

# 下肢に障がいをもつ投手の投球動作の特徴

中 井 聖

## I. はじめに

本研究で取り上げる身体障害者野球<sup>注1)</sup>は、アダプテッドスポーツとして行われる野球の1つであり、競技性が高く毎年全国大会が開催され、その指導現場からは指導に資する科学的知見が求められている(日本身体障害者野球連盟, 2016)。身体障害者野球は野球のルールに準じて行われるが、身体のだぶつな障がいに適応すべくルールの変更がなされている。例えば、盗塁が禁止されているほか、下肢に障がいを持つ打者の代わりに代理走者を走らせることや、守備に就くのが困難な選手は指名打者として参加することが認められており、身体に障がいをもつすべての人が一緒に野球を行えるようルールに工夫が施されている<sup>注2)</sup>。

野球の試合において、投手は非常に重要な役割を担っており、その能力が試合の勝敗を大きく左右する(功刀, 1991)。投手には打者をアウトにするために正確にかつ速く投球することが求められており(宮西, 2000)、ボール速度とコントロールは投手の能力を示す基本的な指標とされている(川村ほか, 2004)。投手のボール速度が高いほど、打者はボールを時間的かつ空間的に正確に打撃することが困難になることから(高木ほか, 2008)、投手のボール速度は試合結果に影響を与える一因となり得る。ボール速度を生み出す投手の投球動作は、ステップによる投球方向への並進運動に加え、体幹あるいは投球側の上肢(以下、投球腕)の各部の回転や回旋運動によってボールを加速して投じる運動であり、Vaughn(1985)以降は3次元的な分析が試みられてきた。

身体障害者野球においても、投手は野球と同様に試合を決する重要なポジションである。投手が身体に障がいをもつ場合、一連の投球動作を円滑に行うことが困難であるにもかかわらず、健常者の投手と同程度のボール速度で投球する投手も存在する。しかしながら、これまで身体に障がいをもつ投手の投球動作を3次元的に分析してその機序を明らかにした報告は見られない。中井(2013)は、車椅子バスケットボール

のシュート動作を調べ、制限を受ける下肢ではなく、上肢や体幹など機能できる身体部位を用いた動作によってボール速度が発揮されていると述べている。よって、一方の下肢に障がいをもつ投手が投球する場合、反対側の下肢や体幹、上肢など機能が残存する部位を利用して動作することによってボール速度が発揮されることが予想される。

そこで本研究では、左右一方の下肢に障がいをもつ投手が最大努力で投球した場合の動作を3次元的に分析し、機能が残存する身体部位がどのように用いられてボールに速度を与えるのか、その詳細を明らかにすることとした。

## II. 方法

### 1. 被験者

日本身体障害者野球連盟が主催する全国大会に毎年出場するKクラブチーム所属の右投げの男性投手のうち、ステップ脚である左脚に障がいのある者1名、軸脚である右脚に障がいのある者1名を被験者とした。ステップ脚である左脚に障がいをもつ被験者(以下、被験者A)の年齢は21歳、身体特徴は身長1.70m、身体質量100.8kg、体脂肪率51.4%であった。被験者Aの障がいの程度は左足関節機能全廃(左下肢機能障害4級)であり、手術での後遺症により後天的に発生した障がいであった<sup>注3)</sup>。軸脚である右脚に障がいのある被験者(以下、被験者B)の年齢は33歳、身体特徴は身長1.66m、身体質量73.7kg、体脂肪率23.8%であり、世界身体障害者野球大会に日本代表として出場した選手であった。被験者Bの障がいの程度は右膝関節機能全廃(右下肢機能障害4級)で、骨肉腫により後天的に発生したものであった<sup>注3)</sup>。被験者には予め、研究の目的や方法、予測される影響について十分に説明してインフォームド・コンセントを得た後、実験を実施した。

## 2. 実験プロトコル

まず、補装具等を装着していない状態の被験者の身体各部位の分析点にマーカーを貼付した。次に、屋外の舗装された広場において、被験者にピッチャーズプレートを模したラインを踏ませてセットポジションを取らせ、野球場のピッチャーズプレートとホームプレート間と同等の距離の 18.44 m 離れた場所に配した捕手に対して、オーバーハンスローを用いて軟式野球ボール（新型 A 号，ダイワマルエス社製，直径 72 mm，質量 135 g）を最大努力で投球させた（図 1）。被験者には試技を行う前に十分ウォーミングアップさせ、試合での登板時の投球を想定して最大努力で投球するように指示し、被験者自身が最大努力で投球できたと内省する複数の試技が得られるまで、疲労の影響が及ばないように配慮して繰り返し投球させた。

## 3. 測定方法

本研究では、図 1 に示したとおり、宮西ほか（1995）に倣って投球方向を Y 軸正方向，水平面上で Y 軸から  $-90^\circ$  をなす方向を X 軸正方向，鉛直上方向を Z 軸正方向として静止座標系を設定した。2 台の高速度デジタルカメラ（EX-FH20，CASIO 社製）を被験者からできるだけ遠くに離し、それぞれのカメラが投球方向に対して概ね左右 45 度となるよう設置し、被験者の投球動作が及ぶことが想定される範囲（X 軸方向 2.0 m，Y 軸方向 3.5 m，Z 軸方向 2.0 m）が撮影できるよう画角を調整した。撮影映像の同期を取るため、シンクロナイザ（PH-101，DKH 社製）が発する光信号を各カメラの画面内に映し込み、被験者が行う投球動作を撮影速度 210 fps，シャッター速度 1/1000 s で撮影した。

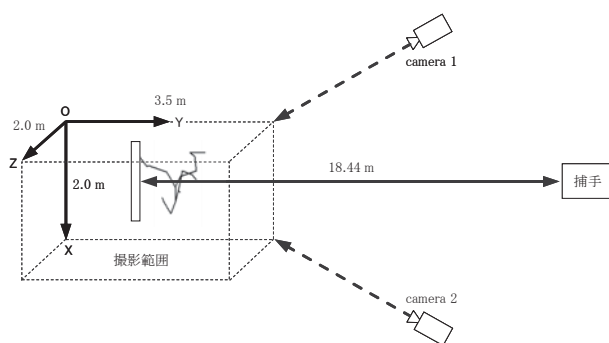


図 1. 静止座標系の定義と測定条件。点線は撮影範囲を示す。

## 4. 分析方法

被験者自身が最大努力で投球できたと内省した試技のうち、ボール速度が最大であった試技を分析対象とし、ステップ脚が接地した時点（以下，SFC）から、投球腕の肩関節の外旋が最大となる時点（以下，MER）を経て、ボールがリリースされる時点（以下，REL）までの動作を分析した。

撮影された光信号を基に 2 台のカメラで撮影した映像を同期させ、投球動作時の被験者を頭部，体幹，左右上肢および下肢の 14 セグメントから構成されるリンクセグメントモデルと仮定し，ビデオ動作解析システム（Frame-DIAS V，DKH 社製）を用いて撮影した映像の対応する分析点（身体 21 点，ボール 1 点の合計 22 点）を 210 Hz でデジタル化し，3 次元 DLT 法を用いて静止座標系における分析点の 3 次元座標値を算出した。座標較正による算出値の平均誤差は，X 軸方向が 0.007 m，Y 軸方向が 0.011 m，Z 軸方向が 0.007 m であった。算出された分析点の 3 次元座標値を 4 次の Butterworth low-pass filter を用いて，残差分析法（Winter，2005）により分析点ごとに決定した最適遮断周波数（X 座標 9.7 から 22.9 Hz，Y 座標 13.7 から 23.1 Hz，Z 座標 11.1 から 22.1 Hz）で平滑化した。

先行研究（Atwater，1979）では，REL 前のボール速度増大の約 8 割が MER から REL までの区間で発現することが指摘されている。そこで，得られた時間情報から，SFC から REL までの時間，SFC から MER および MER から REL までの区間の時間を求めた。平滑化された分析点の 3 次元座標値から，ボール速度が最大となる REL でのボールの静止座標系の Y 軸方向の速度（以下，ボール速度），投球動作中に左脚のステップ動作によって前方に踏み出した距離（以下，踏み出し幅）を算出した。踏み出し幅は，MER での静止座標系の YZ 平面上の左かかとから右つま先までの距離とした。また，身体部分慣性係数（阿江，1996）の質量中心比を用いて各セグメントの重心座標を求め，SFC での身体重心の静止座標系の Y 軸方向の速度（以下，身体重心速度）を算出した。

本研究では，先行研究（Feltner and Dapena，1986；宮西，1995）に倣い，投球腕の肩関節の内外転，水平内外転および内外旋，肘関節の屈曲伸展，体幹の前後傾および左右回旋を図 2 のように定義し，SFC

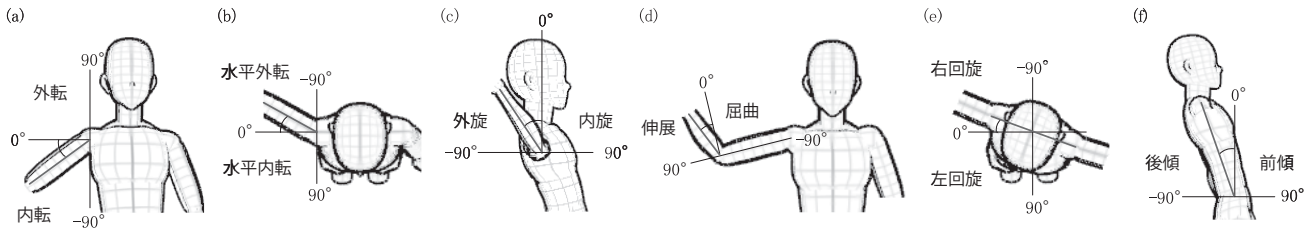


図 2. 関節角度の定義

から REL までの区間の各関節の角度および角速度を後述のとおり求めた。まず、左右股関節中点から左右肩関節中点に向かうベクトルを z 軸、左肩関節中心から右肩関節中心に向かうベクトルを仮の x 軸として、z 軸と仮の x 軸の外積によって y 軸を求め、y 軸と z 軸の外積によって真の x 軸を決定し、これを体幹に固定した運動座標系（以下、体幹運動座標系）とした。投球腕の肩関節内外転角度は、右肩関節中心から右肘関節中心へ向かうベクトルを体幹運動座標系の xz 平面に投射したベクトルと体幹運動座標系の z 軸がなす角度、肩関節水平内外転角度は、右肩関節中心から右肘関節中心へ向かうベクトルを体幹運動座標系の xy 平面に投射したベクトルと体幹運動座標系の x 軸がなす角度、肩関節内外旋角度は、右肘関節中心から右手関節中心へ向かうベクトルを体幹運動座標系の yz 平面に投射したベクトルと体幹運動座標系の z 軸がなす角度として求めた。肘関節の屈曲伸展角度は、右肘関節中心から右肩関節中心に向かうベクトルと右肘関節中心から右手関節中心に向かうベクトルのなす角度として求め、最大伸展位が 90°となるよう補正した。体幹の前後傾角度は、静止座標系の YZ 面に投射した体幹運動座標系の z 軸と静止座標系の Z 軸のなす角度、左右回旋角度は、左肩関節中心から右肩関節中心に向かうベクトルと左股関節中心から右股関節中心に向かうベクトルを体幹運動座標系の xy 平面に投射した場合の両ベクトルのなす角度として求めた。なお、各関節角度の正負は図 2 に示したとおりとした。SFC から REL までの区間の各関節の角速度は、得られた関節角度を時間微分して算出した。各関節角度と角速度の SFC、MER および REL の値、SFC から REL までの区間の最大値および最小値、REL を 0 ms とした場合のそれらの発現時間を求めた。ボール速度には関節動作の大きさが影響を与えられとされるため、関節角度の最大値と最小値の差分から各関節の動作範囲

を求めた。なお、肩関節内外旋および肘関節屈曲伸展については、ボールの加速に関する REL での値と最小値の差分を動作範囲とした。

本研究では、得られたデータを主として宮西ほか (1995, 1996) によって報告された健全な男子大学生投手が最大努力で投球した際のデータと比較することで、各被験者の投球動作の特徴およびボール速度を獲得するために被験者がそれぞれどのように動作したのかを明らかにすることとした。

### III. 結果および考察

#### 1. SFC から REL までの各区間の時間、REL でのボール速度、踏み出し幅および身体重心速度

表 1 に示したとおり、SFC から REL までの時間は、被験者 A が 233 ms、被験者 B が 314 ms、MER から REL までの時間は、被験者 A が 38 ms、被験者 B が 43 ms であった。REL でのボール速度は、被験者 A が 27.7 m/s、被験者 B が 22.9 m/s であった。健全な大学生投手が全力投球した場合、Feltner and Dapena (1986) は、REL でのボール速度を 33.5 m/s、SFC から REL までの時間を 183 ms、MER から REL までの時間を 32 ms、宮西ほか (1997) は、ボール速度を 29.8 m/s、SFC から REL までの時間を 110

表 1. SFC から REL までの各区間の時間、REL でのボール速度

項目	SFC-REL 時間 (ms)	SFC-MER 時間 (ms)	MER-REL 時間 (ms)	REL でのボール速度 (m/s)
被験者A	233	195	38	27.7
被験者B	314	271	43	22.9
健全者投手 (Feltner & Dapena, 1986)	183	151	32	33.5
健全者投手 (宮西, 1997)	110	70	40	29.8

SFC はステップ脚接地時、MER は肩関節最大外旋時、REL はボールリリース時を示す。



ms, MER から REL までの時間を 40 ms と報告している (表 1 参照). 被験者 A, 被験者 B のボール速度はともに, これらの先行研究と比較して低値であった. 両被験者とも健常者投手と比べて SFC から MER までの時間が著しく長かったのに対し, MER から REL までの時間はほぼ同程度であった. Atwater(1979)は, 一連の投球動作のうち, MER から REL までの区間でボールの加速の大部分が行われるとしている. SFC から MER, MER から REL の各区間の時間の関係から, 本研究の被験者は, MER から REL までのボールの加速に関わる動作は健常者投手と比較的類似しているが, SFC から MER に至る動作が健常者投手と大きく異なることが推察される.

一般的に健常者投手がオーバーハンドスローで投球する際には, 軸脚で地面を蹴ることでステップ脚を前方に大きく踏み出し, 上肢あるいは体幹の動作を用いてボールを加速しリリースする. 健常者投手を対象とした先行研究では, REL でのボール速度が 35.1 m/s のときの踏み出し幅は身長 の 82.3% (Elliott et al., 1985, 1986), 35.3 m/s のときの踏み出し幅は身長 の 86.0% (大室ほか, 2013) と報告されている. これに対して, 被験者 A の踏み出し幅は 1.11 m (身長 の 65.4%) と小さく, 被験者 B にいたっては 0.62 m (身長 の 37.2%) と著しく小さかった. また近年の研究では, 国内トップレベルの大学生投手が全力投球した際

の REL でのボール速度は 38.3 m/s, SFC での身体重心速度は 3.12 m/s であったと報告されている (山田ほか, 2014). 本研究では, SFC での身体重心速度は被験者 A が 2.01 m/s, 被験者 B が 0.88 m/s であり, 両被験者とも先行研究と比較して非常に低値であった. 吉福 (1982) は, 投球腕やボールに伝達されるエネルギーの大半が下肢の運動によるものであること, Toyoshima et al. (1974) は, ボール速度の約 53% が下肢のステップ動作と体幹の回転運動に由来することを示しており, 下肢の運動がボール速度に大きく影響することが広く知られている. 投球動作時の身体重心速度は, 主として下肢の運動によって生み出されており, 踏み出し幅を狭くするとボール速度が低下すること (大室ほか, 2013) を考えあわせると, 本研究の被験者のボール速度が健常者投手よりも低かったのは, 下肢の障がいのためステップ脚を大きく踏み出して身体重心速度を十分に発揮することができなかつたことが一因と考えられる.

先に示したとおり, 軸脚に障がいのある被験者 B の踏み出し幅は, ステップ脚に障がいのある被験者 A よりもさらに小さく, 同じように下肢に障がいを有する投手でも障がいの部位によって踏み出し幅は大きく異なつた. 図 3 に示した投球動作の典型例から, 被験者 A は, 軸脚で蹴って前方にステップするが, 障がいのあるステップ脚の不安定さから, 健常者投手ほど

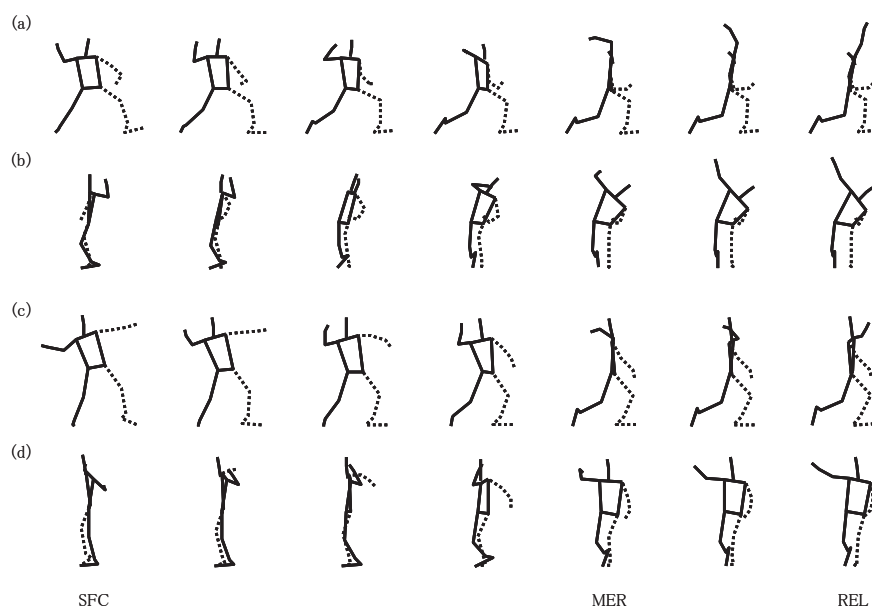


図 3. 被験者 A (a-b) および被験者 B (c-d) の SFC から REL までの投球動作の典型例. (a) および (c) は静止座標系の YZ 平面上, (b) および (d) は XZ 平面上の動作を示す.

踏み出し幅を大きくすることができず、ステップ脚に十分に加重してその後の動作を行えていなかったように見受けられる。被験者Bは、障がいのある軸脚で蹴って前方にステップできないことから、身体重心速度が被験者Aと比べても著しく低値であったが、被験者BのSFCに至るまでの撮影映像では、障がいのある軸脚で支持する短い時間内にステップ脚を意識的に前方に振り出す動作が見られ、この動作によって踏み出し幅と身体重心速度を少しでも大きくしようと試みていたと思われる。

2. 被験者Aの投球動作の特徴

(1) SFCからRELまでの各関節動作

各関節角度の時系列変化を図4、各時点での値、最大値および最小値とそれらの発現時間を、動作範囲を表

2に示した。宮西ほか(1995, 1996)の報告によれば、健常者投手<sup>註4)</sup>の肩関節はSFCで最大外転を示した後、MERにかけて内転に動作するが、被験者AはSFCから内外転中間位を維持した後にMERにかけて外転に動作した(図4(a))。両者の異なる肩関節内外転の動態は、宮西ほか(1995)が述べているとおり、体幹における運動座標系の規定の仕方の違いによるものであろう。健常者投手はSFCからRELまでほぼ一定して肩関節が水平内転するのに対して、被験者AはSFCから一旦水平外転し、-150msからRELまで水平内転に動作した。被験者Aの肩関節は、健常者投手よりも大きく水平内転に動作し、MER、RELの両時点でより水平内転していた。健常者投手は、SFCでは肩関節が内外旋中間位にあり、MERまで外旋した後、RELまで内旋する。これに対して、被験者A

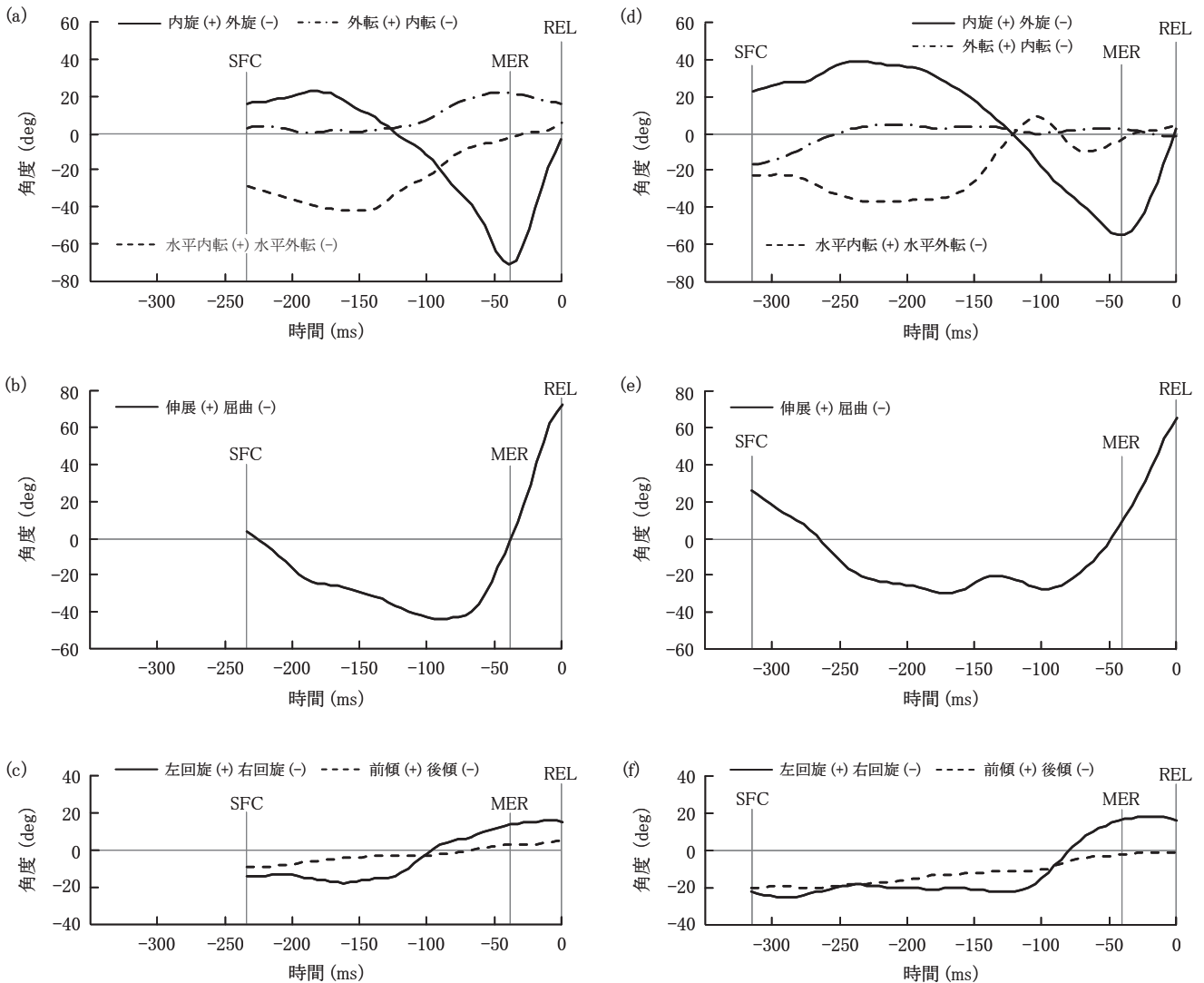


図4. 被験者A (a-c) および被験者B (d-f) のSFCからRELまでの関節角度の変化

表 2. 被験者 A (a), 被験者 B (b) および健常者投手 (c) の各時点の関節角度, 最大値, 最小値および動作範囲

(a)

項目	SFC	MER	REL	最大		最小		動作範囲 (deg)
	角度 (deg)			角度 (deg)	時間 (ms)	角度 (deg)	時間 (ms)	
肩内外転	3.0	21.6	15.7	21.9	-43	0.0	-186	21.9
肩水平内外転	-28.7	-2.7	5.3	5.3	0	-41.7	-148	47.0
肩内外旋	16.0	-71.2	-3.7	22.5	-181	-71.2	-38	67.5
肘屈曲伸展	3.8	0.1	72.2	72.2	0	-42.8	-90	115.0
体幹左右回旋	-14.3	13.9	15.5	15.9	-10	-17.6	-162	33.5
体幹前後傾	-9.1	3.0	5.5	5.5	0	-9.1	-229	14.6

(b)

項目	SFC	MER	REL	最大		最小		動作範囲 (deg)
	角度 (deg)			角度 (deg)	時間 (ms)	角度 (deg)	時間 (ms)	
肩内外転	-17.1	2.4	-2.0	4.6	-210	-17.1	-314	21.6
肩水平内外転	-22.9	-4.0	4.8	9.1	-105	-37.1	-219	46.3
肩内外旋	22.5	-55.3	2.9	39.0	-238	-55.3	-43	58.2
肘屈曲伸展	25.9	6.5	64.9	64.9	0	-29.4	-171	94.3
体幹左右回旋	-22.2	15.8	16.3	18.4	-19	-25.2	-290	43.7
体幹前後傾	-20.0	-2.4	-1.4	-0.7	-19	-20.0	-314	19.3

(c)

項目	SFC	MER	REL	最大	最小	動作範囲 (deg)
	角度 (deg)			角度 (deg)	角度 (deg)	
肩内外転	22.4	7.5	21.0	26.0	8.0	18.0
肩水平内外転	-30.2	-6.1	1.4	1.0	-30.0	31.0
肩内外旋	4.4	-73.1	-6.5	4.0	-73.0	66.5
肘屈曲伸展	-7.8	3.0	63.0	63.0	-7.8	70.8
体幹左右回旋	-22.5	10.7	20.9	21.0	-23.0	44.0
体幹前後傾	-10.6	5.6	20.3	20.3	-10.6	30.9

SFC はステップ脚接地時, MER は肩関節最大外旋時, REL はボールリリース時を示す. 健常者投手のデータは宮西ほか (1995) の報告より改変.

は SFC から内旋位を保った後に MER まで外旋し, REL にかけて内旋に動作した. 被験者 A の MER における肩関節の外旋, その後の内旋動作は, 健常者投手と同程度であった. 健常者投手の肘関節は, SFC ではやや屈曲した状態から緩やかに伸展した後, MER から急激に伸展する. 一方, 被験者 A の肘関節は, SFC で屈曲伸展中間位にあり, 一旦屈曲して MER 直前から著しく伸展し, 健常者投手よりも顕著に大きく伸展に動作した (図 4 (b)). 健常者投手は SFC から REL まで一定して体幹が左回旋するが, 被験者 A は SFC から -150 ms まで右回旋した状態を維持し, その後 MER にかけて大きく左回旋した (図 4

(c)). 被験者 A は, 健常者投手よりも SFC での右回旋がやや小さく, REL にかけての左回旋動作も小さかった. MER から REL にかけて, 健常者投手はさらに左回旋するにもかかわらず, 被験者 A にはこの動作が見られなかった. 健常者投手は SFC から REL まで終始体幹が前傾し, MER 前から REL にかけて大きく前傾に動作する. これと比べて, 被験者 A は前傾動作が小さく, MER 以降はほとんど前傾に動作しないという違いが見られた.

## (2) SFC から MER までの区間の関節動作の相互作用

ここでは, SFC から MER までの区間を, SFC か

ら肩関節の水平内転が始まる -150 ms まで、-150 ms 以降 MER までの 2つの区間に分け、関節角速度の変化を加えて各関節の動作がどのように相互に作用してボール速度を生み出しているのかについて検討する。各関節角速度の時系列変化を図5、各時点での値、最大値および最小値とそれらの発現時間を表3に示した。SFC から -150 ms までの区間では、被験者 A の肩関節は内外転中間位かつ内旋位にあり、肩関節には水平外転、体幹には前傾の角速度が見られた。肘関節には、健常者投手と比べて著しく高い屈曲の角速度が認められた。これらのことから、肩関節を内外転中間位かつ内旋位にして肘関節を意識的に屈曲させる、言わば投球腕全体を小さく折りたたんだ状態になるよう動作することで、投球腕全体での慣性モーメントが小さくなり、比較的緩やかな前傾動作でも受動的に肩関節が水

平外転したと考えられる。肩関節が受動的に水平外転する、すなわち肩関節前面の筋群が受動的に伸展されるということは、Stretch-shortening cycle (Komi, 1986; 以下、SSC) の作用によって、その後の水平内転の動作速度が上昇したり、発揮筋力が増加したりする効果が見込まれる。桜井ほか (1990) は、健常な大学生投手が全力投球した際の動作を分析し、投球腕の肩関節の水平内転および内旋、肘関節の伸展の各動作の直前に反対方向への運動が認められたことから、それらの動作に関わる筋群において SSC が作用して関節動作の範囲が拡大し、ボールにより大きなエネルギーが与えられると結論している。被験者 A の肩関節の水平外転は、比較的緩やかな体幹の前傾動作によって引き起こされており、その後の水平内転に対する SSC の効果はそれほど大きくなかったと思われる。

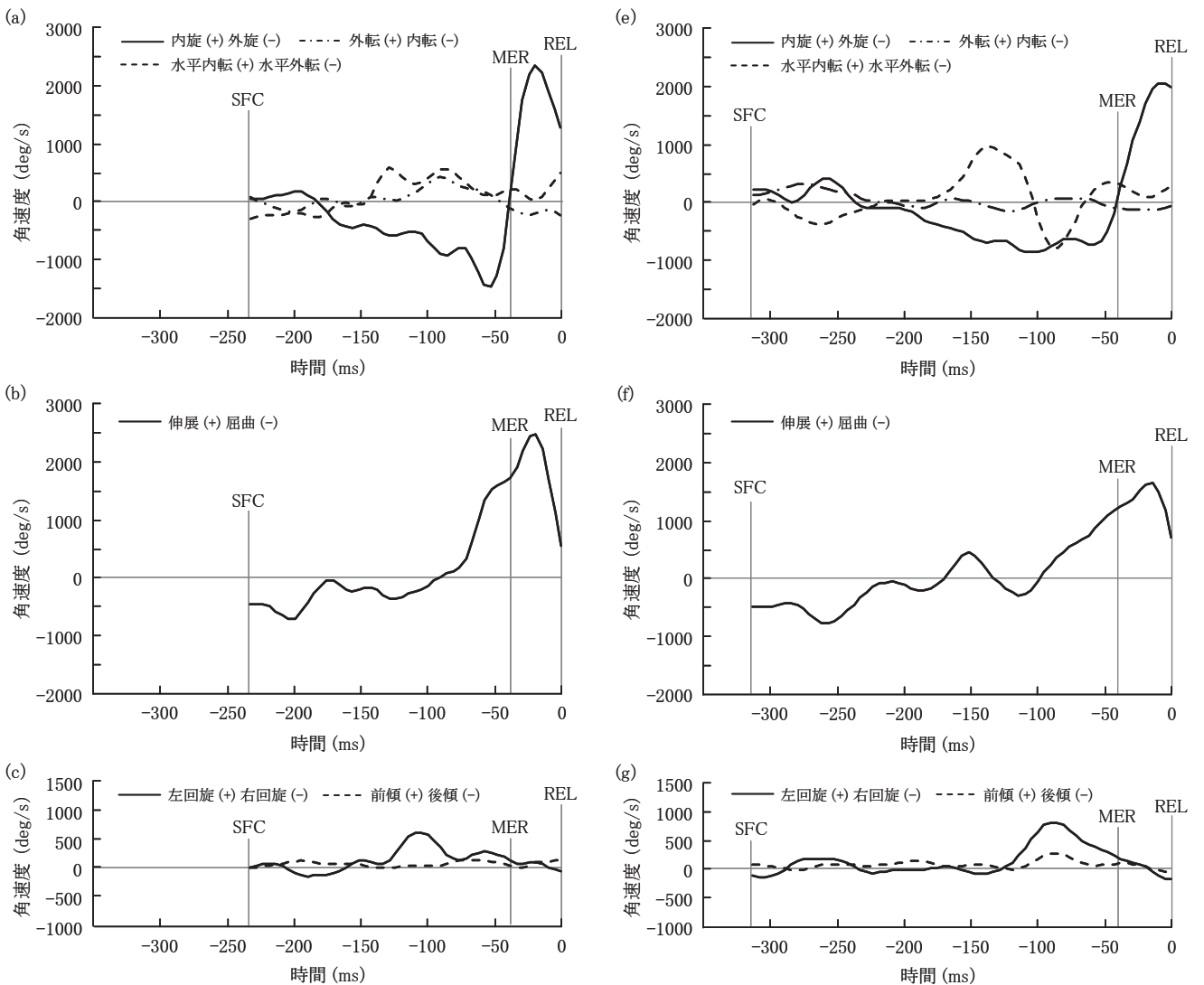


図5. 被験者 A (a-c) および被験者 B (d-f) の SFC から REL までの関節角速度の変化

表 3. 被験者 A (a), 被験者 B (b) および健常者投手 (c) の各時点の関節角速度, 最大値および最小値とその発現時間

(a)

項目	SFC	MER	REL	最大		最小	
		角速度 (deg/s)		角速度 (deg/s)	時間 (ms)	角速度 (deg/s)	時間 (ms)
肩内外転	103	-90	-198	445	-90	-198	0
肩水平内外転	-267	238	526	613	-129	-267	-233
肩内外旋	82	40	1305	2363	-19	-1442	-52
肘屈曲伸展	-474	1695	525	2438	-19	-716	-205
体幹左右回旋	0	112	-54	609	-105	-142	-190
体幹前後傾	-8	29	114	140	-67	-8	-233

(b)

項目	SFC	MER	REL	最大		最小	
		角速度 (deg/s)		角速度 (deg/s)	時間 (ms)	角速度 (deg/s)	時間 (ms)
肩内外転	150	-73	-46	333	-276	-147	-119
肩水平内外転	-15	356	299	976	-138	-788	-86
肩内外旋	220	-161	1995	2051	-10	-851	-105
肘屈曲伸展	-491	1155	679	1624	-14	-785	-257
体幹左右回旋	-129	208	-194	788	-90	-194	0
体幹前後傾	50	72	-69	254	-86	-69	0

(c)

項目	REL	最大		最小	
	角速度 (deg/s)	角速度 (deg/s)	時間 (ms)	角速度 (deg/s)	時間 (ms)
肩内外転	401	504	-27	-309	-72
肩水平内外転	183	653	-61	-201	-77
肩内外旋	3226	3254	-1	-1501	-76
肘屈曲伸展	1702	2206	-9	-286	-67
体幹左右回旋	281	1180	-69	-281	0
体幹前後傾	223	441	-115	-115	-40

SFC はステップ脚接地時, MER は肩関節最大外旋時, REL はボールリリース時を示す。健常者投手のデータは宮西ほか (1996) の報告より改変。

-150 ms から MER までの区間では, 被験者 A の肩関節には外転の角速度が見られたのに加えて, 水平内転の角速度が高まり, 外旋の角速度は非常に大きくなった。肩関節はこの間に水平内転かつ外旋に大きく動作された。Feltner and Dapena (1986) は, 肩関節における外転および水平内転トルクの発生が肩関節を受動的に外旋させるとしており, 被験者 A の肩関節も同様の機序で外旋されたと考えられる。宮西ほか (1995, 1996) は, 肩関節が内外転中間位から外転位, 肘関節が屈曲伸展中間位にある場合, 体幹の前傾ある

いは左回旋動作によって肩関節の外旋が促進されるとしている。この区間で, 被験者 A の肩関節および体幹はこれらの条件を満たし, 肩関節が外旋されたが, 体幹の前傾と左回旋動作は健常者投手と比べてともに低速であり, 肩関節外旋への寄与は低かったと思われる。また宮西ほか (1997) によると, SFC でステップ脚が接地する際に, 身体重心まわりの左回りのモーメントが生じて体幹が左回旋するのに加え, SFC 前後に軸脚を蹴ることにより生じた地面反力が身体重心まわりの左回りのモーメントを引き起こして体幹は左



回旋する。健常者投手はこれらの機序によって起こる体幹の左回旋によって SFC 直後から肩関節が外旋するのに対して、被験者 A はステップ脚の障がいによって接地時に十分なモーメントを得られなかったことから、この間体幹が左回旋せず肩関節の外旋が起こらなかったと思われる。その後、被験者 A の体幹では、右回旋の角速度が見られた直後に左回旋の角速度が高まって大きく左回旋した。これは体幹の左回旋が不十分であったため、前出の SSC の作用を意図した体幹の回旋動作を行うことで、左回旋を補って肩関節を外旋させようとしたからかもしれない。なお、被験者 A の肩関節では、これまで述べた複数の機序が複合的に関与して外旋が起こり、MER において健常者投手と同等の外旋を得られたと考えられる。

### (3) MER から REL までの区間の動作の相互作用

宮西 (1996) は、REL でのボール速度の約 51% が肩関節の内旋および肘関節の伸展動作によってもたらされており、MER から REL でのこれらの動作がボールの加速にとって重要であると述べている。被験者 A の肩関節内旋および肘関節伸展の角速度は、健常者投手と同様にこの区間で最大となった。被験者 A の肩関節は健常者投手よりもやや遅い速度で内旋したが、肘関節はより速い速度で大きく伸展した。この区間で、健常者投手の肩関節は水平内転しないのに対して、被験者 A は水平内転に動作して、REL では健常者投手よりも水平内転した状態でボールをリリースしていた。また、健常者投手は体幹をさらに左回旋かつ前傾させるが、被験者 A ではこれらの動作はほとんど見られなかった。これらのことから、被験者 A は、前項で述べた MER までの各関節動作の相互作用により十分外旋された肩関節を内旋に動作させることに加え、肩関節を水平内転させ、肘関節を速くかつ大きく伸展させることでボール速度を高めようとしていたと推察される。しかし、ステップ脚の障がいのために体幹を左回旋かつ前傾させながらそれらの動作を行えず、健常者投手ほどボール速度が高まらなかったのではないかと考えられる。

## 3. 被験者 B の投球動作の特徴

### (1) SFC から REL までの各関節動作

被験者 B の肩関節は、SFC では内転位にあって、外転した後に REL まで内外転中間位を維持しており、健常者投手とは異なる動態を示した (図 4 (d))。被験者 B は、SFC で健常者投手ほど肩関節は水平外転しておらず、やや水平外転した後に健常者投手よりも大きく水平内転に動作した。健常者投手は SFC 直後から肩関節が外旋するが、被験者 B は SFC から内旋を保った後に外旋し、MER から大きく内旋した。MER では、被験者 B の肩関節は健常者投手ほど外転しておらず、REL にかけてより内旋位まで動作したにもかかわらず、健常者投手よりも内旋動作は小さかった。被験者 B の肘関節は、やや伸展した状態から屈曲し、MER 前から REL の間に伸展しており、健常者投手よりも大きく伸展に動作した (図 4 (e))。被験者 B の体幹は、SFC から右回旋を維持した後に大きく左回旋し、MER 以降は左回旋しなかったが、健常者投手とほぼ変わらない大きさで左回旋に動作した (図 4 (f))。被験者 B は、SFC では健常者投手よりも体幹が後傾しており、MER にかけて前後傾中間位までしか前傾しなかった。MER 以降 REL までの間に前傾動作は見られなかった。被験者 B の体幹がこのように終始後傾気味であったのは、先に述べた SFC 前におけるステップ脚の前方への振り出しに起因したと思われる。

### (2) SFC から MER までの区間の関節動作の相互作用

被験者 A と同様に、SFC から肩関節の水平内転動作が開始する -200 ms まで、-200 ms 以降 MER までの 2 区間に分けて検討すると、SFC から -200 ms の区間では、被験者 B の肩関節に外転、内旋および水平外転、肘関節に屈曲、体幹に左回旋および前傾の角速度が見られた。このうち体幹の左回旋の角速度は、前述したステップ脚の接地時に得られるモーメントにより生じたものであると推察される。被験者 B もまた伸展していた肘関節を屈曲して投球腕全体を折りたたむよう動作することで、比較的低速な体幹の左回旋および前傾動作であっても受動的な肩関節の水平外転が起こり、健常者投手と同程度まで肩関節が水平外転したと考えられる。

-200 ms から MER の区間では、被験者 B はまず肩

関節の水平内転の角速度が高まり、次いで体幹の左回旋の角速度が高くなり、肩関節は水平内転、体幹は左回旋に大きく動作した。また、体幹では左回旋の角速度が発現する直前まで右回旋の角速度が見られた。これらの動作につれて、肩関節の外旋角速度が高まり、肩関節は大きく外旋した。軸脚に障がいがある被験者 B は、軸脚を蹴った際に得られるモーメントを用いて体幹を左回旋することができず、体幹の左回旋筋群の SSC を作用させて、その後の左回旋を高めるよう動作したと思われる。そして、被験者 B は、この区間では肩関節が内外転中間位、肘関節が屈曲位で、肩関節の水平内転動作、体幹の前傾および左回旋動作を行っており、前出の肩関節の受動的な外旋の作用条件が揃っていた。健常者投手の場合はこれらの動作が同期的に高まって肩関節が外旋するのに対し、被験者 B は肩関節の水平内転あるいは体幹の左回旋動作によって肩関節を外旋させようとしたが、それらがうまく同期して行われず体幹の前傾動作も緩やかであったため、健常者投手ほど肩関節が外旋されなかったと考えられる。

### (3) MER から REL までの区間の関節動作の相互作用

この区間では、被験者 B は、肩関節が内旋、肘関節が伸展して健常者投手と同様に動作したが、両動作とも角速度の最大値は健常者投手よりも低値であった。REL では、肩関節が健常者投手と比べてより内旋し水平内転した状態であった。前項で述べたとおり、被験者 B は、MER までに肩関節が十分に外旋しておらず、より内旋かつ水平内転に動作することで REL にかけての肩関節動作の不足を補おうとしていた可能性がある。宮西ほか (1996) は、健常者投手の場合、MER でのボール速度に対する体幹の左回旋および前傾動作の貢献度は約 75% であり、MER 以降、肩関節の内旋動作と肘関節の伸展動作の貢献が高まるにつれて体幹の左回旋動作と前傾動作の貢献は低くなるが、REL においてもボール速度に対して約 20% の貢献度を有するとしている。この区間の体幹の左回旋および前傾動作がボール速度を大きく左右するにもかかわらず、軸脚の障がいの影響から被験者 B にはこれらの動作は認められなかった。加えて、被験者 B の肩関節の内旋および肘関節の伸展動作が健常者投手と比べて緩慢であったため、ボール速度が健常者投手より

も顕著に低かったと思われる。

### 4. 下肢に障がいを有する投手に共通して見られた動作

健常者投手が SFC 直後から肩関節を水平内転し体幹を左回旋することで肩関節を外旋させていたのに対し、被験者 A、被験者 B とも SFC 後に一旦肩関節が水平外転した。その際に肩関節を内旋して肘関節を屈曲する、すなわち投球腕を小さく折りたたむことで、体幹の前傾や左回旋による肩関節の水平外転を促すよう動作していた。このために肩関節の水平内転の開始時期が遅れ、SFC から MER までの時間が健常者投手よりも著しく長くなったと考えられる。後に続く肩関節の水平内転、体幹の前傾および左回旋の各動作によって、肩関節は受動的に外旋された。両被験者とも、この間、体幹の右回旋を維持した後に左回旋に転じるという健常者投手には見られない動作を行っていた。これは、ステップ脚の接地あるいは軸脚を蹴ることに由来する体幹の左回旋が不足していたことや、MER から REL の間に体幹を左回旋や前傾に動作させてボールを加速できないことを補うため、SSC を作用させて体幹の左回旋を促す動作であったと推察される。そして、外旋された肩関節を内旋することに加え、健常者投手よりも肩関節を大きく水平内転させ、屈曲していた肘関節を速くかつ大きく伸展することで、ボールを加速してリリースしていた。以上のことから、下肢の障がい部位が異なる両被験者は、細かい動きや動作に要する時間にやや相違は見られたが、概して機能が残存する投球腕や体幹を用いた同様の代償動作によってボール速度を獲得しようとして動作していたと言える。

### 注

- 1) 本論文では、「障がい」という語が種目や団体、大会の名称に含まれる場合には、現時点での正式名称に基づいた記述とした。
- 2) 日本身体障害者野球連盟 (2016) によると、「身体に障がいを有するすべての人が一緒に野球を行える」とされているが、実際には身体障害者野球選手の大多数は肢体不自由者である。
- 3) 本論文では、障がいの程度は被験者の身体障害者手帳の記載、その障がいの発生原因は被験者の申告

に基づき記述した。

4) 以降の健常者投手は、特段の記述がなければ、宮西ほか(1995, 1996)が最大努力での投球動作の分析対象とした健常な男子大学生投手群を指し示している。

### 文献

- 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. 体育学研究, 15(3): 155-162.
- Atwater, A.E. (1979) Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exerc. Sport Sci. Rev.*, 7(1): 43-86.
- Elliott, B., Grove, J.R., Gibson, B., and Thurston, B. (1985) A three-dimensional cinematographic analysis of baseball pitching technique. *Aust. J. Sci. Med. Sport*, 17(4): 8-13.
- Elliott, B., Grove, J.R., Gibson, B., and Thurston, B. (1986) A three-dimensional cinematographic analysis of the fastball and curveball pitches in baseball. *Int. J. Sport Biomech.*, 2(1): 20-28.
- Feltner, M. and Dapena, J. (1986) Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *Int. J. Sport Biomech.*, 2: 235-259.
- 川村卓・島田一志・高橋佳三・森本吉謙 (2004) 野球の投手における試合の制球力に関する研究: 高校野球地方大会を例に. *大学体育研究*, 26: 15-21.
- Komi, P.V. (1986) The stretch-shortening cycle and human power output. In: Jones, N.L., McCartney, N. and McComas, A.J. (Eds), *Human Muscle Power*, Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, pp.27-39.
- 功刀靖雄 (1991) アマチュア野球教本 I. ベースボールマガジン社, 東京, 27.
- 宮西智久 (2000) 野球の投球動作のバイオメカニクス的研究: 加速局面の上腕と投球腕の運動に着目して. 筑波大学博士 (体育科学) 学位論文.
- 宮西智久・藤井範久・阿江通良・功刀靖雄・岡田守彦 (1995) 大学野球選手における速投および遠投動作の3次元比較研究. *体育学研究*, 40(2): 89-103.
- 宮西智久・藤井範久・阿江通良・功刀靖雄・岡田守彦 (1996) 野球の投球動作におけるボール速度に対する体幹および投球腕の貢献度に関する3次元的研究. *体育学研究*, 41(1): 23-37.
- 宮西智久・藤井範久・阿江通良・功刀靖雄・岡田守彦 (1997) 野球の投球動作における体幹および投球腕の力学的エネルギー・フローに関する3次元解析. *体力科学*, 46(1): 55-68.
- 中井聖 (2013) 車いすバスケットボールにおけるワンハンドシュート動作の2次元分析. *大阪体育学研究*, 51: 11-18.
- 日本身体障害者野球連盟 (2015) 日本身体障害者野球連盟の歴史と概要. <http://www.portnet.ne.jp/~ciwasa30/gaiyou/gaiyou.htm>, (参照日 2016年8月31日).
- 大室康平・小比類巻龍宏・和田敬世 (2013) 投球動作の踏み出し幅の広さが投球の速度および正確性に与える影響. *八戸工業大学紀要*, 32: 207-212.
- 桜井伸二・池上康男・矢部京之助・岡本敦・豊島進太郎 (1990) 野球の投手の投動作の3次元動作解析. *体育学研究*, 35(2): 143-156.
- 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. *バイオメカニクス学会誌*, 32(3): 158-166.
- Toyoshima, S., Hoshikawa, T., Miyashita, M. and Oguri, T. (1974) Contribution of the body parts to throwing performance. In: Nelson, R.C. and Morehouse, C.A. (Eds), *Biomechanics IV*, University Park Press, Baltimore, MD, pp.169-174.
- Vaughn, R.E. (1985) An algorithm for determining arm action during overarm baseball pitches. In: Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C. and Patla, A.E. (Eds), *Biomechanics IX-B*, Human Kinetics Publishers, Champaign, IL, pp.510-515.
- Winter, D.A. (2005) *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). John Wiley & Sons, Hoboken, NJ.
- 山田洋・長尾秀行・小松真二・内山秀一・小河原慶太 (2014) 野球のピッチングにおける投法の違いが動作に与える影響. *東海大学スポーツ医科学雑誌*, 26:

45-51.

吉福康郎 (1982) 投げる : 物体にパワーを注入する.

*Jpn. J. Sport Sci.*, 1 (2): 85-90.