

博士論文

投動作における投射物の  
速度生成・調節メカニズム

Velocity generation and adjustment mechanisms of  
projectile in throwing motion

木村 新

# 目次

図の一覧 .....	iii
表の一覧 .....	vi
1 章 序論 .....	1
2 章 投射物の速度生成メカニズム .....	4
2.1 序論 .....	4
2.2 投球動作における上腕の回転に関する力学的機序 .....	14
2.2.1 背景 .....	14
2.2.2 方法 .....	15
2.2.2.1 被験者 .....	15
2.2.2.2 データ収集 .....	15
2.2.2.3 解析区間 .....	17
2.2.2.4 データ処理・分析 .....	18
2.2.2.5 統計処理 .....	28
2.3.3 結果 .....	29
2.3.4 考察 .....	34
2.3.5 結論 .....	38
2.3 投動作における骨盤の回転に関する力学的機序 .....	39
2.3.1 背景 .....	39
2.3.2 方法 .....	40
2.3.3 結果 .....	43
2.3.4 考察 .....	50
2.4.5 結論 .....	54
2.4 速度生成メカニズムの考察 .....	55
3 章 投射物の速度調節メカニズム .....	63
3.1 序論 .....	63
3.2 投射物の到達位置を安定させる関節間の協調関係 .....	73

3.2.1	背景 .....	73
3.2.2	方法 .....	74
3.2.2.1	被験者 .....	74
3.2.2.2	データ収集 .....	75
3.2.2.3	データ処理・分析 .....	77
3.2.2.4	統計処理 .....	83
3.2.3	結果 .....	83
3.2.4	考察 .....	88
3.2.5	結論 .....	91
3.3	投射速度の変化に応じた関節間の協調関係 .....	93
3.3.1	背景 .....	93
3.3.2	方法 .....	94
3.3.3	結果 .....	94
3.3.4	考察 .....	101
3.3.5	結論 .....	104
3.4	速度調節メカニズムの考察 .....	106
4	章 総括論議 .....	114
5	章 結論 .....	121
	謝辞 .....	123
	参考文献 .....	124
	発表論文 .....	139
	付録 1 .....	140
	付録 2 .....	144

# 図の一覧

## (2章)

図 2.1	身体運動におけるエネルギーの流れ.....	5
図 2.2	2リンクの系における関節トルクと各セグメントの角速度.....	6
図 2.3	関節トルクによる正の仕事と負の仕事.....	7
図 2.4	関節トルクによる力学的エネルギーの伝達.....	8
図 2.5	関節力によるパワー.....	9
図 2.6	関節力パワーの分解.....	11
図 2.7	実験環境図.....	16
図 2.8	反射マーカの貼付位置.....	17
図 2.9	投球局面とイベント.....	18
図 2.10	本節の研究で使用した剛体リンクモデルと胸部および腰部仮想関節中心の位置.....	19
図 2.11	各セグメントの移動座標系.....	23
図 2.12	各関節の移動座標系.....	26
図 2.13	(a) 胸部仮想関節と(b) 腰部仮想関節における関節角速度、関節トルク、関節トルクパワー.....	30
図 2.14	上胴と腹部のセグメントトルクパワー.....	32
図 2.15	上胴と腹部のセグメントトルクパワーにおける正の積分値.....	32
図 2.16	セグメントトルクパワーと関節トルクパワー.....	33
図 2.17	力学的エネルギーの発生量と伝達量.....	34
図 2.18	股関節外転位と中立位における伸展トルクによる骨盤回旋トルク.....	41
図 2.19	骨盤の上下軸まわりの角速度.....	43
図 2.20	股関節の関節角速度、関節トルク、関節トルクパワー.....	44
図 2.21	骨盤の移動座標系における股関節の関節速度、関節力、関節力パワー.....	45
図 2.22	股関節トルクによるセグメントトルクパワーと関節トルクパワー.....	46
図 2.23	骨盤回旋トルクと骨盤の回旋動作に対するパワー.....	47
図 2.24	骨盤の角速度増大期における骨盤の回旋動作に対する仕事量.....	48

図 2.25	骨盤の角速度減少期における骨盤の回旋動作に対する仕事量 .....	50
図 2.26	投球動作時における力学的エネルギーの流れ .....	58
図 2.27	多関節動作における動作生成メカニズム (Hirashima et al., 2008c, 一部改変) .....	60
図 2.28	身体運動におけるエネルギーの流れ (阿江と藤井、2002、一部改変).....	62

### (3 章)

図 3.1	水平面上でのリーチング動作.....	64
図 3.2	リーチング動作における UCM 解析の概念図 .....	67
図 3.3	リーチング動作における関節間の協調関係 .....	68
図 3.4	歩行動作における主成分解析の概念図 .....	69
図 3.5	両脚での立位姿勢時における両股関節トルクの協調関係 .....	71
図 3.6	実験環境図 .....	76
図 3.7	反射マーカの貼付位置 .....	76
図 3.8	全ての変数を試行間でランダムにシャッフルした場合の一例 .....	79
図 3.9	関節間の協調度合いを算出する手法の概要 .....	79
図 3.10	ある変数を試行間でランダムにシャッフルした場合の一例 .....	81
図 3.11	肩関節の水平屈曲角度 ( $\theta_1$ ) のばらつきが手部速度に与える影響 .....	82
図 3.12	実測における手部速度の標準偏差の平均値 (Actual) と、全ての関節の 動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差の平均値 (Shuffle).....	83
図 3.13	全ての被験者における実測での手部速度の標準偏差 (Actual) と、全ての 関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差 (Shuffle).....	84
図 3.14	各関節の動作との協調度合い .....	85
図 3.15	各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響 .....	86
図 3.16	各関節の動作の偏微分係数と標準偏差 .....	87
図 3.17	各速度条件における関節間の協調度合い .....	95
図 3.18	各速度条件における各関節の動作との協調度合い .....	96
図 3.19	各速度条件における各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響 .....	97
図 3.20	各速度条件における各関節の動作の偏微分係数 .....	99
図 3.21	各速度条件における各関節の動作の標準偏差 .....	100
図 3.22	本章における分析枠組み .....	110

(4 章)

図 4.1 本博士論文によって得られた速度生成および調節メカニズム ..... 116

図 4.2 関節の動作の生成過程、関節の動作と手部速度の生成および調節との関係性  
..... 118

## 表の一覧

表 2.1	上脘と腹部のセグメントトルクパワーにおける正の積分値.....	33
表 2.2	力学的エネルギーの発生量と伝達量.....	34

# 1 章

## 序論

人間の最も優れた能力の1つとして、全身の運動による投擲があげられる。手で物をつかんで投げる能力は人間以外の動物でも持っているものの、人間ほど上手に物を投げられる動物は存在しない。現代では、スポーツ以外の場面でこの投動作が大きな役割を果たすことはほとんどないものの野球やハンドボールをはじめ、多くのスポーツ場面で投動作は重要な動作となっている。このようなスポーツ場面における投動作では、投射物の速度を大きくすることと、投射物の速度の向きと大きさを調節することで到達位置を安定させることが要求される。一般的に、投射方向の速度が大きいことや狙い通りの場所へ安定して投射物を到達させることができる場合、それは優れた投動作であると考えられている。本博士論文では、このような投射物の速度の生成や調節について明らかにすることを目的とする。

まず投射物の速度生成について考えてみる。投射物の速度が大きいということは、投射物が大きな力学的エネルギーを持っているということを意味する。したがって、投射物の速度を大きくするためには、身体で大きな力学的エネルギーを生み出した後、その力学的エネルギーを効率よく投射物へ伝達する必要がある。これまで投動作に関する研究は行われてきたものの、考察対象が主に上肢のみに限られていた(Dillman et al., 1993; Fleisig et al., 1999; Fleisig et al., 1995)。しかしながら上肢は、その解剖学的な特徴から下肢や体幹と比べると付着している筋が小さいため、発揮できる力も小さい。それゆえ、投動作時に上肢のみで発生できる力学的エネルギーも小さいと考えられる。したがって、身体で大きな力学的エネルギーを生み出すためには上肢のみではなく下肢や体幹を使う必要があり、その発生したエネルギーを効率よく伝達す

ることで投射物の速度を大きくすることができる。

次に、投射物の速度調節について考えてみる。投球時には、投射物の速度の向きや大きさのわずかな誤差が到達位置に大きな誤差を生み出す。そのため、目標とする場所へ正確に投げるためには、投射物の速度の向きと大きさを精緻に調節する必要がある。全く同じ動作を繰り返すことができれば、速度も毎回同じ値となるため投射物は毎回同じ場所に到達する。そのため、各関節の動作の再現性を高めることで投射物の到達位置の正確性向上が期待できる。しかしながら、再現性を高めることにも限界があるため (Faisal et al., 2008; Harris et al., 1998; Wolpert & Ghahramani, 2000)、繰り返し動作を行った際、各関節の動作には一定程度のばらつきが生じてしまう。投球時には、このような状況下で投射物の速度を調節し正確な投球を行う必要がある。その際、関節間の協調関係がこの問題を解決するための鍵となる。

そこで本博士論文では、投射物の速度生成については力学的エネルギーの観点から下肢や体幹がどのような役割を果たしているか、投射物の速度調節については関節の動作同士が投射物の到達位置を安定させる上でどのように協調しているのかを検討した。

本博士論文は5つの章で構成されている。2章では、投球動作における速度生成メカニズムについて力学的エネルギーの観点から検討した。これを検討するにあたり、まずこれまでの研究で用いられてきた分析手法をまとめた上で、先行研究を概観し問題点を指摘した。その後、下肢や体幹の各関節に焦点を当て力学的エネルギーの観点から投球動作を分析した。そして、2章で得られた知見と先行研究で得られている知見をまとめることで、全身の力学的エネルギーの流れに関する考察を行った。

3章では、投球動作における速度調節メカニズムについて関節間の協調関係に着目し検討した。ここでは、まず関節間の協調関係に関する先行研究を整理し考察した。その後、各関節の動作同士がどのように協調することで速度調節が行われているのか

を検討した。そして、3章で行われた分析を考察することによって関節間の協調関係を分析するための枠組みを提示した。

4章では、2章および3章で得られた知見をまとめた後に総合的な考察を行い、5章では本博士論文のまとめを行った。

## 2章

# 投射物の速度生成メカニズム

## 2.1

### 序論

エネルギーとは、物体が物理的な仕事をするのできる能力のことをさす。我々が身体運動を行う場合は、筋中の ATP (Adenosine triphosphate: アデノシン 3 リン酸) が分解されることで生理的エネルギーが生じ、これを筋が消費することで力学的エネルギーが生じる (図 2.1)。エネルギーには例えば熱エネルギー、生理的エネルギー、電気エネルギー、核エネルギーなどの様々な形態がある。バイオメカニクスにおいて身体運動をエネルギーの観点から考える場合には、位置エネルギー (重力や弾性力に由来する) と運動エネルギーを合わせた力学的エネルギーを分析するのが一般的である。そのため、本章でも力学的エネルギーを分析対象とする。

身体内部では至る所でエネルギーが消費されているが、最も多量のエネルギーを消費している組織は筋である。そして、筋は運動に必要な力学的エネルギーを生み出している組織でもある。もし、身体運動時において筋が発揮した張力や筋の収縮速度を直接測ることができれば、筋が生成した力学的エネルギーを定量化することができる。しかしながら、現在の測定技術をもってしても、身体運動時における筋が発揮した張力や筋の収縮速度を直接測ることは困難である。そのため、バイオメカニクスでは身体に作用している外力 (地面反力、重力) と動作データを取得することで、関節トルクが生み出した力学的エネルギーを推定している。つまりこのアプローチでは、

個々の筋が発揮した力により生み出される力学的エネルギーを推定しているのではなく、関節まわりに生じる正味のトルクにより生み出される力学的エネルギーを推定していることになる。

そこで本節では、まずバイオメカニクスにおいて身体運動を力学的エネルギーの観点から検討する際に用いられている分析手法について整理を行う。その後、先行研究を概観し整理したうえで、投球動作を力学的エネルギーの観点から検討する際の問題点について指摘する。

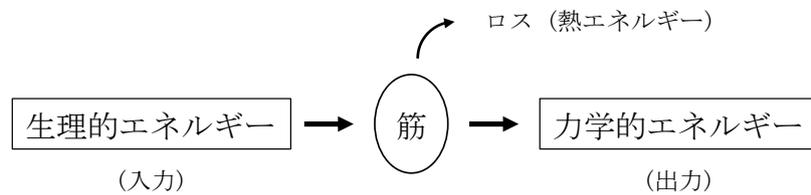


図 2.1 身体運動におけるエネルギーの流れ

図 2.2 のように 2 リンクの系において関節トルクによるセグメントへのパワー、つまりセグメントトルクパワー ( $STP_d$ : 遠位のセグメントトルクパワー、 $STP_p$ : 近位のセグメントトルクパワー) は、関節トルク ( $\tau_j$ ) と各セグメントの角速度 ( $\omega_d$ : 遠位のセグメントの角速度、 $\omega_p$ : 近位のセグメントの角速度) との内積によって算出することができる。

$$STP_d = \tau_j \cdot \omega_d$$

$$STP_p = -\tau_j \cdot \omega_p$$

そしてセグメントトルクパワーを時間積分することで、関節トルクが各セグメントにした仕事、すなわち関節トルクによる力学的エネルギーの流入量 ( $W_d$ : 遠位のセグメントへの流入量、 $W_p$ : 近位のセグメントへの流入量) を算出することができる。

$$W_d = \int STP_d dt$$

$$W_p = \int STP_p dt$$

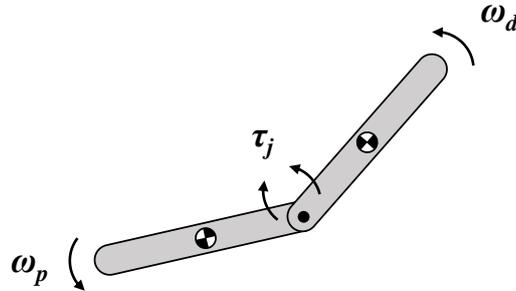


図 2.2 2 リンクの系における関節トルクと各セグメントの角速度

$\omega_d$  と  $\omega_p$  は、それぞれ遠位と近位のセグメントの角速度ベクトルを示している。また、 $\tau_j$  は関節トルクベクトルを示している。

この関節トルクによる力学的エネルギーの流入量には、関節トルクによる力学的エネルギーの発生量による成分と伝達量による成分が含まれている。力学的エネルギーの発生量とは、関節トルクによる正の仕事量のことを示している。関節トルクが発揮され関節トルクと同じ方向の角速度が関節に生じた場合、関節トルクが正の仕事をしたことになる (図 2.3 (a))。これは、関節トルク ( $\tau_j$ ) と関節角速度 ( $\omega_j$ ) の内積により算出される関節トルクパワー ( $JTP$ ) の正の値を時間積分することにより算出することができる。

$$JTP = \tau_j \cdot (\omega_d - \omega_p) = \tau_j \cdot \omega_j$$

$$W_{j\_pos} = \int JTP_{pos} dt$$

$W_{j\_pos}$  は関節トルクによる正の仕事量を示しており、 $JTP_{pos}$  は関節トルクパワーの正の値を示している。

また、力学的エネルギーの吸収量は、関節トルクによる負の仕事量のことを示して

いる。あらかじめ関節に角速度が生じており、その角速度とは反対方向の関節トルクが生じた場合、関節トルクが負の仕事をしたことになる (図 2.3 (b))。これは、関節トルクパワーの負の値を時間積分することにより算出することができる。

$$W_{j\_neg} = \int JTP_{neg} dt$$

$W_{j\_neg}$  は関節トルクによる負の仕事量を示しており、 $JTP_{neg}$  は関節トルクパワーの負の値を示している。

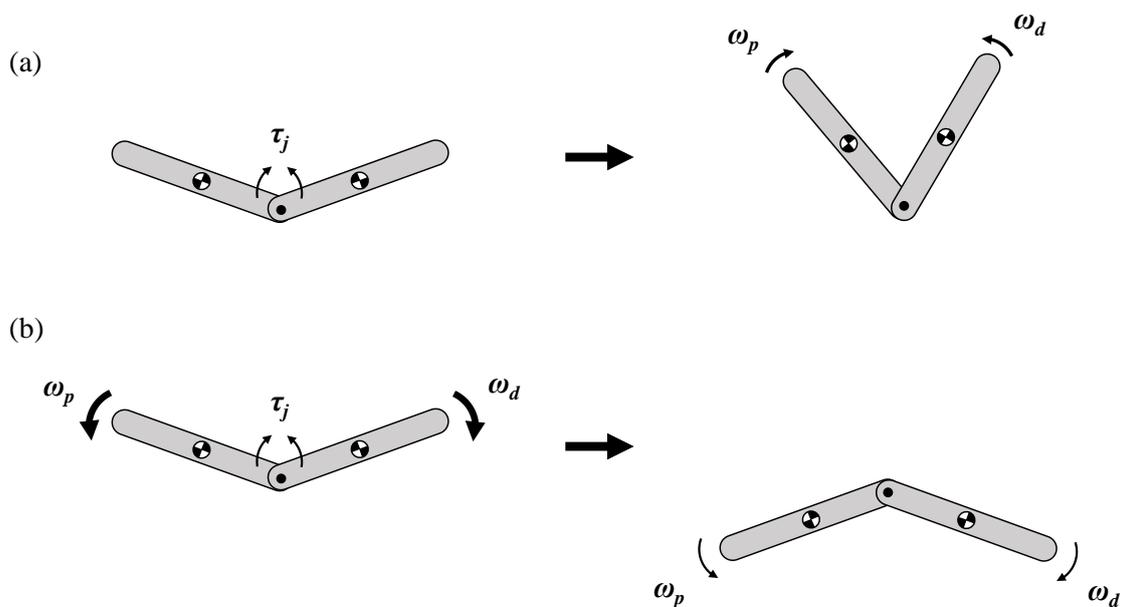


図 2.3 関節トルクによる正の仕事と負の仕事

(a) は、関節トルクが正の仕事をした場合の模式図である。関節トルクが発揮され関節トルクと同じ方向に関節に角速度が生じた場合、関節トルクが正の仕事をしたことになる。つまり、両セグメントの力学的エネルギーを増大させたことになる。(b) は、関節トルクが負の仕事をした場合の模式図である。関節トルクが生じ、反対方向に関節に角速度が生じていた場合、関節トルクは負の仕事をしたことになる。つまり、両セグメントの力学的エネルギーを吸収したことになる。

関節トルクには、力学的エネルギーを発生および吸収することに加えて、伝達するはたらきもある。図 2.4 (a) は、近位と遠位のセグメントが同じ方向に同じ角速度で回転しており、関節トルクが発揮された状態を示している。この時は、近位と遠位のセグメントの運動エネルギーは等しいこととなる。その後、関節トルクによって遠位のセグメントの運動エネルギーは減少し、近位のセグメントの運動エネルギーは増大することとなる (図 2.4 (b))。この時、関節トルクは力学的エネルギーを発生することに加え伝達していたこととなる。

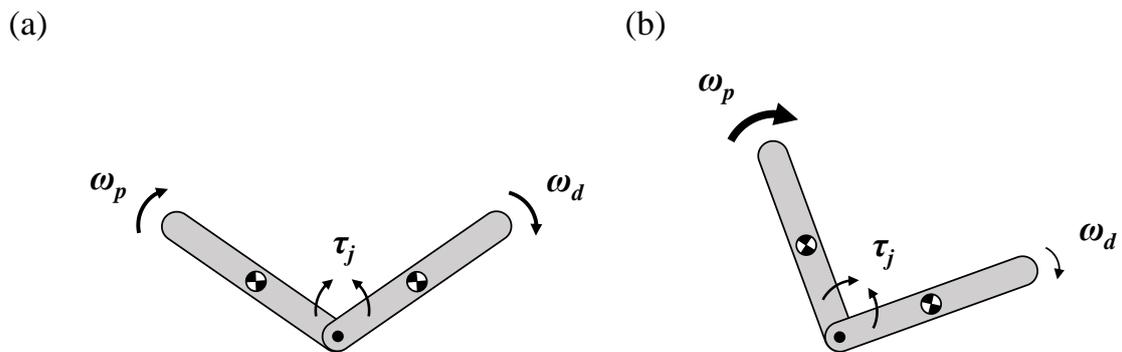


図 2.4 関節トルクによる力学的エネルギーの伝達

(a) は、近位と遠位のセグメントが同じ方向に回転している中で、関節トルクが発揮された状態を示している。(b) は、関節トルクによって遠位のセグメントの運動エネルギーが減少し、近位のセグメントの運動エネルギーが増大されたことを示している。このことは、関節トルクによって遠位のセグメントから近位のセグメントへ力学的エネルギーが伝達されていたことを意味する。

隣接するセグメント間での力学的エネルギーのやりとりは、関節トルクだけでなく関節力によっても行われる。2 リンクが関節を形成している系において、関節力は両セグメントに対して同じ大きさで逆向きに作用することが知られている (図 2.5)。この時、関節中心に速度が生じていたとする (図 2.5)。その際、関節力によるパワー ( $JFP_d$ : 遠位のセグメントに対する関節力パワー、 $JFP_p$ : 近位のセグメントに対する関

節力パワー) は関節力 ( $f_j$ ) と関節中心の速度 ( $v_j$ ) との内積によって算出することができる。

$$JFP_d = f_j \cdot v_j$$

$$JFP_p = -f_j \cdot v_j$$

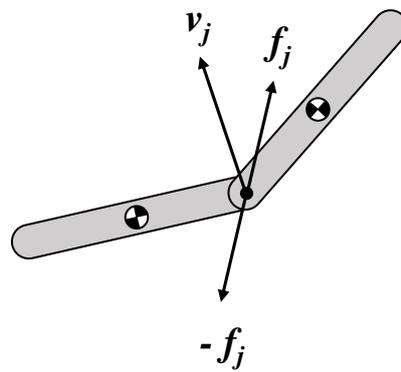


図 2.5 関節力によるパワー

関節力は両セグメントに対して、同じ大きさで逆向きに作用する。関節力によるパワーは、この関節力と関節中心の速度との内積によって算出される。

関節力は両セグメントに対して同じ大きさで逆向きに作用することから、一方のセグメントが一定量の力学的エネルギーを獲得した場合、もう一方のセグメントは同量の力学的エネルギーを失っていることになる。つまり、関節力によってセグメント間で力学的エネルギーが伝達されていることとなる。そのため、この系全体での力学的エネルギーの増減は生じないこととなる。

この関節力による力学的エネルギーの伝達は、セグメントの並進の運動エネルギーの変化に寄与する成分と回転の運動エネルギーの変化に寄与する成分に分解することができる (村田、2015)。両セグメントが回転しながら、関節中心に速度が生じている場合 (図 2.6)、その速度は以下のように表すことができる。

$$\begin{aligned} \mathbf{v}_j &= \mathbf{v}_d + \boldsymbol{\omega}_d \times \mathbf{r}_d \\ &= \mathbf{v}_p + \boldsymbol{\omega}_p \times \mathbf{r}_p \end{aligned}$$

$\mathbf{v}_d$ と $\mathbf{v}_p$ は、それぞれ遠位と近位のセグメントにおける質量中心の速度ベクトルを示している。 $\mathbf{r}_d$ と $\mathbf{r}_p$ は、それぞれ遠位と近位のセグメントにおける質量中心から関節中心への位置ベクトルを示している。したがって、関節力パワーは以下のように表すことができる。

$$\begin{aligned} JFP_d &= \mathbf{f}_j \cdot \mathbf{v}_j \\ &= \mathbf{f}_j \cdot (\mathbf{v}_d + \boldsymbol{\omega}_d \times \mathbf{r}_d) \\ &= \mathbf{f}_j \cdot \mathbf{v}_d + (\mathbf{r}_d \times \mathbf{f}_j) \cdot \boldsymbol{\omega}_d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} JFP_p &= -\mathbf{f}_j \cdot \mathbf{v}_j \\ &= -\mathbf{f}_j \cdot (\mathbf{v}_p + \boldsymbol{\omega}_p \times \mathbf{r}_p) \\ &= -\mathbf{f}_j \cdot \mathbf{v}_p + (\mathbf{r}_p \times -\mathbf{f}_j) \cdot \boldsymbol{\omega}_p \end{aligned}$$

両式とも第1項は関節力ベクトルと質量中心の速度ベクトルとの内積であることから、これはセグメントの並進の運動エネルギーの変化に寄与する成分を示していることになる。一方で、第2項は関節力によるモーメントとセグメントの角速度との内積であることから、これはセグメントの回転の運動エネルギーの変化に寄与する成分を示していることになる。

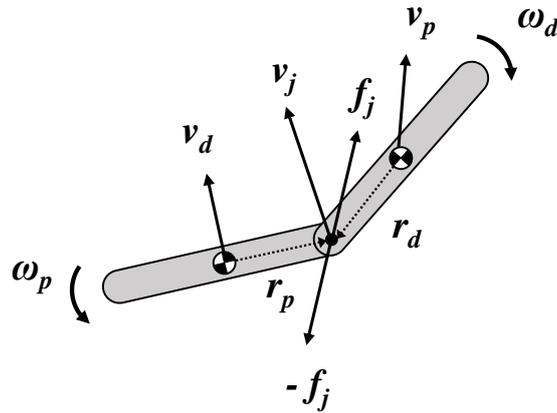


図 2.6 関節力パワーの分解

関節中心の速度は、セグメントの質量中心の速度とセグメントの角速度に由来する成分に分解することができる。そのため、関節力パワーもセグメントの並進と回転の運動エネルギーの変化に寄与する成分に分解することができる。

以上のように、セグメントの力学的エネルギー ( $E$ ) は関節トルクと関節力によって変化する。ところで、セグメントの力学的エネルギーの変化率 ( $P$ ) は、以下のように表される。

$$P = dE/dt$$

$$= d(mgh + mv^2/2 + I\omega^2/2)/dt$$

$mgh$  は位置エネルギーを、 $mv^2/2$  は並進の運動エネルギーを、 $I\omega^2/2$  は回転の運動エネルギーを示している。このセグメントの力学的エネルギーの変化率は、関節トルクと関節力を用いて表すことができる。

$$d(mgh + mv^2/2 + I\omega^2/2)/dt = \mathbf{f}_p \cdot \mathbf{v}_p - \mathbf{f}_d \cdot \mathbf{v}_d + \boldsymbol{\tau}_p \cdot \boldsymbol{\omega} - \boldsymbol{\tau}_d \cdot \boldsymbol{\omega}$$

$\mathbf{f}_d$  と  $\mathbf{f}_p$  は、それぞれセグメントの遠位端と近位端に作用する関節力ベクトルを示して

いる。 $\tau_d$ と $\tau_p$ は、それぞれセグメントの遠位端と近位端に作用する関節トルクベクトルを示している。 $v_d$ と $v_p$ は、それぞれセグメントの遠位端と近位端の速度ベクトルを示している。 $\omega$ は、セグメントの角速度ベクトルを示している。

以上が、バイオメカニクスで用いられている分析手法を概略的にまとめたものである。もちろん、ここでまとめられた以外の分析手法も存在し、それらについては他の教科書にて詳細にまとめられている (Robertson et al., 2013; Winter, 2009; Zatsiorsky, 2002)。しかしながら、本節で分析手法についてまとめておくことは、その後の実験研究における議論を理解するための手助けになるのではないかと考え、概略的にはあるがまとめた次第である。

エネルギーの概念が成立したのは 19 世紀後半とされているが、身体運動科学研究においては力学的エネルギーの観点から運動を理解しようとする試みは 19 世紀前半頃から行われていた (Weber & Weber, 1836, English translation in Weber & Weber, 1992)。その後、Fenn (1930) や Elftman (1939) などを発端に分析手法が考案され、Zatsiorsky (2002) や Robertson et al. (2013) などによって体系化されていった。このような研究では、主に歩行や走行が分析対象とされてきた (Bianchi et al., 1998; Burdett et al., 1983; Gordon et al., 2009; Heiderscheit et al., 2012; Martin et al., 1993; Riley et al., 2008; Sasaki & Neptune, 2006; Siegel et al., 2004)。例えば、Robertson and Winter (1980) は身体運動を力学的エネルギーの観点から分析するための手法をまとめた上で、異なる歩行速度において関節トルクと関節力が下肢の各セグメントの力学的エネルギー変化に対してどのように寄与しているのかを検討した。そこでは、歩行時における関節トルクによる力学的エネルギーの発生および吸収量や、関節力による力学的エネルギーの伝達量を示した。また、Winter (1983) は被験者をトレッドミル上で走行させ、走行時において各関節で発揮されたトルクが発生もしくは吸収した力学的エネルギー量を算出した。その結果、膝関節は主に力学的エネルギーを吸収しており、足関節は主に力学的エネルギーを発

生していることが示された。

一方で、野球の投球動作やテニスのサーブ動作のように、身体の末端部を加速させる動作も力学的エネルギーの観点から分析されている。野球の投球動作においては、下肢の各関節は主に力学的エネルギーを発生しており（蔭山ら、2015；島田ら、2000；平山ら、2010）、投球腕各関節は力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、関節力によって力学的エネルギーを手部へ伝達していること（島田ら、2004；宮西ら、1997）。またテニスのサーブ動作においても、ラケット腕の各関節は力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、関節力によって力学的エネルギーを手部へ伝達している（Martin et al., 2014）。このように力学的エネルギーの観点から身体運動を理解しようとする研究では、各関節トルクによる力学的エネルギーの発生量および吸収量や、関節力による力学的エネルギーの伝達量が定量化されてきた。

本章で分析対象とする野球の投球動作では、踏み出し脚の接地後に体幹の各セグメントや、体幹の各セグメントと上腕が投球方向に回転しながら肩関節の水平内転トルクが発揮されている。言い換えると、隣接する部位同士が同一方向に回転しながら関節トルクが発揮されていることとなる。このことは、関節トルクによる力学的エネルギーの伝達が生じていることを意味する。上述のように、これまでの研究においては各関節トルクによる力学的エネルギーの発生量および吸収量や、関節力による力学的エネルギーの伝達量が定量化されてきた。しかしながら、投球動作においては関節トルクが力学的エネルギーを伝達していると考えられることから、関節トルクによる力学的エネルギーの発生量や吸収量に加えて、伝達量も定量化する必要があると考えられる。そこで、この後の節での実験研究では、投球動作において下肢や体幹で発揮された関節トルクによる力学的エネルギーの伝達量を定量化することで、速度調節メカニズムを検討する。これにより、投球動作時における力学的エネルギーの流れを詳細に示すことが期待できる。

## 2.2

### 投球動作における上胴の回転に関する力学的機序

#### 2.2.1 背景

これまでの野球の投球動作に関する研究は、主に投球速度の生成について多くの洞察を与えてきた。とりわけ、速度を生成する上では、上部体幹（上胴）の上下軸まわりの回転が重要であるとされている (Aguinaldo et al., 2007; Stodden et al., 2001; Stodden et al., 2006)。Stodden et al. (2001) は上胴の上下軸まわりの角速度がボールリリース時の投球速度と相関していることを示し、Hirashima et al. (2007b) は投球速度が増大するにつれて、投球速度に対する上胴の角速度の貢献度も増大していたことを実験的に示した。これらの研究から、投球速度の生成に対して上胴の上下軸まわりの角速度が貢献していると考えられる。そのため、本節の研究ではこの上胴の角速度の生成機序に焦点を当て検討していく。

上胴の上下軸まわりの角速度の生成機序については、以下の2つが考えられる。1つは、体幹を仮に上胴と下部体幹（下胴）から構成されるものとした際、この体幹を捻じることによって上胴の角速度が増大している場合である。もう1つは、下肢の力発揮によって下胴の上下軸まわりの角速度が増大した後に、それに伴い上胴の上下軸まわりの角速度も増大している場合である。これまでの研究によって、上胴の角速度の重要性については指摘されてきたものの、これらの生成機序が上胴の角速度の生成にどの程度寄与しているのかについては検討されてこなかった。

この問題を扱うための1つの方法として、投球動作時における上胴の上下軸まわりの回転を力学的エネルギーの観点から検討することがあげられる。卓球においてラケット腕の力学的エネルギーは、各関節が力学的エネルギーを発生することよりはむしろ

る、上腕から力学的エネルギーが伝達することにより増大していた (Iino & Kojima, 2016)。このことは、ラケット腕の力学的エネルギーを増大させるためには、あらかじめ上腕の力学的エネルギーを増大させておくことが重要であることを示唆している。本節の研究においても同様の方法を用いることで、上腕の角速度の増大が主に捻じることによるもの、すなわち体幹の捻転トルクによる力学的エネルギーの発生によるものなのか、それとも骨盤の角速度の増大によるもの、すなわち体幹の捻転トルクによる力学的エネルギーの伝達によるものなのかを定量的に示すことができる。そこで本節の研究では、投球動作における上腕の角速度の生成機序について力学的エネルギーの観点から検討することを目的とした。

## 2.2.2 方法

### 2.2.2.1 被験者

本節の研究では、野球経験のある右投げの健常成人男性 12 名 (身長:  $1.73 \pm 0.06$  m、体重:  $67.6 \pm 7.4$  kg、年齢:  $22.4 \pm 2.3$  歳、競技歴:  $10.9 \pm 3.1$  年) を被験者とした。被験者には実験に際して、事前に実験内容の説明を口頭および書面にて行い、参加の同意を得た。なお、本節の研究は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 496)。

### 2.2.2.2 データ収集

被験者には十分なウォーミングアップを行わせた後、実験室に設定した仮設の投球マウンドにて、5 m 前方の的 (高さ: 0.64 m、幅: 0.38 m) に向かって全力投球を行わせた (図 2.7)。的に当たった試行を成功試技とし、成功試技が 3 試行取得できるまで投球を行わせた。身体動作のデータ収集には赤外線カメラ 13 台を含む光学式三次元動作分析装置 (Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。本節の研究では、投球方向

を Y 軸の正方向、鉛直上向きを Z 軸の正方向、Y 軸と Z 軸の外積によって得られる軸を X 軸の正の方向とする右手系の直行座標系を、実験室内における絶対座標系として定義した。図 2.8 は、分析基準点として被験者に貼付した反射マーカークの位置を示したものであり、マーカークの 3 次元位置座標データをサンプリング周波数 200 Hz で収集した。また、フォースプラットフォーム (Force Plate 9281E, Kistler, Switzerland) を用い地面反力データを取得し、その際のサンプリング周波数は 2000 Hz とした。各センサの出力を専用アンプで増幅した後、AD 変換を行いコンピューターに取り込んだ。身体分析点の 3 次元位置座標データと地面反力データは、自動分析装置にて同期を行った。

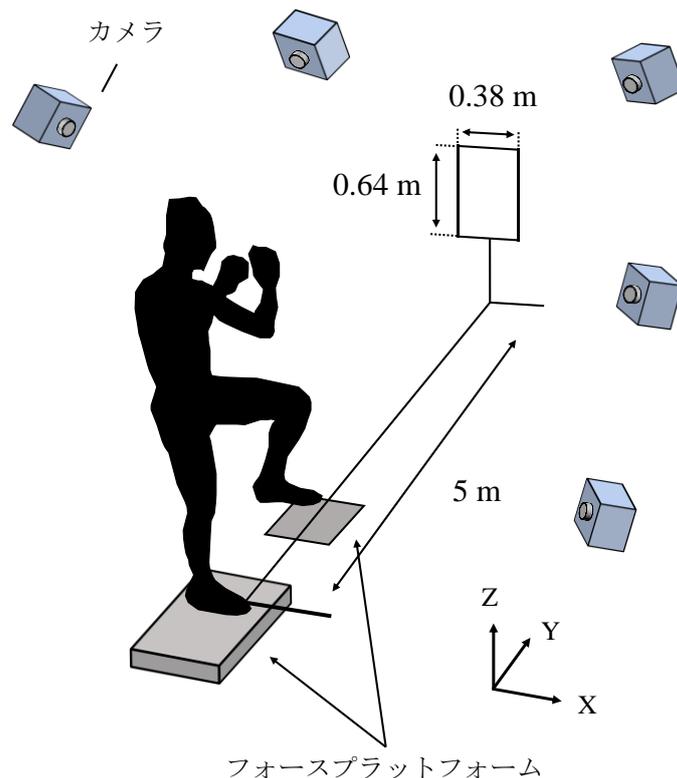


図 2.7 実験環境図

赤外線カメラ 13 台を含む光学式三次元動作分析装置 (Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。またフォースプラットフォーム (Force Plate 9281E, Kistler, Switzerland) を用い地面反力データを取得し、各センサの出力を専用アンプで増幅した後、AD 変換を行いコンピューターに

取り込んだ。身体分析点の3次元位置座標データと地面反力データは、自動分析装置にて同期を行った。また投球方向をY軸の正方向、鉛直上向きをZ軸の正方向、Y軸とZ軸の外積によって得られる軸をX軸の正方向とする右手系の直行座標系を、実験室内における絶対座標系として定義した。

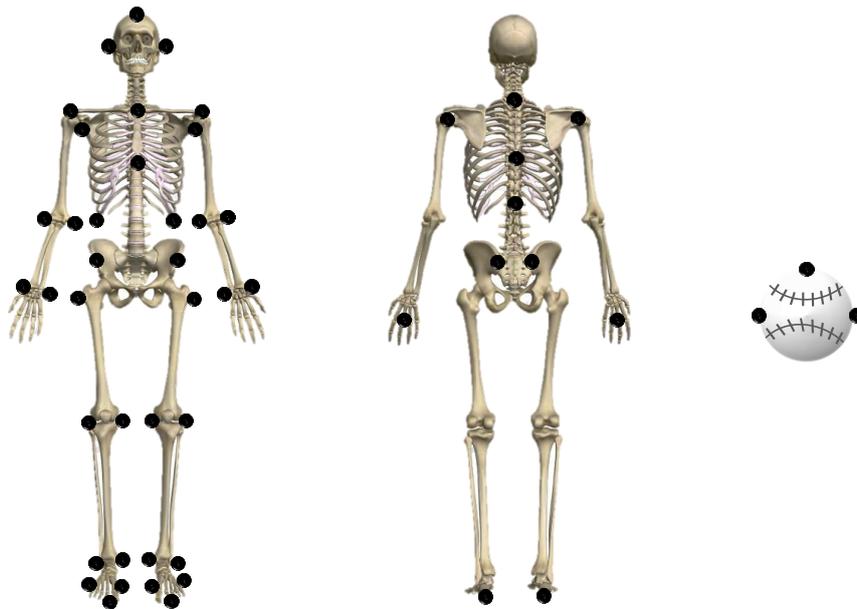


図 2.8 反射マーカの貼付位置

身体には、左右の第3中手骨、尺骨茎状突起、橈骨茎状突起、上腕骨内側上顆、上腕骨外側上顆、上腕骨小結節、肩峰、肩峰角、つま先、第1中足骨頭、第5中足骨頭、踵骨、内踝、外踝、大腿骨内側上顆、大腿骨外側上顆、大転子、耳珠、肋骨下端、上前腸骨棘、上後腸骨棘、頭頂、胸骨上縁、第7頸椎、剣状突起、第8胸椎、第12胸椎に反射マーカを貼付した。ボールには、左右と頂点に反射マーカを貼付した。

### 2.2.2.3 解析区間

本節の研究では、投球動作を踏み出し期、コッキング期、加速期の3つの局面に分割した(図2.9)。踏み出し期は、踏み出し脚の膝関節中心が最も挙上した時点から(Maximal Knee height: MKH)、踏み出し脚が接地した時点とした(Stride Foot Contact: SFC)。コッキング期は、SFCから投球腕の肩関節が最大外旋した時点とした(Maximal external shoulder rotation: MER)。加速期は、MERからボールリリースまでとした(Ball Release: BR)。踏み出し脚が接地した時点は、地面反力が10Nを初めて超えた時とし

た (Oyama et al., 2013)。また、ボールリリースは算出されたボール中心と右の第3中手骨の反射マーカースとの距離が2 cm を初めて超えた時点とした (Nissen et al., 2007)。各被験者において算出されたデータは、踏み出し脚の膝関節中心が最も挙上した時点からボールリリースまでのデータについて3次スプライン関数を用い補間し、その区間を100%とした際の1%毎のデータを求めた。

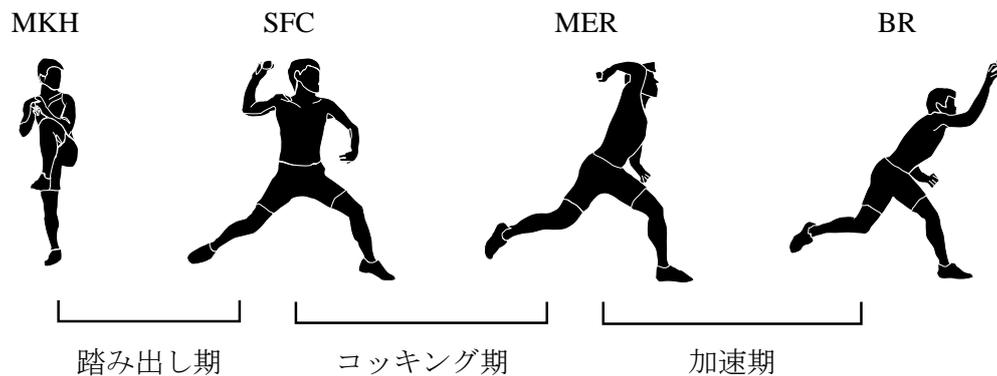


図 2.9 投球局面とイベント

踏み出し脚の膝関節中心が最も挙上した時点から (Maximal Knee height: MKH)、踏み出し脚が接地した時点 (Stride Foot Contact: SFC) を踏み出し期とした。SFC から投球腕の肩関節が最大外旋した時点 (Maximal external shoulder rotation: MER) をコッキング期とした。MER からボールリリースまで (Ball Release: BR) を加速期とした。

#### 2.2.2.4 データ処理・分析

収集した反射マーカースの3次元位置座標データは、残差分析 (Wells & Winter, 1980; Winter, 2009) により遮断周波数を各分析点それぞれについて決定した。そして、2次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで、位相ずれのない平滑化を行った。実際に用いた遮断周波数は、7 Hz から 15 Hz の間であった。また地面反力データは、200 Hz にダウンサンプリングを行った後、遮断周波数 15 Hz で2次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけ位相ずれのない平滑化を行った (Bisseling & Hof, 2006; Kristianslund et al., 2012)。

本節の研究においては身体を16のセグメントが15の関節で連結した剛体リンクモデルを使用し、後述する方法で推定した胸部仮想関節と腰部仮想関節によって体幹を上部体幹(上腕)に分割するモデルを採用した(図2.10)。各セグメントの慣性係数は、先行研究の定義にならい算出した(Dumas et al., 2007a; Dumas et al., 2007b; Dumas et al., 2015)。手関節、肘関節、足関節、膝関節は関節の内外に貼付した2個のマーカ一の中点をそれぞれの関節中心とした。肩関節中心は、上腕骨小結節と肩峰角の中点として推定し、股関節中心はHarrington et al. (2007) が示した方法により推定した。胸部仮想関節中心および腰部仮想関節中心、頸部仮想関節中心についてはReed et al. (1999) が示した方法により推定した。

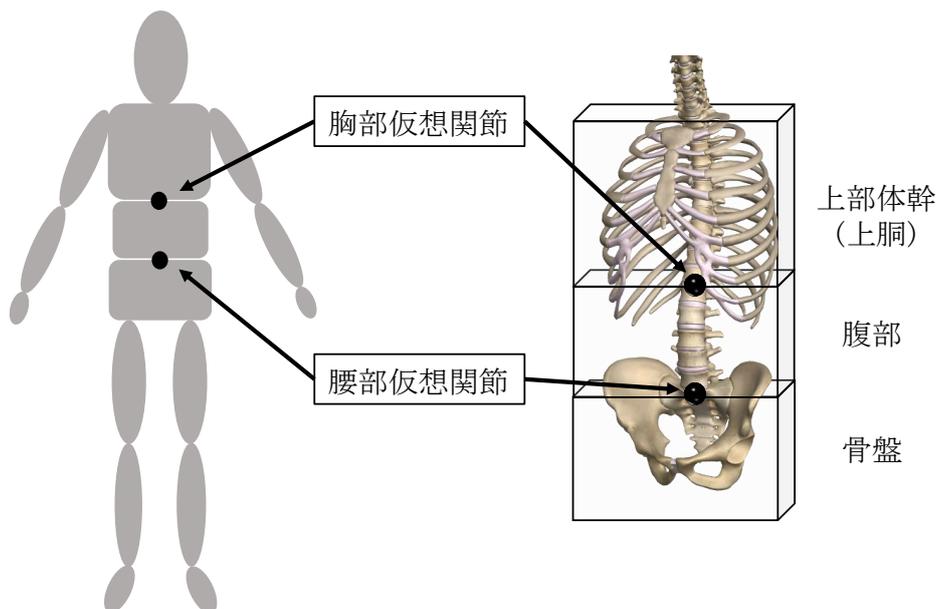


図2.10 本節の研究で使用した剛体リンクモデルと胸部および腰部仮想関節中心の位置  
胸部および腰部仮想関節中心はReed et al. (1999) が示した方法により推定し、体幹を上腕、腹部、骨盤に分割した。

身体各セグメントの姿勢を決定するために、各セグメントに右手系の移動座標系を設定した。上肢と下肢については右上肢、右下肢についてのみ述べるが左上肢、左下肢についても同様の手順で定義した。

(1) 手部 (図 2.11 (a))

右第3中手骨から右手関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{hand}$  とし、右尺骨茎状突起から右橈骨茎状突起へ向かう方向の単位ベクトルを  $S_{hand}$  とした。 $z_{hand}$  と  $S_{hand}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{hand}$  とし、 $y_{hand}$  と  $z_{hand}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{hand}$  とした。 $x_{hand}$ 、 $y_{hand}$ 、 $z_{hand}$  を軸とする移動座標系を手部座標系とした。

(2) 前腕部 (図 2.11 (b))

右手関節中心から右肘関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{farm}$  とし、右尺骨茎状突起から右橈骨茎状突起へ向かう方向の単位ベクトルを  $S_{farm}$  とした。 $z_{farm}$  と  $S_{farm}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{farm}$  とし、 $y_{farm}$  と  $z_{farm}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{farm}$  とした。 $x_{farm}$ 、 $y_{farm}$ 、 $z_{farm}$  を軸とする移動座標系を前腕部座標系とした。

(3) 上腕部 (図 2.11 (c))

右肘関節中心から右肩関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{uarm}$  とし、右上腕骨内側上顆から上腕骨外側上顆へ向かう方向の単位ベクトルを  $S_{uarm}$  とした。 $z_{uarm}$  と  $S_{uarm}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{uarm}$  とし、 $y_{uarm}$  と  $z_{uarm}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{uarm}$  とした。 $x_{uarm}$ 、 $y_{uarm}$ 、 $z_{uarm}$  を軸とする移動座標系を上腕部座標系とした。

(4) 足部 (図 2.11 (d))

右第1中足骨頭と右第5中足骨頭の中点から右踵骨へ向かう方向の単位ベクトルを

$z_{foot}$  とし、右第1中足骨頭から右第5中足骨頭へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{foot}$  とした。 $z_{foot}$  と  $s_{foot}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{foot}$  とし、 $y_{foot}$  と  $z_{foot}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{foot}$  とした。 $x_{foot}$ 、 $y_{foot}$ 、 $z_{foot}$  を軸とする移動座標系を足部座標系とした。

(5) 下腿部 (図 2.11 (e))

右足関節中心から右膝関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{shank}$  とし、右内踝から右外踝へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{shank}$  とした。 $z_{shank}$  と  $s_{shank}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{shank}$  とし、 $y_{shank}$  と  $z_{shank}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{shank}$  とした。 $x_{shank}$ 、 $y_{shank}$ 、 $z_{shank}$  を軸とする移動座標系を下腿部座標系とした。

(6) 大腿部 (図 2.11 (f))

右膝関節中心から右股関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{thigh}$  とし、右大腿骨内側上顆から右大腿骨外側上顆へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{thigh}$  とした。 $z_{thigh}$  と  $s_{thigh}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{thigh}$  とし、 $y_{thigh}$  と  $z_{thigh}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{thigh}$  とした。 $x_{thigh}$ 、 $y_{thigh}$ 、 $z_{thigh}$  を軸とする移動座標系を大腿部座標系とした。

(7) 頭頸部 (図 2.11 (g))

頸部仮想関節中心から頭頂へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{head}$  とし、左耳珠から右耳珠へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{head}$  とした。 $z_{head}$  と  $s_{head}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{head}$  とし、 $y_{head}$  と  $z_{head}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{head}$  とした。 $x_{head}$ 、 $y_{head}$ 、 $z_{head}$  を軸とする移動座標系を頭頸部座標系とした。

(8) 上腕 (図 2.11 (h))

胸部仮想関節中心から頸関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{upt}$  とし、左肩関節中心から右肩関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{upt}$  とした。 $z_{upt}$  と  $s_{upt}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{upt}$  とし、 $y_{upt}$  と  $z_{upt}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{upt}$  とした。 $x_{upt}$ 、 $y_{upt}$ 、 $z_{upt}$  を軸とする移動座標系を上腕座標系とした。

(9) 腰部 (図 2.11 (i))

腰部仮想関節中心から胸部仮想関節中心へ向かう方向の単位ベクトルを  $z_{mdt}$  とし、左肋骨下端から右肋骨下端へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{mdt}$  とした。 $z_{mdt}$  と  $s_{mdt}$  の外積により得られる方向の単位ベクトルを  $y_{mdt}$  とし、 $y_{mdt}$  と  $z_{mdt}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{mdt}$  とした。 $x_{mdt}$ 、 $y_{mdt}$ 、 $z_{mdt}$  を軸とする移動座標系を腰部座標系とした。

(10) 骨盤 (図 2.11 (j))

左上前腸骨棘から右上前腸骨棘へ向かう方向の単位ベクトルを  $x_{pel}$  とし、左右上後腸骨棘の midpoint から左右上前腸骨棘の midpoint へ向かう方向の単位ベクトルを  $s_{pel}$  とした。 $x_{pel}$  と  $s_{pel}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $z_{pel}$  とし、 $z_{pel}$  と  $x_{pel}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{pel}$  とした。 $x_{pel}$ 、 $y_{pel}$ 、 $z_{pel}$  を軸とする移動座標系を骨盤座標系とした。

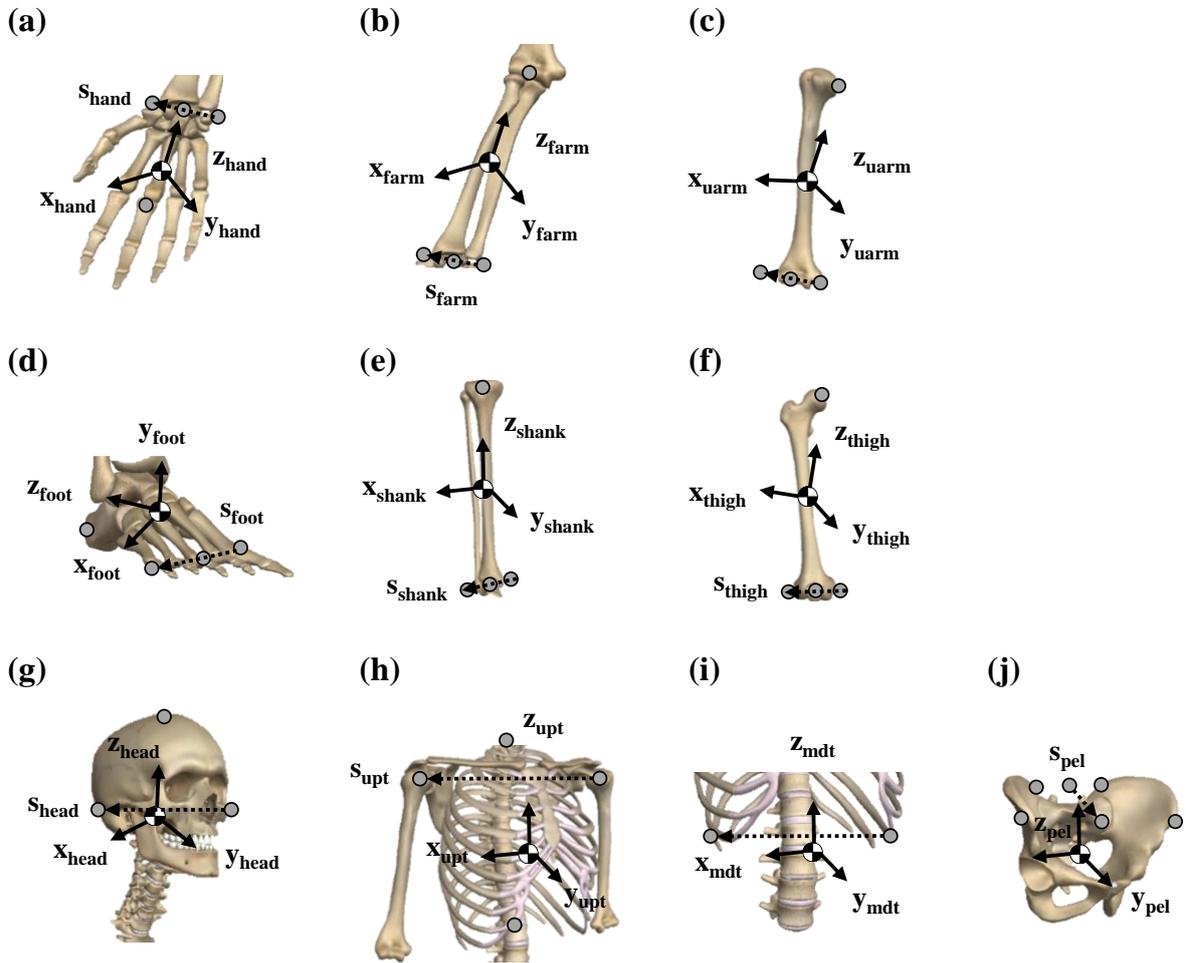


図 2.11 各セグメントの移動座標系

身体各関節における各軸まわりの関節角速度、関節トルクを算出するために各関節に右手系の移動座標系を設定した。上肢と下肢については右上肢、右下肢についてのみ述べるが左上肢、左下肢についても同様の手順で定義した。

(1) 手関節 (図 2.12 (a))

手部座標系の  $z_{hand}$  および前腕部座標系の  $x_{farm}$  をそれぞれ  $z_{wr}$ 、 $S_{wr}$  とした。 $z_{wr}$  と  $S_{wr}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{wr}$  とし、 $y_{wr}$  と  $z_{wr}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{wr}$  とした。 $x_{wr}$ ,  $y_{wr}$ ,  $z_{wr}$  を軸とする移動座標系を手関節座標系

とした。

(2) 肘関節 (図 2.12 (b))

前腕部座標系の  $z_{farm}$  および上腕部座標系の  $z_{uarm}$  をそれぞれ  $z_{elb}$ 、 $s_{elb}$  とした。 $z_{elb}$  と  $s_{elb}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{elb}$  とし、 $y_{elb}$  と  $z_{elb}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{elb}$  とした。 $x_{elb}$ 、 $y_{elb}$ 、 $z_{elb}$  を軸とする移動座標系を肘関節座標系とした。

(3) 肩関節 (図 2.12 (c))

上腕部座標系の  $z_{farm}$  および上腕座標系の  $z_{uarm}$  をそれぞれ  $z_{sh}$ 、 $s_{sh}$  とした。 $z_{sh}$  と  $s_{sh}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{sh}$  とし、 $y_{sh}$  と  $z_{sh}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{sh}$  とした。 $x_{sh}$ 、 $y_{sh}$ 、 $z_{sh}$  を軸とする移動座標系を肩関節座標系とした。

(4) 足関節 (図 2.12 (d))

足部座標系の  $z_{foot}$  および下腿部座標系の  $x_{shank}$  をそれぞれ  $z_{ank}$ 、 $s_{ank}$  とした。 $z_{ank}$  と  $s_{ank}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{ank}$  とし、 $y_{ank}$  と  $z_{ank}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{ank}$  とした。 $x_{ank}$ 、 $y_{ank}$ 、 $z_{ank}$  を軸とする移動座標系を足関節座標系とした。

(5) 膝関節 (図 2.12 (e))

下腿部座標系の  $z_{shank}$  および大腿部座標系の  $x_{thigh}$  をそれぞれ  $z_{kn}$ 、 $s_{kn}$  とした。 $z_{kn}$  と  $s_{kn}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{kn}$  とし、 $y_{kn}$  と  $z_{kn}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{kn}$  とした。 $x_{kn}$ 、 $y_{kn}$ 、 $z_{kn}$  を軸とする移動座標系を膝関節

座標系とした。

(6) 股関節 (図 2.12 (f))

大腿部座標系の  $z_{thigh}$  および骨盤座標系の  $x_{pel}$  をそれぞれ  $z_{hip}$ 、 $s_{hip}$  とした。 $z_{hip}$  と  $s_{hip}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{hip}$  とし、 $y_{hip}$  と  $z_{hip}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{hip}$  とした。 $x_{hip}$ 、 $y_{hip}$ 、 $z_{hip}$  を軸とする移動座標系を股関節座標系とした。

(7) 頸部仮想関節 (図 2.12 (g))

頭頸部座標系の  $z_{head}$  および上胴座標系の  $x_{upt}$  をそれぞれ  $z_{neck}$ 、 $s_{neck}$  とした。 $z_{neck}$  と  $s_{neck}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{neck}$  とし、 $y_{neck}$  と  $z_{neck}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{neck}$  とした。 $x_{neck}$ 、 $y_{neck}$ 、 $z_{neck}$  を軸とする移動座標系を頸部仮想関節座標系とした。

(8) 胸部仮想関節 (図 2.12 (h))

上胴座標系の  $z_{upt}$  および腰部座標系の  $x_{mdt}$  をそれぞれ  $z_{tl}$ 、 $s_{tl}$  とした。 $z_{tl}$  と  $s_{tl}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{tl}$  とし、 $y_{tl}$  と  $z_{tl}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{tl}$  とした。 $x_{tl}$ 、 $y_{tl}$ 、 $z_{tl}$  を軸とする移動座標系を胸部仮想関節座標系とした。

(9) 腰部仮想関節 (図 2.12 (i))

骨盤座標系の  $z_{pel}$  および腰部座標系の  $x_{mdt}$  をそれぞれ  $z_{ls}$ 、 $s_{ls}$  とした。 $z_{ls}$  と  $s_{ls}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{ls}$  とし、 $y_{ls}$  と  $z_{ls}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $x_{ls}$  とした。 $x_{ls}$ 、 $y_{ls}$ 、 $z_{ls}$  を軸とする移動座標系を腰部仮想関節座標系

とした。

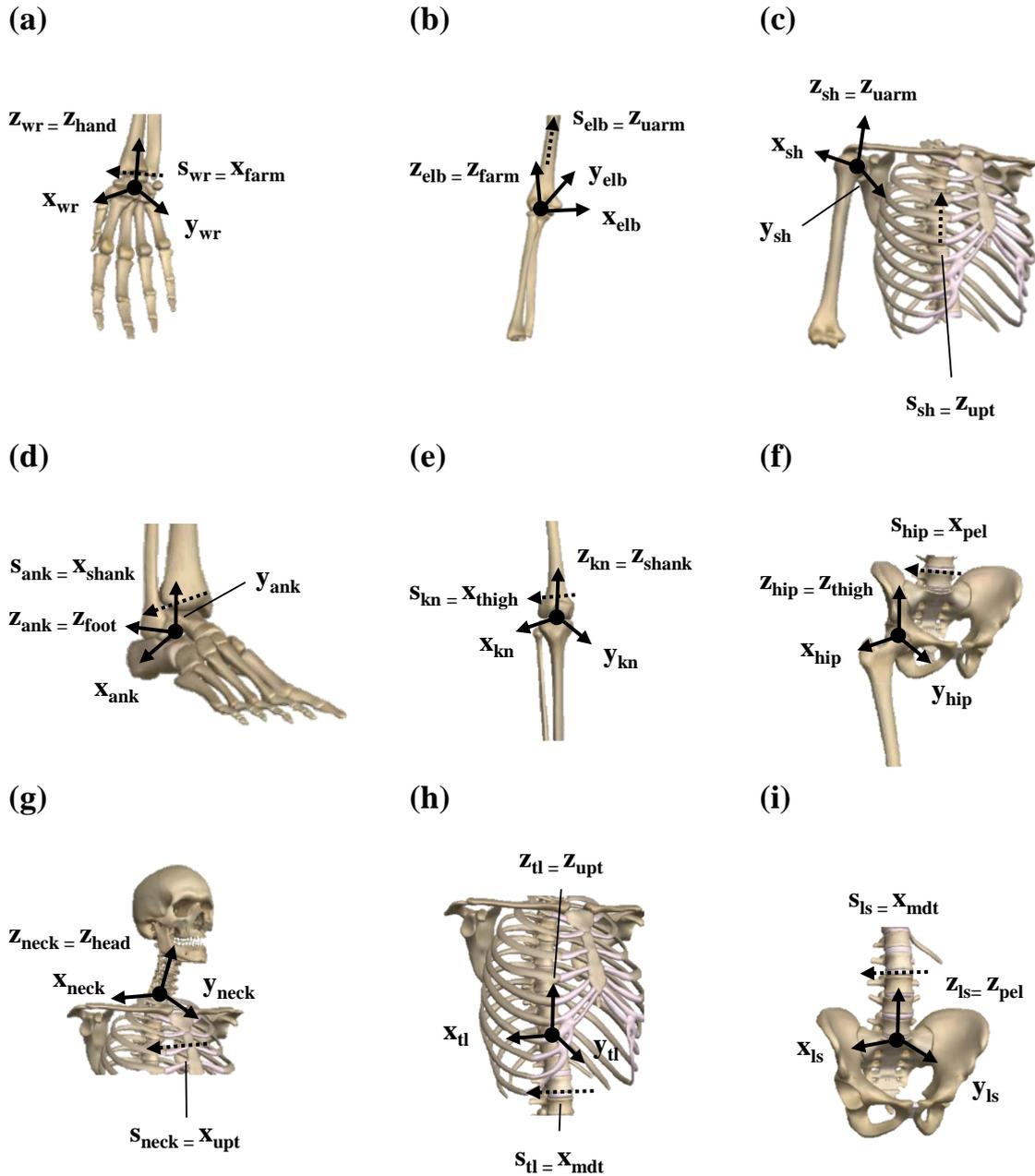


図 2.12 各関節の移動座標系

関節角速度ベクトル ( $\omega_j$ ) は、絶対座標系における遠位のセグメントの角速度ベクトル ( $\omega_{d_G}$ )、絶対座標系における近位の角速度ベクトル ( $\omega_{p_G}$ )、絶対座標系から関節座

標系への回転変換行列を  $[E]^T$  とした際、以下のように算出した。

$$\omega_j = [E]^T (\omega_{d_G} - \omega_{p_G})$$

絶対座標系における関節力と関節トルクは、逆動力学演算によって算出した。投球腕（右腕）の手部セグメントについては遠位端の関節に関節間力ベクトル、関節トルクベクトルは作用しないものとし、投球開始からボールリリースまでの間、手部とボールは1つの剛体であると仮定した。得られた絶対座標系における関節トルクベクトルを各関節座標系に座標変換を行い、各軸に射影することで関節座標系における関節トルクベクトルを算出した。関節力ベクトルおよび関節トルクベクトルは各被験者の身体質量で除することで規格化した。

遠位のセグメントトルクパワー ( $STP_d$ ) は、関節座標系における関節トルクベクトル ( $\tau_j$ ) と関節座標系における遠位のセグメントの角速度ベクトル ( $\omega_d$ ) の内積により算出した。近位のセグメントトルクパワー ( $STP_p$ ) は、関節座標系における関節トルクベクトル ( $\tau_j$ ) と関節座標系における近位のセグメントの角速度ベクトル ( $\omega_p$ ) の内積により算出した。関節トルクパワー ( $JTP$ ) は、関節をなす遠位と近位のセグメントトルクパワーの和により算出した。

$$STP_d = \tau_j \cdot \omega_d$$

$$STP_p = -\tau_j \cdot \omega_p$$

$$JTP = \tau_j \cdot (\omega_d - \omega_p) = \tau_j \cdot \omega_j$$

関節トルクには、力学的エネルギーを発生や吸収することに加え、伝達するはたらかがある。本節の研究では、この関節トルクによる力学的エネルギーの伝達に着目し

た。隣接する2つのセグメントが同じ方向に回転しながらトルクが発揮されていた場合、一方のセグメントトルクパワーは負の値となり、もう一方のセグメントトルクパワーの値は正となる。この時、セグメントトルクパワーが負の値を示しているセグメントから正の値を示しているセグメントへ力学的エネルギーが伝達したことになる。隣接する2つのセグメントが等しい速度で同じ方向に回転していた場合 ( $\omega_d = \omega_p$ )、力学的エネルギーの伝達量 ( $ET_j$ ) は以下のように算出される。

$$ET_j = |\int STP_d dt| = |\int STP_p dt|$$

隣接する2つのセグメントが異なる速度で同じ方向に回転していた場合 ( $\omega_d \neq \omega_p$ )、力学的エネルギーの伝達量は以下のように算出される。

$$ET_j = (|\int STP_d dt| + |\int STP_p dt| - |\int JTP dt|)/2$$

パワーを時間積分することで、力学的仕事を算出した。パワーの積分区間については、踏み出し脚の膝関節中心が最も挙上した時点から、ボールリリースまでとした。パワーと力学的仕事は、各被験者の身体質量で除することで規格化した。

#### 2.2.2.5 統計処理

胸部および腰部仮想関節トルクによる上腕および腹部のセグメントトルクパワーの正の積分値に対して、一元配置分散分析 (ANOVA) を実施した。ここでは、各関節トルクの軸まわり (屈曲/伸展、側屈、捻転) で有意な ( $p < 0.05$ ) 主効果が存在するかを検討した。主効果が認められた場合には、Tukey の HSD 検定によって多重比較を行った。また、胸部および腰部仮想関節トルクによる力学的エネルギーの発生量と伝達量

に対して、有意水準を5%未満とするt検定を行った。加えて、力学的エネルギーの発生量と伝達量の差についての効果量を算出した。

### 2.3.3 結果

本節の研究における被験者の球速の平均値は、 $28.2 \pm 3.0$  m/sであった。胸部仮想関節の捻転軸まわりの角速度は、踏み出し期とコッキング期の前半では負の値を示しており、コッキング期の後半と加速期では正の値を示していた (図 2.13 (a))。つまり、踏み出し期とコッキング期の前半では腰部に対して投球方向とは反対方向へ上腕が回転しており、コッキング期の後半と加速期では腰部に対して投球方向へ上腕が回転していた。腰部仮想関節の捻転軸まわりの角速度についても、同様の結果が示されている (図 2.13 (b))。胸部仮想関節の捻転トルクは、踏み出し期とコッキング期では正の値を示しており、加速期では負の値を示していた (図 2.13 (a))。つまり、踏み出し期とコッキング期では、腰部に対して投球方向へ上腕を回転させるトルクが生じており、加速期では腰部に対して投球方向とは反対方向へ上腕を回転させるトルクが生じていた。腰部仮想関節の捻転トルクについても、同様の結果が示されている (図 2.13 (b))。胸部仮想関節の捻転トルクによるパワーは、踏み出し期では負の値を示しており、コッキング期では正の値を示した後に、加速期では負の値を示していた (図 2.13 (a))。つまり、捻転トルクは踏み出し期では力学的エネルギーを吸収しており、コッキング期では力学的エネルギーを発生した後に、加速期で力学的エネルギーを吸収していた。腰部仮想関節の捻転トルクによるパワーは、踏み出し期では負の値を示しており、コッキング期では正の値を示していた (図 2.13 (b))。つまり、捻転トルクは踏み出し期では力学的エネルギーを吸収しており、コッキング期では力学的エネルギーを発生していた。

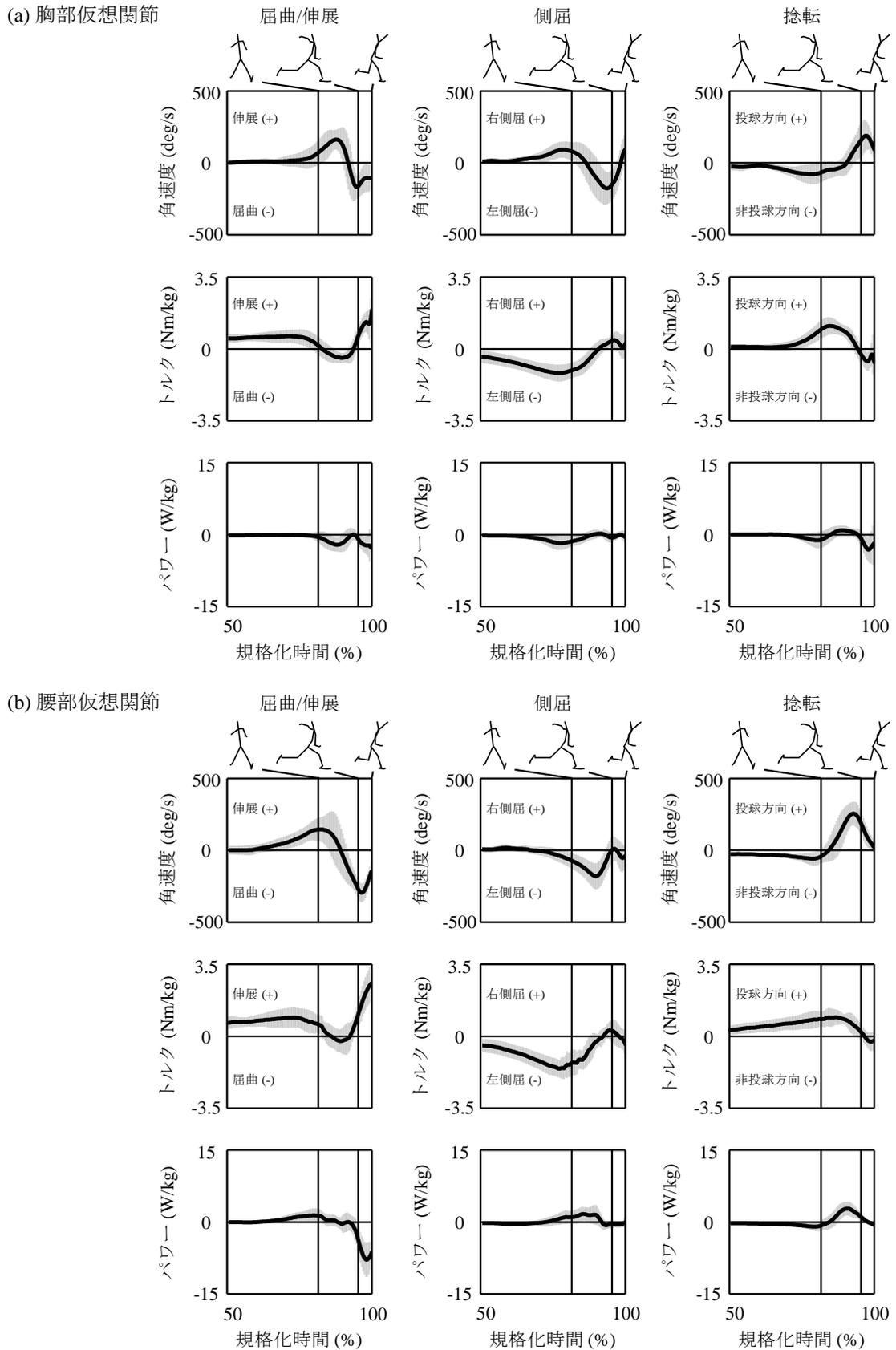


図 2.13 (a) 胸部仮想関節と(b) 腰部仮想関節における関節角速度、関節トルク、関節トルクパ

ワー

縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。また灰色の縦線は、各時刻における標準偏差を示している。

胸部仮想関節が上胴に発揮したセグメントトルクパワーは胸部仮想関節で発揮されたトルクと上胴の角速度との内積を取ることで算出した。また、腰部仮想関節が腹部に発揮したセグメントトルクパワーは腰部仮想関節で発揮されたトルクと腹部の角速度との内積を取ることで算出した。その結果、上胴と腹部のセグメントトルクパワーのピーク値は、屈曲/伸展トルクで  $1.39 \pm 0.87$  W/kg と  $1.60 \pm 1.31$  W/kg、側屈トルクで  $2.05 \pm 1.57$  W/kg と  $4.39 \pm 2.18$  W/kg、捻転トルクで  $10.1 \pm 3.81$  W/kg と  $12.9 \pm 4.47$  W/kg であった (図 2.14 (a)、図 2.14 (b))。

上胴や腹部の角速度が増大する局面はおおよそ踏み出し脚の接地前から肩関節が最大外旋するまでの間と考えられるため、本研究では上胴と腹部のセグメントトルクパワーの正の積分値を算出した。その結果、屈曲/伸展トルクで  $0.21 \pm 0.09$  J/kg と  $0.40 \pm 0.19$  J/kg、側屈トルクで  $0.45 \pm 0.20$  J/kg と  $0.83 \pm 0.25$  J/kg、捻転トルクで  $1.30 \pm 0.33$  J/kg と  $1.79 \pm 0.47$  J/kg であった。胸部と腰部仮想関節のどちらにおいても捻転トルクの方が屈曲/伸展トルクや側屈トルクに比べて有意に仕事量が大きかった (図 2.15 (a)、図 2.15 (b)、表 2.1)。したがって、捻転トルクによる仕事量の内訳について検討した。

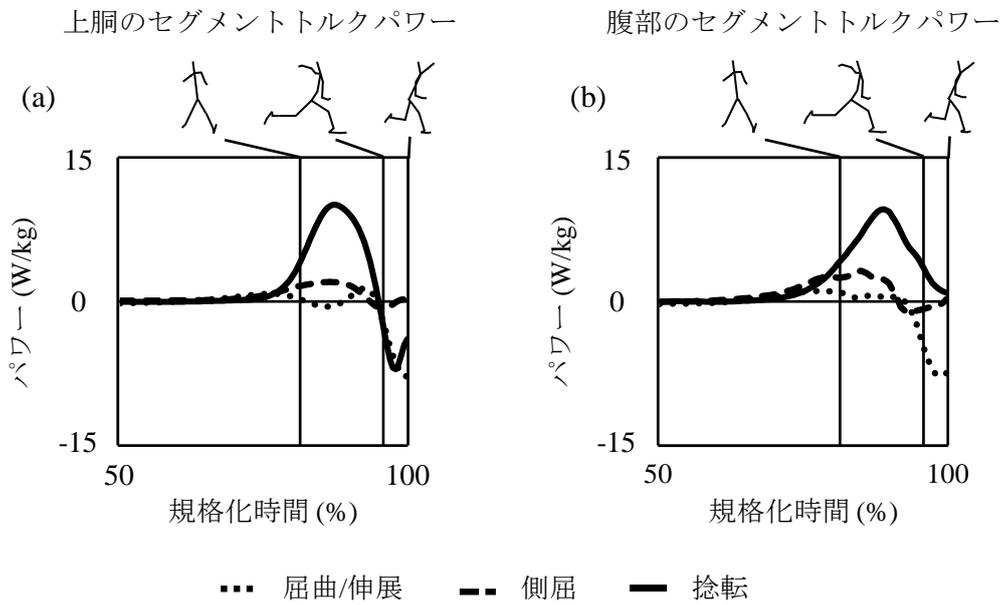


図 2.14 上腕と腹部のセグメントトルクパワー

(a) は胸部仮想関節の関節トルクによるセグメントトルクパワーを、(b) は腰部仮想関節の関節トルクによるセグメントトルクパワーを示している。縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。

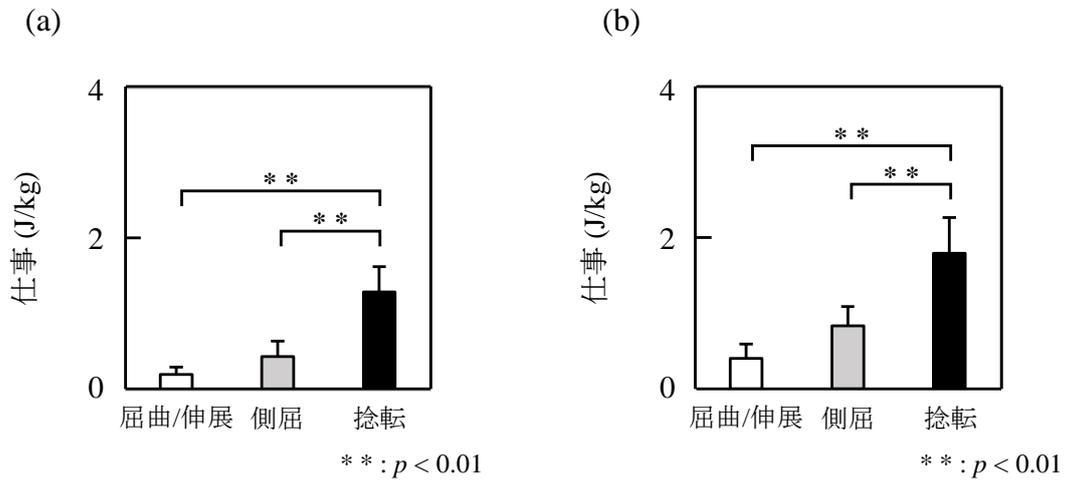


図 2.15 上腕と腹部のセグメントトルクパワーにおける正の積分値

(a) は胸部仮想関節の関節トルクが上腕にした仕事を、(b) は腰部仮想関節の関節トルクが腹部にした仕事をそれぞれ示している。

表 2.1 上腕と腹部のセグメントトルクパワーにおける正の積分値

	屈曲/伸展 (J/kg)	側屈 (J/kg)	捻転 (J/kg)	<i>p</i> 値	効果量 ( $\eta^2$ )
胸部仮想関節トルク	0.21 ± 0.09	0.45 ± 0.20	1.30 ± 0.33	0.001	0.86
腰部仮想関節トルク	0.40 ± 0.19	0.83 ± 0.25	1.79 ± 0.47	0.001	0.86

捻転トルクによる仕事量の内訳には力学的エネルギーの発生と伝達があり、これらは図 2.16 で示されているセグメントトルクパワーと関節トルクパワーにより算出される。胸部と腰部仮想関節の捻転トルクによる力学的エネルギー発生量は、 $0.05 \pm 0.05$  J/kg と  $0.26 \pm 0.08$  J/kg であった。一方で、胸部と腰部仮想関節の捻転トルクによる力学的エネルギー伝達量は、 $1.25 \pm 0.33$  J/kg と  $1.52 \pm 0.42$  J/kg であった。胸部と腰部仮想関節のどちらにおいても、捻転トルクによる力学的エネルギーの伝達量の方が、発生量に比べて有意に大きかった (図 2.17 (a)、図 2.17 (b)、表 2.2)。

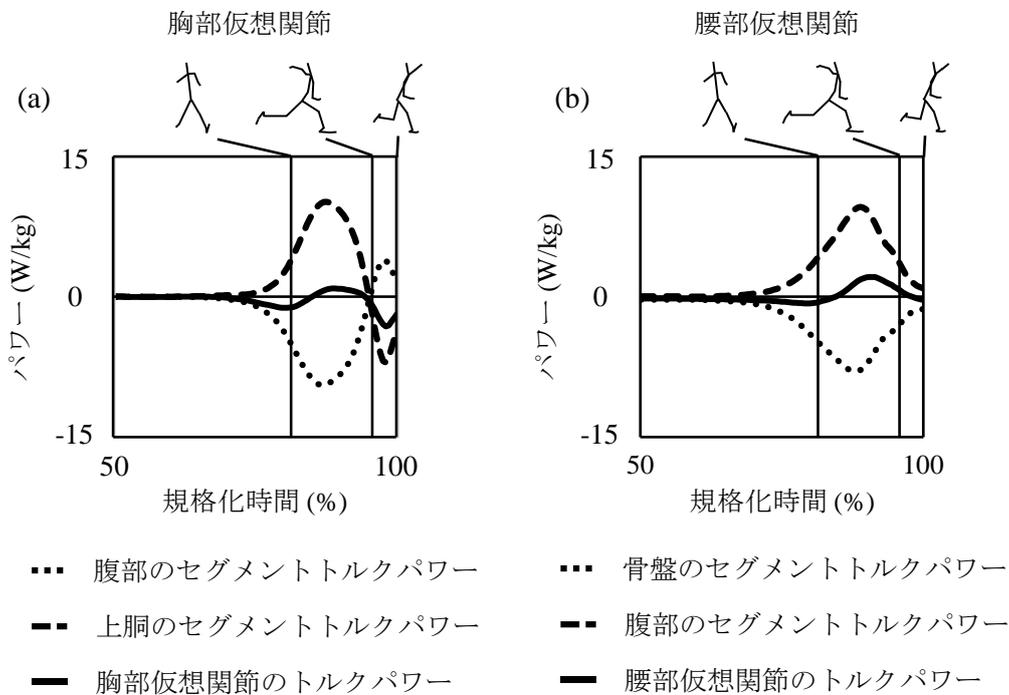


図 2.16 セグメントトルクパワーと関節トルクパワー

(a) は上腕と腹部のセグメントトルクパワーと胸部仮想関節の捻転トルクによるパワーを示し

ている。(b) は腹部と骨盤のセグメントトルクパワーと腰部仮想関節の捻転トルクによるパワーを示している。縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。

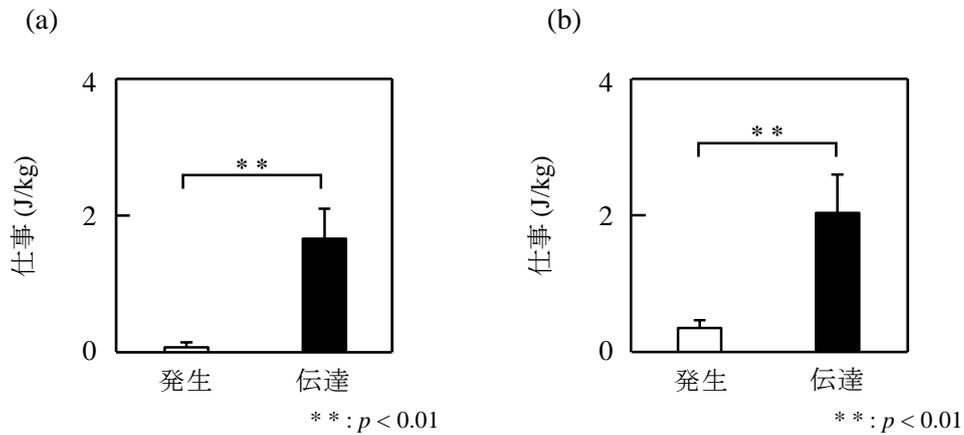


図 2.17 力学的エネルギーの発生量と伝達量

(a) は胸部仮想関節の捻転トルクによる力学的エネルギーの発生量と伝達量を示している。(b) は腰部仮想関節の捻転トルクによる力学的エネルギーの発生量と伝達量を示している。

表 2.2 力学的エネルギーの発生量と伝達量

	発生量 (J/kg)	伝達量 (J/kg)	<i>p</i> 値	効果量 (d)
胸部仮想関節	0.05 ± 0.05	1.25 ± 0.33	0.001	5.02
腰部仮想関節	0.26 ± 0.08	1.52 ± 0.42	0.001	4.15

### 2.3.4 考察

本節の研究では、投球動作における上腕の上下軸まわりの角速度の生成機序について力学的エネルギーの観点から検討することを目的とした。力学的エネルギーの観点から検討する上で、関節トルクにより生じる力学的エネルギーの発生量と伝達量に着目した。胸部と腰部の仮想関節で各関節軸まわりのトルクによる仕事量を検討した結果、捻転トルクによる仕事量が屈曲/伸展トルクや側屈トルクに比べ大きかった。そこで、捻転トルクによる仕事の内訳を検討した。その結果、力学的エネルギーの発生量

に比べ伝達量の方が大きかった。つまり、捻転トルクは捻じることによって力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していた。このことは、野球の投球動作時における上胴の角速度の増大は、主に骨盤の角速度の増大によるものであることを示している。

胸部仮想関節の捻転トルクが上胴にした仕事は  $1.30 \pm 0.33$  J/kg であり、これは全体の約 60% に当たる仕事量であった (図 2.15 (a))。また、腰部仮想関節の捻転トルクが腹部にした仕事は  $1.79 \pm 0.47$  J/kg であり、これは全体の約 65% に当たる仕事量であった (図 2.15 (b))。そして、胸部と腰部仮想関節のどちらにおいても、捻転トルクによる仕事量が屈曲/伸展トルクや側屈トルクに比べ大きかった (図 2.15 (a)、図 2.15 (b)、表 2.1)。このことは、捻転トルクが作用することで上胴や腹部の上下軸まわりに角速度が生じていたことを示している。加えて、これらの結果は投球動作における上胴の上下軸まわりの回転がキネマティクスの観点からのみならず (Hirashima, et al., 2007b; Nissen et al., 2007; Stodden et al., 2001)、力学的エネルギーの観点からも重要であることを示唆している。

胸部と腰部仮想関節のどちらにおいても、捻転トルクによる力学的エネルギーの伝達量の方が発生量に比べて有意に大きかった (図 2.17 (a)、図 2.17 (b)、表 2.2)。胸部仮想関節の捻転トルクによる仕事量のうち、力学的エネルギーの発生によるものが約 5% であり、力学的エネルギーの伝達によるものが約 95% であった。また、腰部仮想関節の捻転トルクによる仕事量のうち、力学的エネルギーの発生によるものが約 15% であり、力学的エネルギーの伝達によるものが約 85% であった。このことから、捻転トルクは力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していたといえる。この時、上胴と腹部が共に投球方向へ回転しながら上胴を投球方向へ回転させるトルクが作用することで、腰部から上胴へ力学的エネルギーが伝達していた。同様に、腹部と骨盤が共に投球方向へ回転しながら腰部

を投球方向へ回転させるトルクが作用することで、骨盤から腹部へ力学的エネルギーが伝達していた。これまでの研究によって、投球動作では股関節で発揮された力が骨盤、腰部、上腕を共に投球方向へ回転させていることが報告されている (Roach & Lieberman, 2014)。加えて、彼らは骨盤、腰部、上腕が一体となって投球方向へ回転していると述べており、このことは本節の研究で得られた結果と類似するものである。

Naito et al. (2011) は、体幹で発揮されたトルクによるセグメントトルクパワーを算出しており、そのピーク値は 19.9 W/kg (約 1500 W/75.1 kg) であったことを報告している。この値は、本節の研究で算出された値 (屈曲/伸展トルク:  $1.39 \pm 0.87$  W/kg と  $1.60 \pm 1.31$  W/kg、側屈トルク:  $2.05 \pm 1.57$  W/kg と  $4.39 \pm 2.18$  W/kg、捻転トルク:  $10.1 \pm 3.81$  W/kg と  $12.9 \pm 4.47$  W/kg) と比べると大きい。このような違いは、以下の2つの理由によって説明される。1つは、体幹のモデリングの違いであり、本節の研究では体幹を骨盤、腰部、上腕の3つのセグメントから構成されるものとしてモデリングしたのに対して、Naito et al. (2011) は体幹を単一のセグメントとしてモデリングした。もう一つは、セグメントトルクパワーの算出方法の違いであり、本節の研究では胸部と腰部仮想関節の各関節軸まわりのトルクによるセグメントトルクパワーを算出したのに対して、Naito et al. (2011) は各関節軸まわりのトルクによるセグメントトルクパワーの合計値を算出し報告していた。このような違いが、本節の研究で示されたセグメントトルクパワーと Naito et al. (2011) が報告したセグメントトルクパワーの違いを生じさせたと考えられる。

胸部仮想関節の捻転軸まわりの角速度は、踏み出し期とコッキング期の前半では負の値を示しており (図 2.13 (a)) このことは、踏み出し期とコッキング期の前半では腰部に対して投球方向と反対方向へ上腕が回転していることを示している。そして腰部仮想関節の捻転軸まわりの角速度についても、同様の結果が示されている (図 2.13 (b))。Hirashima et al., (2002) は野球の投球動作において踏み出し脚の接地前から投球側

の外腹斜筋に先行して非投球側の外腹斜筋が活動していたことを示しており、この活動には上腕を投球方向と反対方向へ回旋させる作用が含まれていることを指摘している。これにより、その後の投球動作では非投球側の外腹斜筋が引き伸ばされるため、上腕を投球方向へ回旋させる筋群による力学的エネルギーの発生を効果的に行うことができると考えられる。

本節の研究では、二関節筋による力学的エネルギーの伝達については考慮されていない。なぜなら、本節の研究で用いた力学的エネルギーの伝達量を算出する手法では関節トルクは単関節筋により生成されるという仮定が含まれているからである (Robertson & Winter, 1980; Zatsiorsky, 2002)。そのため、本節の研究では隣接するセグメント間での力学的エネルギーの伝達に分析が限られている。しかしながら、ある関節で発揮されたトルクは隣接するセグメントのみならず、隣接しない他のセグメントの力学的エネルギーも増大させる (Hirashima, 2011; Hirashima & Ohtsuki, 2008b; Zajac & Gordon, 1989; Zajac et al., 2002, Zajac et al., 2003)。このことは、例えば胸部と腰部仮想関節の捻転トルクは上腕と腰部の力学的エネルギーのみならず、他のセグメントの力学的エネルギーも増大させている可能性があることを意味している。この問題については、本節の研究で用いた手法では扱うことはできない。ただし、このことは本研究で得られた胸部と腰部の仮想関節で発揮された捻転トルクは主に力学的エネルギーを伝達しているという結論自体に影響を与えるものではないと考えられる。

本節の研究の被験者の平均球速は  $28.2 \pm 3.0$  m/s であり、これは先行研究で報告されている被験者の平均球速 (Hirashima et al., 2007b,  $28.1 \pm 1.7$  m/s; Kinoshita et al., 2017,  $31.2 \pm 0.1$  m/s) と比べると概ね同等であるといえる。しかしながら、Dun et al. (2007) が対象とした熟練投手の平均球速が約 37 m/s であったことから、本節の研究の被験者の平均球速は、熟練投手の球速と比べると低いことがわかる。そして、力学的エネルギーの発生量と伝達量は、競技レベルによって異なる可能性が考えられる。それは、

競技レベルに応じて上胴の上下軸まわりの角速度が異なるからである (Fleisig et al., 1999)。したがって、本節の研究の被験者とは異なる競技レベルでも本節の研究の結果が適用できるのか否かを、今後検討する必要がある。

本節の研究によって、投球動作においては、捻転トルクは力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していたことが示された。このことは、上胴の上下軸まわりの角速度の増大は、主に骨盤の上下軸まわりの角速度の増大に起因していることを意味している。Aguinaldo and Escamilla (2018) は、骨盤から上胴への力学的エネルギー伝達がボール速度の獲得につながることを報告しており、このことは投球動作における骨盤の回転の重要性を示唆するものである。

### 2.3.5 結論

本節の研究では、投球動作における上胴の上下軸まわりの角速度の生成機序についてエネルギーの観点から検討を行い、関節トルクにより生じる力学的エネルギーの発生量と伝達量を算出した。その結果、捻転トルクは主に骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していたことが示された。これは、野球の投球動作時における上胴の上下軸まわりの角速度の増大は、主に骨盤の上下軸まわりの角速度の増大によるものであることを示している。

## 2.3

### 投球動作における骨盤の回転に関する力学的機序

#### 2.3.1 背景

野球では、投球速度が大きくなるほど打者はバットの芯でボールを捉えることが困難になる (Gray, 2002)。このことは、高い投球速度を生み出す能力が野球の投手にとって重要であることを示している。したがって、投球動作を研究している多くの研究者は、野球の投手がどのように投球速度を生成しているのかについて検討してきた (Matsuo et al., 2001; Naito et al., 2011; Stodden et al., 2001)。

これまでの研究によって、投球速度を生成する上で上胴の上下軸まわりの回転の重要性が指摘されており、投球速度の生成に対して上胴の角速度は貢献度が大きいと報告されている (Hirashima et al., 2007b; 浦田ら, 2014)。また、投手は投球動作の初期に生じた上胴の角速度を利用することで、ボールリリースにかけて投球腕を加速させていることが示されている (Hirashima et al., 2008c)。これらの研究は、上胴の角速度の生成機序を検討することの重要性を示しているといえる。そこで、前節の研究では上胴の角速度の生成機序について力学的エネルギーの観点から検討を行った。その結果、上胴の上下軸まわりの角速度の増大は、主に骨盤の上下軸まわりの角速度の増大によるものであることが示された。具体的には、体幹で発揮された捻転トルクは力学的エネルギーを発生していたというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していたことが示された。このことは、骨盤の角速度の増大させることで上胴の角速度の増大も増大し、結果的にボールリリース時の投球速度も増大する可能性を示唆している。したがって、本節の研究では骨盤の角速度の生成機序に焦点を当て検討していく。

骨盤の角速度の生成機序を検討する上では、骨盤回旋トルクに着目する必要があると考えられる。この骨盤回旋トルクは、骨盤の上下軸まわりの回転に作用する股関節の関節力と関節トルクと定義される。これにより、どの股関節力と股関節トルクが骨盤の上下軸まわりの回転に寄与しているのかを示すことができ、これまでの研究でも骨盤回旋トルクが定量化されている (Akutagawa & Kojima, 2005; Iino et al., 2014; Iino & Kojima, 2001)。本節の研究では、この骨盤回旋トルクに加えて股関節トルクによる力学的エネルギーの発生量と伝達量も定量化する。これまでの研究によって、投球動作時における骨盤回旋トルクや (島田ら、2000)、下肢が発生した力学的エネルギーは定量化されてきた (島田ら、2004; 平山ら、2010; 蔭山ら、2015)。しかしながら、股関節で発揮された関節力や関節トルクによって、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーがどの程度増大したのかが示されているわけではない。これは、骨盤回旋トルクと力学的エネルギーのどちらか一方を定量化しただけで示されるわけではないため、両分析を組み合わせる必要がある。そこで、本節の研究では野球の投球動作において、股関節で発揮された力が骨盤の角速度の生成についてどのような影響を与えているのかについて検討した。

### 2.3.2 方法

被験者、実験試技、データ収集、データ処理については前節で述べたとおりである。関節力パワー ( $JFP_j$ ) は、関節力ベクトル ( $f_j$ ) と関節の速度ベクトル ( $v_j$ ) の内積により算出した。

$$JFP_j = f_j \cdot v_j$$

各関節の関節力と関節トルクを算出した後に、両股関節の関節力と関節トルクを骨

盤の移動座標系の上下軸 ( $z_{pel}$ ) に投影することで、骨盤の上下軸まわりに作用するトルク (骨盤回旋トルク) を算出した。例えば、股関節の屈曲/伸展軸の関節トルクによる骨盤回旋トルクは ( $\tau_{pel\_fl/ex}$ ) 以下のように算出した。

$$\tau_{pel\_fl/ex} = e_{pel\_z} \cdot \left( [R_{hip}] \begin{pmatrix} \tau_{hip\_fl/ex} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \right)$$

$e_{pel\_z}$  は骨盤における移動座標系の上下軸の単位ベクトルを、 $R_{hip}$  は股関節の関節座標系から絶対座標系への回転変換行列を、 $\tau_{hip\_fl/ex}$  は股関節の屈曲/伸展軸の関節トルクをそれぞれ示している。股関節の関節トルクによる骨盤回旋トルクは、関節トルクに加え、股関節の角度にも依存する。例えば、股関節が外転位の場合、屈曲/伸展軸の関節トルクによる骨盤回旋トルクは成分をもつが、股関節が外転位ではなく中立位の場合、屈曲/伸展軸の関節トルクによる骨盤回旋トルクは成分をもたない (図 2.18)。

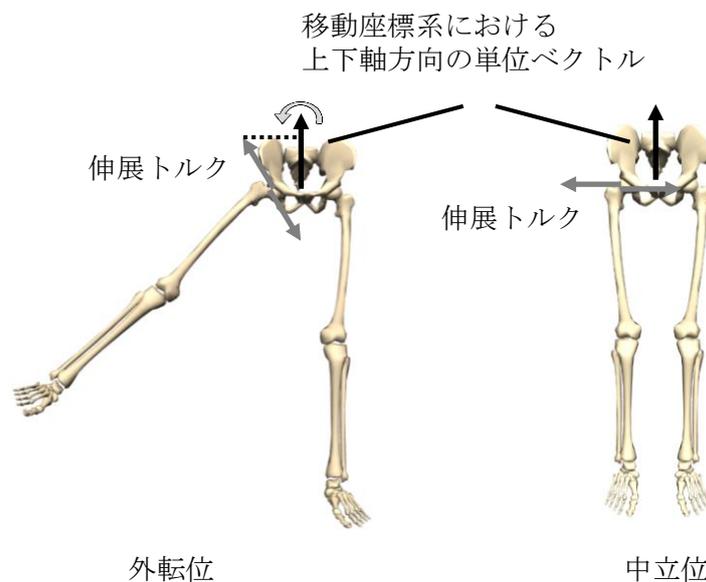


図 2.18 股関節外転位と中立位における伸展トルクによる骨盤回旋トルク

股関節外転位では、伸展トルクは骨盤を上下軸まわりに回転させる作用が生じるものの、中立位ではその作用が生じない。

また、右股関節の関節力による骨盤回旋トルク ( $\tau_{pel\_JF}$ ) は、以下のように算出した。

$$\tau_{pel\_JF} = e_{pel\_z} \cdot \left( r_{cg \rightarrow hip} \times \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \\ f_z \end{pmatrix} \right)$$

$r_{cg \rightarrow hip}$  は骨盤の質量中心から股関節中心までの位置ベクトルを、 $f$  は絶対座標系における関節力ベクトルをそれぞれ示している。

骨盤の移動座標系の上下軸まわりに作用するパワー (骨盤の回旋動作に対するパワー) は、骨盤回旋トルクのベクトルと骨盤の上下軸まわりの角速度ベクトルの内積を取ることで算出した。例えば、股関節の屈曲/伸展軸の関節トルクによる骨盤の回旋動作に対するパワー ( $P_{pel\_fl/ex}$ ) は、以下のように算出した。

$$P_{pel\_fl/ex} = \tau_{pel\_fl/ex} \cdot \omega_{pel\_z}$$

骨盤の回旋動作に対するパワーを時間積分することで、骨盤の回旋動作に対する力学的仕事を算出した。その際、積分区間を2つ設定した。1つは、骨盤の角速度増大期 (以下、増大期) であり、これは骨盤の上下軸まわりの角速度が立ち上がった時刻 ( $t_s$ ) から、骨盤の上下軸まわりの角速度のピーク値 ( $t_p$ ) までとした (図 2.18)。もう一つは、骨盤の角速度減速期 (以下、減少期) であり、これは骨盤の上下軸まわりの角速度のピーク値からボールリリースまでとした (図 2.18)。骨盤回旋トルクおよび骨盤の回旋動作に対するパワー、骨盤の回旋動作に対する力学的仕事は各被験者の身体質量で除することで規格化した。また、股関節の関節力と関節トルクによる骨盤の回旋動作に対する仕事量とボールリリース時の球速との相関係数 (有意水準 5% 未満) を算

出した。

### 2.3.3 結果

図 2.19 は、骨盤の上下軸まわりの角速度の時系列データである。正の値は、骨盤に上下軸まわりに投球方向の角速度が生じていることを示している。骨盤の上下軸まわりの角速度は、踏み出し脚が接地する前から正の方向へ増大しており、コッキング期にピーク値が生じている。コッキング期に角速度がピークを迎えた後に、ボールリリースにかけて骨盤の角速度は減少している。

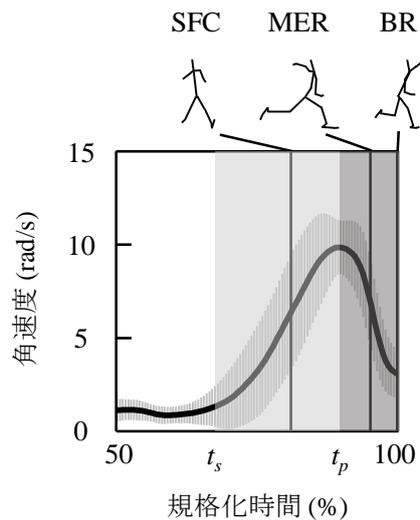


図 2.19 骨盤の上下軸まわりの角速度

灰色の縦線は、各時刻における標準偏差を示している。左の網掛け部分は骨盤の角速度増大期を示しており、右の網掛け部分は骨盤の角速度減少期を示している。 $t_s$ は、骨盤の角速度が立ち上がった時刻を示しており、 $t_p$ は、骨盤の角速度のピーク値が生じた時刻を示している。

関節トルクパワーの正の値は、関節トルクが力学的エネルギーを発生していることを意味している。例えば、増大期の後半では軸脚の内外転軸まわりの角速度とトルクは負の値を示している (図 2.20)。そのため、この局面においては軸脚の内外転軸まわ

りのトルクパワーは正の値を示している。同局面では内転トルクが発揮されていることから (図 2.20)、これは軸脚の内転トルクが力学的エネルギーを発生していたことを意味している。また、増大期の後半では、踏み出し脚の内外転軸まわりの角速度とトルクは負の値を示している (図 2.20)。そのため、この局面においては踏み出し脚の内外転軸まわりのトルクパワーは正の値を示している。同局面では内転トルクが発揮されていることから (図 2.20)、このことは踏み出し脚の内転トルクは力学的エネルギーを発生していたことを意味している。

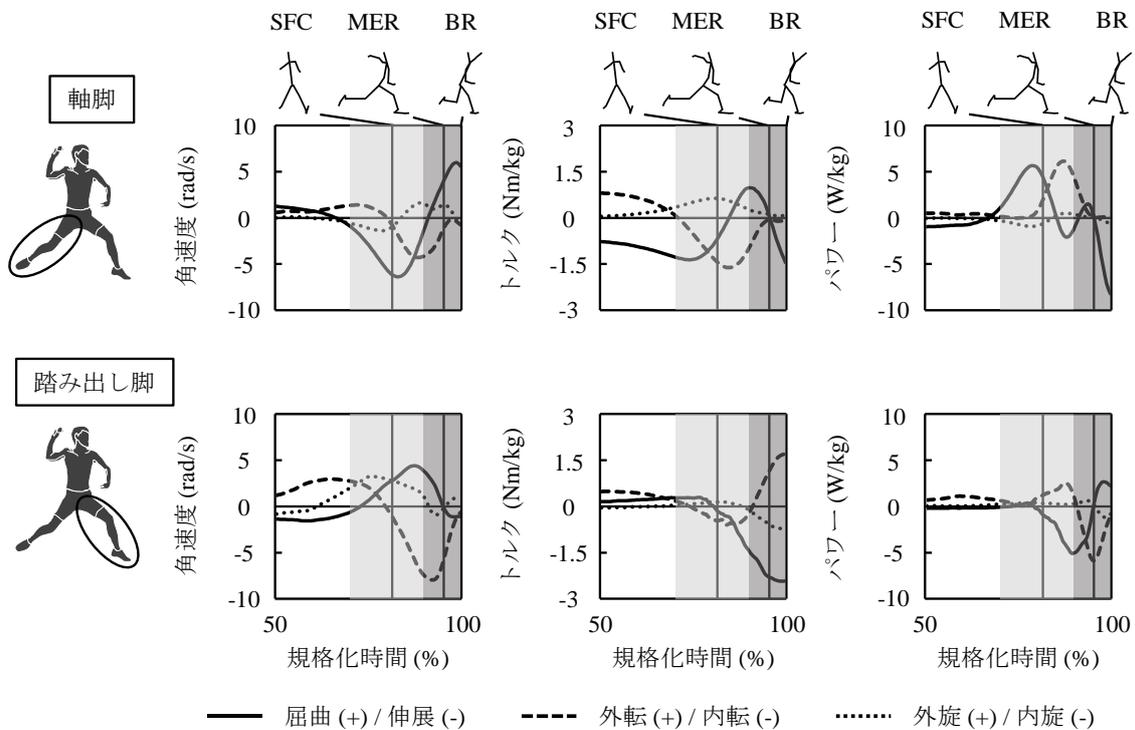


図 2.20 股関節の関節角速度、関節トルク、関節トルクパワー

縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。また、左の網掛け部分は骨盤の角速度増大期を示しており、右の網掛け部分は骨盤の角速度の減少期を示している。

踏み出し脚の股関節力は、減少期において骨盤に対して後ろ向きに作用していた (図 2.21)。踏み出し脚の股関節では、減少期の後半において骨盤に対して後ろ向きの

速度が生じていた (図 2.21)。その結果として、骨盤座標系における踏み出し脚の股関節力パワーは、減少期の後半では正の値を示していた (図 2.21)。

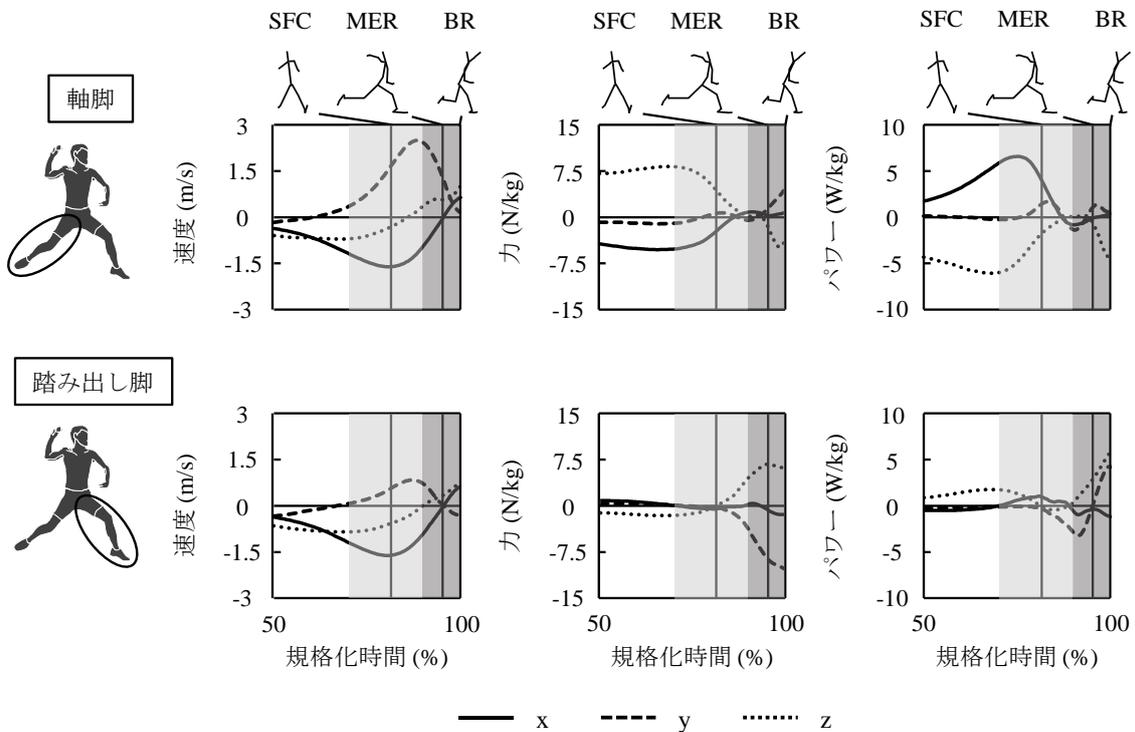


図 2.21 骨盤の移動座標系における股関節の関節速度、関節力、関節力パワー

縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。また、左の網掛け部分は骨盤の角速度増大期を示しており、右の網掛け部分は骨盤の角速度減少期を示している。x は骨盤の移動座標系における左右方向の軸を、y は骨盤の移動座標系における前後方向の軸を、z は骨盤の移動座標系における上下方向の軸をそれぞれ示している。

軸脚の内外旋軸まわりのトルクによる大腿のセグメントトルクパワーは、増大期において負の値を示していた (図 2.22)。一方で、軸脚の内外旋軸まわりのトルクによる骨盤のセグメントトルクパワーは、増大期において正の値を示していた (図 2.22)。この局面において、軸脚では外旋トルクが発揮されていた (図 2.20)。これらのことから、軸脚の股関節外旋トルクは増大期において、大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達していたことを示している (伝達量 :  $0.48 \pm 0.12$  J/kg)。また、踏み出し脚の股関

節内外転軸まわりのトルクによる大腿のセグメントトルクパワーは、増大期において負の値を示していた (図 2.22)。一方で、踏み出し脚の股関節内外転軸まわりのトルクによる骨盤のセグメントトルクパワーは、増大期において正の値を示していた (図 2.22)。加えて、関節トルクパワーは正の値を示しており、増大期においては踏み出し脚で内転トルクが発揮されていた (図 2.20)。これらのことから、踏み出し脚の股関節内転トルクは増大期において、力学的エネルギーを発生すると共に大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達していたといえる (発生量 :  $0.18 \pm 0.08$  J/kg、伝達量 :  $0.20 \pm 0.07$  J/kg)。

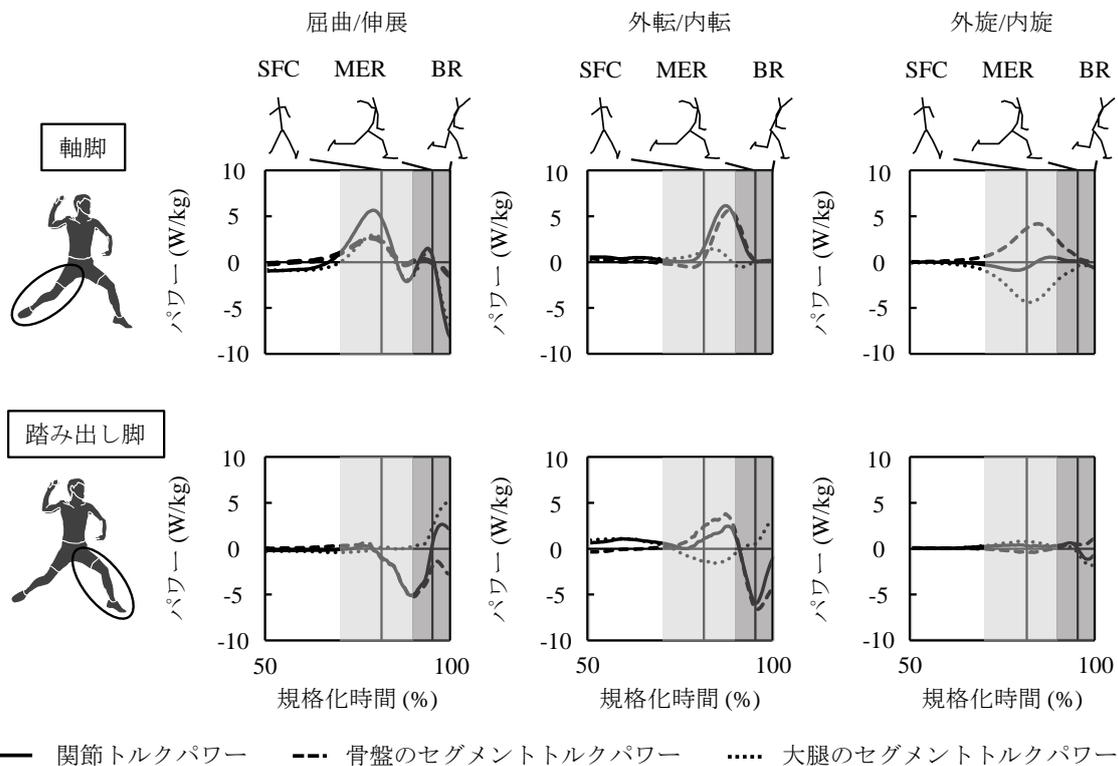


図 2.22 股関節トルクによるセグメントトルクパワーと関節トルクパワー

縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。また、左の網掛け部分は骨盤の角速度増大期を示しており、右の網掛け部分は骨盤の角速度の減少期を示している。

骨盤の回旋動作に対するパワーの正の値は、骨盤回旋トルクが骨盤の上下軸まわり

の力学的エネルギーを増大させていることを示している (図 2.23)。軸脚の股関節内外旋軸まわりのトルクは、増大期において骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていた (図 2.23)。この局面では、外旋トルクが発揮されていたことから (図 2.20)、これは外旋トルクによるものである。軸脚の股関節内外転軸まわりのトルクは、増大期の後半において骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていた (図 2.23)。この局面では、内転トルクが発揮されていたことから (図 2.20)、これは内転トルクによるものである。踏み出し脚の股関節内外転軸まわりのトルクは、増大期において骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていた (図 2.23)。この局面では、内転トルクが発揮されていたことから (図 2.20)、これは内転トルクによるものである。

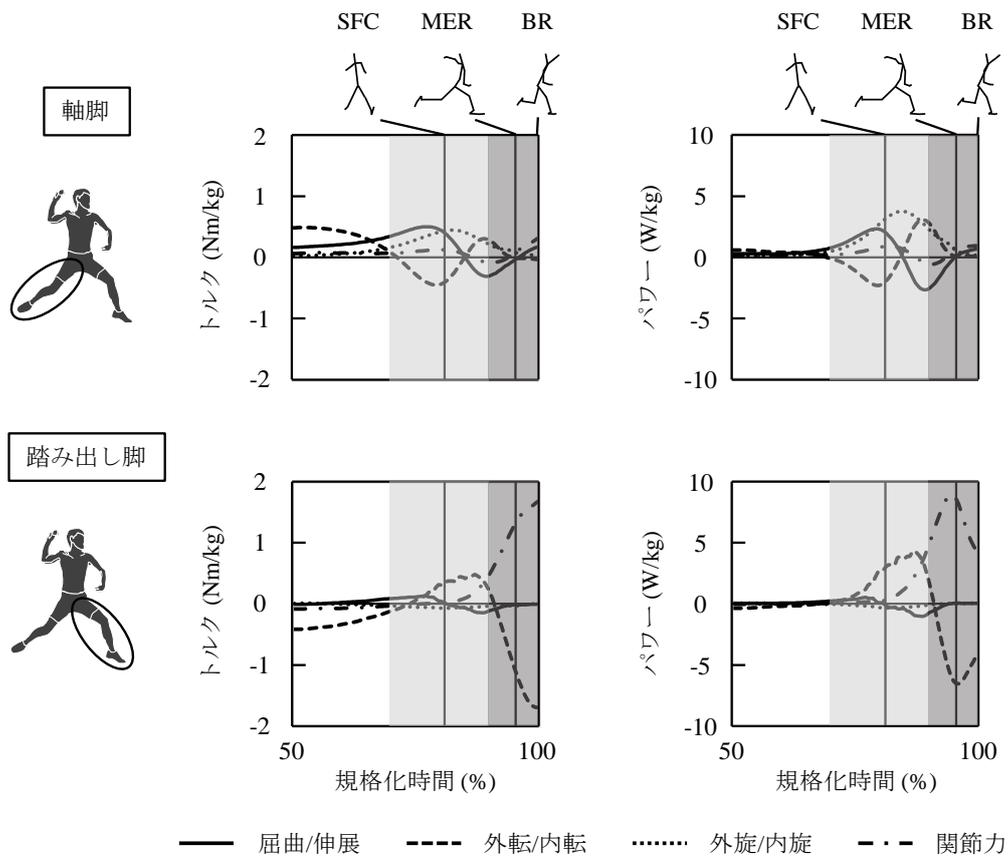


図 2.23 骨盤回旋トルクと骨盤の回旋動作に対するパワー

縦線はそれぞれ、踏み出し脚の接地と肩関節の最大外旋時を示している。また、左の網掛け部

分は骨盤の角速度増大期を示しており、右の網掛け部分は骨盤の角速度の減少期を示している。

軸脚の外旋トルクによる骨盤の回旋動作に対する正の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きかった (仕事量 :  $0.44 \pm 0.11$  J/kg、図 2.24)。また、軸脚の内転トルクによる骨盤の回旋動作に対する正の仕事量とボール速度との間には、正の相関関係があった ( $r = 0.60$ 、 $p < 0.05$ 、図 2.24)。踏み出し脚の内転トルクによる骨盤の回旋動作に対する正の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きかった (仕事量 :  $0.48 \pm 0.14$  J/kg、図 2.24)。

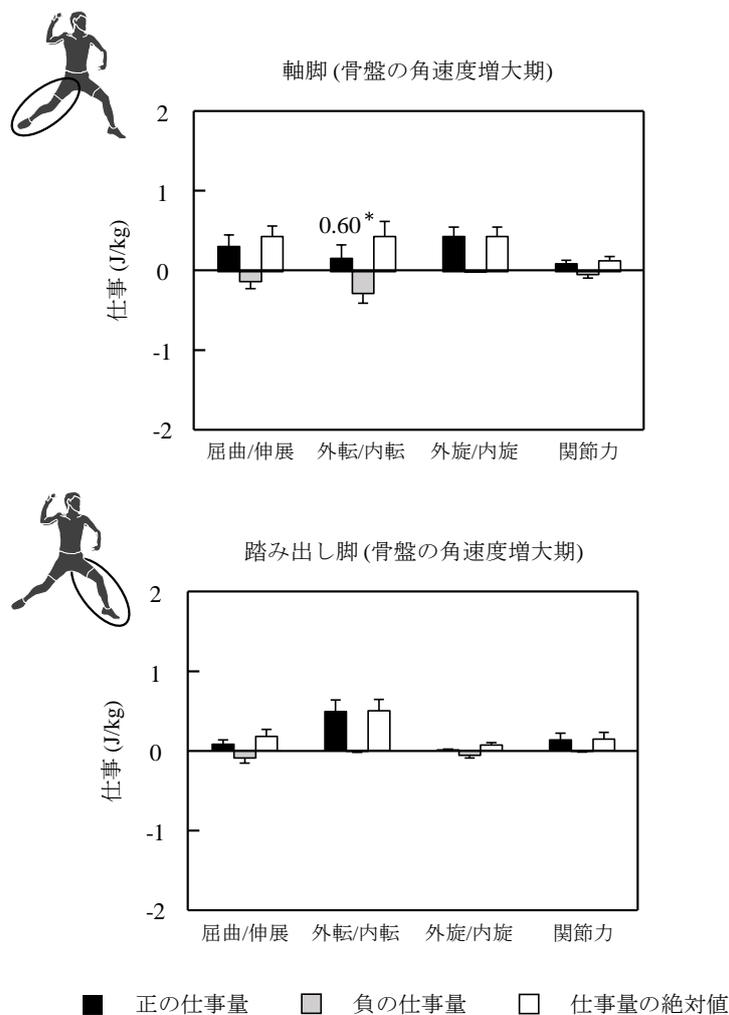


図 2.24 骨盤の角速度増大期における骨盤の回旋動作に対する仕事量  
数値は骨盤の回旋動作に対する仕事量とボールリリース時の球速との相関係数を示している。

アスタリスク(\*)は有意水準5%未満で、相関関係が認められたことを示している。仕事量の絶対値とは、正の仕事量の絶対値と負の仕事量の絶対値の和をとったものである。

減少期では、踏み出し脚の股関節内外転軸まわりのトルクが、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを減少させていた (図 2.23)。この局面では、外転トルクが発揮されていたことから (図 2.20)、これは外転トルクによるものである。また、踏み出し脚の股関節外転トルクによる骨盤の回旋動作に対する負の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きかった (図 2.25)。踏み出し脚の股関節力は骨盤に対して後ろ向きに作用することで (図 2.21)、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていた。また、踏み出し脚の股関節力による骨盤の回旋動作に対する正の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きかった (図 2.25)。

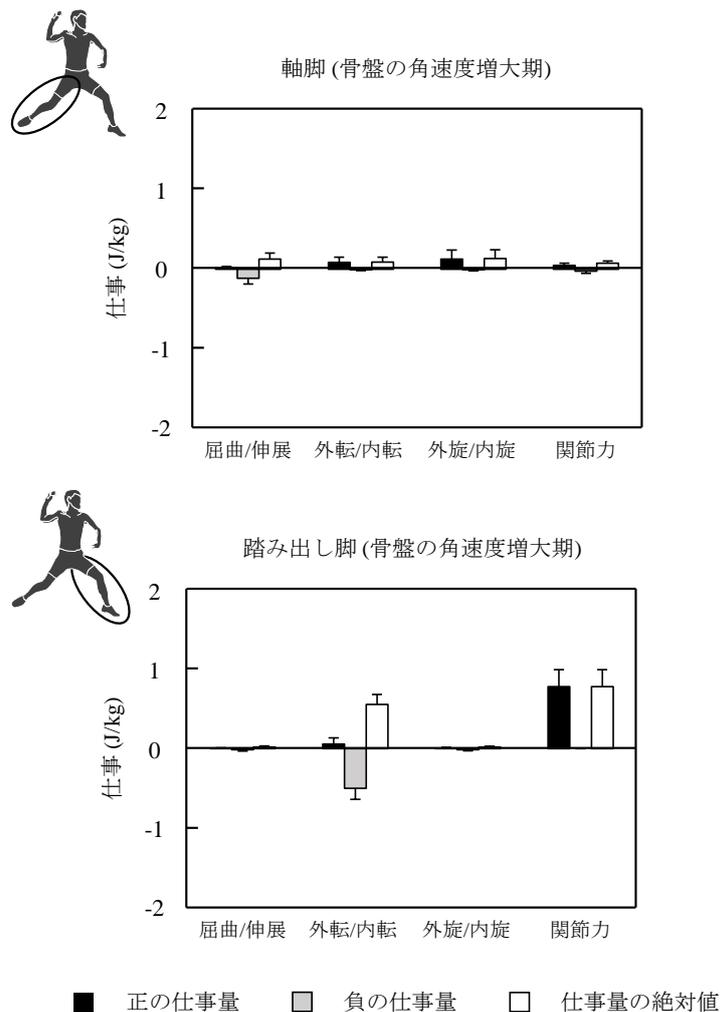


図 2.25 骨盤の角速度減少期における骨盤の回旋動作に対する仕事量  
仕事量の絶対値とは、正の仕事量の絶対値と負の仕事量の絶対値の和をとったものである。

### 2.3.4 考察

骨盤の角速度の時系列パターンと振幅 (図 2.19) は、先行研究で報告されたものと概ね同等であった (Escamilla et al., 1998)。さらに、関節角速度や関節トルクにおいてもその時系列パターンは、島田ら (2000) の研究で報告されたものと概ね類似していた。これらの結果は、本節の研究の結果の妥当性を支持していると考えられる。本節の研究では、被験者に対して仮設の投球マウンドから 5 m 先にある的に向かって全力で投球するよう指示を行った。しかしながら、実際の投球において野球の投手は 18.44

mの距離で投球を行う。つまり、本節の研究では実際の投球と異なる状況で被験者が投球を行ったことになる。ただし、これまでの研究によって投球距離の違いが投球腕のキネマティクスおよびキネティクス変数に与える影響は小さいことが示されている (Fleisig et al., 2018)。投球距離の違いは、指のキネマティクス変数やキネティクス変数に対して大きな影響を与える可能性はあるものの、下肢のそれらの変数にはほとんど影響を与えない可能性があると考えられる。したがって、投球距離の違いは本節の研究の結果にほとんど影響を与えないと考えられる。

本節の研究では、どの股関節トルクが力学的エネルギーを発生もしくは伝達しているのかを調べるために、股関節トルクによるセグメントトルクパワーと関節トルクパワーを定量化した。その結果、軸脚の股関節伸展トルクと内転トルクが、それぞれ骨盤の角速度増大期の前半と後半で力学的エネルギーを発生していた (図 2.20)。一方で、軸脚の股関節外転トルクはほとんど力学的エネルギーを発生していなかった (図 2.20)。踏み出し脚の股関節では、骨盤の角速度増大期の前半において内転トルクが力学的エネルギーを発生していた。これらの結果は先行研究の結果とも類似しており、島田ら (2000) は軸脚の股関節伸展トルクと内転トルク、踏み出し脚の股関節内転トルクが力学的エネルギーを発生していたと報告している。

投球動作の主な目的の1つは速度を生成することであり、これは身体内で力学的エネルギーを発生しそれを手部へ伝達することで達成される。そして、その際の力学的エネルギーの発生源は下肢であると考えられている。投球動作の初期では、軸脚の股関節外転動作により身体が投球方向へ推進する。この時、軸脚の股関節外転トルクが発揮されていたことから (図 2.20)、身体の投球方向への推進は外転トルクにより生じていたと考えられる。ただし、このトルクはほとんど力学的エネルギーを発生していなかったため (図 2.20) この段階ではまだ力学的エネルギーほとんど生成されていないと考えられる。身体が投球方向へ推進した後には身体が回転し、この時に軸脚の股関

節伸展トルクと内転トルク、および踏み出し脚の内転トルクが力学的エネルギーを発生していた (図 2.20)。したがって、身体内で生成される力学的エネルギーの多くはこれらのトルクによるものであると考えられる。

軸脚の股関節外旋トルクは、力学的エネルギーを発生するのではなく大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達していた (伝達量 :  $0.48 \pm 0.12$  J/kg、図 2.22)。このことは、骨盤の角速度を増大させるためには、あらかじめ大腿部の角速度を増大させておくことが重要であることを示唆している。これまでの研究によりどの股関節トルクが主に力学的エネルギーを発生しているのかが検討され、股関節伸展トルクや内転トルクの重要性が指摘されてきた (平山ら、2010; 蔭山ら、2015; 島田ら、2000)。そのため、投球動作時における股関節の内外旋軸まわりの動きに着目した研究は、ほとんど行われてこなかった。しかしながら、Weber et al. (2014) は投球動作時に股関節の内旋速度が低下すると、投球腕への力学的エネルギーの伝達量が低下する可能性を示唆した。このことと本節の研究の結果をまとめると、大腿の角速度は投球速度を生成する上で重要であると考えられる。

骨盤の回旋動作に対する軸脚の股関節外旋トルクの正の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きかった (仕事量 :  $0.44 \pm 0.11$  J/kg、図 2.24)。このことは、軸脚の股関節外旋トルクは骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていたことを意味する。また、骨盤の回旋動作に対する踏み出し脚の股関節内転トルクの正の仕事量は、他のトルクによるものに比べ大きく、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させていた (仕事量 :  $0.48 \pm 0.14$  J/kg、図 2.24)。これは、踏み出し脚の股関節が屈曲位で股関節内転トルクが作用したことによるものである。もし、股関節が屈曲位ではなく中立位だった場合、股関節の内転トルクは骨盤を回旋させる作用は持たなくなる。ここまで示してきた結果をまとめると、次のようになる。軸脚の股関節外旋トルクは、大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達しており、これによって骨盤の上下

軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。また、踏み出し脚の股関節内転トルクは力学的エネルギーを発生および伝達しており、これによっても骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。

骨盤の角速度増大期において、軸脚の股関節伸展トルクは力学的エネルギーを発生しており、これによっても骨盤の力学的エネルギーは増大していた (図 2.22)。また、同局面において軸脚の股関節内転トルクも力学的エネルギーを発生しており、これによっても骨盤の力学的エネルギーが増大していた (図 2.22)。しかしながら、これらのトルクによる骨盤の回旋動作に対する正の仕事量は、外旋トルクによるものと比べると小さかった (図 2.24)。このことは、軸脚の股関節伸展トルクと内転トルクは骨盤の上下軸まわりではなく、骨盤の前後軸や左右軸まわりの力学的エネルギーを増大させていたことを示している。本節の研究の目的は、股関節で発揮された力が骨盤の上下軸まわりの回転に対してどのような影響を与えているのかについて検討することであったため、骨盤の上下軸まわりに作用するトルクに着目した。ただし、投球動作時における股関節の役割を明確にする上では、今後骨盤の前後軸まわりと左右軸まわりに作用するトルクを分析する必要がある。

骨盤の角速度増大期において、骨盤の回旋動作に対する踏み出し脚の股関節力の正の仕事量は、他のトルクによるものと同程度であった (図 2.24)。しかしながら、骨盤の角速度減少期では、骨盤の回旋動作に対する踏み出し脚の股関節力の正の仕事量は、他のトルクに比べ大きかった (図 2.25)。このことは、踏み出し脚で生じた股関節力が骨盤の上下軸まわりの角速度増大には大きく貢献していなかったことを意味している。骨盤の角速度減少期では、骨盤の回旋動作に対する踏み出し脚の股関節内転トルクによる負の仕事量が大きく (図 2.25)、これによって結果的に骨盤の角速度が減少していた (図 2.19)。

骨盤の回旋動作に対する仕事量とボール速度との相関関係は、骨盤の角速度増大期

における軸脚の股関節内転トルクによる仕事量以外に認められなかった (図 2.24)。類似の分析は先行研究でも行われており、島田ら (2000) は投球動作時における股関節トルクの仕事量とボール速度の間には、ほとんど相関関係が認められなかったことを報告している。一方で、投球腕の関節力による仕事量とボール速度の間には、下肢各関節の関節力や関節トルクによる仕事量と比べると相関関係が認められている (島田ら、2004)。投球動作のような末端部を加速させるスポーツ動作は運動連鎖の法則にしたがっており、投球腕で生じた関節力は下肢や体幹で発揮されたトルクの大きさにある程度依存していると考えられる。このことから、投球腕各関節の関節力による仕事量はボール速度と多く相関しているものの、投球腕各関節の関節力による仕事量は下肢や体幹で発揮されたトルクの大きさにある程度依存していると考えられる。つまり、股関節で発揮された関節力や関節トルクは力学的エネルギーを発生もしくは伝達することで骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させており、これらは間接的にボール速度の獲得に貢献していると考えられる。

#### 2.4.5 結論

本節の研究では、股関節で発揮された力が骨盤の角速度の生成についてどのような影響を与えているのかについて検討した。その結果、軸脚の股関節外旋トルクは大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達しており、これによって骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。また、踏み出し脚の股関節内転トルクは力学的エネルギーを発生および伝達しており、これによっても力学的エネルギーが増大していた。本節の研究で得られた知見は、これらのトルクが骨盤を回旋させる上で重要なことを示している。

## 2.4

### 速度生成メカニズムの考察

本章では、野球の投球動作を対象に手部速度の生成メカニズムに関する研究を行った。手部速度が大きいということは、手部が大きな力学的エネルギーを保持していることを意味する。そこで本章では、手部速度の生成メカニズムを力学的エネルギーの観点から分析した。本章では、まず先行研究を整理することで問題点を指摘した。その後の実験研究では、関節トルクや関節力を介して各セグメント間の力学的エネルギーやりとりがどのように行われているのかを検討した。以下では、各節の概要を述べていくことにする。

1節では、バイオメカニクスにおいて身体運動を力学的エネルギーの観点から検討する際に用いられている分析手法をまとめた上で、先行研究を整理し問題点を指摘した。身体運動を力学的エネルギーの観点から理解しようとする試みはこれまでも行われており、関節トルクによる力学的エネルギーの発生量および吸収量や、関節力による力学的エネルギーの伝達量が定量化されてきた。関節トルクによる力学的エネルギーの発生量や吸収量が示されることで、筋の収縮様式をある程度推察することが可能となる。力学的エネルギーを発生していれば筋が短縮性収縮をしており、力学的エネルギーを吸収していれば伸張性収縮をしていたと推察することのできる。また、関節力による力学的エネルギーの伝達量が示されることで、筋の収縮を介さないセグメント間の力学的エネルギーのやりとりを示すことのできる。筋の収縮を介さないため、セグメント間の力学的エネルギーに増減は生じないことになる。このように、これまででは関節トルクによる力学的エネルギーの発生量および吸収量や、関節力による力学的エネルギーの伝達量に焦点が当てられてきた。一方で、野球の投球動作では関節ト

ルクによる力学的エネルギーの伝達も生じていると考えられる。なぜなら、例えば骨盤、腰部、上胴といった体幹の各セグメントでは隣接する部位同士が同一方向に回転しながら関節トルクが発揮されているからである。そのため、投球動作における力学的エネルギーの流れを理解するためには、関節トルクによる力学的エネルギーの伝達量を定量化する必要がある。そのため、2節および3節では関節トルクによる力学的エネルギーの伝達量を定量化した。これにより、野球の投球動作における力学的エネルギーの流れを詳細に示すことが可能となった。

これまでの研究によって、投球速度の生成に対して上胴の上下軸まわりの角速度が貢献していると考えられてきた。この上胴の角速度は、体幹で発揮された捻転トルクが力学的エネルギーを発生することによって生成されることが考えられる一方で、捻転トルクが骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達することによって生成されることも考えられる。そこで、2節では上胴の角速度の生成が主にどちらの機序によるものなのかを検討した。その結果、胸部と腰部の仮想関節において捻転トルクによる力学的エネルギーの発生量に比べ、力学的エネルギーの伝達量の方が大きかった。つまり、捻転トルクは捻じることによって力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していたということになる。このことは、野球の投球動作時における上胴の角速度の増大は、主に骨盤の角速度の増大によるものであることを示している。

3節では骨盤の上下軸まわりの角速度の生成機序を検討した。そして、これを検討するために骨盤回旋トルクと股関節力と股関節トルクにより生じた力学的エネルギーを定量化した。その結果、軸脚の股関節外旋トルクは大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達しており、これによって骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。また、踏み出し脚の股関節内転トルクは力学的エネルギーを発生および伝達しており、これによっても骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。つ

まり、軸脚の股関節外旋トルクと踏み出し脚の股関節内転トルクが骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させる上で重要であるといえる。

本章と先行研究で得られた知見をまとめることで、投球動作時における力学的エネルギーの流れを詳細に捉えることが可能となる。3節の研究によって、軸脚の股関節外旋トルクが力学的エネルギーを伝達することで骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していたことが示された。加えて、踏み出し脚の内転トルクが力学的エネルギーを発生および伝達することによっても骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していたことが示された。そして、2節の研究によって胸部と腰部の仮想関節の捻転トルクは骨盤の力学的エネルギーを上胴へ伝達していたことが示された。つまり、本章の研究によって下肢から体幹までの力学的エネルギーの流れが示されたことになる。Naito et al. (2011) は、Induced Acceleration Analysis (IAA) という分析手法を用いることで、投球腕の各セグメントの動作が筋収縮により生じたトルク (筋トルク)、他の部位の角度や角速度に由来するトルク (相互作用トルク)、および重力に由来するトルク (重力トルク) のうち、どのトルクにより生成されているのかを定量化した。加えて、これらのトルクが発生もしくは伝達している力学的エネルギー量を定量化した。筋トルクには力学的エネルギーを発生、吸収および伝達する働きがあるものの、相互依存トルクや重力トルクは筋収縮によって発揮されるトルクではないため、力学的エネルギーを伝達する働きしか持たないことになる。分析を行った結果、投球腕各関節では主に相互依存トルクが発揮されており、このトルクが力学的エネルギーを上胴から手部へ伝達することによって手部の力学的エネルギーが増大していた。本章と先行研究で得られた知見をまとめることで、投球動作時においては下肢が主に力学的エネルギーを発生し、体幹は関節トルクによって、投球腕は相互依存トルクによって力学的エネルギーを伝達していることが示された (図 2.26)。島田ら (2004) によっても投球動作時における全身の力学的エネルギーの流れについては検討されており、本

章の一連の研究は大腿から上腕までの力学的エネルギーの流れを詳細に検討したものであると位置づけることができる。

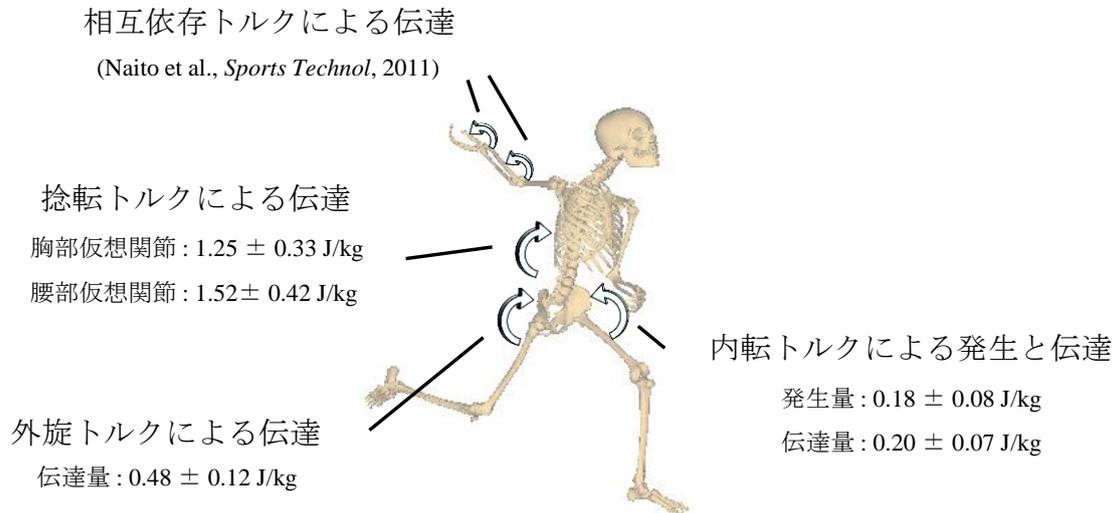


図 2.26 投球動作時における力学的エネルギーの流れ

軸脚の股関節外旋トルクが力学的エネルギーを伝達することで、また踏み出し脚の股関節内転トルクが力学的エネルギーを発生および伝達することによって骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。その後、体幹では捻転トルクが力学的エネルギーを伝達することで、投球腕では相互依存トルクが力学的エネルギーを伝達することで手部の力学的エネルギーが増大していた。

これまでに、IAA と力学的エネルギーの観点からの分析を組み合わせた研究が多数行われている (Fregly & Zajac, 1996; Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2004)。バイオメカニクスで一般的に用いられてきた逆動力学解析では、各セグメントに対する関節力と関節トルクが算出され、この手法では運動の自由度が増えようとも方程式を解くこと自体が困難になることはない。一方で、IAA では各セグメントに対する筋トルク、相互依存トルクおよび重力トルクが算出され、この手法では自由度が増えると方程式が煩雑になりこれを解くことが困難となる。そのため、これまでは解析を矢状面内に限定したり、全身ではなく一部に限定したりするなどして研究が行われてきた。例え

ば、Neptune et al., (2001) は歩行動作を対象に解析を矢状面内に限定することで IAA と力学的エネルギーの観点からの分析を組み合わせた研究を行った。しかしながら、近年では IAA を矢状面内に限定したり、全身ではなく一部に限定したりすることなく行う手法が開発されている (Koike et al., 2019a; Koike et al., 2019b; Koike et al., 2018)。ここでは、方程式自体は煩雑なものの行列演算を用いることで問題に対処している。この手法によって運動の自由度が大きくなったとしても各関節の筋トルクや相互依存トルク、重力トルクを示すことができるため、今後は例えば投球動作のような複雑な動作であったとしても IAA と力学的エネルギーの観点からの分析を組み合わせた研究が行われていくと考えられる。

力がある物体に行った仕事量や仕事率に関する説明を行う際、一般的に物体の運動を生じさせる力は1つであることを前提としている。具体的には、物体に一定の力を加え続けてその力の向きに距離だけ動いたとき、力と距離の積は力が物体にした仕事量であるといった説明を行う。また、物体に一定の力を加え続けてその力の向きに速度が生じたとき、力と速度の積は力が物体にした仕事率であるといった説明を行う。本章の1節で行った力学的エネルギーの観点からの分析の説明も、これと類似の説明が行われている。ここでは、2リンクの系において関節トルクがセグメントの角速度を生じさせたとき、そのトルクとセグメントの角速度の積はトルクがセグメントにした仕事率であるという説明を行っている。つまり隣接する2セグメントにおいて、これらの角速度は隣接する関節のトルクのみによってしか生じないことを前提としている。しかしながら、実際の投球動作においてこの前提が保証されるのだろうか。すなわち、投球動作においてあるセグメントの角速度は隣接する関節のトルクのみによって生じているのだろうか。単関節ではなく多関節運動の場合、あるセグメントの角速度は隣接する関節のトルクのみならず、隣接していない関節でのトルクによっても生じる (図 2.27)。このことは、多関節動作である投球動作においては、あるセグメント

の角速度が隣接する関節のトルクのみによって生じるという前提は保証されないことを示している。このような場合、1節で説明した手法を用いて関節トルクがセグメントにした仕事量やパワーを算出することを通して、関節トルクの役割を解釈することに問題が生じる可能性がある。この問題について今後検討していく必要がある。

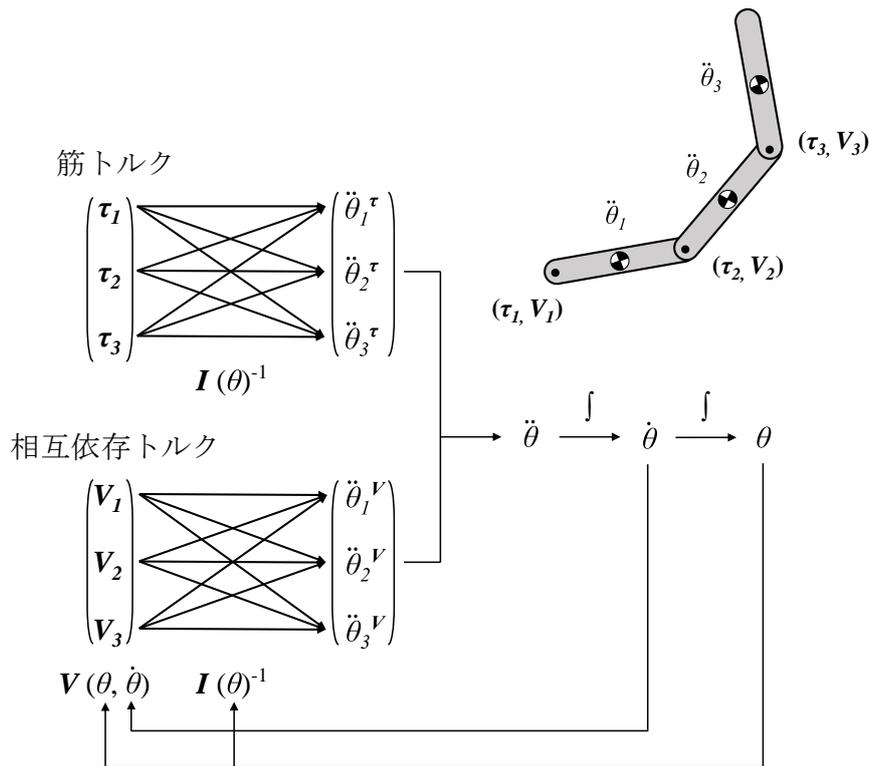


図 2.27 多関節動作における動作生成メカニズム (Hirashima et al., 2008c, 一部改変)

3つのセグメントにおいて3ヶ所でトルクが発生している剛体リンクモデルの場合、トルクとセグメントの角加速度の関係は上記のようになる。 $I(\theta)^{-1}$ は、セグメントの角度が関数となる慣性行列を示している。例えば、セグメント3の角加速度 ( $\ddot{\theta}_3$ ) は  $\tau_3$  によっても生じるし、 $\tau_1$  や  $V_1$  によっても生じる。このことは、セグメント3の角速度は隣接する関節のトルクのみならず、隣接していない関節でのトルクによっても生じることを意味している。

エネルギーには様々な形態があり、あらゆる物理変化、化学変化においてこれらのエネルギーの総和が保存される。この法則に基づき、自然現象を各種のエネルギーの相互変換によって理解しようとする試みがなされている。その中でもバイオメカニク

スでは、生理的エネルギー、力学的エネルギーおよび熱エネルギーが主な分析対象となっている。ある運動課題が達成される際、生理的エネルギーが身体内で力学的エネルギーに変換され、さらに運動課題に応じて有効に使われることで課題が達成される(図 2.28)。消費された生理的エネルギーは酸素摂取量を測定することで見積もることができ、変換された力学的エネルギーは動作解析を行うことで推定することができる。これにより、生理的エネルギーがどの程度力学的エネルギーに変換されたのかを見積もることができる。この変換効率が低い場合は、同じ生理的エネルギーでも筋骨格系の出力や運動にロスが少なく、つまり効率が良く大きな仕事ができることを意味する。歩行動作を対象としている研究では、生理的エネルギーから力学的エネルギーへの変換効率を高くするためにはどうすればよいのかという問題が関心を集めている(Detrembleur et al., 2003; Detrembleur et al., 2005; Thys et al., 1996)。一方で、投球動作においては身体内で出力された力学的エネルギーを極力ロスすることなく効率的に手部へ伝達することができれば、大きな投球速度が獲得できると期待される。そのため、身体で出力された力学的エネルギーからボールの力学的エネルギーへの変換効率を高くするためにはどうすればよいのかという問題に関心が集まる。身体内で出力された力学的エネルギーやボールの力学的エネルギーについては、動作解析を行うことで推定することができる。そのため、一見するとボールの力学的エネルギーに対する身体内で発生した力学的エネルギーの割合を求めることで、どの程度力学的エネルギーのロスが生じたのかを見積もることができると考えてしまうかもしれない。しかしながら、この値の大小のみをもって効率の良さを評価することには問題がある。というのも、この方法では身体内で発生した力学的エネルギーが小さいほど効率の値が大きくなる。そのため、この方法を用いて効率のよい動作を検討しようとする際、場合によっては全身で投球を行うよりも上肢のみで投球を行う動作の方が効率の良い動作になってしまう可能性がある。出力された力学的エネルギーがどの程度運動課題の達成に

関係する有効なエネルギーに変換されたのかを評価するための枠組みについても、今後さらなる検討が必要となる。

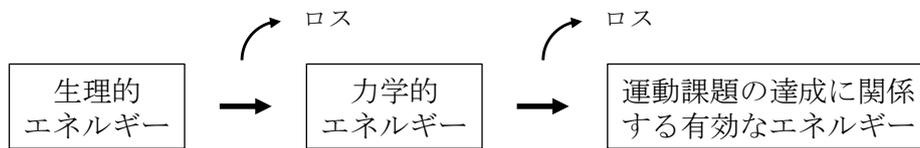


図 2.28 身体運動におけるエネルギーの流れ (阿江と藤井、2002、一部改変)

筋中の ATP が分解されることで生じた生理的エネルギーの大部分は熱エネルギーへと変換され、一部が力学的エネルギーへと変換される。また、筋が収縮することにより生じた力学的エネルギーの一部、運動課題の達成に有効なエネルギーへと変換される。

## 3 章

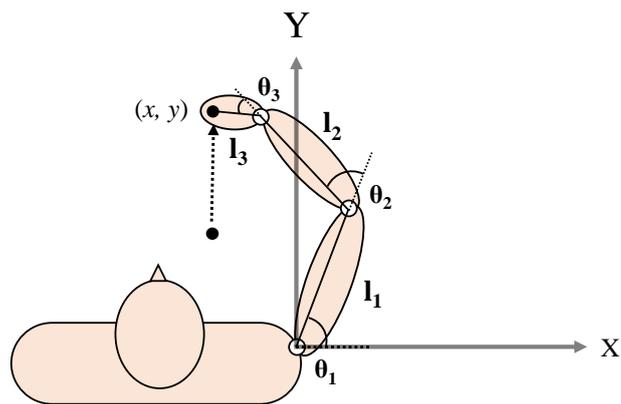
# 投射物の速度調節メカニズム

## 3.1

### 序論

投動作では、目的とする標的に対し極力誤差が出ないように投射物の到達位置の正確性を高めることは重要である。その際、運動に関与する関節の動作の変動を減らすことができれば、投射物の到達位置の正確性向上が期待できる。もし全く同じ動きを繰り返し行うことができれば、投射物は毎回必ず同じ場所に到達する。しかしながら、運動の熟練者であったとしても関節の動作の変動は生じることが知られている (Bernstein, 1930; Bernstein, 1967)。この変動の一部は、中枢神経系が有する特徴に由来するとされており、神経系が伝達する電気的な信号にはノイズが含まれている。そのため、我々の身体は知覚の情報処理から運動の出力に至るまでのあらゆる階層において、このノイズの影響を受けると考えられている (Faisal et al., 2008; Harris & Wolpert, 1998; Wolpert & Ghahramani, 2000)。例えば、投球動作では脳から脊髄や脊髄から筋へ信号を送る過程においてノイズの影響により、各関節の動作には変動が生じてしまうことが考えられる。このようなノイズに由来する変動に関しては、これらを減らすことができれば投射物の到達位置の正確性向上が期待できる。一方で、関節の動作間がボールの到達位置を一定にするような関係性を維持しながら変動している場合もあり、これにより各関節の動作に変動が生じている場合もある。このような原理に基づく各関節の動作の変動は関節間の協調的な共変動と呼ばれており、これに由来する関

節の動作の変動は減らす必要がないと考えられる。では、なぜ関節間で協調的な共変動を生じさせることができるのか。それは、目的となる動作を行う上で身体が必要以上に多くの自由度を有しているからである。例えば、ある一点から他の一点に上肢の関節のみを用いて手先を動かすような二点間到達動作（リーチング動作）について考えてみる。肩関節は1自由度、肘関節は1自由度、手関節は1自由度あることから腕全体は3自由度を持つことになり、手先の位置は3つの角度の組み合わせにより決まる。言い換えると、手指を動かさないにしても手先の位置を表すには3つの関節角度が必要となる。ところが、手先の位置は2次元空間中の1点の座標で表わされる。したがって、ある一点から他の一点に向かって手先を動かすという目的を達成するための関節角度の組み合わせは1つではなく、複数存在することとなる（図3.1）。このように目的を達成するための関節の動作同士の組み合わせは複数存在することから、変数同士が協調的に変動することにより同一の目的を達成することが期待できる。本章ではこの関節間の協調関係に焦点を当てて検討していき、その中で本節では関節間の協調関係に関する先行研究を整理し考察する。



$$x = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

$$y = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

図 3.1 水平面上でのリーチング動作

この系では、方程式の数に対して未知数の方が多いため、解が一意に決まらない。つまり、こ

の方程式を満たす解の組み合わせは無数に存在する。

関節間の協調関係に着目した研究は、これまで主に運動制御の観点から行われてきた (Domkin et al., 2005; Ivanenko et al., 2005; Majed et al., 2017; St-Onge & Feldman, 2003; Yang & Scholz, 2005)。もう一度リーチング動作について考えてみると、この動作を達成するための肩・肘・手関節の動作の組み合わせは無数に存在する。そのため、関節の動作同士の組み合わせは一意に決まらないという問題が生じる。この問題は不良設定問題として捉えられており、中枢神経系はこの問題に対して何かしらの解を与えることで、我々はリーチング動作を行うことができていると考えられている。中枢神経系がどのようにしてこの問題に対処しているのかという疑問は、運動制御を専門とする多くの研究者の関心を集め検討されてきた (D'Avella & Lacquaniti, 2013; D'Avella et al., 2006; Dornay et al., 1996; Flash & Hogan, 1985; Morasso, 1981; Todorov & Jordan, 2002; Uno et al., 1989)。ここで指摘しておくべきことは、これらの研究は脳をコンピュータのような情報処理機械と見立てた上で、脳が計算を行っているという立場に立脚しているということである。脳をこのように見立てた場合、脳には解くべき問題が設定されており、その問題を解くための特定の解法が存在していることとなる。ここでいう解くべき問題とは例えば目的関数の最大化もしくは最小化であり、問題を解くための特定の解法とは例えば目的関数を最大化もしくは最小化するためのアルゴリズムのことである。脳が計算を行っているという立場に立脚した場合、関節の動作同士の組み合わせが無数にある中で瞬時に1つの組み合わせを決定しなければならないということは、中枢神経系が膨大な情報量进行处理しなければならないという問題につながる。この問題に対して、中枢神経系は膨大な情報量を簡略化するための戦略を取っていると考えられている。その戦略として、運動に関与する全ての関節の動作を個別に制御しているのではなく、運動課題の達成に影響をおよぼす関節の動作のみを制御し

ていることや、機能的に類似した関節の動作同士をまとめて制御していることが考えられている。これにより、中枢神経系の計算コストが削減されるため、複雑な動作においても瞬時に関節の動作同士の組み合わせを決定できていると考えられている。

運動課題の達成に影響をおよぼす関節の動作や機能的に類似した関節の動作については、UCM (Uncontrolled Manifold) 解析や (Domkin et al., 2005; Scholz et al., 2000; John et al., 1999; Schöner & Scholz, 2007; Tseng et al., 2003; Yang & Scholz, 2005) 主成分分析・特異値分解など (Freitas et al., 2006; Funato et al., 2010; Funato et al., 2015; Ivanenko et al., 2008; Ivanenko et al., 2005; Ivanenko et al., 2007; Majed et al., 2017; St-Onge & Feldman, 2003) を用いることで定量的に検討されている。まず UCM 解析について、リーチング動作を例に説明する。リーチング動作では、結果として評価される変数 (手部の位置) が 1 つで、その結果を実現するための変数 (肩・肘・手関節の角度) が 3 つである。前者および後者の変数を結果変数および遂行変数とする。図 3.2 は、各関節の角度をそれぞれ軸とするこの課題の状態空間、そして解の集合体 (解空間) を示している。解空間上であれば、各関節の角度がいかなる組み合わせでも許されるという点で、この課題は冗長性を有している。結果変数の数に比べ、遂行変数の数の方が多いために冗長性は生じ、その時の解空間の次元はその変数の差によって定義される。つまり、この課題においては遂行変数 (3) - 結果変数 (1) = 2 次元となる。遂行変数が結果変数を上回することは特別な状況ではなく、ほとんどの運動課題が様々な次元の解空間を有している。UCM 解析では、複数試行行わせることで得られた状態空間上での結果変数のばらつきを、平均値まわりにおいて解空間上に平行な成分 (タスク非関連方位成分) と垂直な成分 (タスク関連方位) 成分に分割する (図 3.2)。そして、タスク関連方位成分の分散とタスク非関連方位成分の分散を求め、タスク関連方位成分の分散の方が大きかった場合、関節の角度同士に協調関係が存在すると解釈される。この運動課題において、遂行変数は 3 つの関節角度であるがもし関節の角度間が協調関係にあるなら

ば、試行を繰り返した際に各関節の角度は毎回同じ値である必要はない。課題を達成するような関節間の協調関係が実現しているならば、仮に肩関節の屈曲角度にばらつきが生じたとしても、肘関節の屈曲角度や手関節の撓屈角度がそのばらつきを補うことにより、手部の最終到達位置は一定に維持される (図 3.3)。UCM 解析では、このような変数間の協調関係を定量的に示している。またこの解析では、中枢神経系が全ての変数を制御しているのではなく、タスク関連方位成分を制御しており、タスク非関連方位成分は制御していないという仮説に基づいている。ここでいう制御とは、変数をある一定の値に維持することを意味する。すると、タスク関連方位成分は試行を繰り返しても毎回一定の結果が安定して実現されるよう正確に制御されるが、タスク非関連方位成分は課題の達成に影響しない範囲内であれば、ばらつきは許容される。このような戦略を用いていることにより、中枢神経系は計算負荷を低減させていると考えられている。

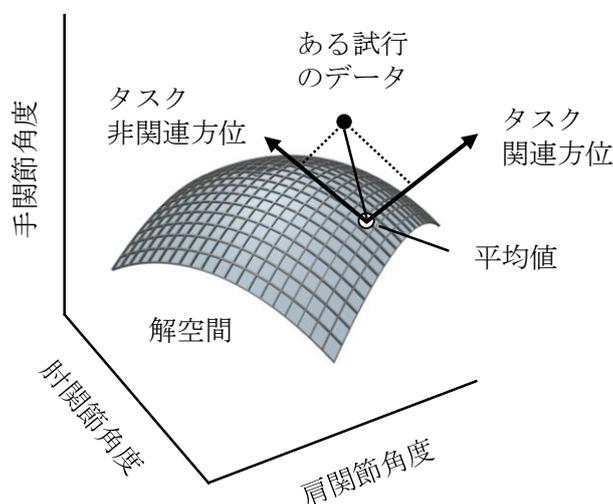


図 3.2 リーチング動作における UCM 解析の概念図

UCM 解析では各試行のデータを、平均値まわりにおいて解空間上に平行な成分 (タスク非関連方位成分) と垂直な成分 (タスク関連方位) 成分に分割する。この図はあくまでも概念図であり、実際の分析結果を示している図ではない。

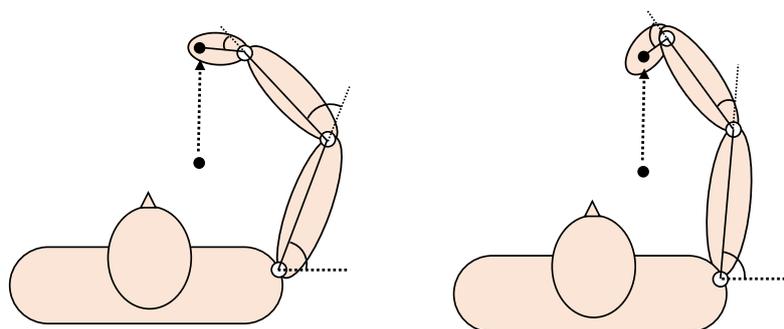


図 3.3 リーチング動作における関節間の協調関係

左の図に比べ、右の図では肩関節の屈曲角度が大きくなっている。その場合でも、肘関節の屈曲角度や手関節の撓屈角度がそれに応じて変化することで、手部の最終到達位置は一定に維持される。

主成分分析とは、データの損失を可能な限り少なくしたうえで、多変数からなるデータの次元を減少させる統計学上の解析手法である。歩行動作において片脚の下肢三関節の角度を各軸とする状態空間を構築した場合、その状態空間内に時系列データを記述するとその軌跡はおおよそ図 3.4 のようになると報告されている (Ivanenko et al., 2008)。これに対して、主成分分析を行った場合、第 1 主成分の方向は全体の分散を最大化するように、つまり時系列データの損失を可能な限り少なくする方向に算出される (図 3.4)。そして、第 2 主成分と第 3 主成分はそれぞれ第 1 主成分と第 2 主成分と直交するという拘束条件のもとで、分散を最大化する方向に算出される (図 3.4)。主成分分析では、データの次元数と同様の数の主成分が算出される。歩行動作における片脚の下肢三関節の角度に対して主成分分析を行った場合、第 1 主成分と第 2 主成分の寄与率の総和が 95 % を超えるとされている。寄与率とは、各主成分にデータを投影した際、そのデータが元のデータのばらつきをどの程度含んでいるのかを割合で示した指標のことである。第 1 主成分と第 2 主成分の寄与率の総和が 95 % を超えるということは、3 次元の状態空間内において時系列データがおおよそある平面上で軌道を描いていることを意味している。つまり、3 つの関節角度のうち 2 つの関節角度が決まれば、残り 1 つの関節角度も決まるということを示しており各関節の角度同士が独

立ではないことを示している。主成分はそれぞれの関節の動作の重み係数で表され、関節の動作がその主成分の方向にばらついているほど重み係数の値は大きくなる。例えば、第1主成分において股関節の屈曲/伸展角度の重み係数が他の角度に比べて大きい場合、股関節の屈曲/伸展角度は他の角度に比べてより第1主成分の方向へばらついていることを示している。運動制御の分野では、各主成分の重み係数の組み合わせを機能的に類似した関節の動作と捉えており、これを関節間の協調関係とみなしていることもある。これにより、中枢神経系は計算コストを削減しているとも考えられている。

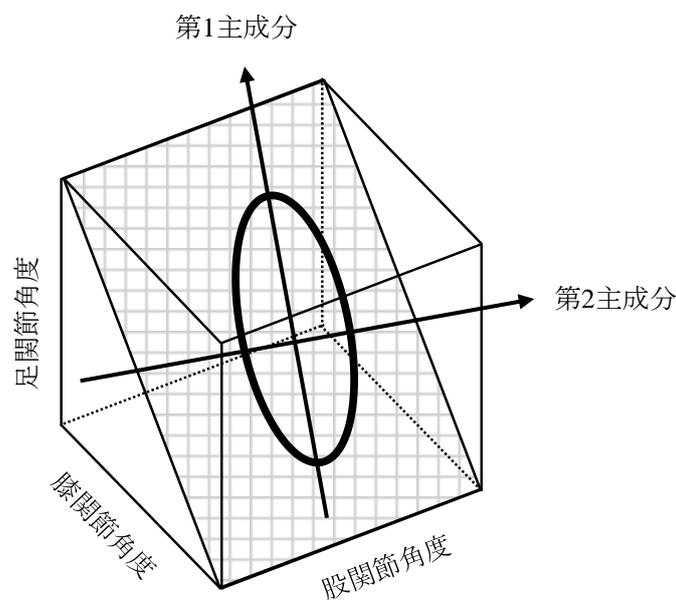


図 3.4 歩行動作における主成分解析の概念図

第1主成分の方向は全体の分散を最大化するように算出され、第2主成分は第1主成分と直交するという拘束条件のもとで、分散を最大化する方向に算出される。この状態空間内の時系列データはあくまでも概念図であり、実際の分析結果を示しているわけではない。

ここまでは、関節間の協調関係を運動制御の観点からみた研究について概観し整理してきた。次は、これをバイオメカニクスの観点からみた研究について概観し整理し

ていく。バイオメカニクスでは、関節の動作やトルクに焦点を当てながら運動課題がどのようにして達成されているのかを説明しようとする。このような説明を試みる際、バイオメカニクスでは運動課題の達成に対して各関節の動作やトルク同士がどのように関連し合っているのかを分析する (Lin et al., 2015; Runge et al., 1999; Winter et al., 1996)。それは、運動課題を遂行する際に各関節の動作やトルク同士が課題達成に対して合目的的に相互作用している場合があるからである。バイオメカニクスでは、このような関節の動作やトルク同士の関わり合いのことを関節間の協調関係とみなしている (Winter, 2009)。関節間の協調関係を調べる上では、運動課題を達成するための要件があらかじめ指定されている必要がある。運動課題が達成されていることは、この要件が満たされていることを意味する。そして、要件が満たされることに対して各関節の動作やトルク同士がどのように相互作用しているのかを分析する。

両脚での静止立位において姿勢を保持するためには、両足底が床面上に作り出す支持基底面内に身体重心位置を収めておく必要があるとされている。つまり、支持基底面内に身体重心位置を収めておくことが、両脚での静止立位姿勢を保持するための要件となっている。そして、支持基底面内での左右方向の身体重心位置は、股関節内転トルクと外転トルクにより調節される。実際にフォースプレート上で両脚での静止立位を行わせ解析を行うと、身体重心位置は左右にゆらぎ、両股関節の内外転トルク位相は逆位相になる (Winter, 2009)。この結果は、立位姿勢を保持するためには支持基底面内に身体重心の位置を収めておく必要があること、および左右方向の身体重心位置は両股関節の内外転トルクにより調節されることを踏まえると、以下のように解釈される。すなわち、支持基底面内における身体重心位置が左方向へ移動した場合は、右股関節外転トルクが増大し左股関節外転トルクが減少することで、身体重心位置が中心方向へ加速している (図 3.5)。同様に、身体重心位置が右方向へ移動した場合は、左股関節外転トルクが増大し右股関節外転トルクが減少することで、身体重心位置が

中心方向へ加速している (図 3.5)。この時、両股関節の内外転トルクは立位姿勢を保持する上で協調的な関係にあると解釈される。両脚の静止立位では、姿勢を保持するために満たされるべき要件は支持基底面内に身体重心位置を収めておくことの1つであり、その要件に関わる要素は両股関節トルクと2つであるため要素間の協調関係を容易に解釈することができる。しかしながら、運動課題によっては課題を達成するために満たされるべき要件は1つではなく複数存在する場合があります、これらの各要件に関わる要素も2つ以上存在する場合があります。そのような運動課題は、両脚での静止立位と比べて満たされるべき要件と要素間の関わり合いが複雑になることが想定される。

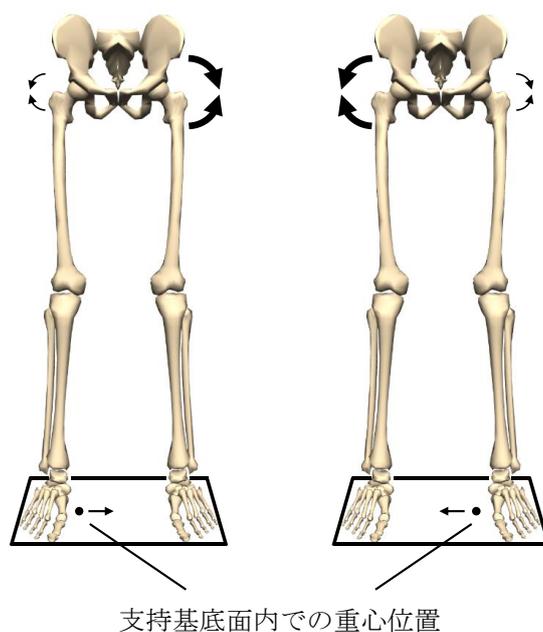


図 3.5 両脚での立位姿勢時における両股関節トルクの協調関係

支持基底面内での身体重心位置が中心から移動した場合は、両股関節の外転トルクを調節することで、身体重心位置を中心方向へ加速させている。

ここまで整理した内容をまとめると、次のようになる。運動制御の分野では、関節の動作同士の組み合わせが一意に決まらないことを不良設定問題として捉え、中枢神

経系がどのようにしてこの問題に対処しているのかを説明しようとする試みがなされてきた。この問題に対し中枢神経系は、運動課題の達成に影響をおよぼす関節の動作すなわちタスク関連方位成分のみを制御していることや、機能的に類似した関節の動作すなわち各主成分の重み係数の組み合わせを制御することで計算コストを削減していると考えられてきた。この計算コストの削減につながっている関節の動作同士の組み合わせのことを、運動制御の分野では関節間の協調関係とみなしてきた。一方で、バイオメカニクスでは運動課題がどのようにして達成されているのかについて説明しようとする試みがなされてきた。その際、運動課題を達成するために満たされるべき要件に対して、各関節の動作やトルク同士がどのように関連し合っているのかを分析してきた。そして、課題達成に対して合目的的な各関節の動作やトルク同士の相互作用を関節間の協調関係とみなしてきた。このように、運動制御の分野とバイオメカニクスでは関節間の協調関係を分析する上での問題意識や協調関係がさしている意味内容は異なることがわかる。そのため、関節間の協調関係を分析する上での問題意識やそれがさす意味内容は分野に応じて異なることを認識した上で、研究を行っていく必要があると考えられる。

## 3.2

### 投射物の到達位置を安定させる関節間の協調関係

#### 3.2.1 背景

運動の熟練者であったとしても各関節の動作には変動が生じている。このような変動の一部は、中枢神経系のノイズに由来する成分と考えられている。これらを減らすことができれば、例えば投動作の場合、投射物の到達位置の正確性向上が期待できる。一方で、各関節の動作には関節間の協調的な共変動に由来する成分も含まれていることが指摘されている。このように運動課題の目的を達成するための変数同士の組み合わせが複数存在する場合、その運動課題を複数回行わせたことにより生じる各変数の変動にはノイズ以外に協調的な共変動に由来する成分も含まれていることが広く知られている (Cohen & Sternad, 2009; Cusumano & Cesari, 2006; John et al., 2016; Kudo et al., 2000; Müller & Sternad, 2003; Müller & Sternad, 2004; Sternad, 2018; Sternad et al., 2011)。そして、協調的な共変動に由来する各変数の変動については減らす必要がないと考えられている。

運動の自由度が2つの場合、例えば水平面上のリーチング動作において肩関節と肘関節の屈曲伸展角度にしか運動の自由度がない場合には、関節間の協調的な共変動関係は容易に捉えることができる。しかしながら、運動の自由度が3つ以上の場合、これらの協調的な共変動関係を説明することは、自由度が2つの時に比べて困難であることがわかる。そのため、これまでの研究ではまず運動に関与する全ての関節の動作を一体として考え協調関係が存在するか否かを検討してきた (Müller & Sternad, 2003)。Müller & Sternad (2003) はリーチング動作を対象に、実測における手部の最終到達位置のばらつきと全ての関節の動作を独立にした場合における手部の最終到達位

置のばらつきを比較することで、関節の動作間に協調関係が存在するか否かを検討した。実測でのばらつきに比べ、全ての関節の動作を独立にした際のばらつきの方が大きかった場合、各関節の動作同士は独立にふるまっているのではなく、関節の動作間には協調的な共変動関係が存在していると解釈される。

本節の研究では、関節の動作間で協調的な共変動関係が存在するか否かに加えて、どの関節間の共変動に協調的な関係が存在するのかという点についても検討する。これにより、どの関節の動作が結果のばらつきを抑える上で重要なのかを理解することが可能になる。バイオメカニクス的には、関節間で協調的な共変動関係が存在するか否かという情報に加え、どの関節の動作が結果のばらつきを抑える上で重要な動作なのかという点に関心が持たれる。

そこで本節の研究では、野球の投球動作においてどの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかを検討する。野球の投球動作では、狙った場所へ正確にボールを投じることが要求される。その際、上下方向のボール到達位置はボールリリース時の上下方向の手部速度に応じて変化する (Hore et al., 1996)。そのため、狙った場所へ正確に投げるためには、ボールリリース時における上下方向の手部速度の大きさを精緻に調節する必要がある。本節の研究では、上下方向の手部速度を調節する上でどの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかについて検討することを目的とした。

## 3.2.2 方法

### 3.2.2.1 被験者

本節の研究では、野球経験のある右投げの健常成人男性 15 名 (身長:  $1.71 \pm 0.04$  m、体重:  $69.2 \pm 7.8$  kg、年齢:  $22.4 \pm 2.8$  歳、競技歴:  $11.4 \pm 3.1$  年) を被験者とした。被験者には実験に際して、事前に実験内容の説明を口頭および書面にて行い、参加の同意を

得た。なお、本節の研究は東京大学大学院総合文化研究科ヒトを対象とした実験研究に関する倫理審査委員会により実験手順の承認を得て行った (課題番号: 496)。

#### 3.2.2.2 データ収集

被験者には十分なウォーミングアップを行わせた後、座位にて 4 m 前方の的 (高さ: 0.5 m、幅: 0.5 m) に向かって全力での投球を行わせた (図 3.6)。的に当たった試行を成功試技とし、成功試技が 20 試行取得できるまで各条件で投球を行わせた。身体動作のデータ収集には赤外線カメラ 18 台を含む光学式三次元動作分析装置 (Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。本節の研究では、投球方向を Y 軸の正方向、鉛直上向きを Z 軸の正方向、Y 軸と Z 軸の外積によって得られる軸を X 軸の正の方向とする右手系の直行座標系を、実験室内における絶対座標系として定義した。図 3.7 は、分析基準点として被験者に貼付した反射マーカの位置を示したものであり、マーカの 3 次元位置座標データをサンプリング周波数 200 Hz で収集した。

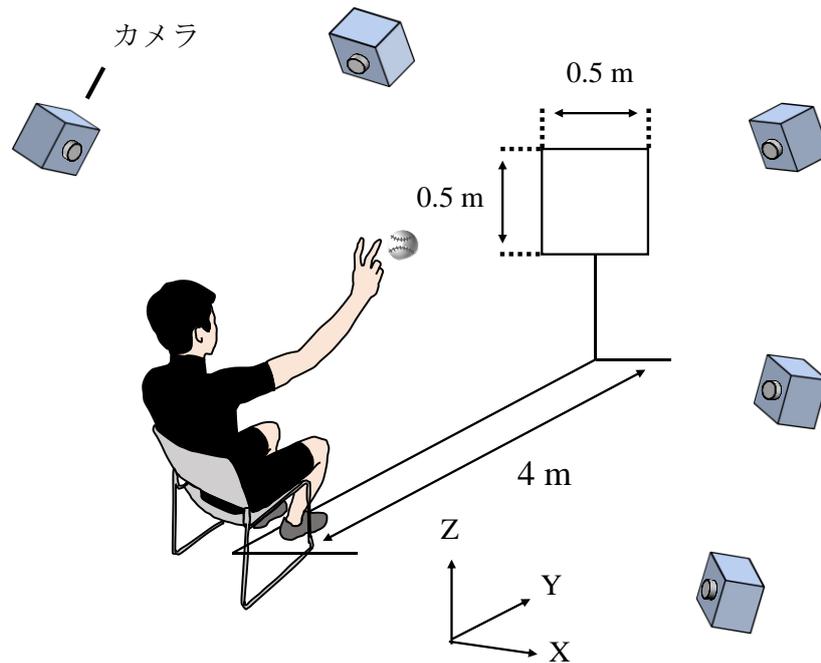


図 3.6 実験環境図

赤外線カメラ 18 台を含む光学式三次元動作分析装置 (Motion Analysis Corporation, USA) を使用した。投球方向を Y 軸の正方向、鉛直上向きを Z 軸の正方向、Y 軸と Z 軸の外積によって得られる軸を X 軸の正の方向とする右手系の直行座標系を、実験室内における絶対座標系として定義した。

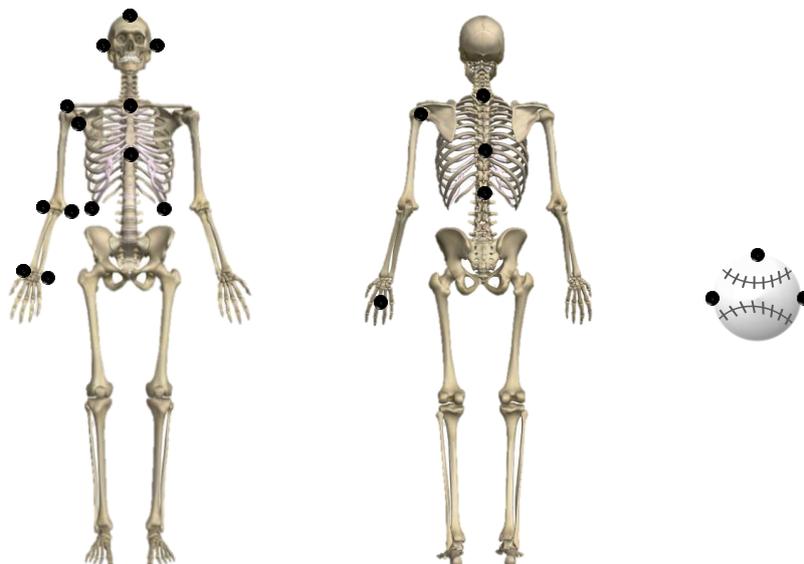


図 3.7 反射マーカの貼付位置

身体には、右の第 3 中手骨、尺骨茎状突起、橈骨茎状突起、上腕骨内側上顆、上腕骨外側上顆、上腕骨小結節、肩峰、肩峰角、左右の耳珠、肋骨下端、頭頂、胸骨上縁、第 7 頸椎、剣状

突起、第 8 胸椎、第 12 胸椎に反射マーカーを貼付した。ボールには、左右と頂点に反射マーカーを貼付した。

### 3.2.2.3 データ処理・分析

反射マーカーの 3 次元位置座標データは、残差分析 (Wells and Winter, 1980; Winter, 2009) により遮断周波数を各分析点それぞれについて決定した。そして、2 次の Butterworth low-pass digital filter を双方向からかけることで、位相ずれのない平滑化を行った。実際に用いた遮断周波数は、6 Hz から 18 Hz の間であった。

身体各セグメントの慣性係数は、先行研究の定義にならい算出した (Dumas et al., 2007a; Dumas et al., 2007b; Dumas et al., 2015)。手関節、肘関節は関節の内外に貼付した 2 個のマーカーの midpoint をそれぞれの関節中心とした。肩関節中心は、上腕骨小結節と肩峰角の midpoint として推定した。

上肢各セグメントと上腕の移動座標系は、2 章 2 節の方法で示した通りである。また、上肢各関節の関節座標系も 2 章 2 節の方法で示した通りである。

本節では、まず先行研究で用いられている手法を参考に、関節間で協調関係が存在するか否かを検討した (Kudo et al., 2000; Müller & Sternad, 2003)。ボールリリース時における手部速度 ( $v_{ha}$ ) は、ボールリリース時の関節角度 ( $\theta$ ) と関節角速度 ( $\omega$ ) を変数とする関数として以下のように表すことができる。詳細な式については、付録 1 にて記載した。

$$v_{ha} = f(\theta_i, \omega_j) \quad (i = 1-7, j = 1-7)$$

上式に、例えば 1 試行目における各変数を代入することで、1 試行目のボールリリース時の手部速度 ( $v_{ha_1}$ ) を解析的に算出できる。関節の自由度は肩関節が 3 (屈曲/伸展、内転/外転、内旋/外旋)、肘関節が 2 (屈曲/伸展、回内/回外)、手関節が 2 (掌屈/背

屈、橈屈/尺屈) とした。このことは、肘関節の内外反軸まわりや手関節の長軸まわりの角度および角速度は変数としてではなく定数として用いられていることを意味している。このモデルの妥当性について検討したところ、モデルから解析的に算出された手部速度と実測で得られた手部速度はおおよそ一致していた。そのため、本研究のモデルは妥当なものであると考えられる (付録 1、図 1)。

実測での手部速度の標準偏差 ( $\sigma_{v_{ha\_actu}}$ ) は、以下のように算出された。

$$\sigma_{v_{ha\_actu}} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (v_{ha\_i} - \bar{v}_{ha})^2} \quad (n = 20)$$

変数同士の共変動が手部速度のばらつきにおよぼす影響を検討するために、20 試行分の全ての変数を試行間でランダムにシャッフルして新しい変数間の組み合わせを作成した (図 3.8、図 3.9 (a))。その組み合わせを用いて 20 通りの手部速度を算出したのち、標準偏差を算出した (図 3.9 (b))。その後、結果の偶然的な偏りを無くすために新しい変数の組み合わせを作成し手部速度の標準偏差を算出する手順を 1000 回繰り返す、これを平均することで全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差 ( $\overline{\sigma_{v_{ha\_shuf}}}$ ) を求めた (図 3.9 (c))。なお、この手順によって算出された 1000 回分の標準偏差はおおよそ正規分布にしたがった (付録 2、図 1)。最後に、 $\overline{\sigma_{v_{ha\_shuf}}}$  を  $\sigma_{v_{ha\_actu}}$  で除することにより、相対比 (関節間の協調度合い) を算出した (図 3.9 (d))。実測での手部速度の標準偏差に比べ全ての関節の動作を独立にした際の標準偏差の方が大きかった場合、つまりこの相対比が 1 を超えた場合は、関節の動作間で手部速度のばらつきを抑えるような関係性が存在していることを意味する。このことは、同時に関節間で協調関係が存在していることを意味する。

シャッフル前

水平屈曲角度 ( $\theta_1$ )	内転角度 ( $\theta_2$ )	...	橈屈角速度 ( $\omega_7$ )	手部速度
1試行目	1試行目	...	1試行目	⇒ 1
2試行目	2試行目	...	2試行目	⇒ 2
3試行目	3試行目	...	3試行目	⇒ 3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
20試行目	20試行目	...	20試行目	⇒ 20



シャッフル後

水平屈曲角度 ( $\theta_1$ )	内転角度 ( $\theta_2$ )	...	橈屈角速度 ( $\omega_7$ )	手部速度
7試行目	5試行目	...	2試行目	⇒ 1
8試行目	9試行目	...	7試行目	⇒ 2
2試行目	1試行目	...	6試行目	⇒ 3
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
13試行目	19試行目	...	15試行目	⇒ 20

図 3.8 全ての変数を試行間でランダムにシャッフルした場合の一例

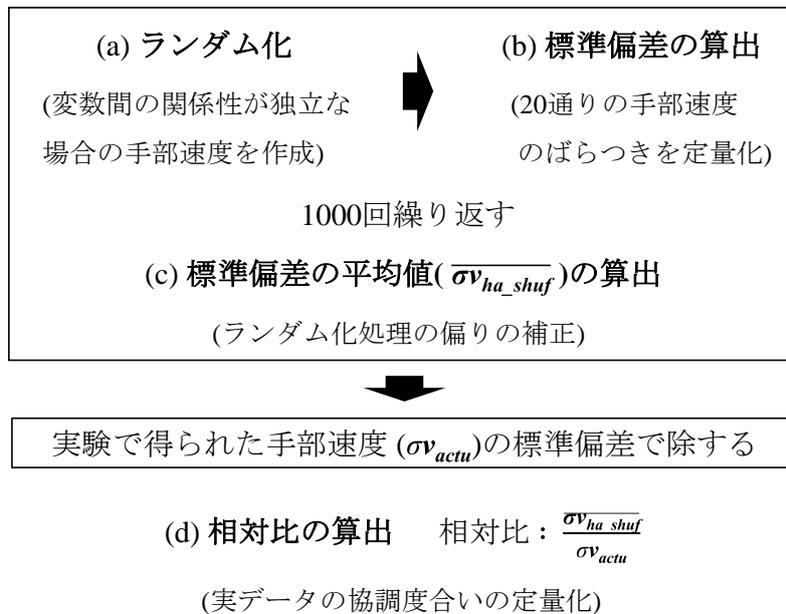


図 3.9 関節間の協調度合いを算出する手法の概要

どの関節の動作間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討するために、全ての変数ではなくある一つの変数のみを試行間でランダムにシャッフルし、新しい変数間の組み合わせを作成した(図 3.10)。その組み合わせを用いて 20 通りの手部速度を算出したのち、標準偏差を算出する手順を 1000 回繰り返した。そして、これらを平均することである関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差を求めた。最後にこの手部速度の標準偏差を、実測での手部速度の標準偏差で除することで相対値(各関節の動作との協調度合い)を算出した。

全ての変数を試行間でランダムにシャッフルすることで関節間に協調関係が存在するか否かを検討することができる。一方、ある一つの変数のみを試行間でランダムにシャッフルすることで、どの関節の動作間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討することができる。ある一つの変数のみを試行間でランダムにシャッフルするということは、シャッフルしない変数同士の共変動は維持されたままで、ランダムにシャッフルした変数と他の変数との共変動を消失させることを意味している。この場合における手部速度の標準偏差が実測での標準偏差を上回った場合、つまり相対比が 1 を超えた場合、その変数と他の変数との共変動には手部速度のばらつきを抑えるような働きが存在していたことを意味する。このことは、それらの共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係であることを示している。

シャッフル前

水平屈曲角度 ( $\theta_1$ )	内転角度 ( $\theta_2$ )	...	橈屈角速度 ( $\omega_7$ )	手部長度	手部長度
1試行目	1試行目	...	1試行目	⇒	1
2試行目	2試行目	...	2試行目	⇒	2
3試行目	3試行目	...	3試行目	⇒	3
⋮	⋮	⋮	⋮		⋮
20試行目	20試行目	...	20試行目	⇒	20



シャッフル後

水平屈曲角度 ( $\theta_1$ )	内転角度 ( $\theta_2$ )	...	橈屈角速度 ( $\omega_7$ )	手部長度	手部長度
5試行目	1試行目	...	1試行目	⇒	1
6試行目	2試行目	...	2試行目	⇒	2
8試行目	3試行目	...	3試行目	⇒	3
⋮	⋮	⋮	⋮		⋮
11試行目	20試行目	...	20試行目	⇒	20



1つの変数のみシャッフルする

→ これを全ての変数について行う

図 3.10 ある変数を試行間でランダムにシャッフルした場合の一例

上述の方法により、どの関節の動作間の共変動が協調的な関係にあるのかが示されたとしても、なぜその関節の動作との共変動が協調的な関係なのかという問いに答えることはできない。つまり、それらの共変動が協調的な関係である理由について答えることはできない。この問いに答えるために、各関節の動作のばらつきが手部長度を与える影響 ( $E_i, E_j$ ) を定量化した。

$$E_i = \frac{\partial v_{ha}}{\partial \theta_i} \cdot \sigma \theta_i \quad (i = 1-7)$$

$$E_j = \frac{\partial v_{ha}}{\partial \omega_j} \cdot \sigma \omega_j \quad (j = 1-7)$$

$\frac{\partial v_{ha}}{\partial \theta_i}$  と  $\frac{\partial v_{ha}}{\partial \omega_j}$  は、それぞれ手部速度を角度と角速度で微分した際の偏微分係数を示しており、 $\sigma\theta_i$  と  $\sigma\omega_j$  はそれぞれ角度と角速度の標準偏差を示している。例えば、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角度 ( $\theta_1$ ) のばらつきが手部速度に与える影響について考えてみる。 $\frac{\partial v_{ha}}{\partial \theta_1}$  は  $v_{ha}$  を  $\theta_1$  の関数として表した際の、ボールリリース時における接線の傾きを示していることになる (図 3.11)。この傾きと  $\theta_1$  の標準偏差の積を取ることで、 $\theta_1$  が 1 標準偏差分増大した際の手部速度への影響を算出することができる。

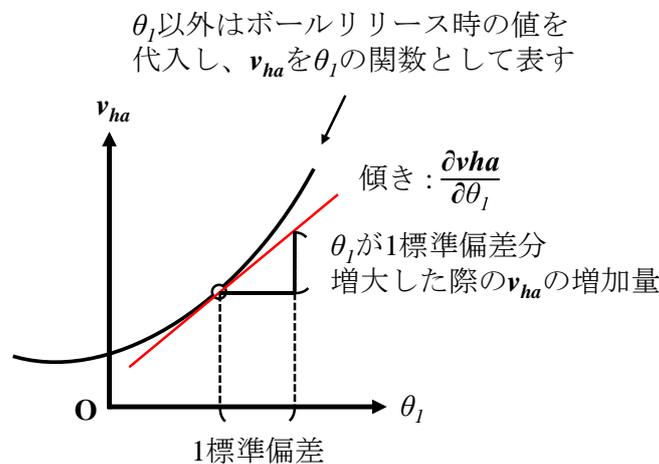


図 3.11 肩関節の水平屈曲角度 ( $\theta_1$ ) のばらつきが手部速度に与える影響

なぜその関節の動作との共変動が協調的な関係にあるのかという問いへの答えとして、1つにはその関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響が大きいからということが考えられる。ある関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響が大きい場合、その関節の動作が独立にふるまうと、手部速度のばらつきが大きくなると考えられる。一方で、それが手部速度に与える影響が小さい場合、その関節の動作が独立にふるまったとしても、手部速度のばらつきに与える影響は小さいと考えられる。ゆえに、手部速度に与える影響が大きい関節の動作と他の関節の動作が共変動することによって、手部速度のばらつきを抑えていることが考えられる。

### 3.2.2.4 統計処理

算出した全ての変数は、平均値と標準偏差で示した。実測での手部速度の標準偏差と全ての関節の動作を独立にした際の標準偏差に対して、有意水準を5%未満とする対応のあるt検定を実施した。統計解析にはR (version 3.3.1 for Windows) を用いた。

### 3.2.3 結果

図 3.12 は、実測における手部速度の標準偏差の平均値と、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差の平均値を示したものである。実測における手部速度の標準偏差の平均値は  $0.61 \pm 0.12$  m/s であり、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の平均値は  $1.02 \pm 0.23$  m/s であった。そして、これらの相対比は  $1.68 \pm 0.23$  であった。また、全ての被験者について実測における手部速度の標準偏差に比べ、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差の方が大きいという傾向が観察された (図 3.13)。

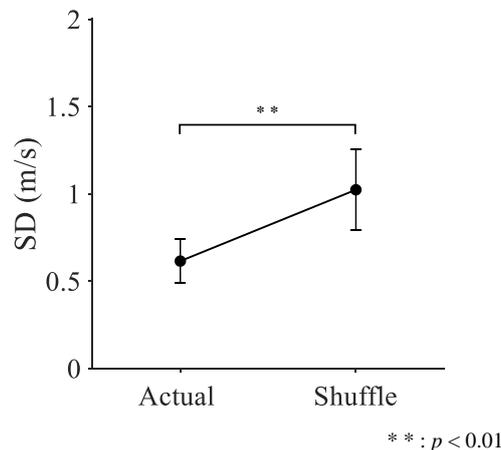


図 3.12 実測における手部速度の標準偏差の平均値 (Actual) と、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差の平均値 (Shuffle)

SD は、標準偏差を示している。

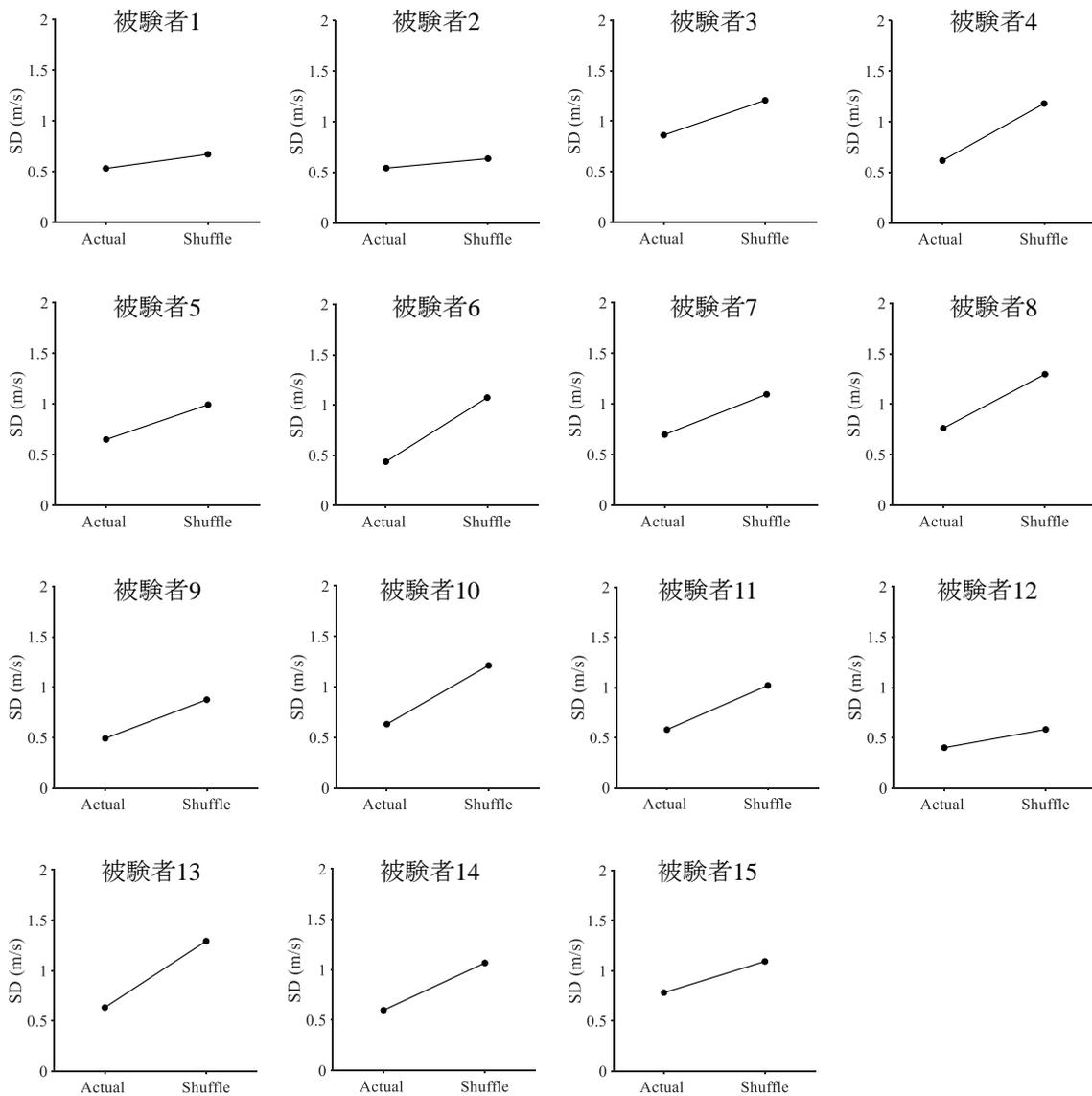


図 3.13 全ての被験者における実測での手部速度の標準偏差 (Actual) と、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差 (Shuffle)

SD は、標準偏差のことを示している。

図 3.14 は、各関節の動作との協調度合いを示したものである。各関節の動作との協調度合いとは、ある一つの関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差に対する実測での手部速度の標準偏差の割合を示したものである。この値が 1 を超えた場合、実測での標準偏差と比べて各関節の動作を独立にふるまわせた場合の標準偏差の方が大きいことを示している。例えば、肩関節の内外旋軸まわりの角度 ( $\theta_3$ ) と他

の動作の共変動を無くした場合、全ての被験者において実験で得られた手部速度の標準偏差よりも大きくなったことを示している ( $\theta_3$ の相対比:  $1.49 \pm 0.48$ )。一方で、手関節の橈尺屈軸まわりの角度 ( $\theta_7$ ) や肘関節の回内外軸まわりの角速度 ( $\omega_5$ ) では、これらの動作と他の動作との共変動を無くしたとしても手部速度のばらつきへの影響は小さかった (橈尺屈軸まわりの角度の相対比:  $0.97 \pm 0.02$ , 回内外軸まわりの角速度の相対比:  $0.99 \pm 0.02$ )。

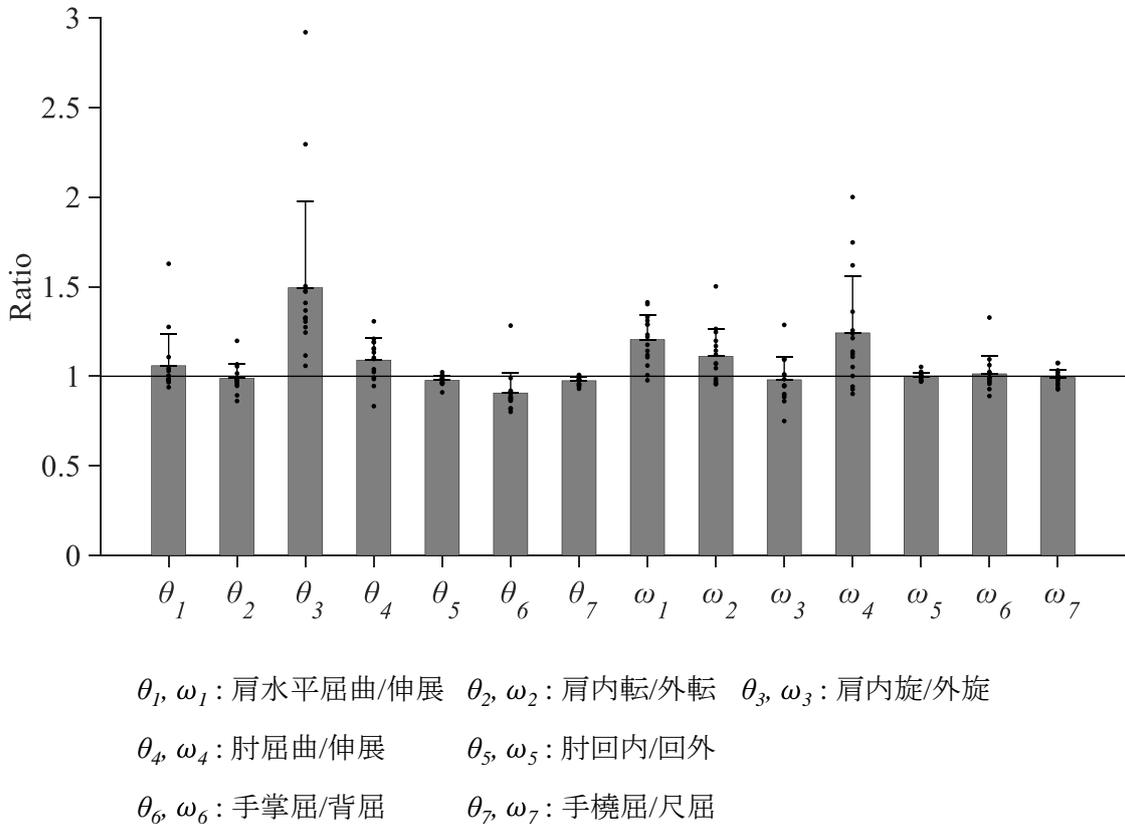
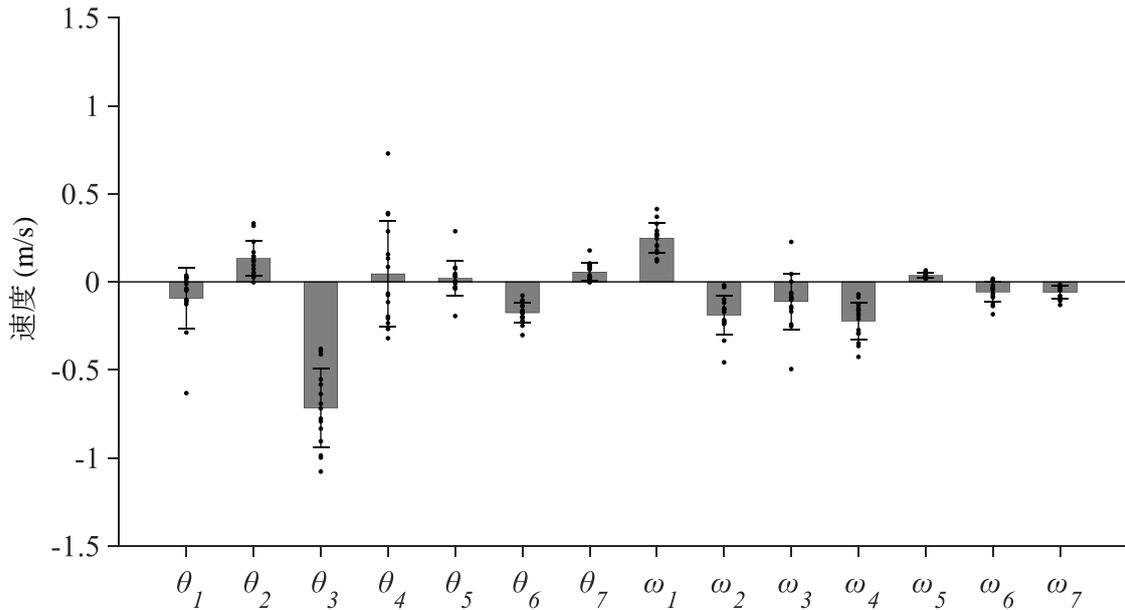


図 3.14 各関節の動作との協調度合い  
黒丸は、各被験者の値を示している。

図 3.15 は、各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を示したものである。これは各関節の動作における偏微分係数と標準偏差の積として算出されたものである。内外旋軸まわりの角度が内旋方向に 1 標準偏差分増大した場合は、手部速度が下

向きに大きく増大していた ( $-0.71 \pm 0.22$  m/s)。一方で、手関節の橈屈角度や肘関節の回内角速度では、1標準偏差分増加した場合の手部速度への影響が小さかった（手関節の橈屈角度:  $0.05 \pm 0.05$  m/s, 肘関節の回内角速度:  $0.03 \pm 0.01$  m/s)。



$\theta_1, \omega_1$ : 肩水平屈曲  $\theta_2, \omega_2$ : 肩内転  $\theta_3, \omega_3$ : 肩内旋  
 $\theta_4, \omega_4$ : 肘伸展  $\theta_5, \omega_5$ : 肘回内  
 $\theta_6, \omega_6$ : 手掌屈  $\theta_7, \omega_7$ : 手橈屈

図 3.15 各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響

凡例として示されている方向へ1標準偏差分増大させた際の、手部速度への影響を示している。黒丸は、各被験者の値を示している。

図 3.16 は、各関節の動作における偏微分係数と標準偏差を示したものである。各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響は、各関節の動作の偏微分係数と標準偏差の積を取ることによって算出される。肩関節の内外旋軸まわりの角度において、偏微分係数は他の関節の動作よりも大きく、標準偏差も他の関節の動作よりも大きかった。手関節の橈尺屈軸まわりの角度においては、標準偏差が他の関節の動作よりも小さかつ

た。また、肘関節の回内外軸まわりの角速度においては、偏微分係数が他の関節の動作よりも小さかった。

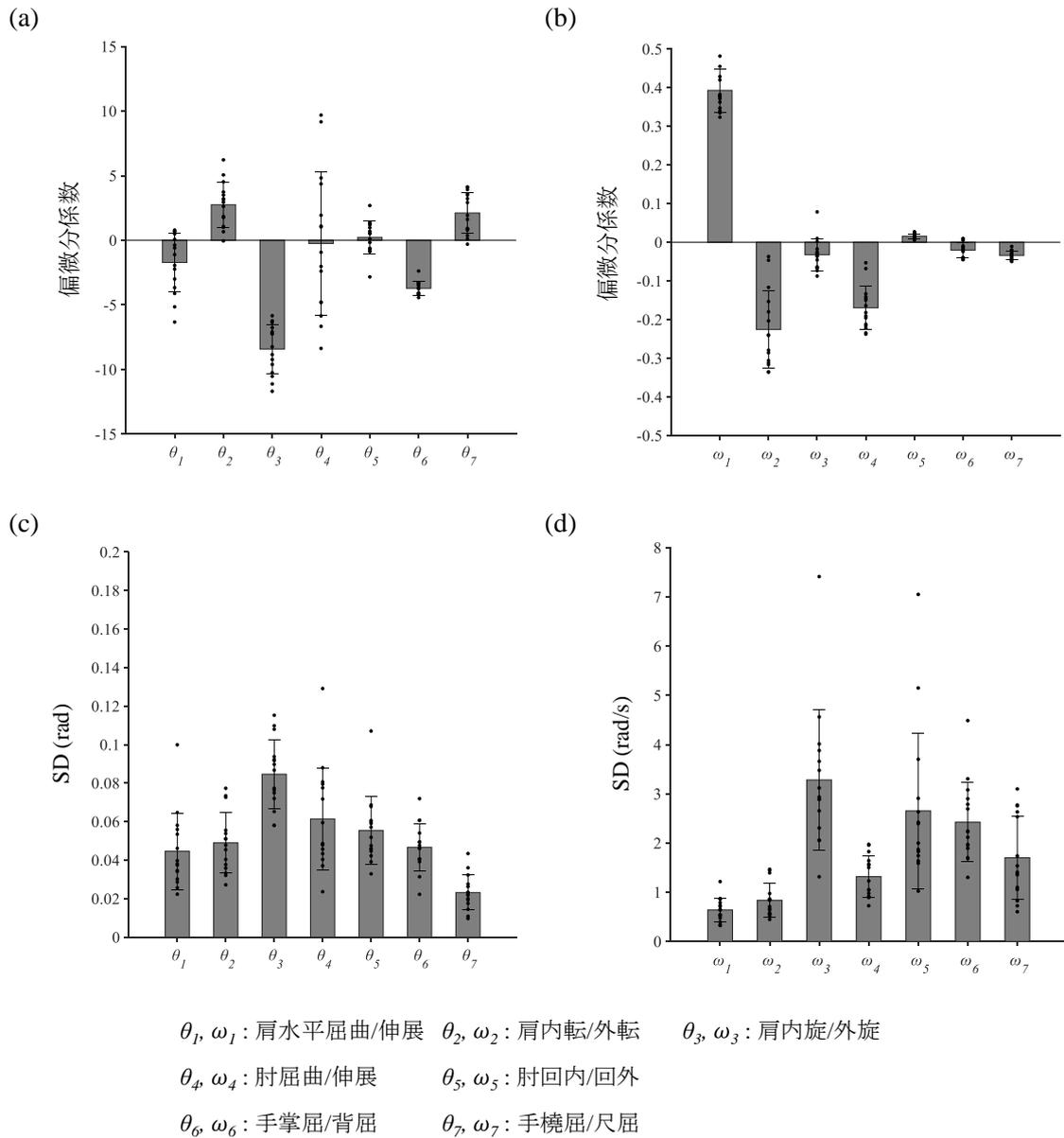


図 3.16 各関節の動作の偏微分係数と標準偏差

(a) と(b) は、それぞれ各関節の角度と角速度の偏微分係数を示している。(c) と(d) は、それぞれ各関節の角度と角速度の標準偏差を示している。黒丸は、各被験者の値を示している。

### 3.2.4 考察

本節の研究では、まず手部速度のばらつきを抑える関節の動作間の協調関係が存在するか否かを調べた。そのために、実測における手部速度の標準偏差と全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差を比較した。その結果、実測での標準偏差に比べ、全ての関節の動作を独立にした場合の標準偏差の方が大きかった (図 3.12)。加えて、全ての被験者について同様の傾向が観察された。このことから、関節の動作間で手部速度のばらつきを抑えるような共変動関係、つまり協調関係が存在していると言える。言い換えると、各関節の動作の変動は神経系のノイズに由来する成分のみならず、手部速度を一定にするような関係性を維持しながら各関節の動作が共変動することに由来する成分も含まれていることを示している。手部速度は、投球腕各関節の角度と角速度の計 14 変数の組み合わせにより決定し、このことは手部速度を決定する関節の動作同士の組み合わせは 1 つではなく複数存在することを意味している。ゆえに、関節の動作同士が協調的な共変動を生じさせることが可能となっている。

手部速度のばらつきを抑える関節の動作間の共変動関係が存在していたとしても、個々の共変動が全て手部速度のばらつきを抑えることに対して有益に働いているとは限らない。手部速度のばらつきを抑えることとは無関係に共変動している可能性や、むしろ手部速度のばらつきを抑えることに対して不利益に働いている共変動が存在している可能性もある。では、どの関節の動作間の共変動が手部速度を抑える上で協調的な関係のだろうか。本節の研究では、この問題を検討するためにある一つの関節の動作のみを独立にした場合、つまりその関節の動作との共変動を無くした場合における手部速度の標準偏差と、実測における手部速度の標準偏差を比較した。その結果、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動を無くした場合、実測における手部速度の標準偏差よりも大きくなった (図 3.14)。つまり、肩関節の内外旋軸まわり

の角度と他の動作との共変動は手部速度のばらつきを抑える働きがあり、これらは手部速度のばらつきを抑える上で協調関係にあると考えられる。一方で、手関節の橈尺屈軸まわりの角度や肘関節の回内外軸まわりの角速度では、これらの動作との共変動を無くしたとしても手部速度のばらつきへの影響は小さかった (図 3.14)。このことは、全ての関節の動作間の共変動が手部速度のばらつきを抑える上で有益に働いているとは限らないことを示唆している。

では、なぜ肩関節の内外旋軸まわりの角度を独立にした場合と、手関節の橈尺屈軸まわりの角度や肘関節の回内外軸まわりの角速度を独立にした場合とで、このような結果の違いが生じたのだろうか。この理由を説明するために、各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を定量化した。その結果、肩関節の内旋角度が1標準偏差分増大した場合は、手部速度が下向きに大きく増大していた (図 3.15)。そのため、もし肩関節の内旋角度が独立にふるまった場合は、手部速度のばらつきも大きくなってしまうと考えられる。一方で、手関節の橈尺屈軸まわりの角度や肘関節の回内外軸まわりの角速度では、1標準偏差分増加した場合の手部速度への影響が小さかった (図 3.15)。そのため、これらが独立にふるまったとしても手部速度のばらつきに与える影響は小さいと考えられる。このように、各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を検討することで、関節の動作間の協調的な共変動関係の存在理由についておおよそ説明することができると言える。

肩関節の内旋角度は、偏微分係数と標準偏差が他の関節の角度と比べて大きいことにより、これらの積により算出される肩関節の内旋角度のばらつきが手部速度に与える影響も大きくなっていった。手関節の橈尺屈軸まわりの角度の偏微分係数は、肩関節の内外旋軸まわりの角度の偏微分係数と比べると小さいものの、他の角度のそれと比べると同程度であった (図 3.16)。一方で、手関節の橈尺屈軸まわりの角度の標準偏差は、他の関節の角度の標準偏差と比べ小さかった (図 3.16)。したがって、手関節の橈

屈角度のばらつきが手部速度に与える影響が小さかったことは、標準偏差が小さかったことに起因すると考えられる。一方で、肘関節の回内外軸まわりの角速度では、標準偏差は他の関節の角速度と比べると同等であったものの、肘関節の回内外軸まわりの角速度の偏微分係数は他の角速度のそれと比べると小さかった (図 3.16)。したがって、肘関節の回内角速度のばらつきが手部速度に与える影響が小さかったことは、偏微分係数が小さかったことに起因すると考えられる。

各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を検討することで、関節の動作間の協調的な共変動関係の存在理由についておおよそ説明することはできるものの、中にはこれだけでは説明がつかないものもある。例えば、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度 ( $\omega_1$ ) との協調度合いは、被験者 1 名を除いて全ての被験者で 1 を超えていた (相対比:  $1.20 \pm 0.13$ 、図 3.14)。一方で、手関節の掌背屈軸まわりの角度 ( $\theta_6$ ) との協調度合いは、被験者 1 名を除いて全ての被験者で 1 を下回っていた (相対比:  $0.90 \pm 0.11$ 、図 3.14)。しかしながら、肩関節の水平屈曲角速度と手関節の掌屈角度では、それぞれの動作のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値には大きな違いが見られなかった (肩関節の水平屈曲角速度:  $0.24 \pm 0.08$  m/s、手関節の掌屈角度:  $-0.17 \pm 0.05$  m/s、図 3.15)。このことは、どのように説明されるのか。1 つには、実測での 20 試行において手関節の掌背屈軸まわりの角度は、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と比べ独立性が高かったと考えられる。つまり、手関節の掌背屈軸まわりの角度はそもそも他の動作との共変動が少なかったと考えられる。もしそのような場合には、手関節の掌背屈軸まわりの角度を独立にふるまわせたとしても、そもそも独立性が高かったために、手部速度のばらつきに与える影響は小さくなると考えられる。

関節の動作間や、投射物のリリースパラメーター間 (投射位置、投射速度、投射角度) に協調関係が存在する否かを検討した研究はこれまでも行われてきた (Kudo et al., 2000; Muller & Sternad, 2003)。これらは、実測における結果のばらつきと結果に関

与する全ての変数を独立にした場合における結果のばらつきを比較することで、変数間に協調関係が存在するか否かを検討していた。本節の研究では、関節の動作間で協調関係が存在することに加え、どの関節の動作間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。これは、実測における結果のばらつきと、結果に関与するある1つの変数を独立にした場合における結果のばらつきを比較することで検討した。その結果、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動は、手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあることが示唆された。一方で、手関節の橈尺屈軸まわりの角度や肘関節の回内外軸まわりの角速度については、これらの動作と他の動作との共変動をなくしたとしても手部速度のばらつきに与える影響は小さかった。以上のことから、本節の研究は関節間の協調関係を詳細かつ分析的に検討したものであると言える。

本節の研究では、肩関節の内外旋軸まわりの角度とどの関節の動作の共変動が協調的な関係にあるのかという情報までは取得できていない。つまり、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作の共変動というものは、ひとまとまりの構造として捉えられている。しかしながら、本節の研究によって、関節の動作間で協調関係が存在するという情報から、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動は協調的な関係であるという情報が取得可能となった。この点においては、協調関係における分析性を高めたと言えることができる。

### 3.2.5 結論

本節の研究により、関節の動作間で協調関係が存在することに加え、どの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかということも示された。具体的には、投球動作時に手部速度のばらつきを抑える上で、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が協調的な関係にあった。一方で、手部速度のばらつきを抑えることに

対して影響が小さい関節の動作同士の共変動もみられた。このことは、全ての関節の動作間の共変動が、手部速度のばらつきを抑えることに対して協調的に作用しているとは限らないことを示している。本節の研究は、関節間の協調関係を分析的に検討したものであると言える。

## 3.3

### 投射速度の変化に応じた関節間の協調関係

#### 3.3.1 背景

歩行動作のような日常動作や投球動作のようなスポーツ動作において、各関節の動作は独立にふるまっているのではなく基本的には関節の動作同士が協調している。この時、バイオメカニクス的にはどの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかという問いが生じる。そこで、前節の研究では各関節の動作を独立にふるまわせることにより、どの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。

ところで、実際のスポーツ場面においてはある一定の条件下で運動を繰り返し行うことは少なく多様な条件下において運動を行っている。例えば、野球の投球動作では一定の速度でボールを投げ続けることは少なく、多様な速度でボールを投げることが要求される。その際、どのような速度条件下であっても目的とする場所へ正確にボールを投げることが要求される。異なる投球速度における投球腕各関節のキネマティクスおよびキネティクスに着目した研究はこれまでも行われている (Hirashima et al., 2003; Hirashima et al., 2007b; Hore et al., 2005; 浦田ら、2014)。Hore et al. (2005) は、利き手にて異なる投球速度で投球を行わせた場合、投球速度に応じて各関節角度の時系列変化が異なることを示した。このことは、遅い動作の時間を短縮すると速い動作になるわけではないことを意味しており、投球速度の変化に応じて関節間の協調的な共変動も変化することを示唆している。

しかしながら、投球速度を変化させた場合に関節間の協調的な共変動関係も変化するか否かについてはこれまで示されていない。そのため本節の研究では、前節の研究で行われた分析を用いることでこの問題に対処する。そこで本節の研究は、異なる投

球速度においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討することを目的とした。

### 3.3.2 方法

被験者、データ収集、データ処理については3章2節で述べたとおりである。実験試技は、各条件 (Slow 条件、Medium 条件、Fast 条件) における座位での投球とした。的を狙って最大努力で投げる試行を Fast 条件とし、Fast 条件と動作を変えずに的を狙ってできるだけ遅く投げる試行を Slow 条件とした。また、Fast 条件と Slow 条件時に得られた球速の中間値を Medium 条件とした。そして、各条件において3章2節と同様の分析を行うことで、異なる投球速度においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。なお、各速度条件における全ての変数をランダムにシャッフルすることで算出された1000回分の標準偏差はおおよそ正規分布にしたがった (付録2、図1から図3)。統計解析は、各速度条件における関節間の協調度合いに対して、有意水準を5%未満とする1群のt検定を実施した。統計解析にはR (version 3.3.1 for Windows) を用いた。

### 3.3.3 結果

図3.17は、各速度条件における関節間の協調度合いを示したものである。関節間の協調度合いとは、全ての関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差に対する実測での手部速度の標準偏差の割合を示したものである。この値が1より大きい場合は、実測における手部速度の標準偏差と比べて関節間の全ての共変動を無くした場合における手部速度の標準偏差の方が大きいことを示している。つまり、運動に関与する全ての動作を一体とした際の協調関係が存在すると解釈できる。Slow 条件に

おける関節間の協調度合いは  $1.68 \pm 0.37$ 、Medium 条件では  $1.72 \pm 0.41$ 、Fast 条件では  $1.68 \pm 0.33$  であった。このことから、各速度条件において関節間で協調関係が存在していたといえる。

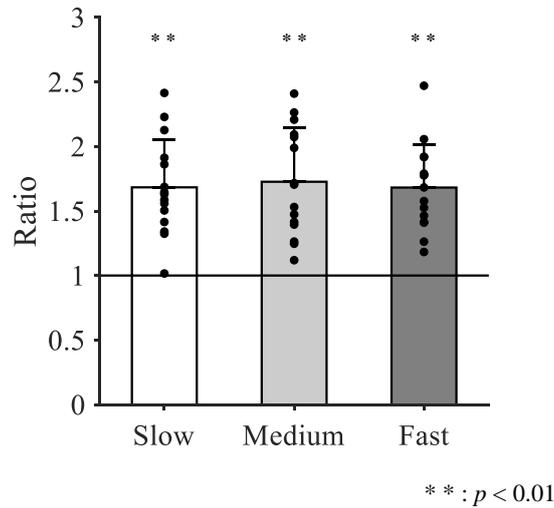


図 3.17 各速度条件における関節間の協調度合い  
 黒丸は各被験者の値を示している。

図 3.18 は、各速度条件における各関節の動作との協調度合いを示したものである。各関節の動作との協調度合いとは、ある一つの関節の動作を独立にした場合における手部速度の標準偏差に対する実測での手部速度の標準偏差の割合を示したものである。この値が 1 より大きい場合は、その動作との共変動関係を無くした場合における手部速度の標準偏差の方が、実験で得られた手部速度の標準偏差よりも大きいことを示している。Fast 条件では、肩関節の内外旋軸まわりの角度 ( $\theta_3$ ) と他の動作の共変動を無くした場合、全ての被験者において実験で得られた手部速度の標準偏差よりも大きくなっていった ( $\theta_3$ の相対比:  $1.49 \pm 0.48$ )。また、この相対比は速度が遅くなるにつれ低下していった (Fast 条件:  $1.49 \pm 0.48$ 、Medium 条件:  $1.22 \pm 0.23$ 、Slow 条件:  $1.15 \pm 0.27$ )。Medium 条件では、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度 ( $\omega_1$ ) と他の動作と

の共変動を無くした場合、全ての被験者において実験で得られた手部速度の標準偏差よりも大きくなっていた ( $\omega_1$ の相対比:  $1.36 \pm 0.19$ )。一方、Slow 条件ではどの関節の動作を独立にしたとしても、全ての被験者において相対比が1を超える関節の動作は存在しなかった。

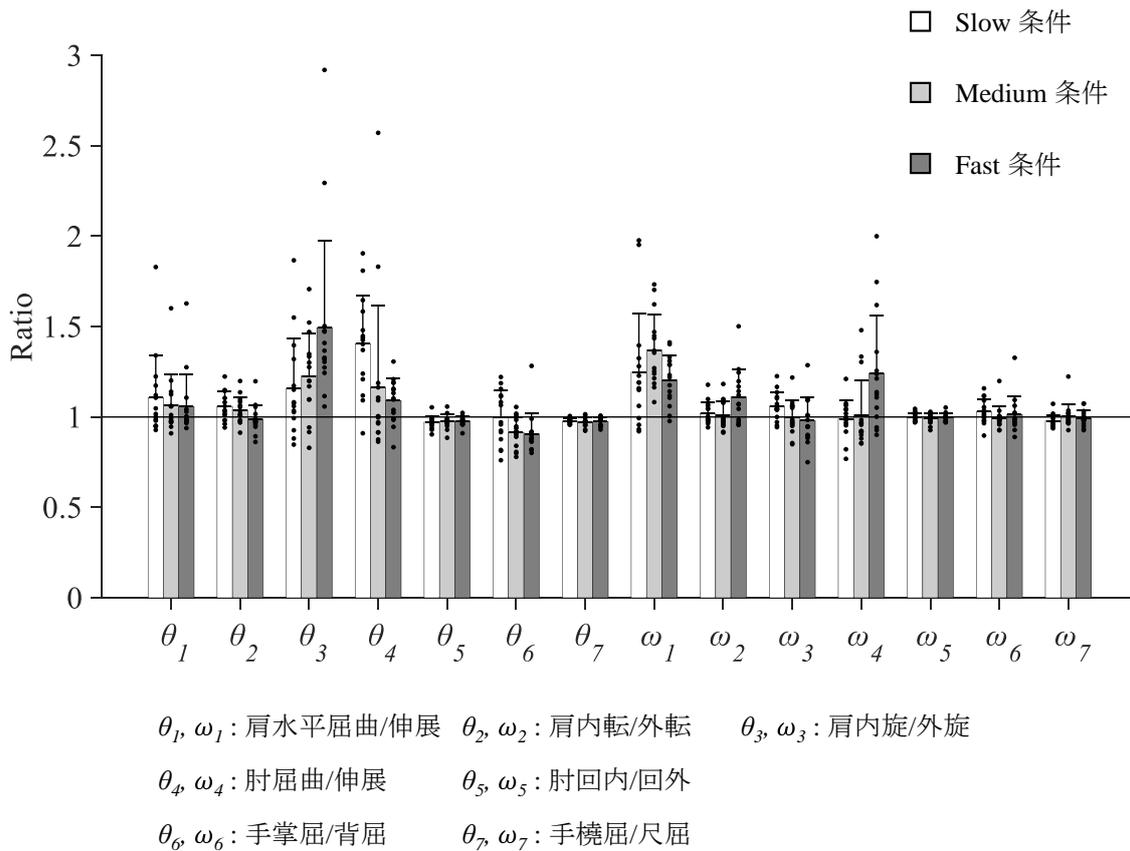


図 3.18 各速度条件における各関節の動作との協調度合い  
黒丸は各被験者の値を示している。

図 3.19 は、各速度条件における各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を示したものである。各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響は、各関節の動作の偏微分係数と標準偏差の積を取ることで算出される。肩関節の内旋角度のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値は、速度が低下するにつれて低下していった。

(Fast 条件:  $-0.71 \pm 0.22$  m/s、Medium 条件:  $-0.42 \pm 0.11$  m/s、Slow 条件:  $-0.24 \pm 0.09$

m/s)。肩関節の水平屈曲角速度のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値は、Fast 条件と Medium 条件では大きく変わらず、Slow 条件で低下した (Fast 条件:  $0.15 \pm 0.07$  m/s、Medium 条件:  $0.24 \pm 0.09$  m/s、Slow 条件:  $0.24 \pm 0.08$  m/s)。

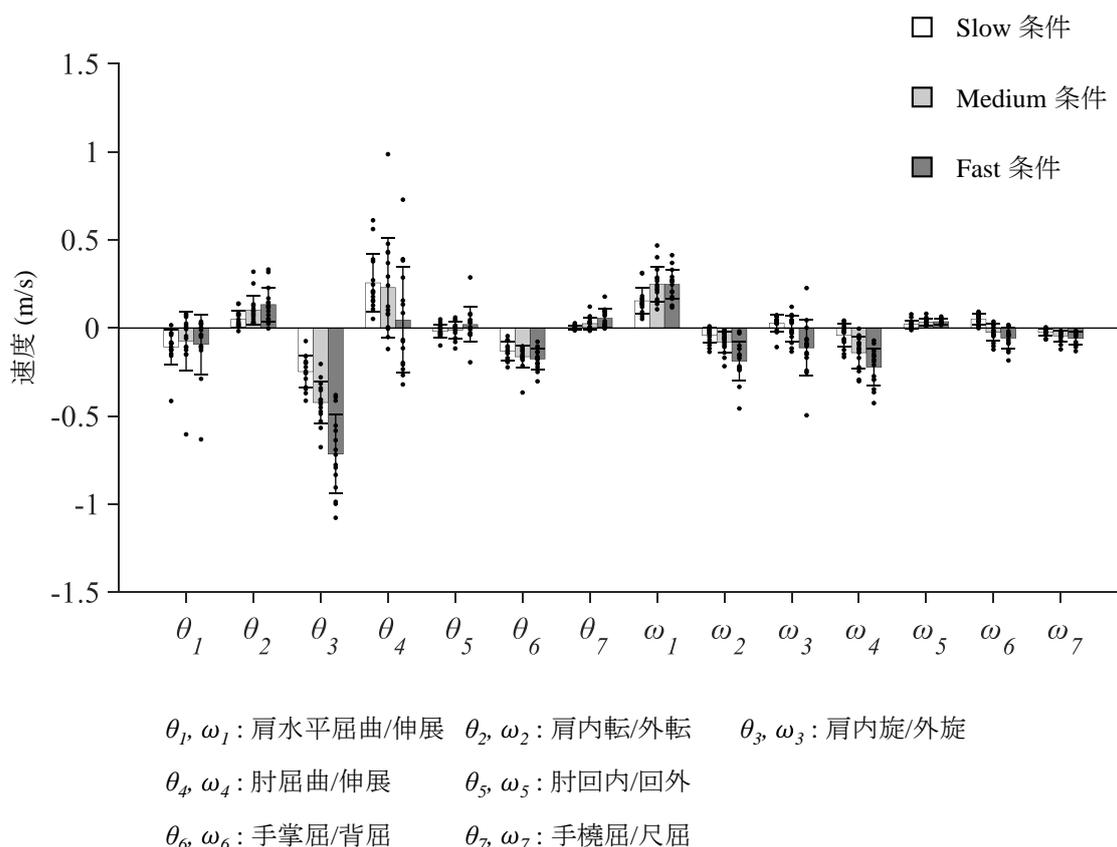


図 3.19 各速度条件における各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響  
黒丸は、各被験者の値を示している。

図 3.20 と図 3.21 は、それぞれ各速度条件における各関節の動作の偏微分係数と標準偏差を示したものである。投球速度が低下するにつれて肩関節の内外旋軸まわりの角度の偏微分係数の絶対値は低下していたのに対し (Fast 条件:  $-8.41 \pm 1.91$ 、Medium 条件:  $-5.48 \pm 1.37$ 、Slow 条件:  $-2.81 \pm 0.78$ )、肩関節の内外旋軸まわりの角度の標準偏差には大きな違いが見られなかった (Fast 条件:  $0.08 \pm 0.01$  rad、Medium 条件:  $0.07 \pm 0.02$  rad、Slow 条件:  $0.08 \pm 0.02$  rad)。また、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度の偏微

分係数の絶対値と標準偏差は Fast 条件と Medium 条件では大きな違いは見られなかったが、Slow 条件では低下した (偏微分係数、Fast 条件:  $0.39 \pm 0.05$ 、Medium 条件:  $0.40 \pm 0.05$ 、Slow 条件:  $0.31 \pm 0.06$ 、標準偏差、Fast 条件:  $0.63 \pm 0.23$  rad/s、Medium 条件:  $0.62 \pm 0.25$  rad/s、Slow 条件:  $0.48 \pm 0.19$  rad/s)。

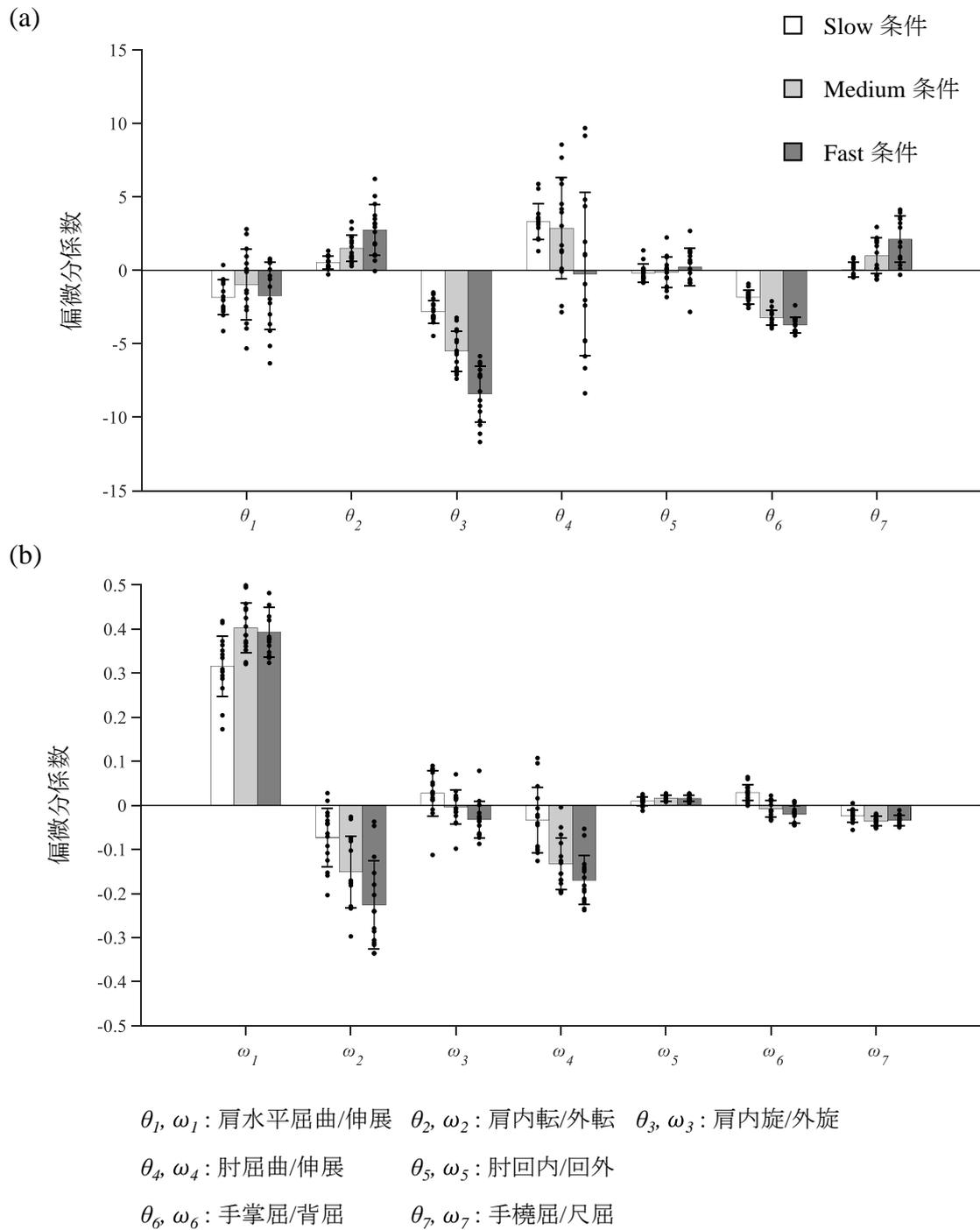


図 3.20 各速度条件における各関節の動作の偏微分係数

(a) と (b) は、それぞれ各関節の角度と角速度の偏微分係数を示している。黒丸は、各被験者の値を示している。

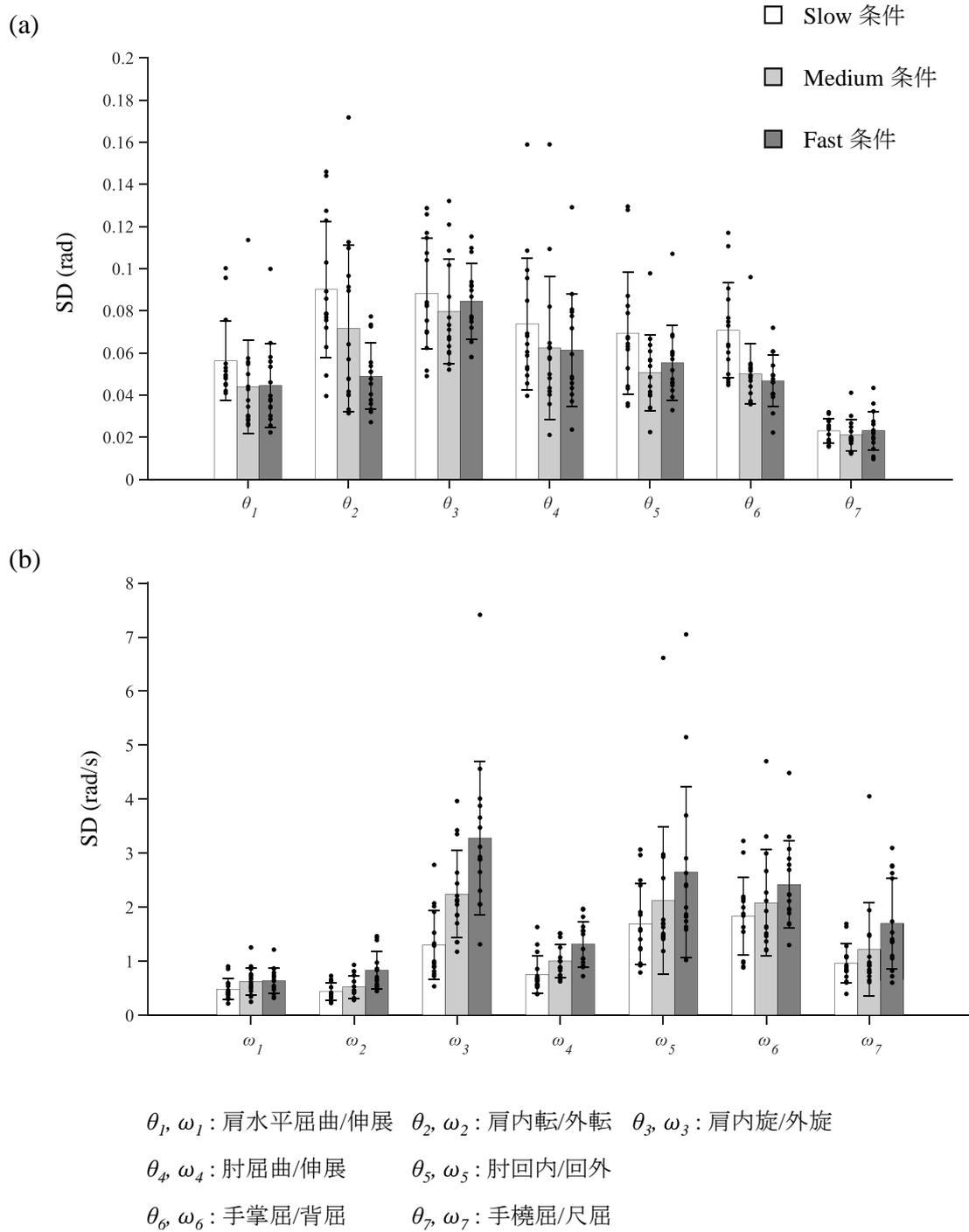


図 3.21 各速度条件における各関節の動作の標準偏差

(a) と (b) は、それぞれ各関節の角度と角速度の標準偏差を示している。黒丸は、各被験者の値を示している。

### 3.3.4 考察

本節の研究では、異なる投球速度においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。まず、各速度条件において関節間の協調関係が存在するか否かを検討したところ、全ての速度条件において関節間で手部速度のばらつきを抑えるような共変動関係、つまり協調関係が存在した (図 3.17)。しかしながら、手部速度のばらつきを抑える関節間の協調関係が存在していたとしても、複数存在する関節間の共変動が全て手部速度のばらつきを抑えることに対して有益に働いているとは限らないことを前節で指摘した。このことから、手部速度のばらつきを抑える関節間の協調関係が全ての速度条件で存在していたからといって、手部速度のばらつきを抑えるはたらきをもつ個々の関節間の共変動が全ての速度条件で同一とは限らないと考えられる。この点を調べるために、本節の研究では各速度条件における各関節の動作との協調度合いを算出した。

Fast 条件では、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動を無くした場合に全ての被験者で相対比が 1 を超えていた (図 3.18)。このことから、Fast 条件では肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあると考えられる。また Medium 条件では、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と他の動作との共変動を無くした場合に全ての被験者で相対比が 1 を超えていた (図 3.18)。このことから、Medium 条件では肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と他の動作との共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあると考えられる。一方で、Slow 条件ではどの関節の動作を独立にしたとしても、全ての被験者において相対比が 1 を超える関節の動作は存在しなかった (図 3.18)。以上のことから、手部速度のばらつきを抑えるはたらきをもつ個々の関節間の共変動は、速度条件に応じて異なると考えられる。これらの結果は、以下のように言い換えることができる。すなわち、Fast 条件や Medium 条件では手部速度のばらつきを抑

えるために特定の関節の動作と他の動作が共変動しなければならないのに対して、**Slow** 条件ではある関節の動作が独立にふるまったとしても、手部速度は一定の範囲内に収まることが期待できる。

ではなぜ、手部速度のばらつきを抑えるはたらきをもつ個々の関節間の共変動は、速度条件に応じて異なるのか。この問題を検討するために、各速度条件において各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を算出した。その結果、**Fast** 条件における肩関節の内旋角度のばらつきが手部速度に与える影響は、他の関節の動作に比べて大きかった (図 3.19)。ゆえに、**Fast** 条件において肩関節の内旋角度が独立にふるまうと、手部速度のばらつきも増大すると考えられる。加えて、投球速度が低下するにつれて肩関節の内旋角度のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値も低下していた (図 3.19)。したがって、**Fast** 条件においては肩関節の内旋角度が独立にふるまうと手部速度のばらつきが増大したのに対して、**Medium** 条件や **Slow** 条件ではこれが独立にふるまったとしても、手部速度のばらつきに与える影響は少なかったと考えられる。また、投球速度が低下するにつれて各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響は、全ての動作において概ね低下する傾向にあった (図 3.19)。この結果は **Fast** 条件や **Medium** 条件とは異なり、**Slow** 条件ではある関節の動作が独立にふるまってしまったとしても、手部速度は一定の範囲内に収まることが期待できるという先の帰結を概ね支持するものであると言える。

各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響は、偏微分係数と標準偏差の積によって算出される。そこで各速度条件において、偏微分係数と標準偏差を算出したところ、肩関節の内外旋軸まわりの角度では投球速度が低下するにつれて標準偏差は大きく変化することなく偏微分係数が低下していた (図 3.20、図 3.21)。ゆえに、肩関節の内旋角度のばらつきが手部速度に与える影響の低下は、偏微分係数の低下に起因するものであると言える。また、概ねどの関節の動作においても、投球速度が低下する

につれて偏微分係数の絶対値も低下していた (図 3.20)。

各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を検討することで、関節の動作間の協調的な共変動関係の存在理由についておおよそ説明することはできるものの、中にはこれだけでは説明がつかないものもある。肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度が独立にふるまってしまうと、**Medium** 条件においては手部速度のばらつきが増大したものの、**Medium** 条件における水平屈曲角速度のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値は、他の関節の動作に比べて大きいわけではなくむしろ肩関節の内旋角度のそれと比べると小さかった (肩関節の水平屈曲角速度:  $0.24 \pm 0.09$  m/s、肩関節の内旋角度:  $-0.42 \pm 0.28$  m/s、図 3.19)。さらに、**Fast** 条件と **Medium** 条件では水平屈曲角速度のばらつきが手部速度に与える影響の絶対値に大きな違いは見られなかったものの、**Medium** 条件のみ肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度が独立にふるまってしまうと手部速度のばらつきが増大した。このことは、どのように説明されるのか。これは、実測での **Medium** 条件における肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度が肩関節の内旋角度と比べて独立性が低かったことに起因すると考えられる。つまり、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度は他の動作との共変動が多く存在していたため、肩関節の水平屈曲角速度のばらつきが手部速度に与える影響は小さかったものの、肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度が独立にふるまうと手部速度のばらつきが増大したと考えられる。

リーチング動作のような、投球動作と比べて運動の自由度が少ない動作では動作を遅く行う場合と速く行う場合で各関節の動作域が変わらないことが示されている (Atkeson & Hollerbach, 1985; Carter & Shapiro, 1984; Lacquaniti & Soechting, 1982)。つまり、遅い動作の時間を短縮すると速い動作になることを意味している。一方で、投球動作のような運動の自由度が多い動作では、動作を遅く行う場合と速く行う場合とで各関節の動作域は異なることが示されている (Adamovich et al., 1999; Hore et al., 2005;

Pigeon et al., 2003; Pozzo et al., 2002; Thomas et al., 2003)。つまり、遅い動作の時間を短縮したからといって速い動作になるわけではないことを意味している。このことは速度条件に応じて各関節の動作の協調関係も異なることを示唆している。もし速度条件が変化したとしても各関節の動作域が変化しなかった場合は、各関節の動作との協調関係は条件ごとで同一のまま動作を遂行していたと考えられる。一方で、速度条件が変化した際に各関節の動作域も変化した場合は、各関節の動作との協調関係を条件ごとで変えることで動作を遂行していたと考えられる。

これまでに用いられてきた分析枠組み (Müller & Sternad, 2003) を適用することで、各速度条件において関節の動作間で協調関係が存在していたことは示すことができる。しかしながら、手部速度のばらつきを抑えるはたらきをもつ個々の関節間の共変動が全ての速度条件で同一とは限らない。そこで、本節の研究では前節で行われた分析を用いることでこの問題を検討した。その結果、投球速度に応じて手部速度のばらつきを抑えることに対し協調的な関節間の共変動は異なることが示された。つまり、前節で行われた分析を用いることで速度変化に応じた協調関係が検討可能になったと言える。

### 3.3.5 結論

本節の研究では、前節で行われた分析を用いることで、異なる投球速度においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。その結果、Fast 条件では肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が、Medium 条件では肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と他の動作との共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあった。一方で、Slow 条件ではどの関節の動作を独立にしたとしても、全ての被験者において相対比が 1 を超える関節の動作は存在しなかった。これらの結果は、全ての関節の動作間の共変動が手部速度のばらつきを抑えることに対して

協調的に作用しているとは限らないことを示している。加えて、投球速度に応じて手部速度のばらつきを抑える働きを持つ関節の動作同士の共変動は異なることも示している。

## 3.4

### 速度調節メカニズムの考察

本章では、座位での投球動作を対象に手部速度の調節メカニズムに関する研究を行った。手部速度は、投球腕の各関節の角度と角速度の組み合わせにより決定され、これらが互いに協調し合うことによって調節されている。そこで本章では、関節間の協調関係に焦点を当て、まずこれに関する研究を整理し考察を行った。そして、手部速度のばらつきを抑える上で関節の動作同士がどのような関係性にあるのかを検討した。以下では、各節の概要を述べていくことにする。

1 節では、関節間の協調関係に関する先行研究を整理し考察した。関節間の協調関係に着目した研究は、これまで主に運動制御の観点から行われていた。そこでは、目的となる動作を達成するための関節の動作同士の組み合わせが一意に決まらないことを不良設定問題として捉えており、中枢神経系がどのようにしてこの問題に対処しているのかが主たる関心であった。この問題に対して、中枢神経系は全ての関節の動作を個別に制御しているのではなく、運動課題の達成に影響をおよぼす関節の動作（タスク関連方位成分）のみを制御していることや、機能的に類似した関節の動作同士（各主成分の重み係数の組み合わせ）を制御することで、計算コストを削減するような戦略を取っていると考えられている。そして運動制御の分野では、タスク非関連方位成分や各主成分の重み係数の組み合わせのことを関節間の協調関係とみなしていた。一方でバイオメカニクスでは、運動課題の達成に対して各関節の動作やトルク同士がどのように関連し合っているのかが主たる関心であった。そして、課題達成に対して合目的な関節の動作やトルク同士の相互作用のことを関節間の協調関係と見なしていた。このように、運動制御の分野とバイオメカニクスでは関節間の協調関係を分析

する上での問題意識や協調関係がさしている意味内容が異なることを指摘した。

2 節では、関節間の協調的な共変動関係を検討するための枠組みに関する考察を序論で行った。運動の自由度が 2 つの場合、関節間の協調的な共変動関係は容易に捉えることができるものの、運動の自由度が 3 つ以上の場合、これらの協調的な共変動関係を説明することは困難である。そのため、これまでの研究ではまず運動に関与する全ての関節の動作を一体として考え、協調関係が存在するか否かを検討してきた。本節の研究では、関節の動作間で協調関係が存在するか否かに加えて、どの関節間の共変動に協調的な関係が存在するのかという点についても検討することを目的とした。そのため 2 節では、座位での投球動作を対象に、手部速度を調節する上でどの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。その結果、肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあったことが示された。一方で、手部速度のばらつきを抑えることに対して影響が小さい関節の動作同士の共変動もみられた。このことは、全ての関節の動作間の共変動が手部速度のばらつきを抑えることに対して協調的に作用しているとは限らないことを示している。2 節の研究により、関節間の協調関係を詳細かつ分析的に検討することが可能となった。

2 節の研究では、的を狙った全力投球時においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。しかしながら、野球の投球動作では一定の速度でボールを投げ続けることは少なく多様な速度でボールを投げるのが要求される。そして、どのような速度条件下であっても目的とする場所へ正確にボールを投げるのが要求される。そこで 3 節では、異なる投球速度においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。その結果、Fast 条件では肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が、Medium 条件では肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と他の動作との共変動が、それぞれ手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあっ

た。一方で、**Slow** 条件ではどの関節の動作を独立にしたとしても、全ての被験者において相対比が 1 を超える関節の動作は存在しなかった。このことから、投球速度に応じて手部速度のばらつきを抑える働きを持つ関節の動作同士の共変動は異なることが考えられる。

2 節と 3 節の研究では、各関節の動作との協調度合いが全ての被験者で 1 を超えていた場合、関節間の共変動は手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあると解釈した。しかしながら、関節の動作によっては、ある被験者でその協調度合いが 1 を超えていたものの、別の被験者では 1 を超えていなかったものも存在する。例えば、**Fast** 条件における肩の内外旋軸まわりの角度との協調度合いは全ての被験者で 1 を超えていたのに対して、**Fast** 条件における肘の伸展角速度との協調度合いは、ある被験者では 1 を超えていたものの別の被験者では 1 を超えていなかった (図 3.18)。そのため、**Fast** 条件においては被験者によって肩の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動以外にも、手部速度のばらつきを抑える働きがある共変動が存在すると考えられる。つまり、2 節と 3 節の研究によって示されたことは、**Fast** 条件においては少なくとも肩内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動は手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあるということである。このことは、**Fast** 条件のみならず他の条件についても当てはまることである。したがって、2 節と 3 節の研究で示された協調的な共変動以外の関節間の共変動が、手部速度のばらつきを抑えることとは無関係にある、もしくは手部速度のばらつきを抑えることに対して不利益をもたらしていると結論づけることはできない。

変数同士がどのような関係性を有しているのかを調べるための分析手法として相関分析がある。この分析を用いることで、変数同士が互いに増大するような関係性を有しているのか、もしくは一方が増大した時、もう一方は減少するような関係性を有しているのかを調べることができる。バイオメカニクスにおいても相関分析は用いられ

ており (Boninger et al., 2000; Yu et al., 2006)、また多変数がどのような関係性にあるのかを検討することができる主成分分析も用いられている (Brandon et al., 2013; Daffertshofer et al., 2004; Landry et al., 2007)。しかしながら、これらの分析によって関節の動作同士の関係性について検討できたとしても、それらの関係性が運動課題の達成に対して協調的な関係にあるのか否かについては、この分析のみから理解することは困難である。この問題を解決する糸口となるのが、順運動学解析である。この解析を用いることで、各関節の角度と角速度からある点の位置座標や速度を算出することが可能となる。これにより、例えばある関節の動作との共変動を無くしたことが運動課題の達成に対してどのような影響を与えているのかを調べることができる。つまり、その関節の動作との共変動が運動課題の達成に対して協調的であるか否かについて検討することができる。しかしながら、この分析によってある関節の動作との共変動が運動課題の達成に対して協調的であることがわかったとしても、なぜその関節の動作との共変動が運動課題の達成に対して協調的なのかという問いに答えることはできない。この問いへの答えとして、1つにはその関節の動作のばらつきが結果に与える影響が大きいからということが考えられる。つまり、関節の動作のばらつきが結果に与える影響が大きい場合、その関節の動作が独立にふるまってしまうと運動課題を達成することが困難になってしまうことが考えられる。そのため、他の関節の動作と共変動することで結果のばらつきを抑え、運動課題を達成していると考えられる。この点を検討するために、本章の研究では各関節の動作のばらつきが手部速度に与える影響を定量化した。

関節の動作間の相関関係を検討することによって、関節間の関係性については知ることができるものの、この分析のみではそれらの関係性が運動課題を達成することに対してどのような役割を果たしているのかを理解することは困難である。また、各関節の動作との協調関係を検討することで、どの関節の動作との共変動が運動課題を達

成する上で協調的なのかを検討することはできる。しかしながら、これだけではなぜその関節の動作との共変動が協調的な関係にあるのかという問いに答えることはできない。さらに、各関節の動作のばらつきが結果に与える影響のみを検討しただけでは、実際にどの関節の動作同士が共変動することで運動課題が達成されているのかを知ることはできない。つまり、どの関節の動作同士の共変動が協調的な関係にあるのかを検討するためには、これらを統合的に考察する必要があると言える (図 3.22)。

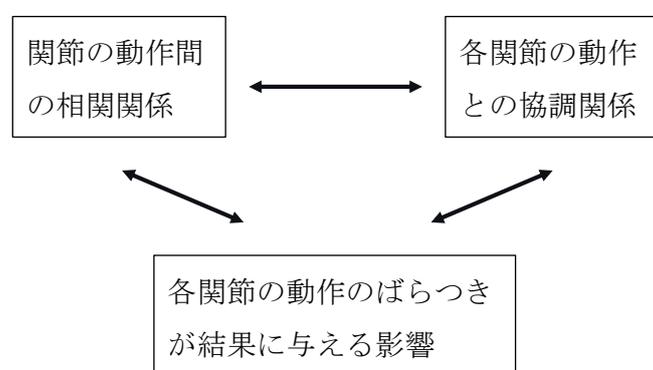


図 3.22 本章における分析枠組み

本章では、ボールリリース時における関節間の協調度合いや各関節の動作との協調度合いを定量化した。なぜなら、投球動作においてはボールリリース時における手部速度のわずかな誤差がボール到達位置に大きな影響を及ぼすからである。つまり、目的とする場所へ投げるとい運動課題を達成するためには、ボールリリース時における手部速度に誤差が生じないよう投球腕各関節の角度と角速度同士が協調する必要があると考えられる。実際に関節間の協調度合いを算出したところ、全ての速度条件において手部速度のばらつきを抑えるような関節の動作間の共変動が存在するという結果が得られた。そのため、ボールリリース時においてどの関節間の共変動が協調的な関係にあるのかを検討した。一方で、ボールリリース時より前の時刻においても、ボールリリース時と同様に手部速度のばらつきを抑えるような関節の動作同士の共変動

が存在するのだろうか。例えば、肩関節の最大外旋時において関節の動作同士が手部速度のばらつきを抑えるように共変動しているのか。おそらく、そのような関節の動作同士の共変動は存在しないと考えられる。なぜなら、肩関節の最大外旋時における手部速度に誤差が生じたとしても、ボール到達位置には大きな影響を及ぼさないからと考えられるからである。例えば両脚での静止立位において姿勢を保持するという運動課題の場合、この課題を達成するためにはいかなる時刻においても支持基底面内に身体重心位置を収めておく必要がある。そのため、全ての時刻で支持基底面内に身体重心位置を収めるために身体各関節のトルクなどがどのようにふるまっているのかを検討することには意義がある。一方で、投球動作においては動作を開始してからボールをリリースするまでの全ての時刻で手部速度のばらつきを抑える必要はないと考えられる。そのため、全ての時刻においてどの関節間の共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的なのかを検討する必要があるとは考えづらい。では、投球動作において関節間の協調関係を検討する際に時系列データはどのように扱われるべきなのだろうか。この点については、今後検討する必要があると言える。

近年のバイオメカニクスでは、動作を計測し分析することに加え、動作の評価を行うことにも関心が集まっている。初期のバイオメカニクスでは、計測技術や分析手法が体系化されていなかったため、動作を計測し分析することが主な目的であった。ここでは、ビデオカメラを用いて動作を撮影しデジタル化するなどの作業を経ることで身体各部位の位置座標データを取得していた。しかしながら、この方法では位置座標データを取得するまでの時間がかかるという問題が生じていた。具体的には、毎秒 50 フレームで撮影した 3 秒間の動作で 5 つの点の位置座標データを取得するのに約 30 分かかるとされていた (Winter, 2009)。計測技術の発展に伴い、近年では赤外線カメラを用いたモーションキャプチャーシステムでの動作解析が主流となっている。この方法では、身体に貼付した反射マーカの位置座標がシステム内で自動的に算出されるため、

先の問題が大幅に解消されていることとなる。しかしながら、赤外線カメラを用いた手法では、計測可能な状況が限定されてしまうという問題が生じる。例えば、赤外線カメラを用いて試合中におけるテニスのストローク動作を計測することは困難である。このような問題に対して、近年では深層学習を応用した OpenPose (Bajireanu et al., 2018; Cao et al., 2017; Nakai et al., 2019; Nakano et al., 2019; Qiao et al., 2017) や DeepLabCut (Labuguen et al., 2019; Mathis et al., 2018; Mathis & Warren, 2018; Nath et al., 2019; Wei & Kording, 2018; Worley et al., 2019) が注目を集めている。ビデオカメラを用いた動作解析では、計測可能な状況がモーションキャプチャーシステムほど限定的ではないという利点があるものの、身体各部位の位置座標データを取得するまでに時間がかかるという問題が生じていた。しかしながら、OpenPose や DeepLabCut を用いることで、ビデオカメラにより得られた映像データから自動で位置座標を算出することができる。これにより、計測可能な状況が限定されずに身体各部位の位置座標データを取得することができる。このように動作解析の計測技術については、なお発展を遂げている。

分析手法についても発展および体系化が進んでいる。Zajac and Gordon (1989) は、これまでバイオメカニクスで一般的に用いられてきた逆動力学解析を発展させた Induced Acceleration Analysis (IAA) という分析手法を考案し、この分析手法の応用や体系化を図っている研究は多数存在している (Chen, 2006; Hirashima, 2011; Hirashima et al., 2007a; Hirashima et al., 2008a; Hirashima & Ohtsuki, 2008c; O. Riley & Kerrigan, 1999; O. Riley et al., 2001a; O. Riley et al., 2001b; Sasagawa et al., 2014; Schwartz & Lakin, 2003)。IAA によって、身体のある部位の角加速度が、筋トルク、相互依存トルクおよび重力トルクのうちのトルクにより生成されているのかを定量化することができる。そして、地面反力や末端部の加速度は各トルクの総和として表すことができるため、どのトルクにより地面反力や末端部の加速度が生成されているのかを調べることができ

る。この分析によって、例えば歩行動作の場合、片脚支持期における身体重心の支持や推進には足関節の底屈トルクが主に関与していることが示されている (Neptune et al., 2001)。

このように計測技術や分析手法については、バイオメカニクスの初期から近年にかけて発展および体系化が進んできた。これに対して、動作の評価については計測技術や分析手法ほどの発展および体系化が進んでいないと考えられる。ここでの評価とは、動作の良し悪しや、動作を改善するためには何をすべきかを判断することである。例えば、理学療法の場合であれば体肢に麻痺が生じている患者の動作を改善するには何をすべきか、スポーツ競技の場合であれば競技選手のパフォーマンスを向上するためには何をすべきかを判断することなどがあげられる。本章の研究では、異なる投球速度においてどの関節間の共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあるのかが示されたものの、手部速度のばらつきをさらに抑えるためにどうすればよいのかまでは示されていない。あくまでも本章の研究では、投球動作の計測と分析を通して、関節の動作同士が手部速度のばらつきを抑える上でどのような関係性にあるのかが示されただけである。近年では、動作を評価することにも関心が集まっていることから、これについても発展および体系化を行う必要があると考えられる。

## 4 章

### 総括論議

本博士論文では、投射物の速度生成メカニズムについて力学的エネルギーの観点から下肢や体幹が投射物の速度を生成する上でどのような役割を果たしているのかを検討した。また、投射物の速度調節メカニズムについては、関節の動作同士が手部速度のばらつきを抑える上でどのように協調しているのかを検討した。

2 章では、野球の投球動作を対象に速度生成メカニズムについて力学的エネルギーの観点から検討した。そこでは、投球動作を力学的エネルギーの観点から理解するためには、関節トルクによる力学的エネルギーの発生および吸収量や関節力による力学的エネルギーの伝達量に加えて、関節トルクによる力学的エネルギーの伝達量を定量化する必要があることを指摘した。そして分析を行った結果、胸部と腰部の仮想関節では捻転トルクによる力学的エネルギーの発生量に比べ、力学的エネルギーの伝達量の方が大きかった。つまり、捻転トルクは捻じることで力学的エネルギーを発生しているというよりはむしろ、骨盤から上胴へ力学的エネルギーを伝達していた。加えて、軸脚の股関節外旋トルクは大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達していたこと、踏み出し脚の股関節内転トルクは主に力学的エネルギーを発生していたことにより、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していた。つまり、軸脚の股関節外旋トルクと踏み出し脚の股関節内転トルクが骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーを増大させる上で重要であることが示された。

3 章では、座位での投球動作を対象に手部速度の調節メカニズムについて検討した。そこでは、運動制御の分野とバイオメカニクスでは関節間の協調関係を分析する上で問題意識やそれが示している意味内容が異なることを指摘した。その上で、3

章の研究ではバイオメカニクスの観点から関節の動作同士が手部速度のばらつきを抑える上でどのように協調しているのかについて検討した。その結果、Fast 条件では肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が、Medium 条件では肩関節の水平屈曲伸展軸まわりの角速度と他の動作との共変動が、それぞれ手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあった。一方で、手部速度のばらつきを抑えることに対して影響が小さい関節の動作同士の共変動もみられた。また、Slow 条件ではどの関節の動作を独立にしたとしても、全ての被験者において相対比が1を超える関節の動作は存在しなかった。これらの結果は、全ての関節の動作間の共変動が手部速度のばらつきを抑えることに対して協調的に作用しているとは限らないことを示している。加えて、投球速度に応じて手部速度のばらつきを抑える働きを持つ関節の動作同士の共変動は異なることも示している。

野球の投球動作やテニスのサーブ動作のような身体の末端部を加速させるスポーツ動作において、身体各部位の速度はおおよそ身体の中心部から末端部の順に増大していく。このようなスポーツ動作において、下肢や体幹は末端部の速度を増大させる上で主に力学的エネルギーを発生しており、上肢は主に力学的エネルギーを伝達していることが報告されてきた (Martin et al., 2014; 島田ら, 2004)。その中で、本博士論文では野球の投球動作において、下肢では軸脚の股関節外旋トルクが力学的エネルギーを伝達し、踏み出し脚の股関節内転トルクが力学的エネルギーを発生および伝達していたことを示した (図 4.1)。また体幹では捻転トルクが力学的エネルギーを伝達していたことを示した (図 4.1)。そして、上肢では相互依存トルクが力学的エネルギーを伝達していることがこれまでの研究によって示されている (Naito et al., 2011) (図 4.1)。また、野球の投球動作やバドミントンのスマッシュ動作では、ボールリリースおよびインパクト直前において末端部に近い関節の動作や筋が投射物の到達位置のばらつきを抑えている、言い換えると投射物の到達位置のばらつきを調節していることが報告さ

れている (Hirashima et al., 2002; Sakurai & Ohtsuki, 2000)。このような末端部を加速させるスポーツ動作においては、各関節で発揮された力が相対的に大きな仕事を行うことができる下肢と比べて、上肢は投射物の速度のばらつきを調節することに寄与していると考えられる。したがって、野球の投球動作において上肢の各関節は手部速度を生成する上で力学的エネルギーを伝達していることに加え、手部速度の調節にも寄与していると考えられる。その中で本博士論文では、肩関節の内外旋軸まわりの角度や水平屈伸軸まわりの角速度が手部速度を調節する上で重要な動作であることを示した (図 4.1)。

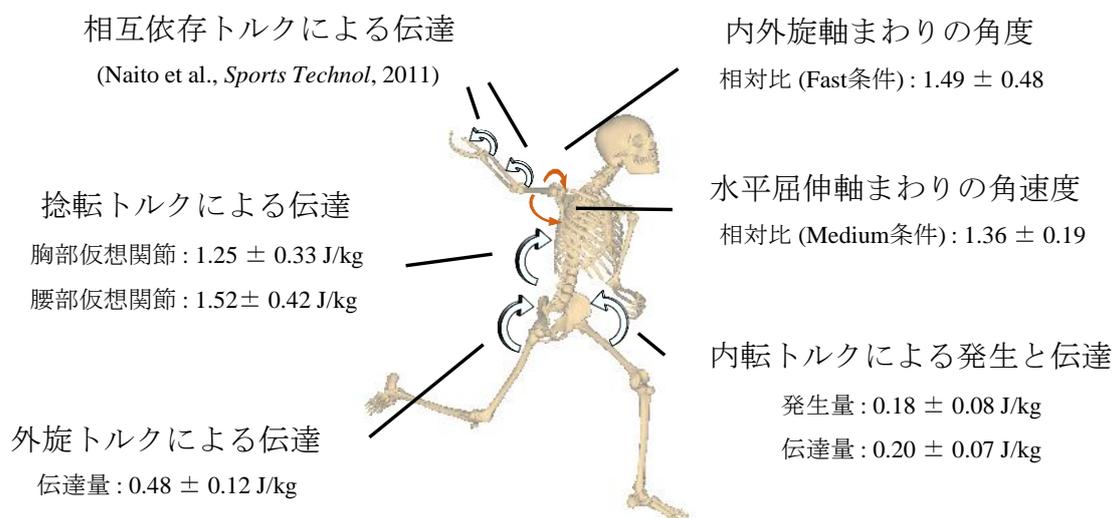


図 4.1 本博士論文によって得られた速度生成および調節メカニズム

本博士論文では、速度生成と調節メカニズムについてそれぞれ独立に検討を行ったものの、実際の投球では速度の生成と調節の双方が同時に求められる。本章では、今後この点を中心的に考察していく。本博士論文における手部速度の生成とは投球方向の手部速度の生成をさしており、手部速度の調節とは上下方向や左右方向の手部速度のばらつきを抑えることをさしている。そして、これらの手部速度は運動に関与する関節の角度と角速度の組み合わせによって決まる。つまり、運動に関与する全ての関節の角度と角速度が投球方向の手部速度の生成、および上下方向や左右方向の手部速

度の調節に寄与している。

3章における座位での投球動作の場合、Fast 条件では肩関節の内外旋軸まわりの角度が上下方向の手部速度のばらつきを抑える上で影響が大きい動作であった。一方で、例えば肘関節の回内外軸まわりの角速度は上下方向の手部速度のばらつきを抑えることに対して影響が小さい動作であった。そこで、次のような仮想的な状況について考えてみる。すなわち、肘関節の回内外軸まわりの角速度が独立にふるまった場合、上下方向の手部速度のばらつきが増大しなかったものの、投球方向の手部速度のばらつきが増大したとする。そして、肘関節の回内外軸まわりの角速度のみランダムにシャッフルすることで算出した複数の手部速度を平均すると、実測値と比べて投球方向の手部速度が低下したとする。このような場合、肘関節の回内外軸まわりの角速度は上下方向の手部速度のばらつきを抑える上では影響が小さいものの、投球方向の手部速度を生成する上で影響が大きい動作になると考えられる。つまり、手部速度の生成と調節についてこれらを統合的に理解するためには、運動に関与する関節の動作が投球方向の手部速度の生成、および上下方向や左右方向の手部速度の調節のそれぞれに対してどのように寄与しているのかを明晰にしていく必要があると考えられる。

また、関節角度は関節角速度の時間積分によって決まり、関節角速度は関節角加速度の時間積分により決まる (図 4.2)。そして、この関節角加速度は関節で生じたトルクにより生成される。ここでいうトルクとは、筋トルク、相互依存トルクおよび重力トルクの総称であり、これらのトルクの一部は関節の角度と角速度に依存して決まる。このように、投球動作では運動に関与する関節の角度や角速度の生成過程が複雑な構造となっており、加えて関節の角度や角速度と手部速度の生成および調節との関係性も複雑な構造となっている (図 4.2)。これらを明晰にしていくことが、投球動作をバイオメカニクスの観点から理解する上で今後必要になると考えられる。

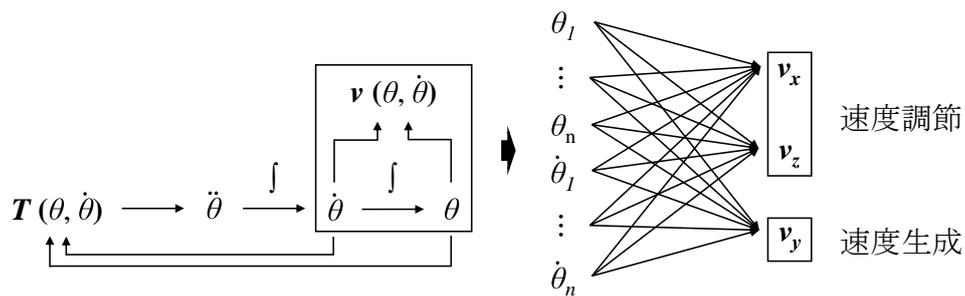


図 4.2 関節の動作の生成過程、関節の動作と手部速度の生成および調節との関係性

$T$  は、筋トルク、相互依存トルクおよび重力トルクを含めた総トルクを示している。また、 $v$  は手部速度を示しており、 $v_x$  および  $v_z$  はそれぞれ左右方向と上下方向の手部速度を示している。また、 $v_y$  は投球方向の手部速度を示している。 $n$  は、手部速度の生成および調節に関与する運動の自由度を示しており、3章で行った研究の場合は  $n=7$  となる。

投球動作では、その能力の優劣を決定する主要な要素として大きな投球速度を生成すること、および投球速度を正確に調節することでボール到達位置を安定化させることがあげられる。これまで説明してきた内容は、バイオメカニクスの観点から投球動作を分析する場合、これらの各要素と運動に関与する関節の動作との関係性、およびその関節の動作の生成過程からなる全体の構造を明晰化する必要性について指摘したことになる。これは、投球動作だけではなく例えばテニスのサーブ動作等の他のスポーツ動作にも当てはまることである。

歩行動作のような日常動作においても、図 4.2 で示された構造を明晰化することが必要になる。歩行動作をサブタスクの集合として考えた場合、そのサブタスクには身体重心の推進および支持があるとされている。これまでの研究によって、足関節の底屈筋である腓腹筋やヒラメ筋は身体重心の推進および支持への貢献が大きいと報告されている (Hall et al., 2011; Liu et al., 2008; McGowan et al., 2008; Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2008)。以下では、これらの研究がどのような分析および解釈を行うことで、上述の結論を導いているのかについて考察していく。

身体重心の推進および支持とは、物理変数に関連付けると次のように言い換えるこ

とができる。すなわち、身体重心の推進とは身体重心を進行方向に加速させることを示しており、身体重心の支持とは重力に抗するように身体重心を鉛直上向きに加速させることを示している。そして、身体重心を進行方向に加速させることは地面反力を進行方向に作用させることを意味しており、重力に抗するように身体重心を鉛直方向に加速させることは、地面反力を鉛直上向きに作用させることを意味している。進行方向や鉛直上向きの地面反力は、下肢の各関節（股関節・膝関節・足関節）で生じたトルクの和として表すことができ（Koike et al., 2019b; Neptune et al., 2001; Neptune et al., 2004; Neptune et al., 2008）、これによって進行方向や鉛直上向きの地面反力と下肢の各関節で生じたトルクとの関係性を示すことができる。また、各関節で生じたトルクとは筋トルク、相互依存トルクおよび重力トルクの和のことであり、これらのトルクは各関節の角度と角速度に依存するといった複雑な過程の中で発揮される。

Neptune et al. (2001) や Neptune et al. (2008) は、足関節では相互依存トルクや重力トルクではなく基本的に筋トルクが発揮されており、この筋トルクの大部分は足関節の底屈筋である腓腹筋とヒラメ筋が発揮したトルクが担っていることを示した。また、進行方向や鉛直上向きの地面反力を下肢の各関節で生じたトルクの和として表した場合、腓腹筋やヒラメ筋で発揮された筋トルクに由来する成分が大きいことを示した。これらの結果から、腓腹筋やヒラメ筋は身体重心の推進や支持への貢献が大きいという結論を得ている。この結論を導き出している一連の過程では、進行方向や鉛直上向きの地面反力と下肢の各関節で生じたトルクとの関係性、およびトルクが発揮される過程が明晰化されている。これは、図 4.2 で示された構造を明晰にすることと類似な関係にあると考えることができる。

バイオメカニクスとは、身体運動を力学的な観点から分析する学問分野である。ここでは、主要な分析ツールである運動方程式を用いることによって、関節でどのようなトルクが発揮されておりその結果どのような関節の動作が生成されているのかとい

った、動作の生成過程について示すことがある。加えて、バイオメカニクスにおいては、各関節のトルクや動作が運動課題の達成やパフォーマンスに対してどのように貢献しているのかについて検討することもある。これらをまとめると、バイオメカニクスの観点から身体運動を分析することの1つに、日常動作を対象とする場合はサブタスクと、スポーツ動作の場合はその動作の能力の優劣を決定する要素と運動に關与する関節の動作の關係性、および関節の動作の生成過程からなる全体の構造を明晰化することがあげられる。

## 5 章

### 結論

スポーツ場面における投動作では、投射物の速度の生成および調節が求められる。一般的に、投射物の速度が大きいことや狙い通りの場所へ安定して投射物を到達させることができる場合、それは優れた投動作であると考えられている。本博士論文では、この投動作における投射物の速度の生成および調節メカニズムについて、野球の投球動作を対象に検討した。

身体の末端部を加速させるようなスポーツ動作においては、下肢の関節で発生した力学的エネルギーを体幹および上肢の各関節が伝達することで手部速度を生成すると共に、上肢の各関節の動作同士が協調的に共変動することで手部速度を調節していることが示された。その中で野球の投球動作における速度生成メカニズムの研究を通して、軸脚の股関節外旋トルクは大腿から骨盤へ力学的エネルギーを伝達していたこと、踏み出し脚の股関節内転トルクは力学的エネルギーを発生および伝達していたことにより、骨盤の上下軸まわりの力学的エネルギーが増大していたことが示された。また、この骨盤の力学的エネルギーを胸部と腰部の仮想関節における捻転トルクが伝達することで上胴の力学的エネルギーが増大していたことが示された。

また速度調節メカニズムに関する研究を通して、最大努力で投球を行わせた場合は肩関節の内外旋軸まわりの角度と他の動作との共変動が手部速度のばらつきを抑える上で協調的な関係にあったことが示された。一方で、手部速度のばらつきを抑えることに対して影響が小さい関節の動作同士の共変動も存在した。このことは、全ての関節の動作間の共変動が手部速度のばらつきを抑えることに対して協調的に作用しているとは限らないことを示している。また、異なる投球速度で投球を行わせた結果、投

球速度に応じて手部速度のばらつきを抑えることに対し協調的な関節間の共変動は異なることが示された。

以上より、投動作における投射物の速度の生成および調節メカニズムが示された。今後は、これらの統合的な理解を推し進めていく必要がある。

## 謝辞

本論文の作成にあたり、指導教官である深代千之教授には研究に関する様々な面において終始懇切丁寧な御指導を受け賜りました。深く感謝致しますありがとうございました。

吉岡准教授には、修士課程からの5年間を通して研究テーマの設定から論文の執筆および投稿まで様々なことを教わりました。ありがとうございました。

竹下准教授、飯野助教、木下助教には、ミーティングや抄読会などにおいて、御指導および貴重な御意見を頂きました。ありがとうございました。

バイメカ研の皆様これまで多くの助言やご協力を頂いたおかげで本論文が完成致しました。特に大村さんには研究テーマの立案や方向性を含めた様々な面でお世話になりました。大村さんとの議論の時間は非常に有意義であり、多くのことを勉強させて頂きました。また同期の中野さんには解析の面で度々相談させて頂きその都度貴重なアドバイスを下さいました。ありがとうございました。

本博士論文はここには書ききれない多くの方々の御支援を頂き完成致しました。最後にこの5年間、私を支えてくれた両親にはとても感謝しております。5年間研究に集中できる環境を整えて頂き、感謝してもしきれない気持ちです。これからも精進して参りたいと思います。

## 参考文献

- Adamovich, S. V., Berkinblit, M. B., Fookson, O., & Poizner, H. (1999). Pointing in 3D space to remembered targets. II: Effects of movement speed toward kinesthetically defined targets. *Experimental Brain Research*, *125*(2), 200–210.
- Aguinaldo, A. L., Buttermore, J., & Chambers, H. (2007). Effects of upper trunk rotation on shoulder joint torque among baseball pitchers of various levels. *Journal of Applied Biomechanics*, *23*(1), 42–51.
- Aguinaldo, A. L., & Escamilla, R. F. (2018). Relationship of segmental energy flow and elbow valgus loading during baseball pitching. *ISBS Proceedings Archive*, *36*(1), 911–914.
- Akutagawa, S., & Kojima, T. (2005). Trunk rotation torques through the hip joints during the one- and two-handed backhand tennis strokes. *Journal of Sports Sciences*, *23*(8), 781–793.
- Atkeson, C. G., & Hollerbach, J. M. (1985). Kinematic features of unrestrained vertical arm movements. *The Journal of Neuroscience*, *5*(9), 2318–2330.
- Bajireanu, R., Pereira, J. A. R., Veiga, R. J. M., Sardo, J. D. P., Cardoso, P. J. S., Lam, R., & Rodrigues, J. M. F. (2018). Mobile human shape superimposition: an initial approach using OpenPose. *International Journal of Computers*, *3*, 1–8.
- Bernstein N. A. (1930) A new method of mirror cyclographie and its application towards the study of labor movements during work on a workbench. *Hyg, Saf Pathol Labor* 5:3–9, and 6:3–11 (in Russian)
- Bernstein N. A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Bianchi, L., Angelini, D., Orani, G. P., & Lacquaniti, F. (1998). Kinematic coordination in human gait: Relation to mechanical energy cost. *Journal of Neurophysiology*, *79*(4), 2155–2170.

- 
- Bisseling, R. W., & Hof, A. L. (2006). Handling of impact forces in inverse dynamics. *Journal of Biomechanics*, *39*(13), 2438–2444.
- Boninger, M. L., Baldwin, M., Cooper, R. A., Koontz, A., & Chan, L. (2000). Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *81*(5), 608–613.
- Brandon, S. C. E., Graham, R. B., Almosnino, S., Sadler, E. M., Stevenson, J. M., & Deluzio, K. J. (2013). Interpreting principal components in biomechanics: Representative extremes and single component reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(6), 1304–1310.
- Burdett, R. G., Skrinar, G. S., & Simon, S. R. (1983). Comparison of mechanical work and metabolic energy consumption during normal gait. *Journal of Orthopaedic Research*, *1*(1), 63–72.
- Cao, Z., Simon, T., Wei, S. E., & Sheikh, Y. (2018). OpenPose: Realtime multi-person 2D pose estimation using part affinity fields. *ArXiv Preprint ArXiv:1812.08008*.
- Carter, M. C., & Shapiro, D. C. (1984). Control of sequential movements: Evidence for generalized motor programs. *Journal of Neurophysiology*, *52*(5), 787–796.
- Chen, G. (2006). Induced acceleration contributions to locomotion dynamics are not physically well defined. *Gait & Posture*, *23*(1), 37–44.
- Cohen, R. G., & Sternad, D. (2009). Variability in motor learning: Relocating, channeling and reducing noise. *Experimental Brain Research*, *193*(1), 69–83.
- Cusumano, J. P., & Cesari, P. (2006). Body-goal variability mapping in an aiming task. *Biological Cybernetics*, *94*(5), 367–379.
- D'Avella, A., & Lacquaniti, F. (2013). Control of reaching movements by muscle synergy combinations. *Frontiers in Computational Neuroscience*, *7*(42).
- D'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L., & Lacquaniti, F. (2006). Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, *26*(30), 7791–

7810.

- Daffertshofer, A., Lamoth, C. J. C., Meijer, O. G., & Beek, P. J. (2004). PCA in studying coordination and variability: A tutorial. *Clinical Biomechanics*, *19*(4), 415–428.
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F., & Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait and Posture*, *18*(2), 47–55.
- Detrembleur, C., Vanmarsenille, J. M., De Cuyper, F., & Dierick, F. (2005). Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait and Posture*, *21*(3), 333–340.
- Dillman, C. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of Pitching with Emphasis upon Shoulder Kinematics. *Journal of Orthopaedics & Sports Physical Therapy*, *18*(2), 402–408.
- Domkin, D., Laczko, J., Djupsjöbacka, M., Jaric, S., & Latash, M. L. (2005). Joint angle variability in 3D bimanual pointing: Uncontrolled manifold analysis. *Experimental Brain Research*, *163*(1), 44–57.
- Dornay, M., Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1996). Minimum muscle-tension change trajectories predicted by using a 17-muscle model of the monkey's arm. *Journal of Motor Behavior*, *28*(2), 83–100.
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J. P. (2007a). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, *40*(3), 543–553.
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J. P. (2007b). Corrigendum to “Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters” [J. Biomech. 40 (2007) 543–553], *40*(7), 1651–1652.
- Dumas, R., Robert, T., Chèze, L., & Verriest, J. P. (2015). Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. *International Biomechanics*, *2*(1), 113–118.

- Dun, S., Fleisig, G. S., Loftice, J., Kingsley, D., & Andrews, J. R. (2007). The relationship between age and baseball pitching kinematics in professional baseball pitchers. *Journal of Biomechanics*, 40(2), 265–270.
- Elftman, H. (1939). Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology*, 125(2), 339–356.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S., Andrews, J. R., & Moorman, C. (2002). Baseball: kinematic and kinetic comparisons between american and korean professional baseball pitchers. *Sports Biomechanics*, 1(2), 213–228.
- Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., & Andrews, J. R. (1998). Kinematic comparisons of throwing different types of baseball pitches. *Journal of Applied Biomechanics*, 14(1), 1–23.
- Faisal, A. A., Selen, L. P. J., & Wolpert, D. M. (2008). Noise in the nervous system. *Nature Reviews Neuroscience*, 9(4), 292–303.
- Fenn, O. (1930). Work against gravity and work due to velocity changes in running: Movements of the center of gravity within the body and foot pressure on the ground. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 93(2), 433–462.
- Flash, T., & Hogan, N. (1985). The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model. *Journal of Neuroscience*, 5(7), 1688–1703.
- Fleisig, G. S., Andrews, J. R., Dillman, C. J., & Escamilla, R. F. (1995). Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *The American journal of sports medicine*, 23(2), 233-239.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Zheng, N., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1999). Kinematic and kinetic comparison of baseball pitching among various levels of development. *Journal of Biomechanics*, 32(12), 1371–1375.
- Fleisig, G. S., Diffendaffer, A. Z., Ivey, B., & Oi, T. (2018). Do mound height and pitching distance affect youth baseball pitching biomechanics? *American Journal of Sports Medicine*, 46(12), 2996–3001.

- Fregly, B. J., & Zajac, F. E. (1996). A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling. *Journal of Biomechanics*, 29(1), 81–90.
- Freitas, S. M., Duarte, M., & Latash, M. L. (2006). Two kinematic synergies in voluntary whole-body movements during standing. *Journal of Neurophysiology*, 95(2), 636–645.
- Funato, T., Aoi, S., Oshima, H., & Tsuchiya, K. (2010). Variant and invariant patterns embedded in human locomotion through whole body kinematic coordination. *Experimental Brain Research*, 205(4), 497–511.
- Funato, T., Aoi, S., Tomita, N., & Tsuchiya, K. (2015). Validating the feedback control of intersegmental coordination by fluctuation analysis of disturbed walking. *Experimental Brain Research*, 233(5), 1421–1432.
- Gordon, K. E., Ferris, D. P., & Kuo, A. D. (2009). Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 136–144.
- Gray, R. (2002). Behavior of college baseball players in a virtual batting task. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 28(5), 1131–1148.
- Hall, A. L., Peterson, C. L., Kautz, S. A., & Neptune, R. R. (2011). Relationships between muscle contributions to walking subtasks and functional walking status in persons with post-stroke hemiparesis. *Clinical Biomechanics*, 26(5), 509–515.
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., & Theologis, T. N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 595–602.
- Harris, C. M., & Wolpert, D. M. (1998). Signal-dependent noise determines motor planning. *Nature*, 394(6695), 780.
- Heiderscheit, B. C., Chumanov, E. S., Michalski, M. P., Wille, C. M., & Ryan, M. B. (2012). Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(2), 296–302.

- Hirashima M. (2011). Induced acceleration analysis of three-dimensional multi-joint movements and its application to sports movements. In: InTech. *Theoretical Biomechanics*, edited by Klika V. 303-318
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2002). Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *Journal of sports sciences*, 20(4), 301-310.
- Hirashima, M., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2007a). A new non-orthogonal decomposition method to determine effective torques for three-dimensional joint rotation, 40(4), 871–882.
- Hirashima, M., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2008a). Erratum “A new non-orthogonal decomposition method to determine effective torques for three-dimensional joint rotation” [J. Biomech. 40 (2007) 871-882] (DOI:10.1016/j.jbiomech.2006.03.012). *Journal of Biomechanics*, 41(2), 488–489.
- Hirashima, M., Kudo, K., Watarai, K., & Ohtsuki, T. (2007b). Control of 3D limb dynamics in unconstrained overarm throws of different speeds performed by skilled baseball players. *Journal of Neurophysiology*, 97(1), 680–691.
- Hirashima, M., & Ohtsuki, T. (2008b). Exploring the mechanism of skilled overarm throwing. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 36(4), 205–211.
- Hirashima, M, Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2003). Utilization and compensation of interaction torques during ball-throwing movements. *Journal of Neurophysiology*, 89(4), 1784–1796.
- Hirashima, M, Yamane, K., Nakamura, Y., & Ohtsuki, T. (2008c). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *Journal of Biomechanics*, 41(13), 2874–2883.
- Hore, J., Watts, S., & Tweed, D. (1996). Errors in the control of joint rotations associated with inaccuracies in overarm throws. *Journal of Neurophysiology*, 75(3), 1013–1025.
- Hore, J., O'Brien, M., & Watts, S. (2005). Control of joint rotations in overarm throws of different speeds made by dominant and nondominant arms. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 3975–3986.

- Iino, Y., Fukushima, A., & Kojima, T. (2014). Pelvic rotation torque during fast-pitch softball hitting under three ball height Conditions. *Journal of Applied Biomechanics*, *30*(4), 563–573.
- Iino, Y., & Kojima, T. (2001). Torque acting on the pelvis about its superior-inferior axis through the hip joints during a tennis forehand stroke. *Journal of Human Movement Studies*, *40*(4), 269–290.
- Iino, Y., & Kojima, T. (2016). Mechanical energy generation and transfer in the racket arm during table tennis topspin backhands. *Sports Biomechanics*, *15*(2), 180–197.
- Ivanenko, Y. P., D’Avella, A., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2008). On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, *99*(4), 1890–1898.
- Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2005). Coordination of locomotion with voluntary movements in humans. *Journal of Neuroscience*, *25*(31), 7238–7253.
- Ivanenko, Y. P., Cappellini, G., Dominici, N., Poppele, R. E., & Lacquaniti, F. (2007). Modular control of limb movements during human locomotion. *Journal of Neuroscience*, *27*(41), 11149–11161.
- John, J., Dingwell, J. B., & Cusumano, J. P. (2016). Error correction and the structure of inter-trial fluctuations in a redundant movement task. *PLoS Computational Biology*, *12*(9), 1–30.
- Kinoshita, H., Obata, S., Nasu, D., Kadota, K., Matsuo, T., & Fleisig, G. S. (2017). Finger forces in fastball baseball pitching. *Human Movement Science*, *54*, 172–181.
- Koike, S., Ishikawa, T., Willmott, A. P., & Bezodis, N. E. (2019a). Direct and indirect effects of joint torque inputs during an induced speed analysis of a swinging motion. *Journal of Biomechanics*, *86*, 8–16.
- Koike, S., Nakaya, S., Mori, H., Ishikawa, T., & Willmott, A. P. (2019b). Modelling error distribution in the ground reaction force during an induced-acceleration analysis of

- running in rear-foot strikers. *Journal of Sports Sciences*, 37(9), 968–979.
- Koike, S., Uzawa, H., & Hirayama, D. (2018). Generation Mechanism of linear and angular ball velocity in baseball pitching. *In Multidisciplinary Digital Publishing Institute Proceedings*, 2(6), 206–212.
- Kristianslund, E., Krosshaug, T., & Van den Bogert, A. J. (2012). Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. *Journal of Biomechanics*, 45(4), 666–671.
- Kudo, K., Tsutsui, S., Ishikura, T., Ito, T., & Yamamoto, Y. (2000). Compensatory coordination of release parameters in a throwing task. *Journal of Motor Behavior*, 32(4), 337–345.
- Labuguen, R., Bardeloza, D. K., Negrete, S. B., Matsumoto, J., Inoue, K., & Shibata, T. (2019). Primate markerless pose estimation and movement analysis using deeplabcut. *In 2019 Joint 8th International Conference on Informatics, Electronics & Vision (ICIEV) and 2019 3rd International Conference on Imaging, Vision & Pattern Recognition (IcIVPR), IEEE*, 297–300.
- Lacquaniti, F., & Soechting, J. F. (1982). Coordination of arm and wrist motion during a reaching task. *Journal of Neuroscience*, 2(4), 399–408.
- Landry, S. C., McKean, K. A., Hubley-Kozey, C. L., Stanish, W. D., & Deluzio, K. J. (2007). Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed. *Journal of Biomechanics*, 40(8), 1754–1761.
- Lin, Y. C., Fok, L. A., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2015). Muscle coordination of support, progression and balance during stair ambulation. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 340–347.
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 41(15), 3243–3252.
- Majed, L., Heugas, A. M., & Siegler, I. A. (2017). Changes in movement organization and control strategies when learning a biomechanically constrained gait pattern, racewalking: a

- 
- PCA study. *Experimental Brain Research*, 235(3), 931–940.
- Martin, C., Bideau, B., Bideau, N., Nicolas, G., Delamarche, P., & Kulpa, R. (2014). Energy flow analysis during the tennis serve comparison between injured and noninjured tennis players. *The American Journal of Sports Medicine*, 42(11), 2751–2760.
- Martin, P. E., Heise, G. D., & Morgan, D. W. (1993). Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*.
- Mathis, A., Mamidanna, P., Cury, K. M., Abe, T., Murthy, V. N., Mathis, M. W., & Bethge, M. (2018). DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning. *Nature Neuroscience*, 21(9), 1281–1289.
- Mathis, A., & Warren, R. (2018). On the inference speed and video-compression robustness of DeepLabCut. *BioRxiv*, 457242.
- Matsuo, T., Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., & Andrews, J. R. (2001). Comparison of kinematic and temporal parameters between different pitch velocity groups. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(1), 1–13.
- McGowan, C. P., Neptune, R. R., & Kram, R. (2008). Independent effects of weight and mass on plantar flexor activity during walking: Implications for their contributions to body support and forward propulsion. *Journal of Applied Physiology*, 105(2), 486–494.
- Morasso P. (1981). Spatial control of arm movements. *Experimental Brain Research*, 42(2), 223–227.
- Müller, H., & Sternad, D. (2003). A randomization method for the calculation of covariation in multiple nonlinear relations: Illustrated with the example of goal-directed movements. *Biological Cybernetics*, 89(1), 22–33.
- Müller, H., & Sternad, D. (2004). Decomposition of variability in the execution of goal-oriented tasks: three components of skill improvement. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 30(1), 212–233.

- Naito, K., Takagi, H., & Maruyama, T. (2011). Mechanical work, efficiency and energy redistribution mechanisms in baseball pitching. *Sports Technology*, 4(1–2), 37–41.
- Nakai, M., Tsunoda, Y., Hayashi, H., & Murakoshi, H. (2019). Prediction of basketball free throw shooting by OpenPose. In *Proceedings of Fifth International Workshop on Skill Science, SKL*.
- Nakano, N., Sakura, T., Ueda, K., Omura, L., Kimra, A., Iino, Y., ... Yoshioka, S. (2019). Evaluation of 3D markerless motion capture accuracy using OpenPose with multiple video cameras. *BioRxiv*, 842492.
- Nath, T., Mathis, A., Chen, A. C., Patel, A., Bethge, M., & Mathis, M. W. (2019). Using DeepLabCut for 3D markerless pose estimation across species and behaviors. *Nature Protocols*, 14(7), 2152–2176.
- Neptune, R. R., Kautz, S. A., & Zajac, F. E. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1387–1398.
- Neptune, R. R., Sasaki, K., & Kautz, S. A. (2008). The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. *Gait and Posture*, 28(1), 135–143.
- Neptune, R. R., Zajac, F. E., & Kautz, S. A. (2004). Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*, 19(2), 194–205.
- Nissen, C. W., Westwell, M., Öunpuu, S., Patel, M., Tate, J. P., Pierz, K., ... Bicos, J. (2007). Adolescent baseball pitching technique: A detailed three-dimensional biomechanical analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(8), 1347–1357.
- Oyama, S., Yu, B., Blackburn, J. T., Padua, D. a, Li, L., & Myers, J. B. (2013). Effect of excessive contralateral trunk tilt on pitching biomechanics and performance in high school baseball pitchers. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(10), 2430–2438.
- Pigeon, P., Bortolami, S. B., Dizio, P., & Lackner, J. R. (2003). Coordinated turn-and-reach movements. II. Planning in an external frame of reference. *Journal of Neurophysiology*, 89(1), 290–303.

- Pozzo, T., Stapley, P. J., & Papaxanthis, C. (2002). Coordination between equilibrium and hand trajectories during whole body pointing movements. *Experimental Brain Research*, 144(3), 343–350.
- Qiao, S., Wang, Y., & Li, J. (2017). Real-time human gesture grading based on OpenPose. In *2017 10th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics (CISP-BMEI)*. IEEE, 1–6.
- Reed, M. P., Manary, M.A., Schneider, L.W., 1999. Methods for measuring and representing automobile occupant posture. SAE Technical Paper Series: 1999-01-0959, *Society of Automobile Engineers*, Warrendale, USA.
- Riley, P. O., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2001a). Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait and Posture*, 14(3), 264–270.
- Riley, P. O., Della Croce, U., & Kerrigan, D. C. (2001b). Propulsive adaptation to changing gait speed. *Journal of Biomechanics*, 34(2), 197–202.
- Riley, P. O., & Kerrigan, D. C. (1999). Kinetics of stiff-legged gait: Induced acceleration analysis. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 7(4), 420–426.
- Riley, Patrick O., Dicharry, J., Franz, J., Croce, U. Della, Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093–1100.
- Roach, N. T., & Lieberman, D. E. (2014). Upper body contributions to power generation during rapid, overhand throwing in humans. *Journal of Experimental Biology*, 217(12), 2139–2149.
- Robertson, D. G. E., & Winter, D. A. (1980). Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *Journal of Biomechanics*, 13(10), 845–854.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesey, S. (2013). *Research methods in biomechanics*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., & Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural

- strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*, 10(2), 161–170.
- Sakurai, S., & Ohtsuki, T. (2000). Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *Journal of sports sciences*, 18(11), 901-914.
- Sasagawa, S., Shinya, M., & Nakazawa, K. (2014). Interjoint dynamic interaction during constrained human quiet standing examined by induced acceleration analysis. *Journal of Neurophysiology*, 111(2), 313–322.
- Sasaki, K., & Neptune, R. R. (2006). Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed. *Gait and Posture*, 23(3), 383–390.
- Scholz, J. P., & Schöner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: Identifying control variables for a functional task. *Experimental Brain Research*, 126(3), 289–306.
- Scholz, J. P., Schöner G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Experimental Brain Research*, 135(3), 382–404.
- Schöner, G., & Scholz, J. P. (2007). Analyzing variance in multi-degree-of-freedom movements: Uncovering structure versus extracting correlations. *Motor Control*, 11(3), 259–275.
- Schwartz, M., & Lakin, G. (2003). The effect of tibial torsion on the dynamic function of the soleus during gait. *Gait and Posture*, 17(2), 113–118.
- Siegel, K. L., Kepple, T. M., & Stanhope, S. J. (2004). Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait and Posture*, 19(1), 69–75.
- St-Onge, N., & Feldman, A. G. (2003). Interjoint coordination in lower limbs during different movements in humans. *Experimental Brain Research*, 148(2), 139–149.
- Sternad, D. (2018). It's not (only) the mean that matters: variability, noise and exploration in skill learning. *Current Opinion in Behavioral Sciences*, 20, 183–195.

- Sternad, D., Abe, M. O., Hu, X., & Müller, H. (2011). Neuromotor noise, error tolerance and velocity-dependent costs in skilled performance. *PLoS Computational Biology*, 7(9).
- Stodden, D. F., Fleisig, G. S., McLean, S. P., Lyman, S. L., & Andrews, J. R. (2001). Relationship of pelvis and upper torso kinematics to pitched baseball velocity. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2), 164–172.
- Stodden, D. F., Langendorfer, S. J., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (2006). Kinematic constraints associated with the acquisition of overarm throwing part I: Step and trunk actions. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(4), 417–427.
- Thomas, J. S., Corcos, D. M., & Hasan, Z. (2003). Effect of movement speed on limb segment motions for reaching from a standing position. *Experimental Brain Research*, 148(3), 377–387.
- Thys, H., Willems, P. A., & Saels, P. (1996). Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *Journal of Biomechanics*, 29(11), 1473–1482.
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11), 1226–1235.
- Tseng, Y. W., Scholz, J. P., Schöner, G., & Hotchkiss, L. (2003). Effect of accuracy constraint on joint coordination during pointing movements. *Experimental Brain Research*, 149(3), 276–288.
- Uno, Y., Kawato, M., & Suzuki, R. (1989). Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biological Cybernetics*, 61(2), 89–101.
- Weber, A. E., Kontaxis, A., O'Brien, S. J., & Bedi, A. (2014). The biomechanics of throwing: simplified and cogent. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 22(2), 72–79.
- Weber, W., & E. Weber. (1992). *Mechanics of the human walking apparatus*. Berlin: Springer-Verlag. Originally published in German, *Mechanik der menschlichen gewerkzeuge*, 1836, Berlin

- Wei, K., & Kording, K. P. (2018). Behavioral tracking gets real. *Nature Neuroscience*, *21*(9), 1146–1147.
- Wells, R. P., & Winter, D. A. (1980). Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. In: *Proceedings of the Special Conference of the Canadian Society of Biomechanics*, 92–93.
- Winter, D. A. (1983). Moments of force and mechanical power in jogging. *Journal of Biomechanics*, *16*(1), 91–97.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., & Zabajek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, *75*(6), 2334–2343.
- Wolpert, D. M., & Ghahramani, Z. (2000). Computational principles of movement neuroscience. *Nature Neuroscience*, *3*(11s), 1212–1217.
- Worley, N. B., Djerdjaj, A., & Christianson, J. P. (2019). DeepLabCut analysis of social novelty preference. *BioRxiv*, 736983.
- Yang, J. F., & Scholz, J. P. (2005). Learning a throwing task is associated with differential changes in the use of motor abundance. *Experimental Brain Research*, *163*(2), 137–158.
- Yu, B., Lin, C. F., & Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, *21*(3), 297–305.
- Zajac, F. E., & Gordon, M. E. (1989). Determining muscle's force and action in multi-articular movement. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, *17*(1), 187–230.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait and Posture*, *16*(3), 215–232.

- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, 17(1), 1-17.
- Zatsiorsky, V. M. (2002). *Kinetics of human motion*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
- 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.
- 浦田達也, 田邊智, 福田厚治, 植松梓, & 伊藤章. (2014). 投動作における投球速度を調節する上腕および上肢関節運動の貢献度. *生体医工学*, 52(2), 71-79.
- 蔭山雅洋, 鈴木智晴, 杉山敬, 和田智仁, & 前田明. (2015). 大学野球投手における下肢関節の力学的仕事量と投球速度との関係. *体育学研究*, 60(1), 87-102.
- 島田一志, 阿江通良, & 藤井範久. (2000). 野球のピッチング動作における体幹および下肢の役割に関するバイオメカニクス的研究. *バイオメカニクス研究*, 4(1), 47-60.
- 島田一志, 阿江通良, & 藤井範久. (2004). 野球のピッチング動作における力学的エネルギーの流れ. *バイオメカニクス研究*, 8(1), 12-26.
- 平山大作, 藤井範久, 小池関也, & 阿江通良. (2010). 野球投手の投球数の増加による下肢関節の力学的仕事量の変化. *体力科学*, 59(2), 225-232.
- 宮西智久, 藤井範久, 阿江通良, 功力靖雄, & 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), 55-67.
- 村田宗紀, 藤井範久, & 鈴木雄太. (2015). 硬式テニスサーブにおけるエネルギー形態に着目したラケット保持腕の力学的エネルギーフロー. *体育学研究*, 60(1), 177-195.

## 発表論文

本博士論文は、下記の原著論文を基に改定・加筆したものである。

**Kimura, A.**, Yoshioka, S., Omura, L., & Fukashiro, S. (2019). Mechanical properties of upper torso rotation from the viewpoint of energetics during baseball pitching. *European Journal of Sport Science*, In press

**Kimura, A.**, Yoshioka, S., & Fukashiro, S. (2020). Contribution of hip joint kinetics to rotate the pelvis during baseball pitching. *International Journal of Sport and Health Science*, In press

## 付録 1

絶対座標系における手部の位置 ( $\mathbf{r}_{ha}$ ) は各関節の角度 ( $\theta_{1-7}$ ) を用いて、以下のよう  
に表すことができる。

$$\mathbf{r}_{ha} = \mathbf{r}_{sh} + {}^{ut}R_{ua} \mathbf{r}_{sh \rightarrow el} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} \mathbf{r}_{el \rightarrow wr} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} {}^{fa}R_{ha} \mathbf{r}_{wr \rightarrow ha}$$

$${}^{ut}R_{ua} = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 \cos\theta_3 + \sin\theta_1 \sin\theta_2 \sin\theta_3 & \sin\theta_1 \sin\theta_2 \cos\theta_3 - \cos\theta_2 \sin\theta_3 & \cos\theta_1 \sin\theta_2 \\ \cos\theta_1 \sin\theta_3 & \cos\theta_1 \cos\theta_3 & -\sin\theta_1 \\ \sin\theta_1 \cos\theta_2 \sin\theta_3 - \sin\theta_2 \cos\theta_3 & \sin\theta_2 \sin\theta_3 + \sin\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3 & \cos\theta_1 \cos\theta_2 \end{bmatrix}$$

$${}^{ua}R_{fa} = \begin{bmatrix} \cos\beta \cos\theta_5 & -\cos\beta \sin\theta_5 & \sin\beta \\ \cos\theta_4 \sin\theta_5 + \sin\theta_4 \sin\beta \cos\theta_5 & \cos\theta_4 \cos\theta_5 - \sin\theta_4 \sin\beta \sin\theta_5 & -\sin\theta_4 \cos\beta \\ \sin\theta_4 \sin\theta_5 - \cos\theta_4 \sin\beta \cos\theta_5 & \sin\theta_4 \cos\theta_5 + \cos\theta_4 \sin\beta \sin\theta_5 & \cos\theta_4 \cos\beta \end{bmatrix}$$

$${}^{fa}R_{ha} = \begin{bmatrix} \cos\theta_7 \cos\gamma & -\cos\theta_7 \sin\gamma & \sin\theta_7 \\ \cos\theta_6 \sin\gamma + \sin\theta_6 \sin\theta_7 \cos\gamma & \cos\theta_6 \cos\gamma - \sin\theta_6 \sin\theta_7 \sin\gamma & -\sin\theta_6 \cos\theta_7 \\ \sin\theta_6 \sin\gamma - \cos\theta_6 \sin\theta_7 \cos\gamma & \sin\theta_6 \cos\gamma + \cos\theta_6 \sin\theta_7 \sin\gamma & \cos\theta_6 \cos\theta_7 \end{bmatrix}$$

$\mathbf{r}_{sh}$ : 肩関節中心の位置ベクトル

$\mathbf{r}_{sh \rightarrow el}$ : 肩関節中心から肘関節中心への位置ベクトル

$\mathbf{r}_{el \rightarrow wr}$ : 肘関節中心から手関節中心への位置ベクトル

$\mathbf{r}_{wr \rightarrow ha}$ : 手関節中心から手部の質量中心への位置ベクトル

${}^{ut}R_{ua}$ : 上胴から上腕への回転変換行列

${}^{ua}R_{fa}$ : 上腕から前腕への回転変換行列

${}^{fa}R_{ha}$ : 前腕から手部への回転変換行列

$\theta_{1.3}$ : 肩関節屈曲/伸展、内転/外転、内旋/外旋角度

$\theta_{4.5}$ : 肘関節屈曲/伸展、回内/回外角度

$\theta_{6.7}$ : 手関節掌屈/背屈、橈屈/尺屈角度

$\beta$ : 肘関節内反/外反角度 (定数)

$\gamma$ : 手関節の長軸まわりの角度 (定数)

${}^{ut}R_{ua}$  は上腕の移動座標系を  $y \rightarrow x' \rightarrow z''$  の順で回転させた際の回転変換行列の転置行列を、 ${}^{ua}R_{fa}$  と  ${}^{fa}R_{ha}$  はそれぞれ前腕と手部の移動座標系を  $x \rightarrow y' \rightarrow z''$  の順で回転させた際の回転変換行列の転置行列を示している。肘関節内反/外反軸の角度は定数  $\beta$  として表し、値は実験で得られた角度の平均値とした。同様に、手関節の長軸まわりの角度は定数  $\gamma$  として表し、値は実験で得られた角度の平均値とした。

絶対座標系における手部の速度 ( $\mathbf{v}_{ha}$ ) は各関節の角度と角速度を用いて、以下のよう表すことができる。

$$\begin{aligned}
 \mathbf{v}_{ha} &= \dot{\mathbf{r}}_{ha} \\
 &= \mathbf{v}_{sh} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ut}\boldsymbol{\Omega}_{ua} \mathbf{r}_{sh \rightarrow el} + {}^G R_{ut} {}^{ut}R_{ua} \mathbf{v}_{sh \rightarrow el} \\
 &\quad + {}^{ut}R_{ua} {}^{ut}\boldsymbol{\Omega}_{ua} {}^{ua}R_{fa} \mathbf{r}_{el \rightarrow wr} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} {}^{ua}\boldsymbol{\Omega}_{fa} \mathbf{r}_{el \rightarrow wr} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} \mathbf{v}_{el \rightarrow wr} \\
 &\quad + {}^{ut}R_{ua} {}^{ut}\boldsymbol{\Omega}_{ua} {}^{ua}R_{fa} {}^{fa}R_{ha} \mathbf{r}_{wr \rightarrow ha} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} {}^{ua}\boldsymbol{\Omega}_{fa} {}^{fa}R_{ha} \mathbf{r}_{wr \rightarrow ha} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} \\
 &\quad \quad {}^{fa}R_{ha} {}^{fa}\boldsymbol{\Omega}_{ha} \mathbf{r}_{wr \rightarrow ha} + {}^{ut}R_{ua} {}^{ua}R_{fa} {}^{fa}R_{ha} \mathbf{v}_{wr \rightarrow ha}
 \end{aligned}$$

$${}^{ut}\boldsymbol{\Omega}_{ua} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_3 & \omega_2 \\ \omega_3 & 0 & -\omega_1 \\ -\omega_2 & -\omega_1 & 0 \end{bmatrix}$$

$${}^{ua}\boldsymbol{\Omega}_{fa} = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_5 & \mathbf{b} \\ \omega_5 & 0 & -\omega_4 \\ \mathbf{b} & -\omega_4 & 0 \end{bmatrix}$$

$${}^{fa}\mathbf{Q}_{ha} = \begin{bmatrix} 0 & \mathbf{c} & \omega_7 \\ \mathbf{c} & 0 & -\omega_6 \\ -\omega_7 & -\omega_6 & 0 \end{bmatrix}$$

$\mathbf{v}_{sh}$ : 肩関節中心の速度ベクトル

$\mathbf{v}_{sh \rightarrow el}$ : 肩関節中心から肘関節中心への速度ベクトル

$\mathbf{v}_{el \rightarrow wr}$ : 肘関節中心から手関節中心への速度ベクトル

$\mathbf{v}_{wr \rightarrow ha}$ : 手関節中心から手部の質量中心への速度ベクトル

${}^{ul}\mathbf{Q}_{ua}$ : 上腕から上腕への回転変換行列の角速度

${}^{ua}\mathbf{Q}_{fa}$ : 上腕から前腕への回転変換行列の角速度

${}^{fa}\mathbf{Q}_{ha}$ : 前腕から手部への回転変換行列の角速度

$\omega_{1-3}$ : 肩関節屈曲/伸展、内転/外転、内旋/外旋角速度

$\omega_{4-5}$ : 肘関節屈曲/伸展、回内/回外角速度

$\omega_{6-7}$ : 手関節掌屈/背屈、橈屈/尺屈角速度

$\mathbf{b}$ : 肘関節内反/外反角速度 (定数)

$\mathbf{c}$ : 手関節の長軸まわりの角速度 (定数)

肘関節内反/外反軸の角速度は定数  $\mathbf{b}$  として表し、値は実験で得られた角速度の平均値とした。同様に、手関節の長軸まわりの角速度は定数  $\mathbf{c}$  として表し、値は実験で得られた角速度の平均値とした。

上式のように、本研究で用いたモデルでは肘関節の内外反軸まわりや手関節の長軸まわりの角度および角速度は変数としてではなく定数として用いられている。そのため、これらを定数として用いることが妥当なのかという点について検討する必要がある。実測で得られた手部速度（実測値）とモデルから解析的に算出された手部速度（解析値）を比較した結果、全ての被験者について両者はおおよそ一致していた（図 1）。このことは、本研究で用いたモデルは妥当なものであることを支持している。

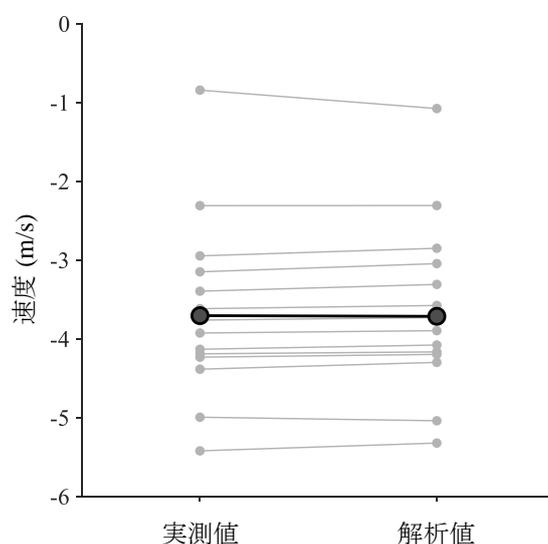


図 1 実測で得られた手部速度（実測値）とモデルから解析的に算出された手部速度（解析値）  
濃い灰色の丸は全被験者の平均値を示しており、薄い灰色の丸は各被験者の値を示している。

## 付録 2

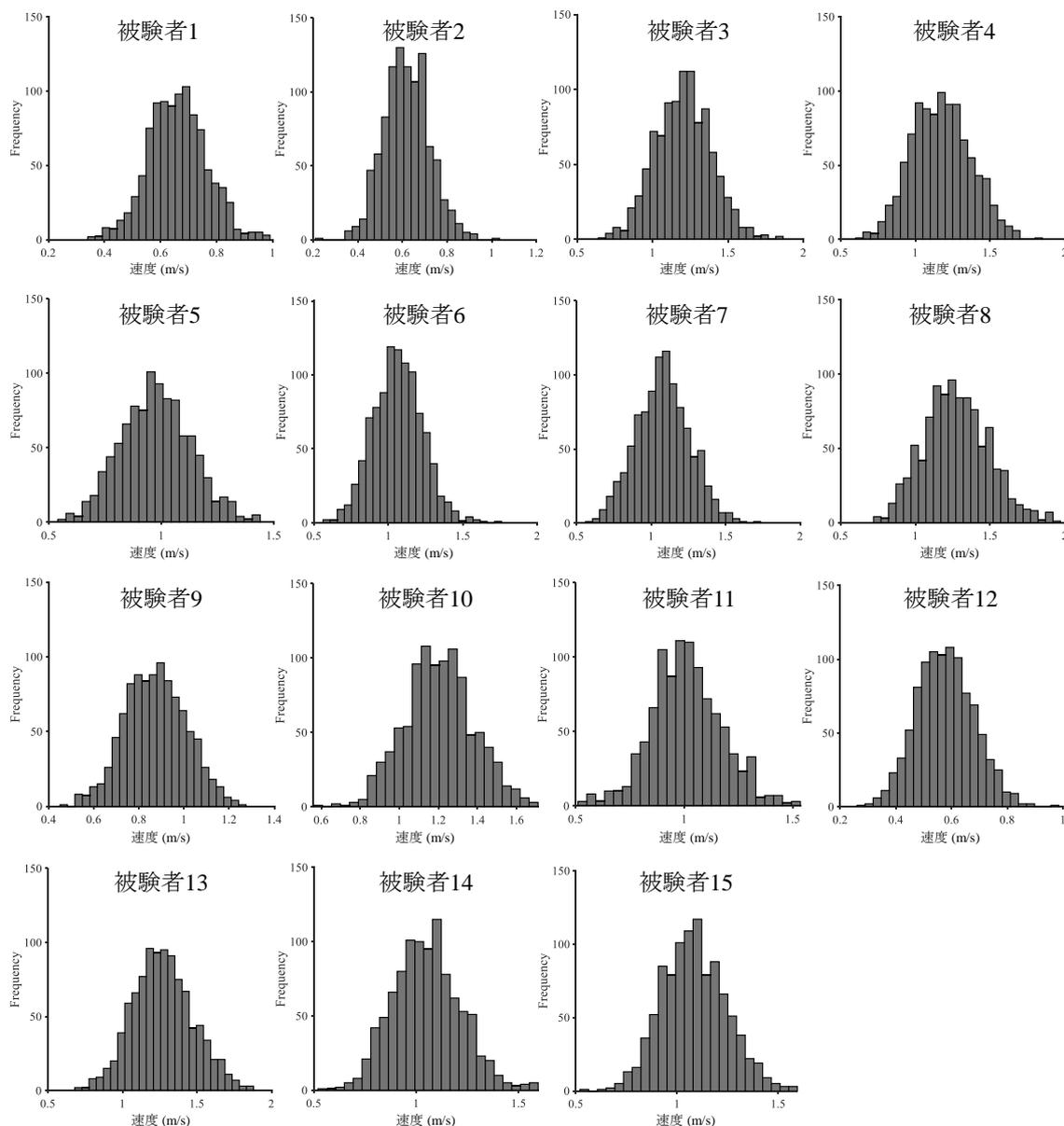


図 1 全力での投球時 (Fast 条件) において全変数をランダムにシャッフルすることで算出した手部速度の標準偏差の分布

全力での投球時における 20 試行分の全ての運動学的変数を試行間でランダムにシャッフルして新しい変数間の組み合わせを作成し、その組み合わせを用いて 20 通りの手部速度を数理モデルから算出した。そして、この 20 通りの手部速度の標準偏差を算出した。結果の偶然的な偏りを無くするために、新しい変数の組み合わせを作成し手部速度の標準偏差を算出する手順を 1000 回繰り返した。

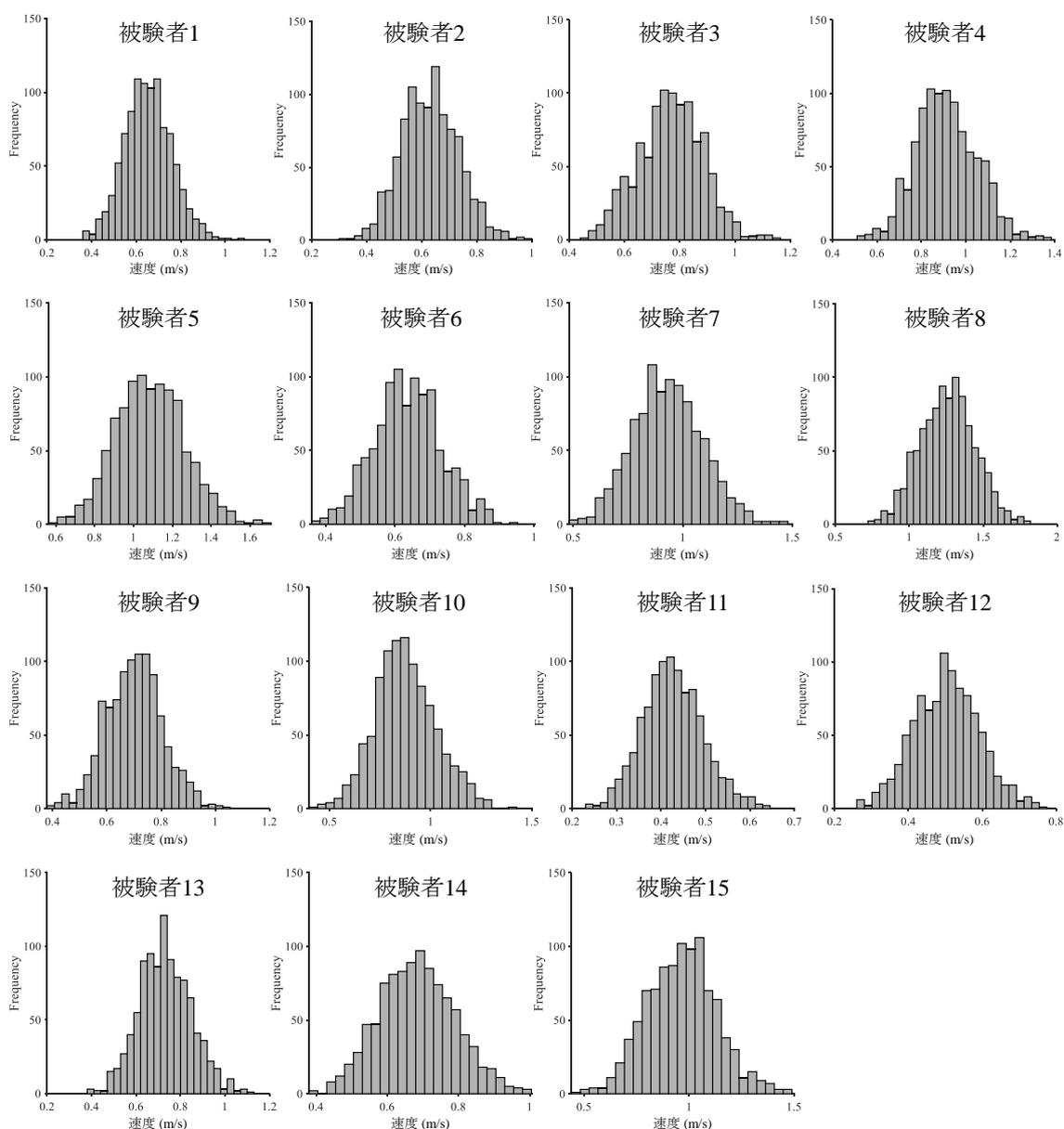


図2 Medium条件において全変数をランダムにシャッフルすることで算出した手部速度の標準偏差の分布

Medium条件での投球時における20試行分の全ての運動学的変数を試行間でランダムにシャッフルして新しい変数間の組み合わせを作成し、その組み合わせを用いて20通りの手部速度を数理モデルから算出した。そして、この20通りの手部速度の標準偏差を算出した。結果の偶然的な偏りを無くすために、新しい変数の組み合わせを作成し手部速度の標準偏差を算出する手順を1000回繰り返した。

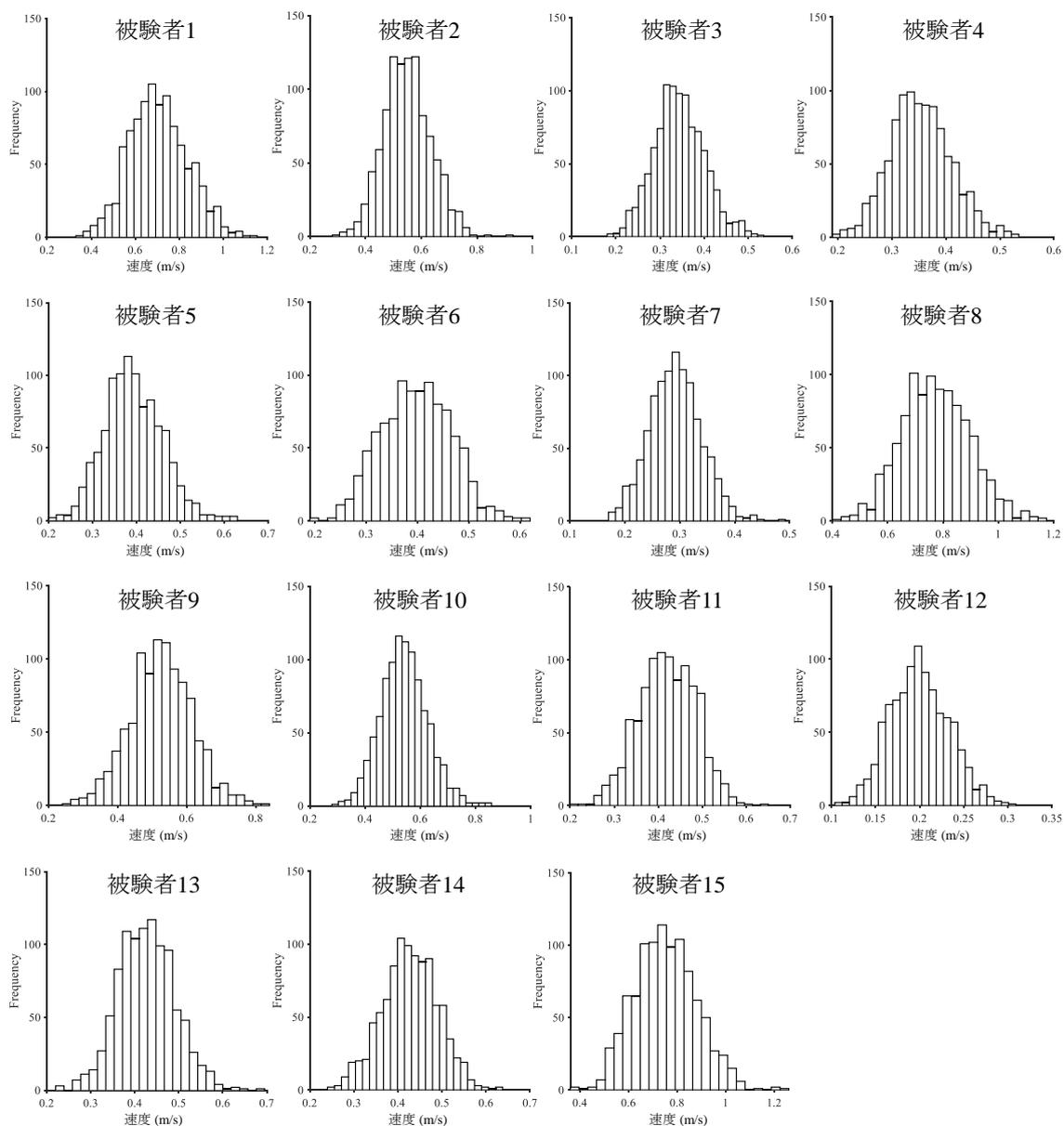


図3 Slow条件において全変数をランダムにシャッフルすることで算出した手部速度の標準偏差の分布

Slow条件での投球時における20試行分の全ての運動学的変数を試行間でランダムにシャッフルして新しい変数間の組み合わせを作成し、その組み合わせを用いて20通りの手部速度を数理モデルから算出した。そして、この20通りの手部速度の標準偏差を算出した。結果の偶然的な偏りを無くすために、新しい変数の組み合わせを作成し手部速度の標準偏差を算出する手順を1000回繰り返した。