega_y^{M2} + \omega_z^{M2}}$$

$\underline{\omega}^M$ をセグメント  $M$  の  $n$  フレーム目の座標系に投影し、セグメント座標系における長軸周りの角速度( $S_z^M$ )、また、セグメントの角速度と長軸周りの成分との差を長軸の角速度( $S_{xy}^M$ )として算出した。

$$R_n = \begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} \\ e_{21} & e_{22} & e_{23} \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} \end{bmatrix}$$

$$S_z^M = \underline{\omega}^M \bullet \begin{bmatrix} e_{13} \\ e_{23} \\ e_{33} \end{bmatrix}$$

$$S_{xy}^M = \sqrt{\omega^{M2} - S_z^{M2}}$$

$S_z^M$ がセグメント  $M$  の長軸周りの回転の角速度であり、 $S_{xy}^M$ がセグメントの長軸そのものの回転の角速度である。セグメント  $M$  がバットの場合は  $S_z^M$ がローリング角速度であり、 $S_{xy}^M$ がスイング角速度となる。またこれ以降のセグメントの長軸そのものの角速度を長軸の角速度と表記する。

### 3-1-2(6) データ分析

全ての被験者において、インパクト前の約 300ms 時点において踏み出し足がスライドし、スイングが開始されたことから、インパクトの 300ms 前をスイング開始の瞬間とし、スイング開始からインパクトまでを分析対象区間とした。なお、インパクトの瞬間は、バットの角速度が乱れる直前とした(Fig.3-9)。

分析対象区間におけるスイング角速度およびそれぞれの関節角度の経時変化を算出した(Fig.3-10)。引手側において肩関節水平外転角度変化量は肩関節最大水平内転位から最大水平外転位までの角度の差、肘関節伸展角度変化量は最大屈曲位から、最大伸展位までの角度の差として算出した。また押手側では、肩関節水平内転角度変化量は最大水平外転位から最大水平内転位までの角度の差、肘関節伸展角度変化量は引手側と同様に最大屈曲位から最大伸展位までの角度の差として算出した。また関節運動の開始を、反動運動の場合は運動の方向が切り替わる時点とし、反動が見られない運動では角速度が  $240^{\circ}/s$  以上となる時点とした。そこから左右上肢において胸郭回旋開始と肩関節水平内外転開始の時刻の差( $\Delta t_{\text{胸}^{\text{肩}}}$ )、肩関節水平内外転開始と肘関節伸展開始の時刻の差( $\Delta t_{\text{肩}^{\text{肘}}}$ )をそれぞれ算出した(Fig.3-10)。

$$\begin{array}{l} \text{引手側} \\ \Delta t_{\text{胸}^{\text{肩}}} = t_{\text{肩関節水平外転開始}} - t_{\text{胸郭回旋開始}} \\ \Delta t_{\text{肩}^{\text{肘}}} = t_{\text{肘関節伸展開始}} - t_{\text{肩関節水平外転開始}} \\ \\ \text{押手側} \\ \Delta t_{\text{胸}^{\text{肩}}} = t_{\text{肩関節水平内転開始}} - t_{\text{胸郭回旋開始}} \\ \Delta t_{\text{肩}^{\text{肘}}} = t_{\text{肘関節伸展開始}} - t_{\text{肩関節水平内転開始}} \end{array}$$

引手側の肩関節水平外転開始と押手側の肩関節水平内転開始の時刻の差( $\Delta t_{\text{水平内外転}}$ )、引手の肘関節伸展開始と押手の肘関節伸展開始の時刻の差( $\Delta t_{\text{肘伸展}}$ )を算出した。

$$\Delta t_{\text{水平内外転}} = t_{\text{引手側肩関節水平外転開始}} - t_{\text{押手側肩関節水平内転開始}}$$

$$\Delta t_{\text{肘伸展}} = t_{\text{引手側肘関節伸展開始}} - t_{\text{押手側肘関節伸展開始}}$$

次にセグメント角速度において、胸郭の長軸周りの角速度の最大値、左右上腕の長軸の角速度の最大値と左右前腕の長軸の角速度の最大値を算出した。そして胸郭の鉛直軸周りの角速度の最大値が出現する時刻( $t_{\text{hmax}}$ )と上腕の長軸の角速度の最大値が出現する時刻( $t_{\text{hmax}}$ )の差( $\Delta t_{\text{胸上}}$ )、上腕の長軸の角速度の最大値が出現する時刻と前腕の長軸の角速度の最大値が出現する時刻( $t_{\text{fmax}}$ )の差( $\Delta t_{\text{上前}}$ )、前腕の長軸の角速度の最大値が出現する時刻とスイング角速度が最大となる時刻( $t_{\text{bmax}}$ )の差( $\Delta t_{\text{前バ}}$ )を左右それぞれの上肢について算出した。

$$\Delta t_{\text{胸上}} = t_{\text{hmax}} - t_{\text{hmax}}$$

$$\Delta t_{\text{上前}} = t_{\text{fmax}} - t_{\text{hmax}}$$

$$\Delta t_{\text{前バ}} = t_{\text{bmax}} - t_{\text{fmax}}$$

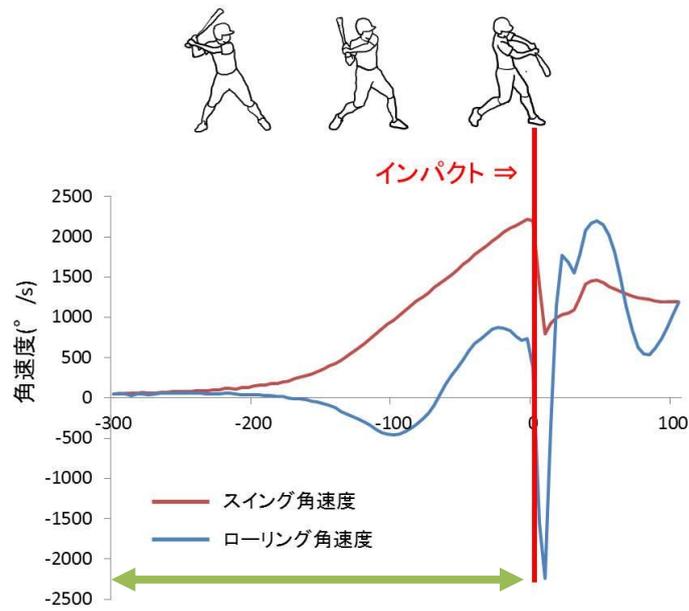


Fig.3-9 分析区間

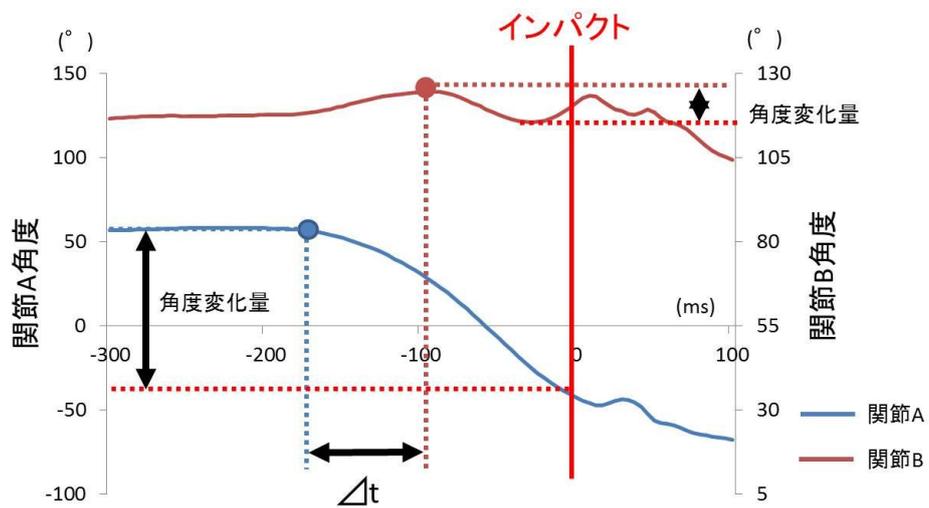


Fig.3-10 タイムラグ、関節角度変化量の算出方法

### 3-1-2(7) 統計処理

分析対象 5 試技の平均値を算出し、各被験者の代表値とした。全被験者の関節運動開始のタイムラグ、セグメントの角速度の最大値が現れる時点のタイムラグの平均値を算出し、検定値を 0 として、1 サンプルの t 検定を行った。また、左右上肢の関節運動の角度変化量の差の分析には、対応のある t 検定を用いた。そして、引手側、押手側におけるセグメントの角速度はそれぞれ対応のある一元配置の分散分析を行い、主効果が認められた場合は、その後の検定として Tukey の多重比較検定を行った。また左右のセグメントの角速度の差の分析には対応のある t 検定を用いた。また左右の関節運動開始のタイムラグ、各セグメントの角速度の最大値、角速度最大値出現のタイムラグとインパクト時のスイング角速度との関連をピアソンの積率相関係数を用いて示した。セグメントいずれの検定も有意水準は 5%未満とした。

### 3-1-3 結果と考察

#### 3-1-3(1)スイング角速度

スイング角速度の経時変化の平均値±標準偏差を Fig.3-11 に示す。全被験者のインパクト時のスイング角速度の平均値±標準偏差は  $2180.0 \pm 137.5^\circ /s$  であった。

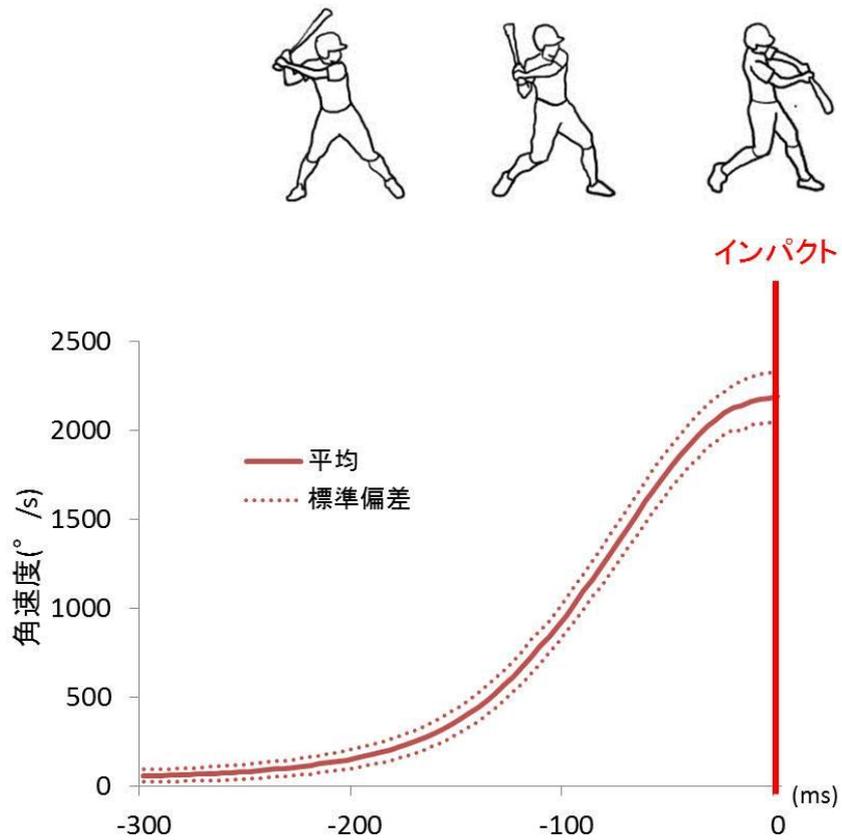


Fig.3-11 スイング角速度の経時変化

スイング角速度は、-200ms から急激に上昇し始め、インパクト時に最大値を示した。インパクト時のスイング角速度の変動係数は 6.3%であった。また経時変化においても、ばらつきは少なく、スイング角速度は個人差が小さいといえる。

### 3-1-3(2) 関節運動

バッティング中のバット角度、関節運動の経時変化の典型例を Fig3-12、Fig.3-13 に示す。

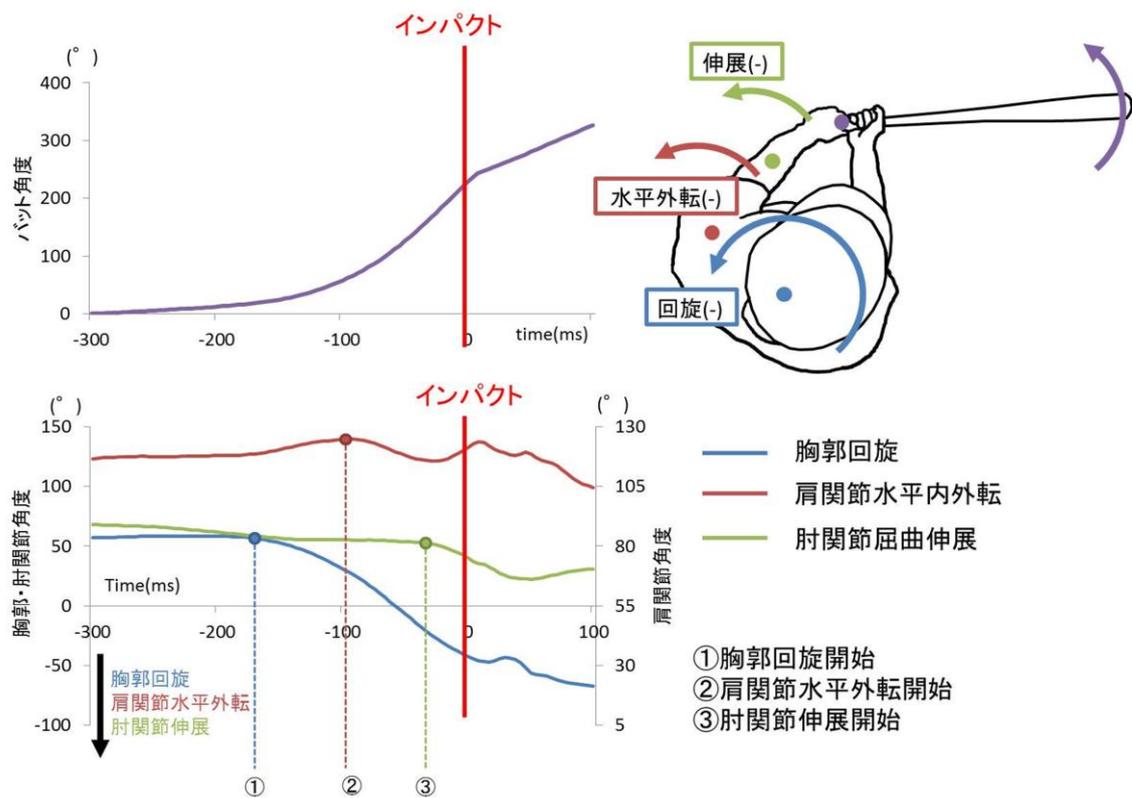


Fig.3-12 バットの角度とスイングを生み出す引手側の関節運動の経時変化の典型例

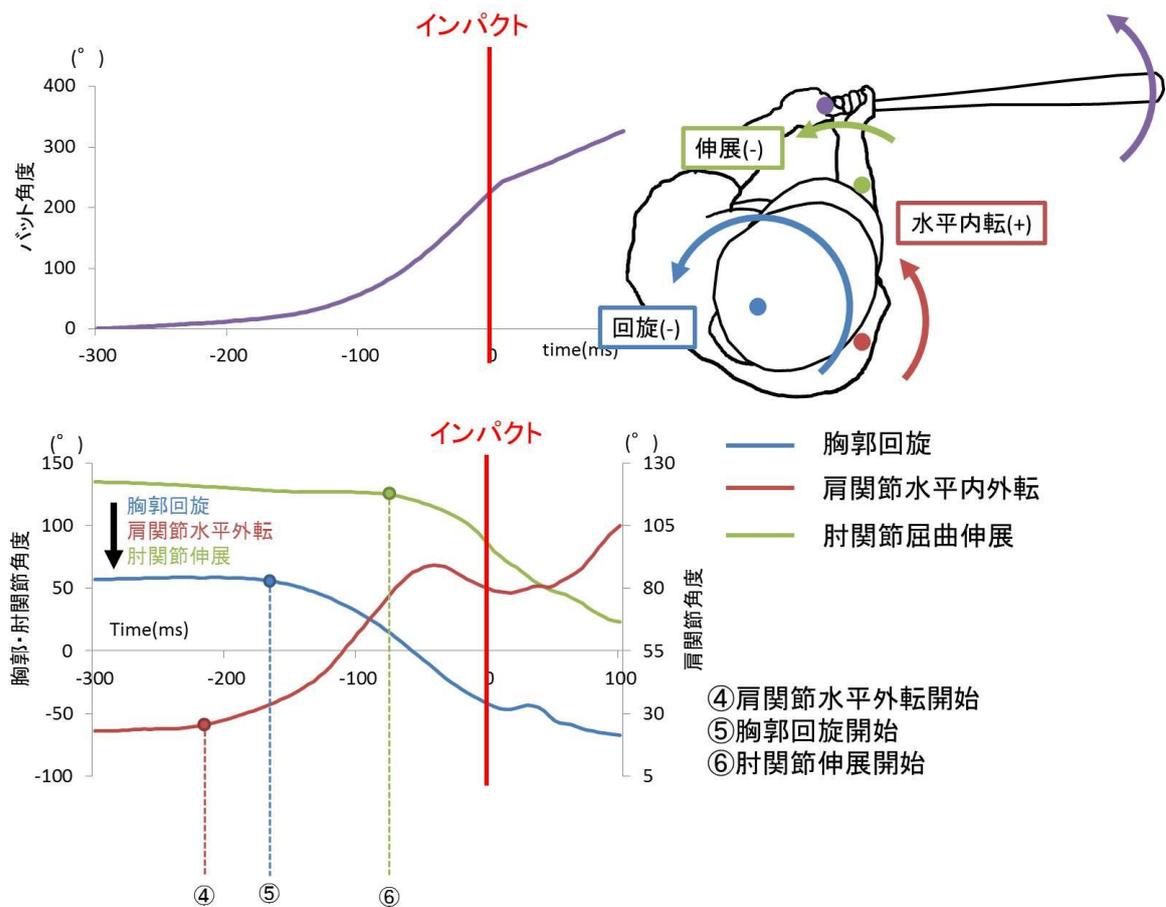


Fig.3-13 バットの角度とスイングを生み出す押手側の関節運動の経時変化の典型例

バッティング中の胸郭の回旋はインパクトの約 150ms(最大~最小:163ms~119ms)前から始まり、インパクトまで投手方向へ回旋し続けていた。引手側の肩関節はやや水平内転した後、インパクトの約 116ms (163ms~88ms)前から水平外転を開始した。肘関節は徐々に伸展していき、インパクトの約 13ms(29ms~5ms)前からインパクトに向けて急激に伸展をした(Fig.3-12)。一方押手側では、インパクトの約 125ms(235ms~87ms)前から肩関節が大きく水平内転していった。肘関節においては徐々に伸展していき、インパクトの約 72ms(98ms~ 39ms)前からインパクトに向けて急激に伸展した(Fig.3-13)。

関節角度変化量の平均値±標準偏差を Table3-1 に示す。引手側、押手側における各関節運動の角度変化量は肩関節水平内外転、肘関節伸展ともに引手よりも押手の関節角度変化量が有意に大きかった( $p < 0.05$ )。

Table3-1 関節運動角度変化量

(°)	引手			押手		
	平均値	±	標準偏差	平均値	±	標準偏差
肩水平内外転	16.9	±	5.5	53.1	±	18.1 *
肘伸展	24.7	±	9.9	46.6	±	7.1 *

\*  $p < 0.05$

関節角度変化量は、引手側よりも、押手側の方が肩関節水平内転、肘関節伸展ともに大きかった。さらに胸郭の回旋角度変化量は  $109.7 \pm 10.9^\circ$ 、バットの角度変化量は  $225.9 \pm 13.2^\circ$  であり、胸郭、バットともに角度変化量は引手側の各関節角度変化量よりも大きかった( $p < 0.05$ )。引手側の関節運動の大きさは、押手側の各関節運動や胸郭の回旋運動の大きさと比較して格段に小さかった。これは引手側の上肢が胸郭と一体となるように鉛直軸周りを回転していたことを示している。さらに、バッティング中の引手の肩関節角度の最小値の平均は約  $115^\circ$  であり、バッティング中に引手の肩関節は常に肩関節水平内転していることが示された。また肩関節では水平外転した後のインパクト直前にわずかながら水平内転していた。これは右打者の場合、前腕を反時計まわりに回転させるトルク(肘伸展トルク)の反作用によって、上腕が時計回りに回転するので、肩関節が水平内転したと考えられる。肘関節では、スイング開始時の角度が  $63^\circ$  とやや伸展位の状態から徐々に伸展をした。これらより、引手側の上肢では肩関節が水平内転し、肘関節伸展した状態を保持したまま、胸郭の回旋によってスイングを行っていることが示された。押手側の肩関節では、スイング開始の位置から、押手側の肩関節が  $60^\circ$  を越える水平内転をすると、開リンク機構であれば、腕全体が水平面上で運動するはずである。そして両手でバットを保持しているため、

引手側の肩関節水平外転や肘関節伸展といった水平面上の運動がみられるはずであるが、実際には引手側の各関節は押手側の水平内転ほどの変化を示していなかった(Fig3-12 ,Fig3-13)。これは押手側の肩関節水平内転が  $40^{\circ}$  を越える肩関節内転や  $30^{\circ}$  を越える肩関節外旋を伴ったために、手部が位置を変えなかった(方位は異なる)と推察される(Fig.3-14)。押手側の手部の位置が変化しないことにより、引手側の手部の位置もほぼ変化しないと考えられ、引手側の各関節角度変化量が押手側と比較して小さかったと考えられる。

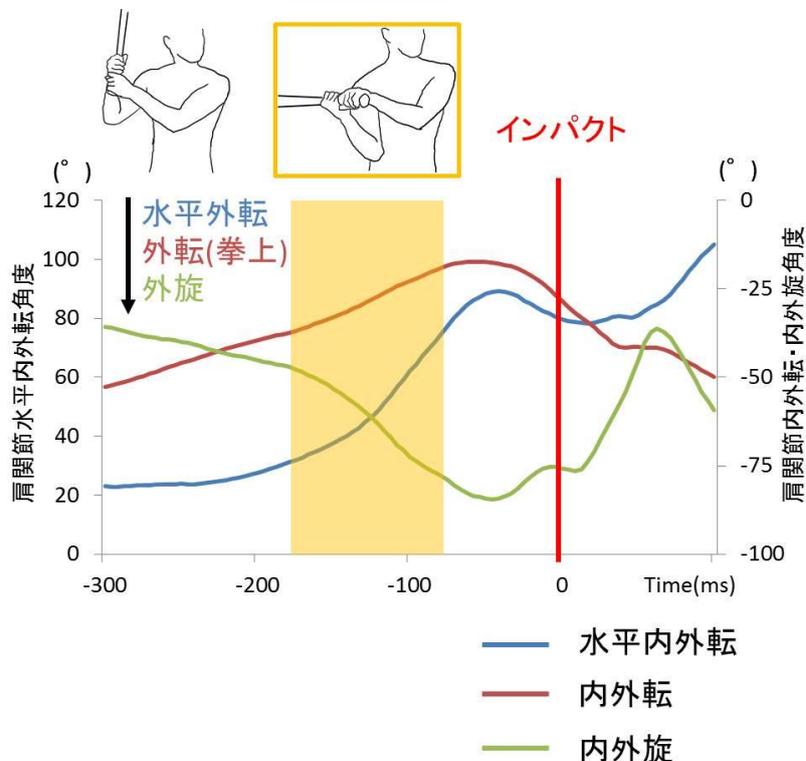


Fig.3-14 押手側の肩関節の継時変化の典型例

押手側の肘関節角度変化量が引手側の肘関節角度変化量よりも大きかった原因として、グリップエンドがスイング開始位置(捕手側)からインパクト位置まで  $97.4 \pm 8.5\text{cm}$  移動するため、スイング開始時に捕手側である押手の肘関節をインパクトに向けて大きく伸展させる必要があったと考えられる。さらにスイング開始時の肘関節角度は  $122^{\circ}$  であり、引手

の肘関節角度(64°)と比較して屈曲位であったため、大きく伸展させる必要があったと考えられる。またバッティング中の押手側において「脇をしめる」ような肩関節の動き(水平内転、内転、外旋)により、上腕は下垂位(内転角度=-23.4°)へ近づく。つまり、肘関節の伸展は水平面上から矢状面上の動きに変化したことになる。

引手、押手の関節運動開始のタイムラグの平均値±標準偏差を Table3-2 に示す。1 サンプル t 検定を行った結果、引手の  $\Delta t_{\text{胸-肩}}$ 、 $\Delta t_{\text{肩-肘}}$  と押手の  $\Delta t_{\text{肩-肘}}$  において有意であった(p < 0.05)。

Table3-2 関節運動開始のタイムラグ

		(ms)	平均値	±	標準偏差
引手	$\Delta t_{\text{胸-肩}}$		31.4	±	27.8 *
	$\Delta t_{\text{肩-肘}}$		102.8	±	17.5 *
押手	$\Delta t_{\text{胸-肩}}$		22.7	±	42.6
	$\Delta t_{\text{肩-肘}}$		52.8	±	40.3 *

\* p < 0.05

Table.3-3 は引手側、押手側において各関節運動開始にタイムラグが存在することが示している。引手側においては、胸郭が回旋した後、肩関節が水平外転し、そして肘関節が伸展していた。押手側においては、胸郭回旋と肩関節水平内転の関節運動の開始時刻の差に被験者間で一貫した傾向はみられなかったものの、肩関節水平内転した後に肘関節が伸展していた。これらより引手側、押手側ともにムチ運動のキネマティクスの特徴の一つである関節運動の遠位遅延の特徴を持つことが確認された。

引手側と押手側の関節運動開始のタイムラグの平均値±標準偏差を Table3-3 に示す。1 サンプル t 検定の結果、 $\Delta t_{\text{肘伸展}}$  において有意であった(p < 0.05)

Table3-3 左右関節運動開始のタイムラグ

(ms)	平均値 ±	標準偏差
$\triangle t_{\text{水平内外転}}$	8.7 ±	46.4
$\triangle t_{\text{肘伸展}}$	58.8 ±	16.8 *

\* p < 0.05

左右の各関節運動開始のタイムラグは肩関節水平内外転の開始時刻の差に被験者間で一貫した傾向はみられなかったが、肘関節伸展においては押手が先行して運動を開始していた。また引手側の肩関節水平外転開始時刻と押手側の肘関節伸展開始時刻の差をみると  $44.0 \pm 18.1 \text{ms} (> 0)$  であり、引手側の肩関節水平外転が先行して運動を開始していた。つまりスイングを生み出す運動では、胸郭が回旋した後に引手の肩関節が水平外転をし、その後には押手側の肘関節が伸展し、最後に引手側の肘関節が伸展することが示された。押手側の肩関節水平内転において、スイング開始時の肩関節水平内転角度の被験者間の変動係数 (CV:16.9%) は統計的な差はないものの、引手側の肩関節水平内外転角度 (CV:7.0%)、肘関節屈伸角度 (CV:13.6%)、押手側の肘関節屈伸角度 (CV:8.8%) の変動係数よりも相対的に大きかった。これはスイング開始時での上腕の位置・方位が打者によって異なることを示している。上腕のスイング開始位置と方位が異なることに加え、肩関節は 3 つの回転自由度を有し、バッティング中に水平内転、肩関節内転、肩関節外旋を組み合わせた運動を行っている。この組み合わせが打者によって異なり、胸郭の回旋、引手側の肩関節水平外転の開始時刻と押手側の肩関節水平内転開始時刻との差がみられなかったと推察される。

### 3-1-3(3) セグメント角速度

各セグメントの角速度の経時変化の平均値を Fig.3-15 に示す。なお胸郭セグメントの角速度は長軸周りの回転の角速度( $S_z$ )であり、上腕、前腕セグメントの角速度はセグメントの長軸の回転運動の角速度( $S_{xy}$ )である。

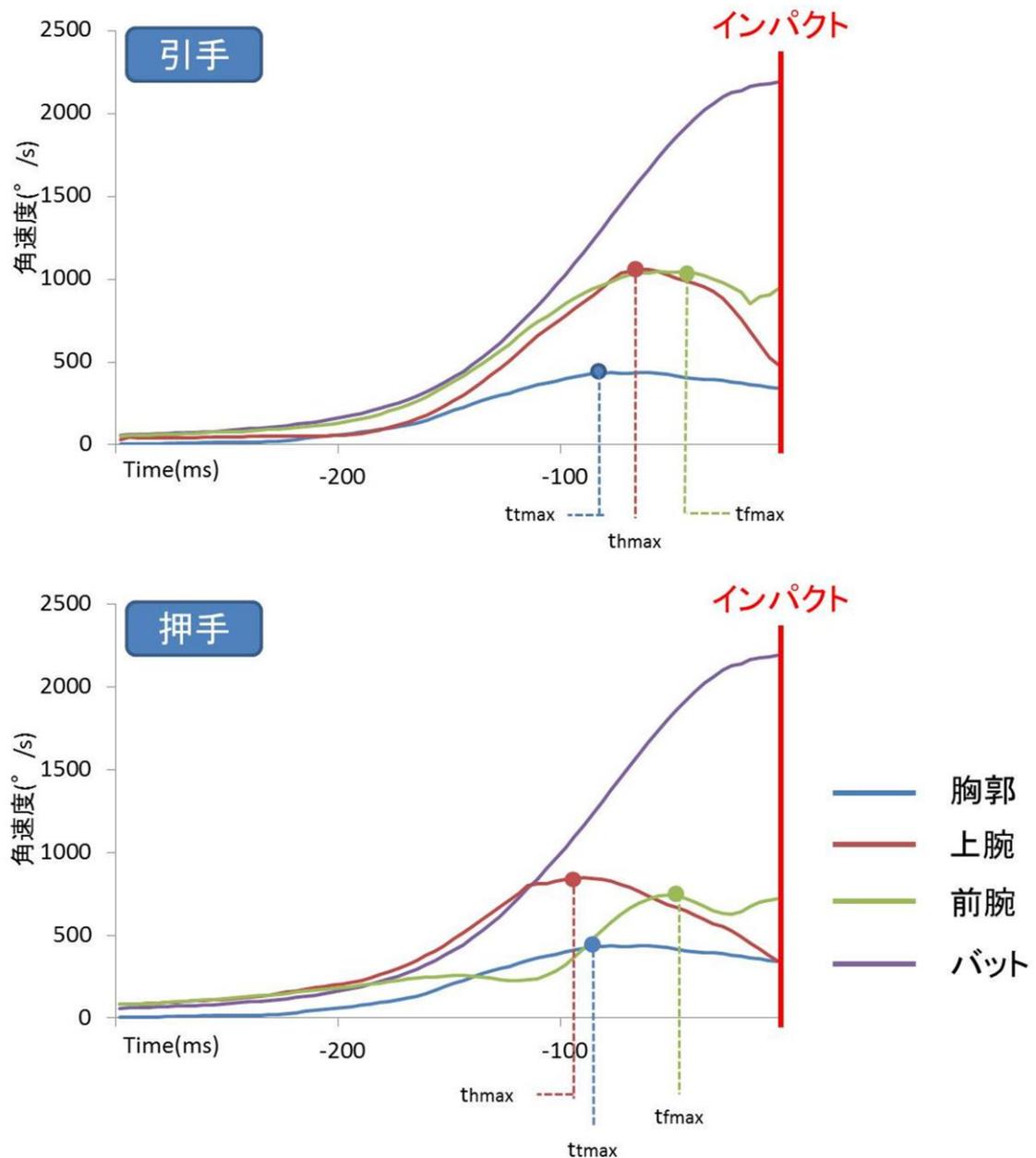


Fig.3-15 各セグメントの角速度とスイング角速度の経時変化の平均値

各セグメントの角速度の最大値(Table.3-4)では、引手側について胸郭の長軸周りの角速度は上腕、前腕の長軸の角速度、バットのスイング角速度よりも小さかった。上腕、前腕の長軸の角速度はともにバットのスイング角速度よりも小さかった(p < 0.05)。また、押手については胸郭の長軸周り、上腕、前腕の長軸の角速度はバットのスイング角速度よりも小さかった(p < 0.05)。

Table3-4 セグメント角速度の最大値

(°/s)	引手		押手	
	平均値	± 標準偏差	平均値	± 標準偏差
胸郭	847.4	± 124.0		
上腕	1056.2	± 87.3	875.0	± 125.1 *
前腕	1138.0	± 117.4	925.4	± 119.5 *
バット	2184.6	± 135.2		
	胸郭<上腕、前腕、バット		胸郭<バット	
	上腕<バット		上腕<バット	
	前腕<バット		前腕<バット	

\* p < 0.05 腕間

左右の各セグメントの角速度を比較すると、上腕、前腕の長軸の角速度はともに引手側が大きかった(p<0.05)。引手、押手の各セグメントの長軸の角速度の最大値が現れる時点のタイムラグの平均値±標準偏差を Table.3-5 に示す。1 サンプル t 検定を行った結果、引手側の  $\Delta t_{上-前}$ 、 $\Delta t_{前-バ}$  と押手側の  $\Delta t_{胸-上}$ 、 $\Delta t_{上-前}$ 、 $\Delta t_{前-バ}$  において有意であった(p < 0.05)。

Table3-5 セグメント角速度のタイムラグ

	(ms)	平均値	± 標準偏差
引手	$\Delta t_{胸-上}$	-1.3	± 13.3
	$\Delta t_{上-前}$	17.3	± 22.2 *
	$\Delta t_{前-バ}$	40.7	± 21.4 *
押手	$\Delta t_{胸-上}$	-31.0	± 17.2 *
	$\Delta t_{上-前}$	61.7	± 19.8 *
	$\Delta t_{前-バ}$	26.0	± 19.2 *

\* p < 0.05

バッティング中の胸郭長軸周りの角速度は徐々に増加し、インパクトの約 56ms(最大~最小:82ms ~33ms)前で最大値がみられ、次に引手の上腕長軸の角速度は徐々に増加し、インパクトの約 58ms(68ms ~47ms)前で最大値が現れていた。上腕長軸の角速度の最大値は胸郭長軸周りの角速度の最大値よりも大きいものの( $p<0.05$ )、胸郭長軸周りの角速度の最大値が出現する時刻と上腕長軸の角速度の最大値が出現する時刻の間に統計的な有意差が認められなかった。前腕長軸の角速度は胸郭や上腕の角速度と同様に徐々に増加し、インパクトの約 40ms(67ms ~4ms)前で最大値が現れていた。また上腕-前腕間では、上腕長軸の角速度の最大値が出現する時刻と前腕長軸の角速度の最大値が出現する時刻にタイムラグがみられたものの( $p<0.05$ )、前腕長軸の角速度の最大値と上腕長軸の角速度の最大値との間に有意差はみられなかった。これらの結果は引手側の上肢の運動が遠位速度加算の特徴を有さないことを示している。次に押手側では、上腕長軸の角速度はインパクトの約 88ms(109ms ~57ms)前で最大値が現れていた。胸郭長軸周りの角速度の最大値と上腕長軸の角速度の最大値の間に有意な差はみられなかった。また胸郭長軸周りの角速度の最大値が出現する前に上腕長軸の角速度の最大値が出現していた( $p<0.05$ )。前腕長軸の角速度はインパクトの約 26ms(57ms ~4ms)前で最大値が現れていた。前腕長軸の角速度の最大値と上腕長軸の角速度の最大値との間に有意な差はみられなかった。これらの結果は引手側と同様に押手側の上肢の運動が遠位速度加算の特徴を有さないことを示している。引手側、押手側の結果よりバッティングにおける上肢の運動は両上肢ともに近位部から遠位部へ順に大きな速度を獲得する遠位速度加算の特徴を有するものではないことが示された。

引手側の胸郭-上腕間(肩関節)において、胸郭長軸周りの角速度の最大値よりも上腕長軸の角速度の最大値が大きかったが、最大値が出現する時刻の差が 0 であることから、胸郭長軸周りの角速度と同時に上腕長軸の角速度の最大値が出現していることを示している。これは胸郭長軸周りの角速度と上腕長軸の角速度が同調して大きくなることを示しており、関節運動において引手側の上腕は肩関節が水平内転している状態で胸郭と一体となって鉛

直軸周りに回転しているという結果を支持するものである。しかしながら、肩関節の水平内外転角度はバッティング中に一定ではなく、わずかながら水平外転をする。この肩関節の水平外転により上腕長軸の角速度が大きくなったと考えられる。引手側の上腕-前腕間(肘関節)では、上腕長軸と前腕長軸の角速度の最大値に差はみられなかったものの、上腕長軸の角速度の最大値が先行して出現していた。バッティング中、引手側の肘関節は伸展している状態から、インパクトに向けてわずかししか肘関節が伸展しないので上腕と同様に前腕はインパクトに向けて胸郭の回旋により鉛直軸周りに回転していると考えられる。これにより前腕長軸の角速度の最大値と上腕長軸の角速度の最大値の間に差がみられなかったと考えられる。

押手側では、胸郭鉛直軸周りの角速度の最大値よりも、上腕長軸の角速度の最大値が先行して出現していた。これは、スイング開始時に肩関節が水平内転、内転、外旋することにより「脇を締める」ような動作を行っており、胸郭が回旋する以前に上腕の長軸が運動を開始していることを示している。上腕長軸の角速度が前腕長軸の角速度よりも先行して最大値に達していた。また胸郭鉛直軸周りの角速度の最大値と前腕長軸の角速度の最大値が出現する時刻にタイムラグがみられた( $30.7 \pm 21.5 \text{ms} > 0$ )。これはバッティング中の押手側では上腕長軸、胸郭長軸周り、前腕長軸の順に角速度の最大値が出現していることを示している。また上腕、前腕の角速度の最大値は同じであった。これは肘関節のみが伸展し、前腕が回転するのではなく、上腕の拳上(肩関節外転)と肘関節伸展を同時に行い、前腕が直線的な運動(並進運動)つまり投手方向へバットを押し出すようにしてスイングしていることが考えられる。これにより押手側の前腕長軸の角速度が上腕長軸の角速度よりも大きくならず、同じ角速度であったと推察される。

スイング角速度の最大値は引手側、押手側の前腕長軸の角速度の最大値よりも大きく、前腕長軸の角速度の最大値よりも後に出現していた。スイングの角度変化量は  $225.9 \pm 13.2^\circ$  であり、胸郭回旋や上肢の各関節運動の角度変化量よりも格段に大きかった( $p < 0.05$ )。

スイング角速度に対して各セグメントの角速度は小さいものの、バットは胸郭の回旋に加え、上肢の各関節運動により大きく回転運動をしている。この他のセグメントと比較し、大きな回転運動が短時間で生じるため、スイング角速度が大きくなったと考えられる。またバットは手部により保持されているので、肘関節伸展後に手関節が尺屈することにより、スイング角速度の最大値出現が遅れたと考えられる。

### 3-1-3(4)スイング角速度との関連

インパクト時のスイング角速度と関節運動開始のタイムラグ・各セグメント角速度の最大値・最大値が出現する時刻のタイムラグの相関係数を Table3-6 に示す。

Table 3-6 スイング角速度と関節運動のタイムラグ・セグメント角速度との関連

		引手	押手
関節運動	$\Delta t_{\text{胸-肩}}$	-0.07 n.s.	-0.25 n.s.
	$\Delta t_{\text{肩-肘}}$	0.23 n.s.	0.24 n.s.
セグメント 角速度	$\Delta t_{\text{胸-上}}$	-0.02 n.s.	0.13 n.s.
	$\Delta t_{\text{上-前}}$	0.20 n.s.	-0.28 n.s.
	胸郭	0.28 n.s.	0.28 n.s.
	上腕	0.78 *	0.25 n.s.
	前腕	0.30 n.s.	0.47 n.s.
		* p<0.05	

引手側の上腕長軸の角速度の最大値にのみにスイング角速度と有意な正の相関関係がみられたものの、その他の項目においては相関関係がみられなかった。この結果は関節運動開始やセグメント角速度の最大値出現のタイムラグの長さ、押手側のセグメントの角速度の最大値の個人差がインパクト時のスイング角速度の大きさの個人差に関連しないことを示している。引手側の上腕長軸の角速度は、前述したように胸郭の長軸周りの角速度と同

調して上昇する。さらに肩関節の水平内外転角度の変化が小さいことは、胸郭と一体となって上腕は鉛直軸まわりに回転することを示すものである。しかし、胸郭の長軸周りの角速度とスイング角速度との間には関連がみられなかった。これらの結果より、バッティング中における引手側の上腕の角速度は胸郭の回旋による鉛直軸周りの回転に加え、より肩関節を水平外転させることで、大きくなると考えられ、その大きさがスイング角速度の大きさに関連することが示唆された。

#### 3-1-4 まとめ

バッティング動作において、引手側では胸郭回旋した後、肩関節水平外転し、肘関節が伸展するという遠位遅延がみられ、押手側では肩関節が水平内転した後に肘関節が伸展するという遠位遅延がみられた。また引手、押手の両側においてセグメントの長軸の角速度の最大値が遠位部になるほど遅く出現したものの、遠位部ほど速度が大きくなる遠位速度加算はみられなかった。これらより、野球のバッティングにおける上半身の運動はムチ運動のキネマティクスの特徴の全てを有するものではないことが明らかとなった。

## 3-2 ローリングを生み出す運動

### 3-2-1 目的

バットの長軸周りの回転運動(ローリング)は 肩関節内外旋や引手側前腕回外・押手側前腕回内の協調運動である「リストターン」(川村ら 2001)といった上肢セグメントの長軸周りの回転運動によって生み出されていると考えられる。しかしながら、このリストターンは「手首を返す」「手首をこねる」と指導現場で言われるようにインパクト後に生じると考えられる。一方でローリング角速度がインパクト時に  $1700^{\circ}/s$  まで達する打者がいること(城所ら 2011)やインパクトに向けてローリング角速度が大きくなること(谷中ら 2011)が報告されており、インパクト以前にローリングが生じることが観察されている。インパクト以前にリストターンのみでローリングが生じるとは考え難く、実際にどのような上肢の運動によってローリングが生み出されているかは明らかになっていない。そこで本節では、左右上肢の長軸周りの関節運動、長軸周りのセグメントの角速度を明らかにし、ローリングを生み出す関節運動・セグメントの角速度を明らかにすることを目的とした。

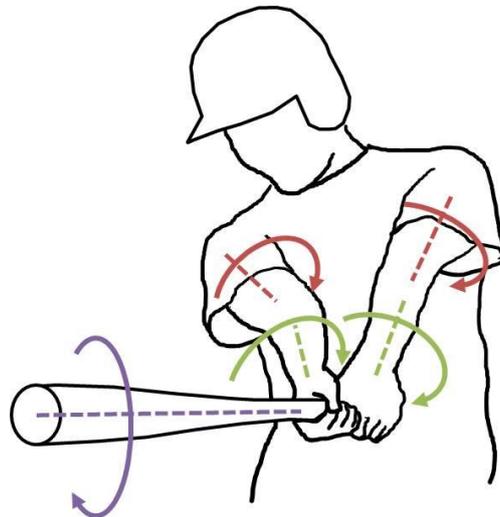


Fig.3-16 ローリングを生み出す関節運動

### 3-2-2 方法

被験者、実験セッティング、データ収集、データ処理、分析区間は 3-1-2 と同様であった。

#### 3-2-2(1) データ分析

インパクト時のローリング角速度を算出した。また分析区間内でそれぞれの関節運動の角度変化量を算出した。引手側において肩関節外旋角度は肩関節最大内旋位から肩関節最大外旋位までの角度の差、前腕回外角度は前腕最大回内位から前腕最大回外位までの角度の差として算出した。また押手側では、肩関節内旋角度は肩関節最大外旋位から肩関節最大内旋位までの角度の差、前腕回内角度は前腕最大回外位から前腕最大回内位までの角度の差として算出した。

次にセグメント角速度において、引手側では肩関節外旋方向の上腕長軸周りの角速度の最大値、前腕回外方向の前腕長軸周りの角速度の最大値、押手側では肩関節内旋方向の上腕長軸周りの角速度の最大値、前腕回内方向の前腕長軸周りの角速度の最大値とローリング角速度の最大値を算出した。

#### 3-2-2(2) 統計処理

左右上肢の関節運動の角度変化量の差の分析には、対応のある t 検定を用いた。そして、引手側、押手側におけるセグメントの角速度はそれぞれ対応のある一元配置の分散分析を行い、主効果が認められた場合は、その後の検定として Tukey の多重比較検定を行った。また左右のセグメントの角速度の差の分析には対応のある t 検定を用いた。また左右の各セグメントの角速度の最大値とインパクト時のローリング角速度との関連をピアソンの積率相関係数を用いて示した。いずれの検定も有意水準は 5%未満とした。

### 3-2-3 結果と考察

#### 3-2-3(1) ローリング角速度

ローリング角速度の経時変化の平均値±標準偏差を Fig.3-17 に示す。またインパクト時のローリング角速度は  $725.4 \pm 229.1^\circ / \text{s}$  であった。

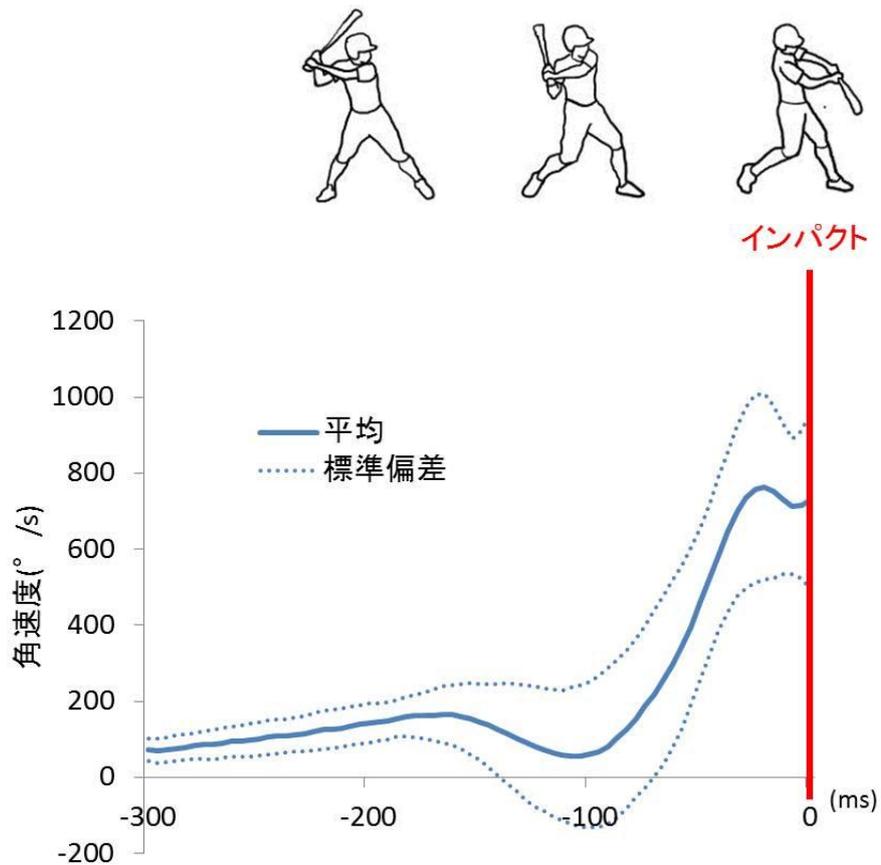


Fig.3-17 ローリング角速度の経時変化

ローリング角速度はスイング開始からやや増加していき、-160ms で減少した後、-100ms から再び増加し、インパクト直前で再び減少した。インパクト時のローリング角速度の変動係数は 31.6%であり、スイング角速度よりも被験者間のばらつきが大きいことが示された。また経時変化では、各時刻において標準偏差が大きく変動係数が大きい(最少で 26%)ことから、ローリング角速度の変化パターンにおいても、個人間でのばらつきが大きいことが明らかとなった。

### 3-2-3(2) 引手側の関節運動

バッティング中のバットの角度、引手側の関節運動の経時変化の典型例を Fig3-18 に示す。

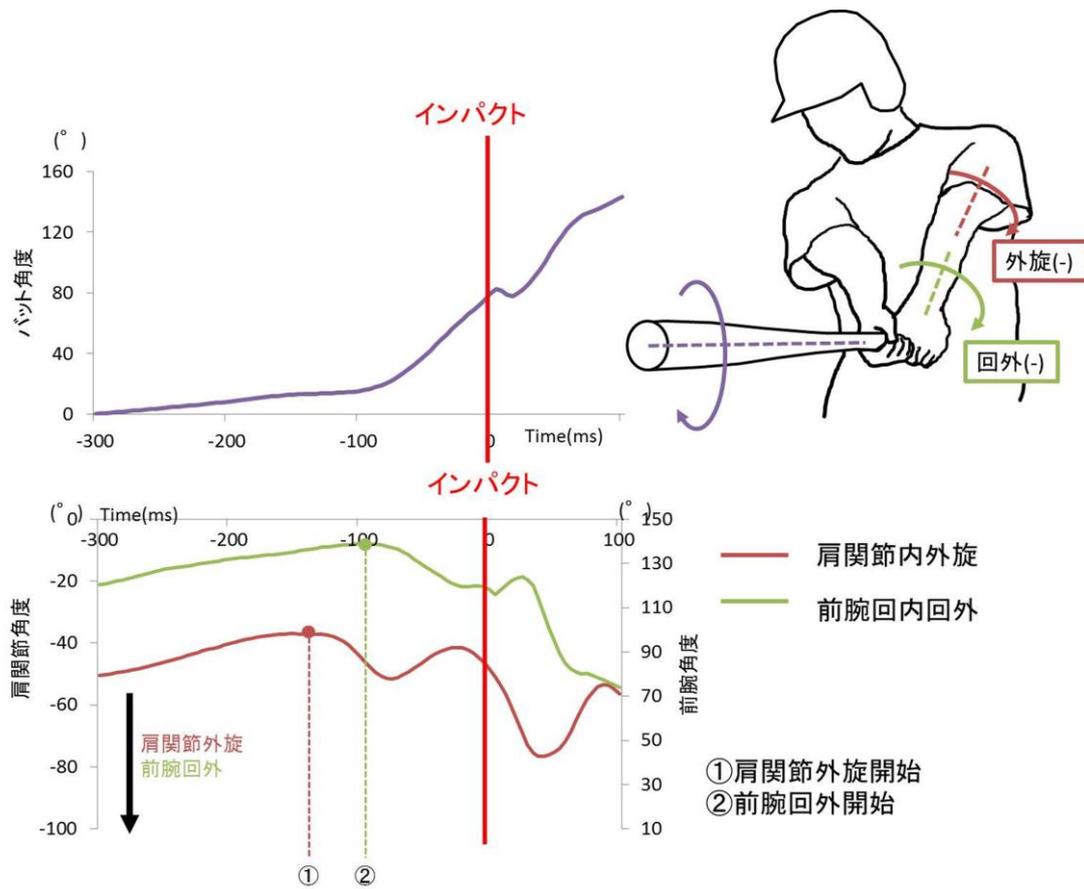


Fig.3-18 バット角度とローリングを生み出す引手側の関節運動の経時変化の典型例

バッティング中の引手側の肩関節はスイング開始からやや内旋していき、インパクトの約 157ms(最大~最小:264ms~73ms)から外旋し、その後インパクトに向けて内旋していった。前腕ではスイング開始からやや回内していき、インパクトの約 100ms(220ms~18ms)からインパクトに向けて回外していく。この際の角度変化量は肩関節外旋角度変化量が  $9.5 \pm 4.6^\circ$  であり、前腕では回外角度変化量が  $17.5 \pm 12.6^\circ$  であった。

インパクトに向けてリストターンを生み出す要因の一つである引手側の前腕の回外がみられた。バットの長軸と前腕の長軸が平行になった場合、ローリングの回転方向と引手側の前腕回外の方向が一致するため、引手側の前腕回外がローリングを生み出すと考えられる。さらに引手側ではインパクトに向けて肘関節が伸展していき、前腕の長軸と上腕の長軸が平行に近づく。肩関節外旋と前腕回外は同じ方向への長軸周りの回転であることから、引手側の肩関節外旋もローリングを生み出す要因であると考えられる。また、川村ら(2001)によりインパクトに向けて引手側の手関節の尺屈方向への速度がインパクトに向けて大きくなっていることが報告されており、手関節を尺屈させることによって引手側の前腕の長軸とバットの長軸がより平行に近づくと考えられる。つまり引手側では肩関節外旋、前腕回外といった上肢の長軸周りの関節運動がローリングを生み出す運動であると考えられる。

### 3-2-3(3) 引手側のセグメント角速度

バッティング中の引手側のセグメントの角速度の経時変化の平均値を Fig3-19 に示す。

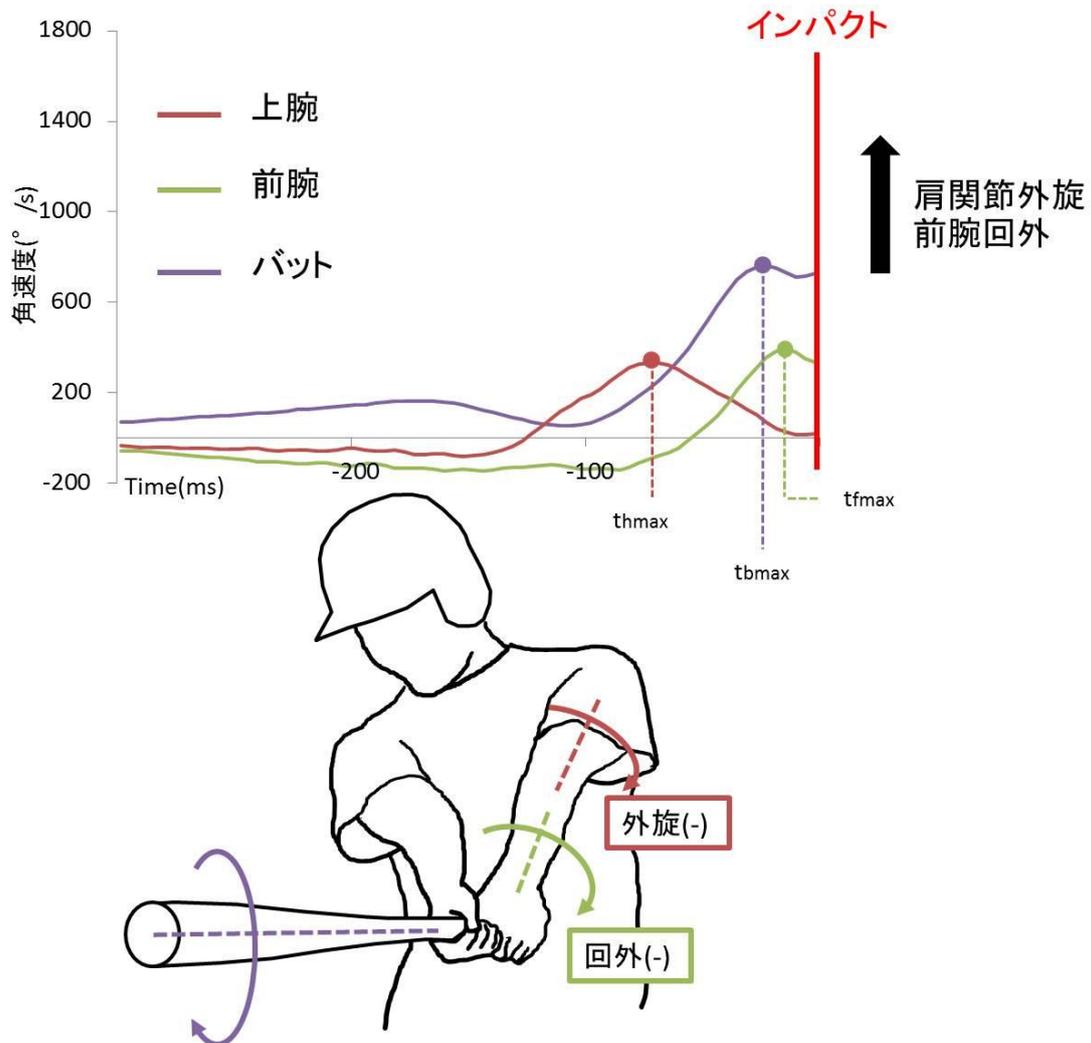


Fig.3-19 引手側セグメントの長軸周りの角速度とローリング角速度の経時変化の平均値

各セグメントの長軸周りの角速度は、引手側において、肩関節外旋方向の上腕長軸周りの角速度の最大値がインパクトの約 63ms(最大~最小:96ms~19ms)前で現れ、その後インパクトに向けて小さくなった。また前腕回外方向の前腕長軸周りの角速度はインパクトの約 18ms (34ms~4ms)前で最大となり、その後小さくなった (Fig.3-19)。

全被験者の引手側上腕長軸周りの角速度の最大値の平均は  $414.7 \pm 171.0^\circ / \text{s}$ 、前腕長軸周りの角速度の最大値の平均は  $522.8 \pm 345.1^\circ / \text{s}$  であり、上腕、前腕の長軸周りの角速度はともにローリング角速度の最大値 ( $901.1 \pm 208.9^\circ / \text{s}$ ) よりも小さかった ( $p < 0.05$ )。また上腕長軸周りの角速度の最大値、前腕長軸周りの角速度の最大値とローリング角速度との相関係数はそれぞれ  $0.15$  と  $-0.26$  であり ( $p > 0.05$ )、ともに有意な相関関係はみられなかった。

角速度の変化パターンに着目すると (Fig.3-12)、全被験者の平均では引手の前腕の回外方向への角速度の立ち上がるタイミング、またその上昇のパターンがローリング角速度の変化パターンと類似していた。この結果は、ローリング角速度には前腕回外方向の長軸周りの角速度が関連していることを示唆している。しかしながら、各被験者の傾向をみると、sub.4 のように  $-100\text{ms}$  からローリング角速度と前腕の回外方向の角速度がともに大きくなっている打者もいれば、sub.7 のようにローリング角速度と前腕の回外方向の角速度が同じような変化パターンを示さない打者もみられた (Fig.3-20)。さらに前腕回外方向の長軸周りの角速度の最大値とローリング角速度にも相関関係がみられなかった。これらの結果は関節運動と同様に引手の前腕回外方向の角速度といった 1 つの要因のみではローリング角速度の大きさを決定できないことを示している。

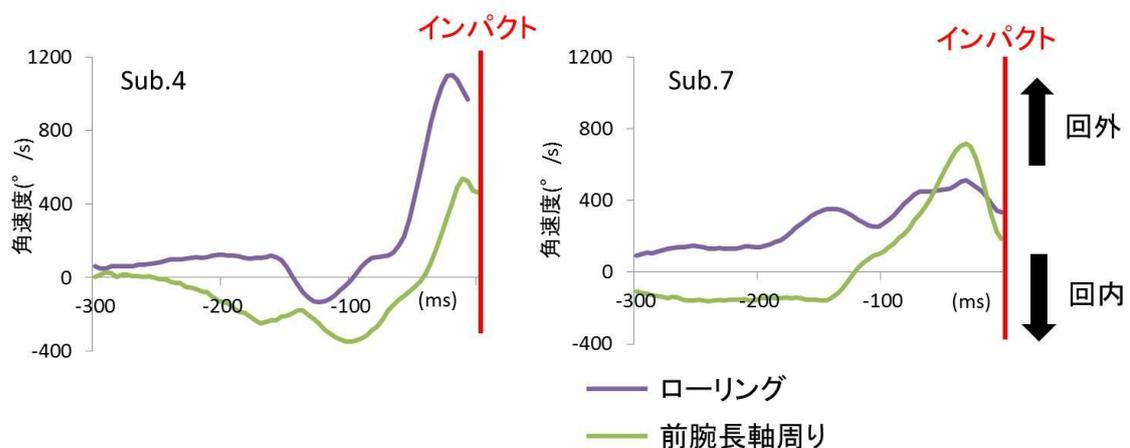


Fig.3-20 ローリング角速度と押手側前腕の長軸周りの角速度

### 3-2-3(4) 押手側の関節運動

バッティング中のバットの角度、押手側の関節運動の経時変化の典型例を Fig3-21 に示す。

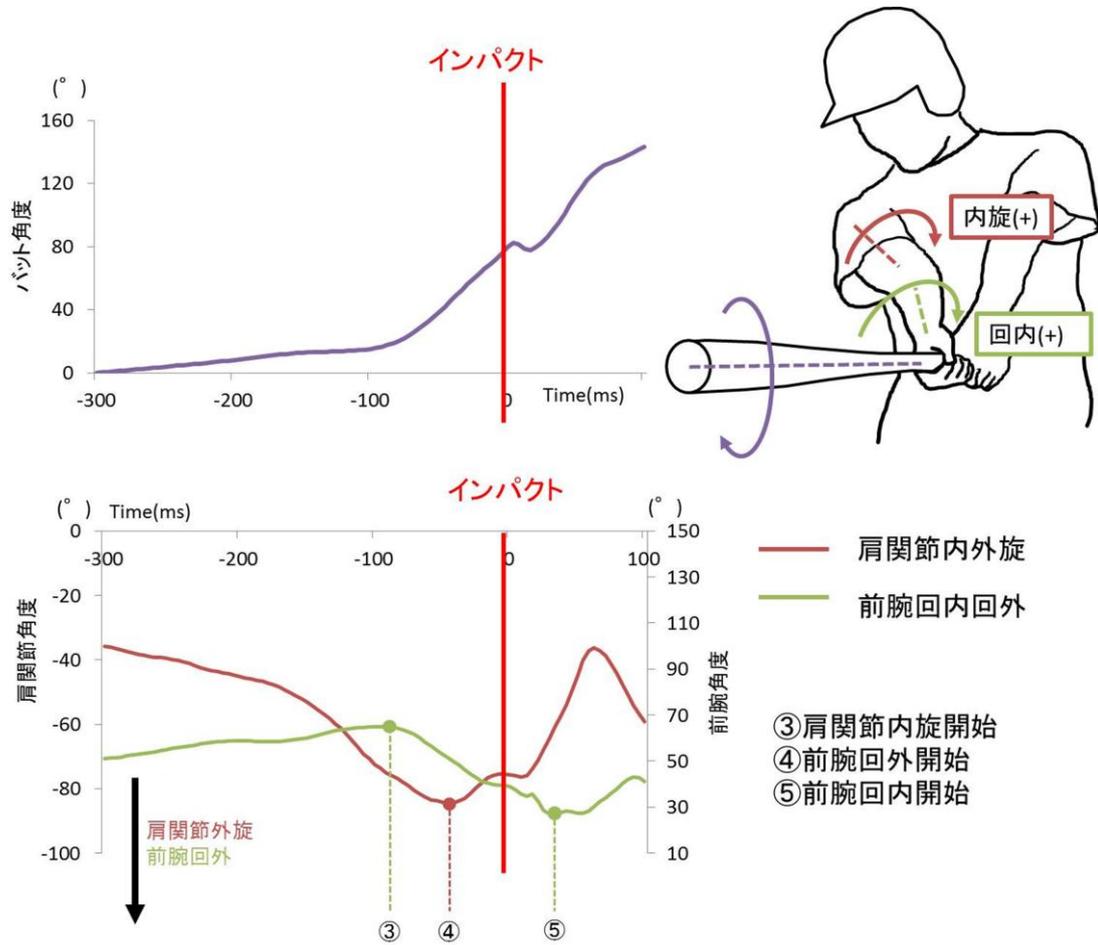


Fig.3-21 バット角度とローリングを生み出す押手側の関節運動の経時変化の典型例

押手側の肩関節ではスイング開始から外旋し、インパクトの約 58ms(最大~最小: 116ms~26ms)に向けてやや内旋していく。また前腕ではインパクトの 97ms (142ms~73ms)前から回外し始め、インパクト後まで回外をし続けており、前腕が回内するのはインパクトの約 35ms(142ms~14ms)後であった。肩関節内旋角度変化量は  $20.3 \pm 21.0^\circ$  であったが、インパクトまでの前腕の回内角度変化量は算出することができなかった。この結果は、引手側の前腕が回外し、押手の前腕が回内するという協調した運動が起こるのではなく、両前腕ともインパクトに向けて回外するというを示している。つまり、インパクト前に観察されるローリングは引手の前腕回外と押手の前腕回内の協調運動による「リストターン」によって生み出されていないことが明らかになった。リストターンはインパクト後に行われており、インパクト後のローリング角速度の最大値は  $1807.8 \pm 598.0^\circ /s$  とインパクト直前のローリング角速度よりも大きかった( $p < 0.05$ )。この結果はインパクト後にはリストターンによりローリング角速度が大きくなるものの、インパクト直前においてはリストターンによってローリング角速度を獲得しているのではないことを示している。

インパクトまでの押手の前腕回外の角度変化量は  $56.4 \pm 14.3^\circ$  であり、引手の角度変化量( $17.5 \pm 12.6^\circ$ )よりも大きかった( $p < 0.05$ )。両手でバットをしっかりと握っているにも関わらず両前腕ともに同時に回外する原因の一つとして、上肢の自由度が多いことが考えられる。両上肢ともに 6 を超える回転の自由度を有しているため、1つの関節運動による影響が、直接バットの運動に反映されるものとは限らない。つまりローリングを生み出す関節運動は左右一対の関節運動ではなく、上腕、前腕、手部を複合的に動かすことで生み出されると考えられる。

押手側ではインパクトの約 125ms 前から肩関節が水平内転、内転、外旋を組み合わせた運動をすることによって、上腕はインパクトに向かうにつれて下垂位へと近づく。またスイング開始から肘関節は屈曲位であり、この肢位を保った状態で上腕が下垂位へと近づき、インパクトの約 72ms 前から肘関節が伸展する。この時に前腕は回外運動をしていき、イン

パクト時の回内角度は  $40.1 \pm 17.5^\circ$  であった。上腕が下垂位になり、前腕の回内角度が  $0^\circ$  になるとバットの長軸は水平に近づき、肘関節の屈曲伸展軸と平行に近づいていたと考えられる。バットの長軸と肘関節屈曲伸展軸が平行になった後に、肘関節が伸展することにより、バットが長軸周りに回転する。ローリング角度変化量は  $66.3 \pm 15.5^\circ$  であり、肘関節伸展角度変化量 ( $46.6 \pm 7.1^\circ$ ) と比較すると  $20^\circ$  程度の差がみられるものの ( $p < 0.05$ )、バットは手部によってしっかりと握られており、手部とバットの位置・方位は変わらず手関節掌背屈の軸とバットの長軸は常に平行であり、手関節が背屈することによってもバットが長軸周りに回転する。これらより押手側では左右軸周りの運動(肘関節伸展・手関節背屈)がローリングを生み出すことに貢献するものと考えられる。

### 3-2-3(5) 押手側のセグメント角速度

バッティング中の押手側のセグメントの角速度の経時変化の平均値を Fig3-22 に示す

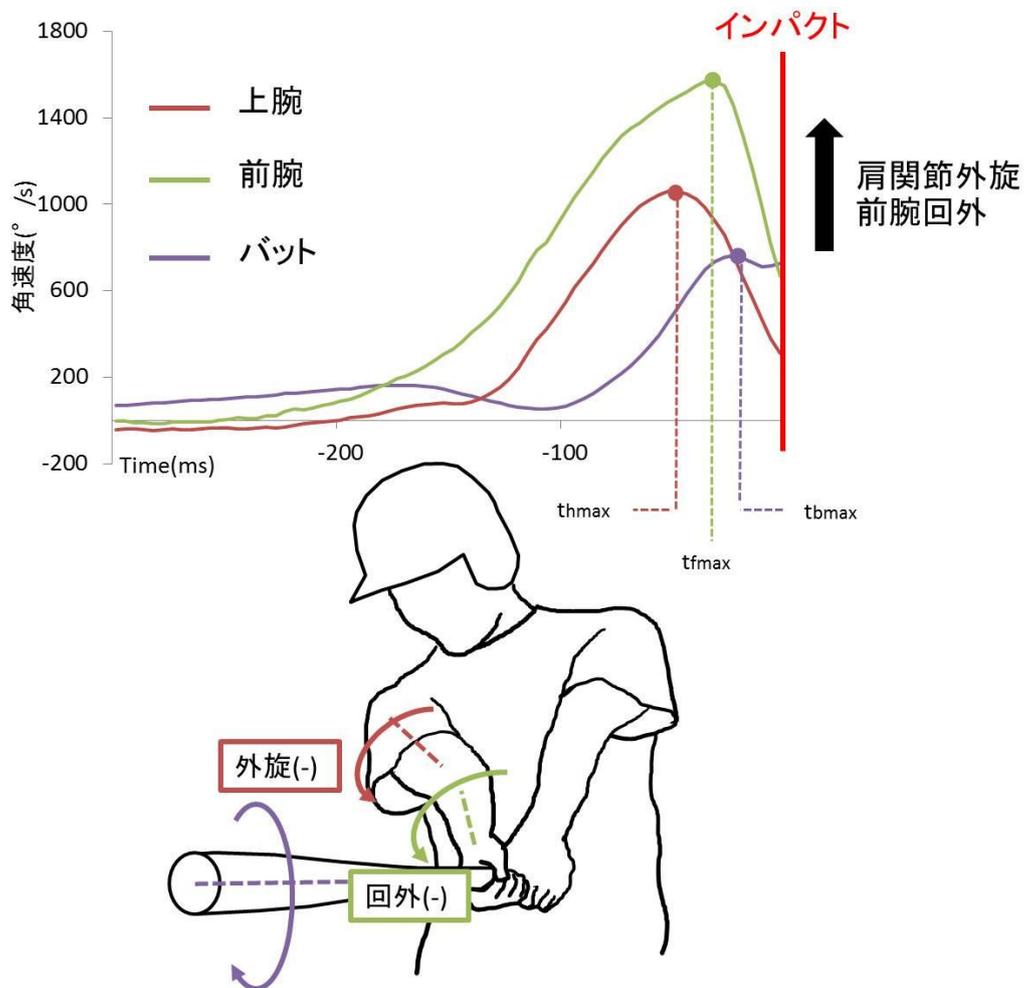


Fig.3-22 押手側セグメントの長軸周りの角速度とローリング角速度の経時変化の平均値

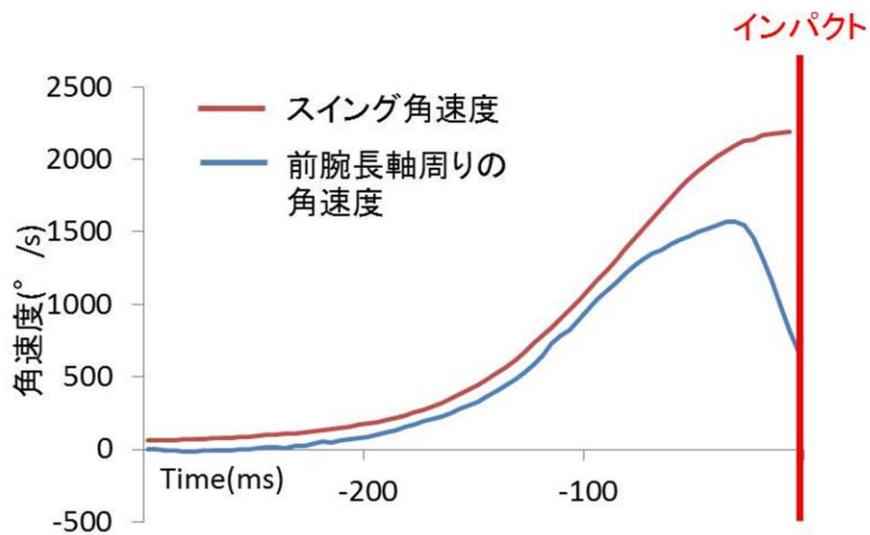
インパクトの 52ms(最大~最小:73ms~38ms)前で肩関節外旋方向の前腕長軸周りの角速度の最大値が現れ、そこからインパクトに向けて減少した(Fig.3-22)。つぎに前腕回外方向の前腕長軸周りの角速度の最大値がインパクトの 41ms(58ms~26ms)前で出現し、その後減少した。肩関節外旋方向の上腕長軸周りの角速度の最大値は  $1101.6 \pm 193.1$  °/s であり、前腕回外方向の前腕長軸周りの角速度の最大値( $1712.3 \pm 219.4$  °/s)よりも小さかった

( $p < 0.05$ )。また上腕、前腕の長軸周りの角速度はローリング角速度( $901.1 \pm 208.9^\circ / s$ )よりも大きかった( $p < 0.05$ )。また上腕長軸周りの角速度の最大値、前腕長軸周りの角速度の最大値とローリング角速度との相関係数はそれぞれ-0.13 と-0.27 であり( $p > 0.05$ )、ともに有意な相関関係はみられなかった。

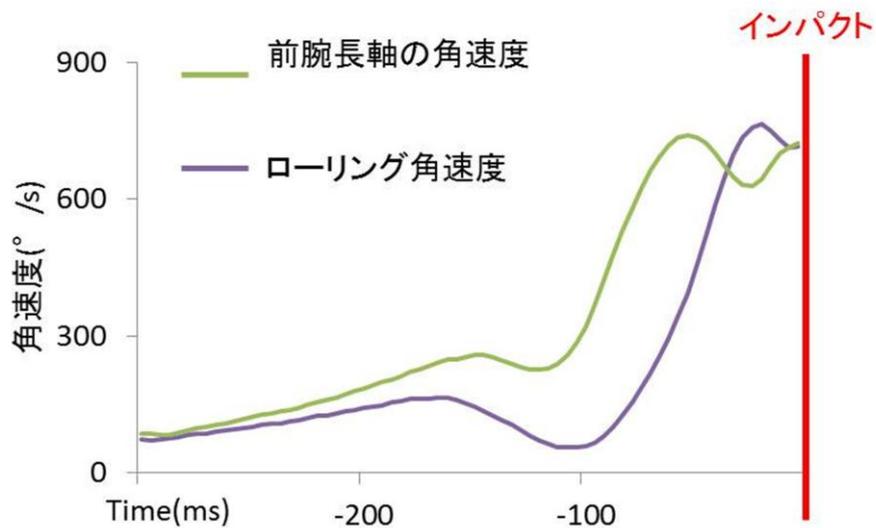
押手側の前腕が回外方向の角速度を有していた。またバットと前腕の位置関係に着目すると、バットを保持すると、前腕とバットのなす角はほぼ  $90^\circ$  であり、その状態で前腕が回外することによりバットの長軸が回転する(スイング)。さらにスイング角速度と押手側の前腕長軸周りの角速度の変化パターンを比較すると(Fig.3-23a)、全被験者においてスイング角速度と前腕の長軸周りの角速度がともに上昇し、インパクト直前に前腕の長軸周りの角速度が小さくなるという傾向がみられた。スイングの前半において押手側の前腕を回外することによりスイング開始時に水平面にほぼ垂直であるバットの長軸をインパクトに向けて水平にしており、前腕長軸周りの角速度とスイング角速度が同調して増加すると考えられ、インパクト直前ではバットはほぼ水平であり、前腕の回外ではなく手関節の尺屈によってバットの長軸を回転させているため、スイング角速度は押手側の前腕長軸周りの角速度と同様の変化を示さなかったと考えられる。

押手側でのローリングを生み出す要因は、関節運動で示されたように前腕回外回内といった長軸周りの運動ではなく、前腕セグメントの他の運動が関連することが明らかである。バットは手部によって保持されており、バットの方位は手部に対して一定であることからバッティング中にバットのみが長軸周りに回転することはない。また関節運動から押手側では上腕が下垂位となり、前腕が回外することによって肘関節の屈曲伸展軸とバットの長軸が平行に近づくことが示されている。これらより肘関節の伸展や手関節の背屈といった左右軸周りの運動がローリングを生み出していると考えられる。押手側の前腕の長軸の角速度とローリング角速度を比べると(Fig.3-23b)、全体の傾向として変化パターンが類似していることから、押手の前腕の長軸の角速度がローリング角速度に関連していることが

推察される。しかし前腕の長軸角速度の最大値とローリング角速度の相関係数は-0.51であり、有意な相関関係はみられなかった。前腕長軸の運動(肘関節伸展)がローリングを生み出すと考えられるが、ローリング角速度の大きさはそれらの角速度の大きさによって決定されるわけではないことが示された。



(a) スイング角速度について



(b) ローリング角速度について

Fig.3-23 押手前腕角速度とバットの角速度

### 3-2-4 まとめ

ローリングを生み出す運動として、引手側において肩関節外旋し、前腕が回外、押手側において肩関節内旋し、前腕が回内するリストターンという協調運動によってローリングが生み出されると考えられたが、インパクトに向けて押手側の前腕は回外しており、リストターンがみられなかった。これらの結果よりバッティングは上肢の複合的な運動により行われていることが示された。引手側ではローリングと同じ方向の上肢の長軸周りの回転(肩関節外旋・前腕回外)がみられ、セグメントの角速度においても肩関節外旋・前腕回外方向の角速度を有していた。これらより引手側では上肢の長軸周りの回転によりローリングが生み出されると考えられる。押手側では肩関節の動きにより上腕が下垂位となり、さらに前腕が回外していくことにより肘関節屈曲伸展軸とバットの長軸が平行に近づき、その状態から肘関節伸展・手関節背屈することでローリングを生み出していると考えられる。

## 第4章 結論

本研究の目的は、1)上肢の運動を3次元的に捉える測定方法の1つである電磁ゴニオメータを用いた前腕角度測定方法の妥当性を検証すること(第2章)、2)野球のバッティングにおける左右上肢の関節運動、セグメントの運動を明らかにすること(第3章)とした。第3章では第1節において、スイングを生み出す上肢の運動がムチ運動のキネマティック的特徴を有するか否かを検討すること、第2節において、ローリングを生み出す上肢の運動を明らかにすることであった。第2章では、健常な成人男性4名を対象に電磁ゴニオメータとビデオカメラを用いて、前腕の回外回内角度測定を行い、測定間の差を算出した。その結果、前腕の回外回内角度測定において角度の誤差は $3^\circ$ 未満、素早く前腕を回外させた時の時間の誤差は20ms程度であった。このような誤差を含むものとして、第3章では大学野球選手15名を対象にフリーバッティングを行った。その結果、スイングを生み出す上肢の関節運動において、引手側の胸郭回旋、肩関節水平外転、肘関節伸展の順に、押手側の肩関節水平内転、肘関節伸展の順に遠位遅延がみられたものの、上半身の各セグメントの角速度において遠位速度加算がみられなかった。これらより、スイングを生み出す上肢の運動はムチ運動のキネマティック的特徴の全てを有する運動ではないことが明らかになった。ローリングを生み出す運動において両前腕はインパクトに向けて回外しており、引手回外、押手回内といったリストターンがみられなかった。これよりバッティングは上肢の複合的な運動により行われていることが示された。引手側では肩関節外旋や前腕回外といったローリングと同方向の関節運動、セグメントの角速度がみられたことより、これらの上肢の長軸周りの運動がローリングを生み出していると考えられる。押手側では肩関節の動きや前腕回外によって、バットの長軸と肘関節屈曲伸展軸が平行に近づき、その状態から肘関節が伸展することによりローリングが生み出されていると考えられる。

本研究の限界として、手部の動きを計測できなかったことが挙げられる。バットを保持する手部と前腕の間の関節(手関節)では橈尺屈や掌背屈の2自由度が加わる。これらの関節運動はバット運動と直結すると考えられ、より詳細なスイングを生み出す運動、ローリングを生み出す運動を述べることができたと考えられる。手関節の詳細な運動が明らかになることで、インパクト直前の押手側の前腕回外とスイング角速度の関係や押手側の前腕長軸の角速度とローリング角速度のタイムラグを説明できる可能性があると考えられる。

## 参考文献

- 1) 阿江通良, 藤井範久(2002) スポーツバイオメカニクス 20 講.朝倉書店
- 2) 平野裕一(1984) バットによる打の動作. *Japan Journal of Sports Science*3(3):199-208
- 3) Johnson MP, McClure PW, Karduna AR(2001) New method to assess scapular upward rotation in subject with shoulder pathology. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*31(2):81-89
- 4) 川村卓, 島田一志, 阿江通良(2001) 熟練野球選手の打撃動作における両手の動きについて. *大学体育研究* 23:17-28
- 5) 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イング局面の比較. *体育学研究* 53:423-438
- 6) 城所収二, 若原卓, 矢内利政(2011) 野球のバッティングにおける打球飛距離と打球運動エネルギーに影響を及ぼすスイング特性. *バイオメカニクス研究* in press
- 7) 小池関也, 川村卓, 阿江通良(2009) 野球打撃動作におけるヘッドスピード生成に対する上肢関節の順動力学的貢献. 日本機械学会 *Dynamics and Design Conference 2009* CD-ROM 論文集
- 8) Konda S, Yanai T, Sakurai S(2010) Scapular rotation to attain the peak shoulder external rotation in tennis serve. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42(9):1745-1753
- 9) Konda S, Yanai T, Sakurai S(2011) Non-invasive error-assessment of the acromial-sensor-tracking protocol for the measurement of scapular orientation. *International Journal of Sport& Health Science*9:26-32
- 10) Meskers CGM, van de Sande MAJ, de Groot JH(2007) Comparison between tripod

and skin-fixed recording of scapular motion. *Journal of biomechanics*40:941-946

- 11) 三瀬貴生, 金岡恒治, 大久保雄, 半谷美夏, 辰村正紀, 市川浩, 杉本誠二, 神野剛行, 野村武男, 宮川俊平(2008) キック泳における腰部伸展角度解析. *臨床スポーツ医学* 25(1):51-55
- 12) 宮西智久(2000) 野球の投球スナップのバイオメカニクス. *バイオメカニクス研究* 4(2):136-144
- 13) 宮西智久(2006) 打動作と体幹・四肢の角運動量~野球のバッティングの場合~. *体育の科学* 56(3):181-186
- 14) 日本整形外科学会(1996) 評価基準・ガイドライン・マニュアル集
- 15) Putnam CA(1993) Sequential motion of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *Journal of biomechanics*26(1):125-135
- 16) Race DE (1961) A cinematographic and mechanical analysis of the external movements involved in hitting a baseball effectively. *Research Quarterly* 32(3) :394-404
- 17) Sawicki GS, Hubbard M, Stronge WJ(2003) How to hit home runs. *American journal of physics*71(11):1152-1162
- 18) Shaffer B, Jobe FW, Pink M, Perry J(1993) Baseball batting :an electromyographic study. *Clinical orthopaedics and related research*292:285-293
- 19) 志村芽衣, 宮澤隆, 矢内利政(2010) バットのローリング角速度が打球特性に及ぼす影響. *スポーツ&ヒューマンダイナミクス 2010 講演論文集*[No.10-53]:44-49
- 20) 田子孝仁, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也, 高橋佳三, 川村卓(2006) 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
- 21) 田子孝仁, 阿江通良, 藤井範久, 小池関也, 川村卓(2006) 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

- 22) 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かん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):158-166
- 23) 田邊智(2000) テニス・サービスにおけるスナップ動作の役割. バイオメカニクス研究 4(2):145-151
- 24) 豊島進太郎ほか(1976) 種々の投てき物を投げたときの投動作の分析. 昭和 51 年日本体育協会スポーツ科学研究報告:34-47
- 25) Welch CM, Banks SA, Cook FF, Draovitch P(1995) Hitting a baseball: Abiomechanical description. Journal of orthopaedic & sports physical therapy22(5):193-201
- 26) Yang Z, Ma HT, Wang D, Lee R(2008) Error analysis on spinal motion measurement using skin mounted sensors. Engineering in Medicine and Biology Society :4740-4743
- 27) 谷中拓哉, 近田彰治, 矢内利政(2011) 野球のフリーバッティングにおける左右上肢の連動運動. スポーツ・アンド・ヒューマン・ダイナミクス 2011 講演論文集 [No.11-17] :157-162
- 28) 矢内利政(2007) 野球のバッティングにおける重心移動と回転運動・Deterministic model を利用した分析-. バイオメカニクス研究 11(3):200-212

## 謝辞

本研究は、指導教員である矢内利政教授のご指導の下行われました。矢内教授には研究に取り組む姿勢、研究に関する専門的な知識、文章の書き方、さらには人としての振る舞いなど様々な面でご指導をしていただきました。矢内教授に心から感謝の意を表します。また副査を快く引き受けていただいた川上泰雄教授、彼末一之教授、岡田純一准教授には日頃より、研究に関するアドバイスや激励のお言葉をいただきました。心より感謝を申し上げます。

さらに宮本直和先生、若原卓先生には日頃より激励の言葉を多々いただきました。心より感謝いたします。また近田彰治先生には、データの算出方法やデータの解釈の仕方など、様々な面でご指導していただきました。心から感謝の意を表します。

また、バイオメカニクス研究室の皆様には本研究を遂行するにあたり、多くのご指導、ご協力をしていただきました。森下義隆さん、城所収二さんには実験のお手伝い、データの解釈など、様々な面でご指導いただきました。さらに同期の橋本幸代さん、橋本祥太郎くんには実験だけでなく、多くのことをサポートしていただきました。この他にも多くの方に本研究に協力していただきました。心から感謝をいたします。

また、本研究を実施するにあたり、被験者を引き受けてくださった早稲田大学野球部の皆様には心よりお礼申し上げます。そして、早稲田大学野球部のさらなるご活躍を心より応援いたします。

最後に、常に私を支えてくれた家族に心より感謝の意を表します。本当にいつもありがとう。