

パワークリーン動作における巧みさの 定量的評価方法の提案とその検証

長尾 秀行^{*1} 山田 洋^{*2} 小金澤 鋼一^{*3}

Quantitative Evaluation of Dexterity and its Verification in Power Clean Exercise

by

Hideyuki NAGAO^{*1}, Hiroshi YAMADA^{*2} and Koichi KOGANEZAWA^{*3}

(Received on Sep. 30, 2014 and accepted on Nov. 13, 2014)

Abstract

The aim of this study is to quantitatively evaluate the dexterity of athletic motions. We consider that joint impedance takes a crucial role for dexterous motions because skilled athletes effectively utilize the stretch reflex by relaxing articulations to cope with unexpected disturbances. Therefore, our approach has been to propose a method to quantitatively measure the joint impedance that exerts in each articulation during exercise. Subjects were ten skilled and ten unskilled participants. They performed the power clean, a typical strength training motion. We measured trajectories of joints by using a motion capture system, and calculated joint torque according to derived dynamical equations. We also simultaneously measured the COP trajectory by using the force plate and EMG of some typical muscles in lower limbs. In order to evaluate the joint impedance and proprioceptive feedbacks, we employed the recursive least square method in our proposed torque model that provides time-variant coefficients of a term caused by joint impedance and feedback terms with respect to the COP and the vertical position of the barbell. The results indicate that the coefficient of impedance term of the skilled participants showed significantly large value compared to the unskilled ones, especially at the knee joint. This suggests that the proposed torque model and the analysis method allow us to quantitatively measure the joint impedance in power clean motion, which will permit assessing of the dexterity of motion.

Keywords: Torque model, Recursive least squares method, Stretch reflex, EMG, Joint stiffness

1. 緒言

身体運動については、冗長自由度問題¹⁾やそれにとまなう経路不良設定問題¹⁾、多関節運動時の筋群のシナジ的制御様式¹⁾など、未だに解明されていない部分を含む多くの問題が存在する。工学の分野においてはヒューマノイドの開発研究は大きな課題であり、これらの身体運動の未解決問題は、人間らしい巧みな運動をヒューマノイドにおいて実現するためにも重要な課題といえる。巧みさに関して Bernstein¹⁾は多くの見解を述べており、その中で“巧みさとは、あらゆる状況で問題に対する正しい解決策をすばやく見つけるための運動能力”と解説している。また“それは、変わりゆく外界の条件との相互作用によって現れる”と述べている。この考えに基づき、巧みさについて考察を加えると、外界との相互作用が多い場合に、身体運動が巧みな者は、関節のインピーダンスを低くして比較的低剛性の状態にし、不測の外乱

に対して筋の粘弾性特性等で受動的に対応するだけでなく、伸張反射による反発運動を起こしやすくすることで、巧みな動作を実現していると考えられる。

そこで、本研究は、身体運動時の伸張反射に影響する関節のインピーダンスを巧みさの指標と考え、それを定量的に評価することを目的とした。その分析方法として関節トルクをモデル化した、トルクモデルを用いた身体運動の巧みさの定量化法と、巡回型最小二乗法による計算手法を新しく提案する。本報告では提案する手法を用いて、後述するパワークリーン動作を対象に、伸張反射に影響する関節のインピーダンスを定量的に評価できること、ならびに熟練者と未熟練者の違いを明瞭に析出できることを示す。さらに、新たに提案した分析結果を筋電図分析と比較することによって、トルクモデルを用いた巧みさの評価方法の有効性を検討する。

2. 方法

2.1 試技および被験者

本研究では、先に記述したダイナミックな動作時にお

*1 総合理工学研究科総合理工学専攻博士課程

*2 体育学部体育学科教授

*3 工学部機械工学科教授

ける身体運動の巧みさを評価するため、分析する動作はウェイトリフティング競技において行われる（Power Clean, 以下 PC）動作（Fig. 1）を試技とし、下肢関節を対象に分析を行った。

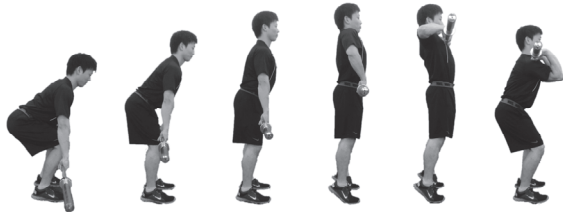


Fig. 1 Power clean motion

PC は、ウェイトリフティング競技以外の競技種目を専門とする競技者も、競技力向上を目的として広く実践されている、クイックリフト型（素早くバーベルを挙上するトレーニング）のトレーニングの代表的なものでもある。PC 動作を分析対象とした理由として、PC 動作はその最大挙上重量（負荷）によって、熟練の度合いを定量的に判断することが可能であるということ。また、多くの競技スポーツにおいて見られる股関節、膝関節および足関節が同時に伸展および底屈運動をする下肢のシナジー運動であること。さらに、高重量を短時間で挙上することが求められ、その動作中に中枢神経系レベルで動作を制御することのできる局面は限定されており、バーベルの不慮の軌道の逸脱を、Bernstein が述べた巧みさで処理することが求められる。これらのことから、本研究の目的である身体運動の巧みさを検討するのに適していると考えた。

被験者は日本トレーニング指導者協会のテキストに基づいた PC の指導を、日本トレーニング指導者協会認定トレーニング指導者資格保有者から受けたことがある男性 20 名とした。本研究は東海大学「人を対象とする研究」に関する倫理委員会の審査および承認を得た。被験者は各被験者の PC の最大挙上重量（以下 PCmax）の値を指標に PCmax が自体重以上の者 10 名を熟練者群（以下 Skilled）とし、PCmax が自体重未満の者 10 名を未熟練者（以下 Non-Skilled）の二群に群分けを行った。各群の年齢、身長、体重（Body Weight, 以下 BW）、体脂肪率（Fat）、除脂肪体重（Lean Body Mass, 以下 LBM）、体格指数（Body Math Index, BMI）、PCmax および PCmax の体重比（以下、%PCmax）を Table 1 に示した。

分析対象である PC 動作に影響するパラメータとして、初期状態や動作速度、挙上するバーベルの重量などが挙げられる。これらのパラメータが被験者間で異なると、被験者の身体能力ではない要因で動作が変化し、本研究の目的である、身体運動における巧みさの分析に影響することが考えられる。そのため、これらのパラメータは統一することが望ましい。そこで、試技時の PC の負荷は最大挙上重量に対して被験者ごとに相対的になるよう 70%1RM（Repetition Maximum）の相対負荷を採用した。初期状態の統制のために、動作開始時におけるバーベルは、地面に置いてある状態に統制した。ただし、開始姿

Table 1 Mean value of the physical data of all subjects.

Variable	All	Group	
	(n = 20)	Skilled (n = 10)	Non-Skilled (n = 10)
Age [yr]	20.30 (1.49)	21.40 (2.01)	20.30 (0.95)
Height [m]	1.72 (0.05)	1.70 (0.06)	1.73 (0.04)
BW [kg]	67.29 (5.45)	67.00 (6.06)	68.10 (5.99)
Fat [%]	12.95 (2.71)	13.04 (2.50)	12.86 (3.03)
LBM [kg]	58.27 (4.41)	58.17 (4.38)	59.26 (4.60)
BMI [kg/m ²]	23.06 (1.90)	23.32 (2.15)	22.80 (1.68)
PCmax [kg]	67.25 (9.69)	80.00 (6.87)	54.50 (6.85)**
%PCmax [-]	1.00 (0.23)	1.20 (0.10)	0.81 (0.12)**

**Represents statistically significant difference between the groups ($p < 0.01$) Mean (S.D.)

勢と動作に関して統制は行わず、それぞれ被験者の任意とし、バーベルを全力で挙上するよう指示することとどめ、これ以上の統制は行わなかった。試技の成否の判断は、挙上したバーベルを両手で保持したまま鎖骨の上に乗せ、身体を静止させた後に直立することができた場合を成功とした。なお、疲労が動作に与える影響を減らすために、試技毎には必ず 1 分間以上の休憩をとらせた。

2.2 計測および分析

PC 動作およびバーベルの位置の計測には、光学式モーションキャプチャシステム（Mac3D, Motion Analysis 社製）を用い、計測用のマーカの 3 次元位置座標を記録した（カメラ台数：8 台、フレームレート：200[fps]、露光時間：1/1000[sec]）。身体の計測点は、阿江のモデル²⁾に準拠し、計測用の反射マーカ（球体型、サイズ：12φ）を被験者の身体表面および着衣に貼付した（頭頂、左右耳珠、胸骨上縁、肩峰、肘関節外側および内側、手首関節内側および外側、第三中手骨遠位端、肋骨下端、大転子、膝関節外側および内側、足関節外側および内側、踵、つま先、Fig.2）。



Fig. 2 Measurement points

PC 時の床反力および圧力中心点（Center of Pressure, 以下 COP）をフォースプレート（FP6090-15, Bertec 社製）を用いて記録した（1000Hz）。なお、フォースプレートからの出力は、A/D 変換を介し、モーションキャプチャシステムで同期ならびに記録した。

PC 時の表面筋電図（electromyography, 以下 EMG）を双極誘導によって、大臀筋（gluteus maximus, 以下 GM）、大腿直筋（rectus femoris, 以下 RF）、内側広筋（vastus

medialis, 以下 VM), 大腿二頭筋 (biceps femoris, 以下 BF), 前頸骨筋 (tibialis anterior, 以下 TA), 腓腹筋 (gastrocnemius, 以下 GC) より記録した. 被験筋には Active 電極 (DL-140, S&ME 社製, 電極間距離 12mm, 時定数 0.03sec) を, 皮膚表面の剃毛および研磨処理後に貼付し, EMG を 1000Hz で記録した. 試技時に電極のコードが振動することによって発生するノイズを防ぐため, コードは皮膚表面にはわせる様にサージカルテープで固定した. なお, 床反力データと同様に, EMG の出力データは, A/D 変換を介し, モーションキャプチャシステムで同期ならびに記録した. 後の分析で筋活動を正規化するために, 試技時の EMG 計測に先立ち, 各筋における最大随意収縮 (maximum voluntary contraction, 以下 MVC) 時の EMG をそれぞれ 3.0sec の間記録した.

PC 動作の解析範囲は動作開始から, バーベルを挙上した後に静止するまでとした. 動作開始および静止は, それぞれ身体合成重心の速度ベクトルの大きさが 0.1m/s 以上および未満になった時期とした. 局面分けには Chiu et al. ³⁾ の方法を参考にバーベルと計測点間の相対的位置関係を指標とし, PC 動作を, 1st pull 局面: バーベルの鉛直上方速度発生~バーベル膝関節通過, Scoop 局面: ~バーベル股関節通過, 2nd pull 局面: ~バーベルの鉛直上方速度消失, Catch 局面: ~バーベルの静止, の 4 つの局面に分割した (Fig. 3).

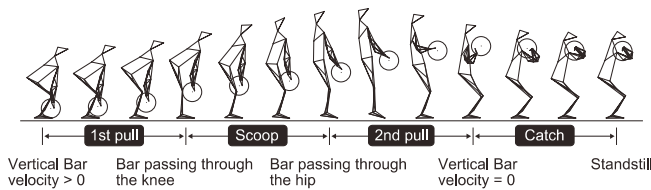


Fig. 3 Phase of power clean motion

解析に先立ち, 計測により得られた身体評点の位置座標データを位相ずれのない 4 次の Butterworth Filter (遮断周波数 6-11[Hz]) によって平滑化した. 各関節, 身体の末端の座標値 p_i から矢上面における各体節の長さを算出し, リンクセグメントモデルを構成した (Fig. 4).

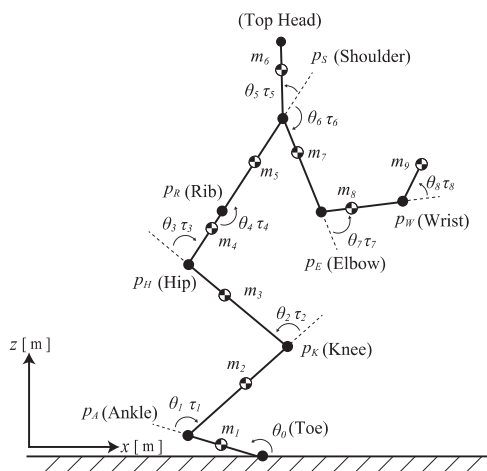


Fig. 4 Link segment model

また, 関節 i の角度 θ_i を算出し, 数値微分 (中央差分近似法) により, 角速度および角加速度を求めた. さらに, 各体節の質量 m と質量中心位置座標および慣性モーメントを身体部分慣性係数を用いて算出し, 各体節の質量中心位置座標より, 身体合成重心 (Center of mass, 以下 COM) 位置座標を求めた. それらと上述した運動学的データからラグランジアンを求め, ラグランジュの運動方程式 ⁴⁾ により, 関節に作用する正味のトルクとして股関節, 膝関節および足関節における関節トルク τ_i [Nm] を算出した. なお, 関節トルクは股関節および膝関節は伸展運動, 足関節は底屈運動方向へのトルクを正のトルクした.

後に記述する, トルクモデルでは, COP を関節角度で偏微分することが必要になる. そのため, フォースプレートによって直接計測した COP とは別に, 床平面で定義される COP 位置座標 COP_x を Takanishi et al. ⁵⁾ の方法に基づき, 以下の式(1)で推定した.

$$COP_x = \frac{\sum_{i=1}^9 m_i(\ddot{z}_i + g)x_i - \sum_{i=1}^9 m_i \ddot{x}_i z_i}{\sum_{i=1}^9 m_i(\ddot{z}_i + g)} \quad (1)$$

なお z および x は各セグメントの部分重心位置座標の各軸成分の位置座標を示し, g は重力加速度を示す.

計測した EMG データは解析に先立ち 20~500[Hz] のバンドパスフィルタリングを行い, モーションアーチファクトを除去した. 筋活動度として, EMG より二乗平均平方根 (Root mean square, 以下 RMS) を算出した. また, 被験者間で RMS を比較するため, MVC 時における EMG の 1sec のデータを 100[%] として正規化した %RMS[%] を算出した. また, 本研究では, EMG から関節における剛性を推定するために関節剛性指標値 (Joint Stiffness Index Value, 以下 SI) を式(2)によって導入した.

$$SI(t) = 2(\%RMS_{flx}(t) \times \%RMS_{ex}(t)) / (\%RMS_{flx}(t) + \%RMS_{ex}(t)) \quad (2)$$

$\%RMS_{flx}$ と $\%RMS_{ex}$ はそれぞれ屈筋および伸筋の %RMS を示す. 擬似的に生成した $\%RMS_{flx}$ と $\%RMS_{ex}$ より求めた SI を Fig.5 に示した. SI は屈筋と伸筋の共収縮の度合いが高く, かつ屈筋と伸筋の活動度が高いとほど 100% に近づき, $\%RMS_{flx}$ と $\%RMS_{ex}$ のどちらか, あるいは双方が小さな値の場合は 0% に近づくよう設計した.

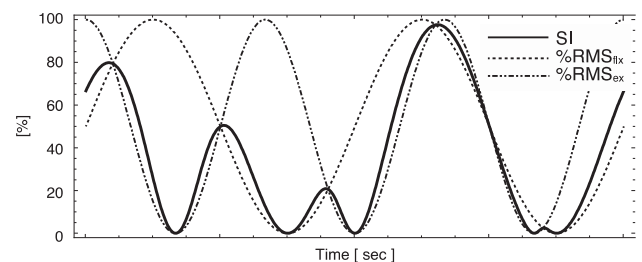


Fig. 5 Model calculation of SI

一般に関節回りの屈筋と伸筋が同時に収縮し、双方の収縮力が高いと関節は剛性が高くなることから、本指標は妥当なものと考えられる。本研究における屈筋と伸筋の組み合わせは、股関節で GM と RF、膝関節で VM と BF、足関節で TA と GC として分析を行った。

各下肢関節に作用する関節トルクを式(3.1)で定義されるトルクモデル $\hat{\tau}_i$ (i は関節番号を示す) によってモデル化する。

$$\hat{\tau}_i(t) = \tau_{fi} + \alpha_{zi} \bar{p}_{iwz}(t - \Delta t_w) + \alpha_{xi} \bar{p}_{icop}(t - \Delta t_w) - \gamma_i \text{sig}(a, \dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma)) + \tau_{ei}(t) \quad (3.1)$$

ただし、 \bar{p}_{ij} は ($i = 1, \dots, 9, j = wz, cop$) は

$$\bar{p}_{ij}(t - \Delta t_w) = \left(\frac{\partial p_{ij}(t - \Delta t_w)}{\partial \theta_i} \right)^{-1} \times \left(p_{fij} - p_{ij}(t - \Delta t_w) - 2\zeta \frac{1}{\omega_n} \dot{p}_{ij}(t - \Delta t_w) - \frac{1}{\omega_n^2} \ddot{p}_{ij}(t - \Delta t_w) \right) \quad (3.2)$$

である。本モデルは、PC 動作が主にバーベルを鉛直上方に挙上することが動作目的であることと、その動作時に転倒しないために COP の位置を常に制御していることに着目し、被験者は PC 動作時の各関節トルクの係数 α_{zi} , α_{xi} および γ_i を調節してバーベルおよび COP の位置を最終値に収束させる運動を実現しており、その目的動作および姿勢安定化の動作は、結果として減衰を有する二次振動系の様相を呈する、という考えに基づいて提案したものである。式(3.1), (3.2)のトルクモデルについて具体的に説明する。 p_{iwz} および p_{icop} はそれぞれ COM の z 軸成分位置と COP_x を示す。また p_{fij} はそれぞれの最終位置座標であり、 τ_{fi} は各関節において最終姿勢時の関節トルクである。トルクモデルの $\alpha_{zi} (> 0)$, $\alpha_{xi} (> 0)$ は、それぞれ p_{wz} および p_{icop} の位置を、最終位置である p_{fij} に一致させるために各関節が発揮した関節トルクの比例係数を示す。 α_{zi} は COM を鉛直方向へ変位させるためのフィードバックゲインである。 α_{xi} は COP を安定位置に漸近させるためのフィードバックゲインであり、もっぱら足底に存在するマイスナー小体等の外受容器からの信号を受けた脊髄レベルでの閉ループ神経回路の感度であると言える。また、 $\gamma_i (> 0)$ は、関節 i の伸張反射に影響される、インピーダンスを示すインピーダンス係数とした。後述する手法で各係数を算出し、 γ_i を求めることが本研究の一つの目的である。なお、 Δt_γ は任意に設定する定数で、伸張反射に伴うむだ時間とし、インピーダンス係数項は Δt_γ だけ前の時間の関節角速度に対して、逆向きのトルクが作用する(この状態をインピーダンスが低い状態とする)ように設定した。また、 Δt_w は固有受容器からの伝達遅れと筋が実際に収縮するまでの時間遅れによるむだ時間で、 ζ および ω_n はそれぞれバーベルの z 軸成分変位と COP_x の変位の減衰係数と固有角振動数であり、任意に設定する定数とした。 p_{ij} の項は、各関節は最終値である p_{fij} に p_{ij} の値を近づけるためにトルクを発揮し p_{ij} を変位させ

るが、 p_{ij} が p_{fij} に一致しなくとも、 p_{ij} を p_{fij} に漸近させるための速度 \dot{p}_{ij} および加速度 \ddot{p}_{ij} が生じていれば運動は成り立つ、という身体運動におけるロバスト性を表している。また、式(3.2)の右辺第一項の $(\dots)^{-1}$ は p_{ij} の θ_i に関する微係数の逆数である。一般に、関節はインピーダンスが低いほど関節角度が外力によって変化しやすくなり、それにともない、筋が伸長され伸張反射が発生しやすい状態になる。伸張反射の活動は筋の活動度の他、上位中枢神経による複雑な制御にも左右されるが、関節運動の影響を受けることは変わらないと考えられる。赤澤ら⁶⁾は、筋紡錘の粘弾性特性および筋長変化を考慮した、筋紡錘の線形モデルによって、そのインパルス頻度を分析し、実験結果とよく一致することを示した。また、筋骨格モデルを用いて、筋収縮がどのようにインピーダンスに変換されるかを検討した研究⁷⁾では、筋長を関節角度の関数、筋収縮速度を関節角速度の関数として分析を行っている。このことから、本研究では、伸張反射の度合いは関節角速度の関数と近似することができると考え、伸張反射の感度を定める関数としてシグモイド関数を導入した。式(3.1)のインピーダンス係数項の sig がシグモイド関数である。 sig はガウスの誤差関数 Erf を変形した

$$\text{sig}(a, \dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma)) = \begin{cases} \frac{1}{2} \left(1 + \text{Erf} \left(\frac{10\dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma) - a}{\sqrt{2a^2}} \right) \right) & (\dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma) > 0) \\ \frac{1}{2} \left(1 + \text{Erf} \left(\frac{10\dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma) + a}{\sqrt{2a^2}} \right) \right) - 1 & (\dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma) < 0) \\ 0 & (\dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma) = 0) \end{cases} \quad (4)$$

とした。この関数は、関節の角速度と関数の傾きを決める a ($0 < a < 1$) を変数とし、伸張反射の感度のゲインを決定する関数である (Fig.6)。

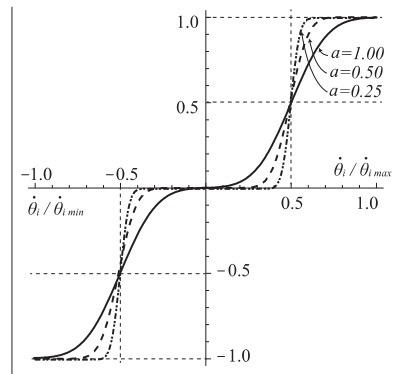


Fig. 6 Sigmoid function

伸張反射は角速度に比例せず、伸張反射が発現するための角速度の閾値が存在すること、並びに角速度の値に対する飽和が存在することを sig 関数により角速度の連続関数として近似的に表している。本モデルは以下に記述する計算手法でそれらの特徴を包括的に考慮した最適な係数を算出する。本研究では、 sig 関数への入力、各関節における正および負の角速度の値をそれぞれ角速度最

大値, 最小値で規格化した値とした. また, 式(3.1)の最終項 τ_{ei} は各関節における粘弾性抵抗トルクであり, 青木ら⁸⁾の方法で算出した.

本研究では, 以下の式(5)に示す, 巡回型最小二乗法⁹⁾ (Recursive Least Squares method, 以下 RLSM) によって動力学解析で得られた, 関節トルクと, トルクモデルをフィッティングさせることで, トルクモデルにおける 3 つの係数 α_{zi} , α_{xi} および γ_i を時系列的に算出する. RLSM は一般的な最小二乗法と同じ方法によって導出される, 正規方程式を変形した

$$\begin{bmatrix} \alpha_z(t_{n+1}) \\ \alpha_x(t_{n+1}) \\ -\gamma(t_{n+1}) \end{bmatrix} = \left(\mathbf{I} - \omega_{n+1} \zeta_{n+1} \lambda_{n+1}^T \right) \begin{bmatrix} \alpha_z(t_n) \\ \alpha_x(t_n) \\ -\gamma(t_n) \end{bmatrix} + \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{u}_{n+1} \quad (5)$$

で示される. なお, n はデータの番号を示す. RLSM は, 過去の時刻 t_n の各係数の値を用いて, トルクモデルと動力学解析で算出した関節トルクとの誤差が最小になる現在の時刻 t_{n+1} の各係数を算出する計算手法である. 計算には, 初期値を $\Sigma_0^{-1} = \text{diag}[g \ g \ g]$, $[\alpha_{zi}(t_0) \ \alpha_{xi}(t_0) \ -\gamma_i(t_0)]^T = [0 \ 0 \ 0]^T$ とし, また

$$\lambda_{n+1} = [\bar{p}_{wz}(t_{n+1} - \Delta t_w) \ \bar{p}_{cop}(t_{n+1} - \Delta t_w) \ sig(a, \dot{\theta}(t_{n+1} - \Delta t_\gamma))]^T \quad (6.1)$$

$$\mathbf{u}_{n+1} = (\tau(t_{n+1}) - \tau_f + \tau_e(t_{n+1})) \lambda_{n+1} \quad (6.2)$$

$$\zeta_{n+1} = \Sigma_n^{-1} \lambda_{n+1} \quad (6.3)$$

$$\omega_{n+1} = \frac{1}{\rho + \lambda_{n+1}^T \zeta_{n+1}} \quad (6.4)$$

$$\Sigma_{n+1}^{-1} = \frac{1}{\rho} \left[\Sigma_n^{-1} - \omega_{n+1} \zeta_{n+1} \zeta_{n+1}^T \right] \quad (6.5)$$

を式(5)に代入し, 時刻 t_{n+1} における各係数を算出する. さらに n を 1 増やして繰り返し計算を行う. ただし g はその逆数が無視し得る小さな正の値 (従って g は大きな正の値) とし, また, $\rho (< 1)$ は忘却係数であり, その値が 1 に近いほど, 過去の値が現在の値に及ぼす影響を指数累乗で重み付けする係数である. RLSM では過去の値の影響を受けた現在の係数 α_{zi} , α_{xi} および γ_i が算出される. 人の動作は時間的に 2 階微分可能な運動 (慣性運動) であり, 現在の動作は, 明らかに過去の影響を受ける. 身体運動が分析対象である場合では, 一般的な最小二乗法よりも, 過去の係数の影響を受けながら, 連続的に係数の算出が可能な RLSM は, その計算手法として妥当性が高いと考える. また, RLSM は逆行列を直接計算する必要がないため, 高速な数値計算が可能であることも特徴である. なお本研究における数値計算は技術計算ソフトウェア Mathematica9 (Wolfram Research 社製) を用いて行った.

群間の各変数の平均値の統計学的有意差の検定には, Unpaired t-test を用いた. なお, 有意水準は危険率 5% 未満とした. インピーダンス係数と SI の時系列データの関係性の分析には, Mutual-correlation analysis を用いた.

RLSM が式(5)で表すことができることを以下に示す. なお以下では i は関節番号ではなくデータの番号を示すものとする. 式(3.1)のトルクモデルの γ の項を $sig(a, \dot{\theta}(t - \Delta t_\gamma)) = \bar{p}_\gamma(t - \Delta t_\gamma)$ として

$$\begin{aligned} \hat{\tau}_i(t) = & \tau_{fi} + \alpha_{zi} \bar{p}_{wz}(t - \Delta t_w) \\ & + \alpha_{xi} \bar{p}_{cop}(t - \Delta t_w) - \gamma_i \bar{p}_\gamma(t - \Delta t_\gamma) + \tau_{ei}(t) \end{aligned}$$

と書き換える. 時刻 i の関節トルク τ とトルクモデル $\hat{\tau}$ の誤差は

$$\varepsilon(t_i) = \tau(t_i) - \hat{\tau}(t_i)$$

であり, ε の重み (忘却係数 $0 < \rho < 1$) 付き二乗和 E は

$$E = \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \varepsilon^2(t_i) \quad (7.1)$$

となる. ここで, 誤差を最小にする係数を求めるには, 式(7.1)を各係数で偏微分し

$$\frac{\partial E}{\partial \alpha_z} = 0, \quad \frac{\partial E}{\partial \alpha_x} = 0, \quad \frac{\partial E}{\partial \gamma} = 0 \quad (7.2)$$

を満たす必要がある. 式(7.2)を展開して整理すると

$$\begin{aligned} & \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{wz}^2(t_i - \Delta t_w) \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{wz}(t_i - \Delta t_w) \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) \quad \dots \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma(t_i - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{wz}(t_i - \Delta t_w) \\ \dots \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{wz}(t_i - \Delta t_w) \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) \\ \dots \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma^2(t_i - \Delta t_\gamma) \end{bmatrix} \\ & \dots \\ & \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{wz}(t_i - \Delta t_w) \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma(t_i - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) \\ \dots \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma(t_i - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) \\ \dots \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma^2(t_i - \Delta t_\gamma) \end{bmatrix} \\ & \dots \\ & \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} \\ & = \begin{bmatrix} \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{wz}(t_i - \Delta t_w) (\tau(t_i) - \tau_f + \tau_e(t_i)) \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_{cop}(t_i - \Delta t_w) (\tau(t_i) - \tau_f + \tau_e(t_i)) \\ \sum_{i=1}^n \rho^{n-i} \bar{p}_\gamma(t_i - \Delta t_\gamma) (\tau(t_i) - \tau_f + \tau_e(t_i)) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (7.3)$$

となる. ここで式 (7.3) の左辺第一項を Σ , 右辺を h として書き直すと

$$\Sigma_n \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} = \mathbf{h}_n \quad \therefore \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} = \Sigma_n^{-1} \mathbf{h}_n \quad \text{と} \quad (7.4)$$

り、各係数を算出できる。時刻 t_{n+1} における α_{zn+1} , α_{xn+1} , γ_{n+1} は次に示すように算出する。式 (7.4) を変形し

$$\begin{bmatrix} \alpha_{zn+1} \\ \alpha_{xn+1} \\ -\gamma_{n+1} \end{bmatrix} = \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{h}_{n+1} = (\rho \Sigma_n + \Lambda_{n+1})^{-1} (\rho \mathbf{h}_n + \mathbf{u}_{n+1}) \quad (7.5)$$

とする。ただし

$$\mathbf{u}_{n+1} = \begin{bmatrix} \bar{p}_{wz}(t_{i+1} - \Delta t_w) (\tau(t_{i+1}) - \tau_f + \tau_e(t_{i+1})) \\ \bar{p}_{cop}(t_{i+1} - \Delta t_w) (\tau(t_{i+1}) - \tau_f + \tau_e(t_{i+1})) \\ \bar{p}_\gamma(t_{i+1} - \Delta t_\gamma) (\tau(t_{i+1}) - \tau_f + \tau_e(t_{i+1})) \end{bmatrix}$$

$$\Lambda_{n+1} = \begin{bmatrix} \bar{p}_{wz}^2(t_{n+1} - \Delta t_w) \\ \bar{p}_{wz}(t_{n+1} - \Delta t_w) \bar{p}_{cop}(t_{n+1} - \Delta t_w) & \dots \\ \bar{p}_\gamma(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{wz}(t_{n+1} - \Delta t_w) \\ \dots & \bar{p}_{cop}^2(t_{n+1} - \Delta t_w) & \dots \\ \bar{p}_\gamma(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{cop}(t_{n+1} - \Delta t_w) \\ \dots & \bar{p}_\gamma(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{wz}(t_{n+1} - \Delta t_w) \\ \dots & \bar{p}_\gamma(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \bar{p}_{cop}(t_{n+1} - \Delta t_w) \\ \dots & \dots & \bar{p}_\gamma^2(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \end{bmatrix}$$

である。式 (7.5) を展開すると

$$\begin{bmatrix} \alpha_{zn+1} \\ \alpha_{xn+1} \\ -\gamma_{n+1} \end{bmatrix} = (\Sigma_n (\rho \mathbf{I} + \Sigma_n^{-1} + \Lambda_{n+1}))^{-1} (\rho \mathbf{h}_n + \mathbf{u}_{n+1})$$

$$= (\rho \mathbf{I} + \Sigma_n^{-1} + \Lambda_{n+1})^{-1} \Sigma_n^{-1} (\rho \mathbf{h}_n + \mathbf{u}_{n+1})$$

$$= (\rho \mathbf{I} + \Sigma_n^{-1} + \Lambda_{n+1})^{-1} \left(\rho \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} + \Sigma_n^{-1} \mathbf{u}_{n+1} \right)$$

$$= (\mathbf{I} + \rho^{-1} \Sigma_n^{-1} + \Lambda_{n+1})^{-1} \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} + \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{u}_{n+1} \quad (7.6)$$

となる。ここで

$$\Lambda_{n+1} = \begin{bmatrix} \bar{p}_{wz}(t_{n+1} - \Delta t_w) & \bar{p}_{cop}(t_{n+1} - \Delta t_w) & \bar{p}_\gamma(t_{n+1} - \Delta t_\gamma) \end{bmatrix}$$

とすると、

$$\Lambda_{n+1} = \lambda_{n+1} \lambda_{n+1}^T$$

$$\Sigma_{n+1} = \rho \Sigma_n + \Lambda_{n+1} = \rho \Sigma_n + \lambda_{n+1} \lambda_{n+1}^T$$

と書け、この逆行列は以下の計算で解くことができる。

$$\Sigma_{n+1}^{-1} = \frac{1}{\rho} \left[\Sigma_n^{-1} - \omega_{n+1} (\Sigma_n^{-1} \lambda_{n+1}) (\Sigma_n^{-1} \lambda_{n+1})^T \right] \quad (7.7)$$

ここで

$$\omega_{n+1} = \frac{1}{\rho + \lambda_{n+1}^T (\Sigma_n^{-1} \lambda_{n+1})} \quad (7.8)$$

である。また、 $\Sigma_n^{-1} \lambda_{n+1} = \zeta_{n+1}$ として式 (7.6), (7.7) および (7.8) を書き換えると

$$\omega_{n+1} = \frac{1}{\rho + \lambda_{n+1}^T \zeta_{n+1}} \quad (7.8')$$

$$\Sigma_{n+1}^{-1} = \frac{1}{\rho} \left[\Sigma_n^{-1} - \omega_{n+1} \zeta_{n+1} \zeta_{n+1}^T \right] \quad (7.7')$$

$$\begin{bmatrix} \alpha_{zn+1} \\ \alpha_{xn+1} \\ -\gamma_{n+1} \end{bmatrix} = \left(\mathbf{I} + \frac{1}{\rho} \zeta_{n+1} \lambda_{n+1}^T \right) \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} + \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{u}_{n+1}$$

$$= \left(\mathbf{I} - \frac{\zeta_{n+1} \lambda_{n+1}^T}{\rho + \zeta_{n+1} \lambda_{n+1}^T} \right) \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} + \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{u}_{n+1}$$

$$= \left(\mathbf{I} - \omega_{n+1} \zeta_{n+1} \lambda_{n+1}^T \right) \begin{bmatrix} \alpha_{zn} \\ \alpha_{xn} \\ -\gamma_n \end{bmatrix} + \Sigma_{n+1}^{-1} \mathbf{u}_{n+1} \quad (7.6')$$

となり、式(5)が導かれる。

解析の流れをフローチャートにして Fig. 7 に示した。

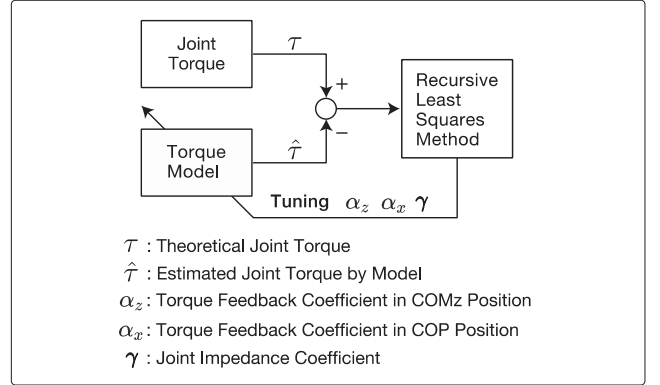


Fig. 7 Flow chart of analysis

3. 結果

3.1 被験者の身体的特徴

Table 1 に示した本研究における被験者の身体的特徴および PCmax, %PCmax より, LBM (Skilled : 58.17±4.38kg, Non-Skilled : 59.26±4.60kg) および BMI (Skilled : 23.32±2.15kg/m², Non-Skilled : 22.80±1.68kg/m²) は群間に有意差が認められず, PCmax (Skilled : 80.00±6.87kg, Non-Skilled : 54.50±6.85kg) および %PCmax (Skilled : 1.20±0.10, Non-Skilled : 0.81±0.12) は群間に有意差が認められた (p<0.01) .

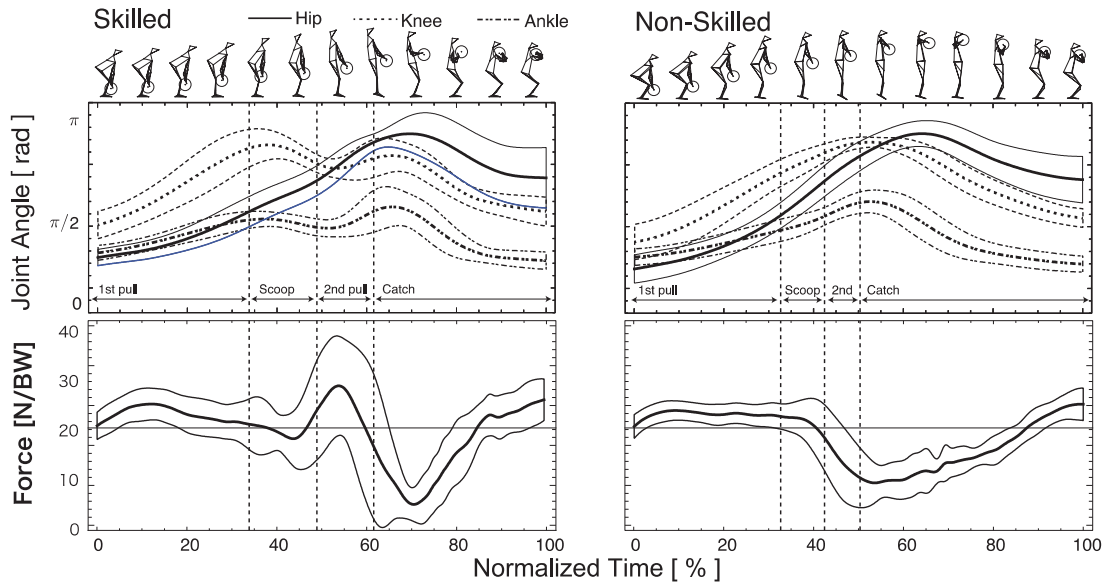


Fig. 8 Average time course of hip, knee, ankle joint angle and ground reaction force during PC motion. Filling zone indicates the standard deviation of the data

3.2 運動学および動力学的データ

Fig. 8に Skilled および Non-Skilled の股関節、膝関節および足関節における PC 動作時の関節角変位および床反力鉛直成分の平均値と標準偏差を、時間を分析範囲で規格化して示した。なお、関節角変位の増大および減少がそれぞれ伸展と屈曲運動を示す（足関節は底屈および背屈運動）。各局面の区分時期も、群内の平均の時期で示している。下肢関節角度および床反力鉛直成分の、時間ともなう変化のパターンは、群間に違いが見取れる。

Fig. 9 に下肢関節トルクの、各群における最大値を平均値で示した。股関節および膝関節の関節トルク最大値に、群間に有意差が認められた ($p < 0.01$)。股関節の関節トルク最大値は、Skilled で $6.26 \pm 2.14 \text{ Nm/BW}$ 、Non-Skilled で $4.51 \pm 1.67 \text{ Nm/BW}$ であり、膝関節の関節トルク最大値は Skilled で $4.16 \pm 1.05 \text{ Nm/BW}$ 、Non-Skilled で $2.45 \pm 0.58 \text{ Nm/BW}$ であった。足関節トルク最大値は、群間に有意差は認められず ($p > 0.05$)、Skilled で $1.19 \pm 0.22 \text{ Nm/BW}$ 、Non-Skilled で $1.00 \pm 0.45 \text{ Nm/BW}$ であった。

次項 Fig.10 に下肢筋群における、%RMS のデータおよび、式(2)に基づき推定した、下肢関節の剛性値 SI を、各群における平均値で示した。なお、各局面の区分時期も、群内の平均の時期で示している。

次項 Fig.11 に、トルクモデルおよび RLMSM によって算出した Skilled および Non-Skilled の股関節、膝関節およ

び足関節における \hat{t} と動力学解析によって算出した関節トルク τ (Theoretical Value)、また、 α_x , α_z および γ の代表例を示す。なお、トルクモデルにおける各任意定数は、 Δt_i : 40~50msec, Δt_w : 10~30msec, ζ : 0.1~1.0, ω : $\pi/4 \sim 2\pi \text{ rad/s}$, 忘却係数 ρ : 0.95~0.99, 初期値 g : 1000 の範囲内で RLMS によるトルクのフィッティングの誤差が最小になる値を被験者ごとに選定した。Table 2 にはそれらトルクモデルによって算出した各パラメータを数値化し群間で比較するために、局面別の積分値の平均値および標準偏差を示した。なお積分値はそれぞれ、全関節および全分析範囲の積分値で規格化して示した。 α_x は全下肢関節の全局面において群間に有意差は認められなかった。 α_z は股関節の 2nd pull 局面に群間に有意差が認められ Skilled の方が有意に大きな値を示した ($p < 0.05$)。また、膝関節においては全局面で群間に有意差が認められ Non-Skilled の方が有意に大きな値を示した ($p < 0.05$)。 γ は膝関節の Scoop 局面および 2nd pull 局面、足関節の 1st pull 局面および Scoop 局面に群間に有意差が認められ Skilled の方が有意に大きな値を示した ($p < 0.01$, $p < 0.05$)。

Table 3 に全被験者のインピーダンス係数 γ と SI 間の時間遅れ 0 における相互相関係数を示した。Skilled および Non-Skilled の相互相関係数は全被験者の全関節において負の値を示した。

4. 考察

4.1 各群の身体的特徴について

Skilled および Non-Skilled の群間において、PCmax および %PCmax に統計学的有意差が認められ、体組成の指標である LBM および BMI に関しては統計学的有意差が認められなかった (Table 1)。このことから、本研究における両群の、筋量を含む身体的特徴は同等であると考えられる。また、群間における運動学および動力学的な諸各分析項目の差異は、PCmax によって数値化されたス

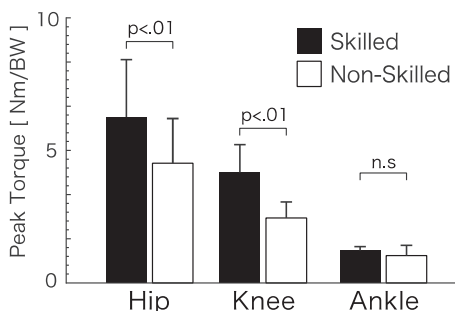


Fig. 9 Peak joint torque

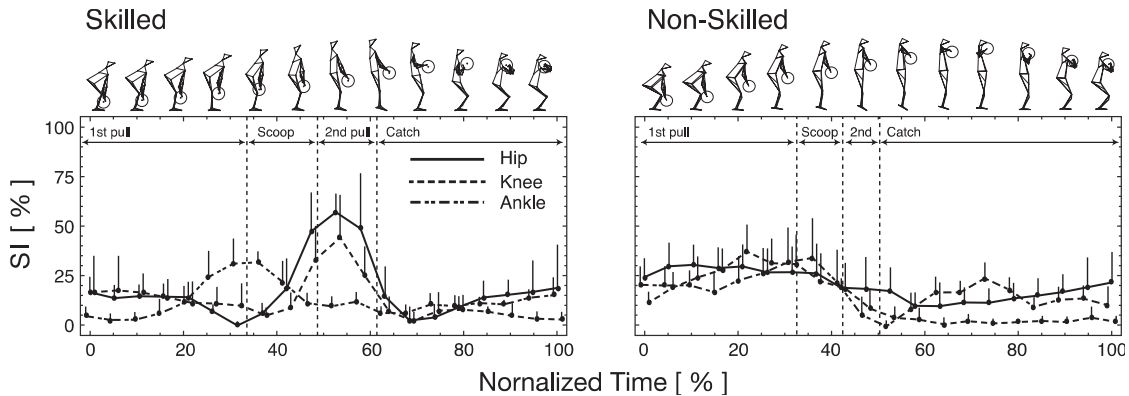


Fig. 10 Average time course of hip, knee and ankle joint SI during PC motion. Error bar indicates the standard deviation of the data

キルまたは力発揮能力の違いによって生じたものと考えられる。

4.2 運動学および動力学的データについて

Skilled および Non-Skilled の下肢関節運動は股関節の運動においては、同じ変化パターンを示しているが、膝関節および足関節においては群間に明らかな違いが見受けられ、SkilledはScoop局面から2nd pull局面にかけて、両関節が二峰性の変化を示している (Fig. 8 上段)。また、床反力鉛直成分も、群間に違いが見られ、SkilledはScoop局面に減少し、続く2nd pull局面に増大を示している。

この床反力鉛直成分は抜重、すなわち反動動作を示しめている。このようなPC時の下肢関節運動にともなう反動動作は、ウェイトリフターに特有のダブルニーベント (double knee bent, 以下DKB) と呼ばれる動作である³⁾。また、下肢関節トルクの最大値は、股関節および膝関節において、Skilledの方がNon-Skilledよりも有意に大きな値を示した (Fig. 9)。この結果は、長尾ら¹⁰⁾がPC動作を対象に、下肢関節トルクの振舞いを熟練者と未熟練者で比較した研究や、Enoka¹¹⁾がウェイトリフターを対象とした研究で示した結果と一致するものであった。

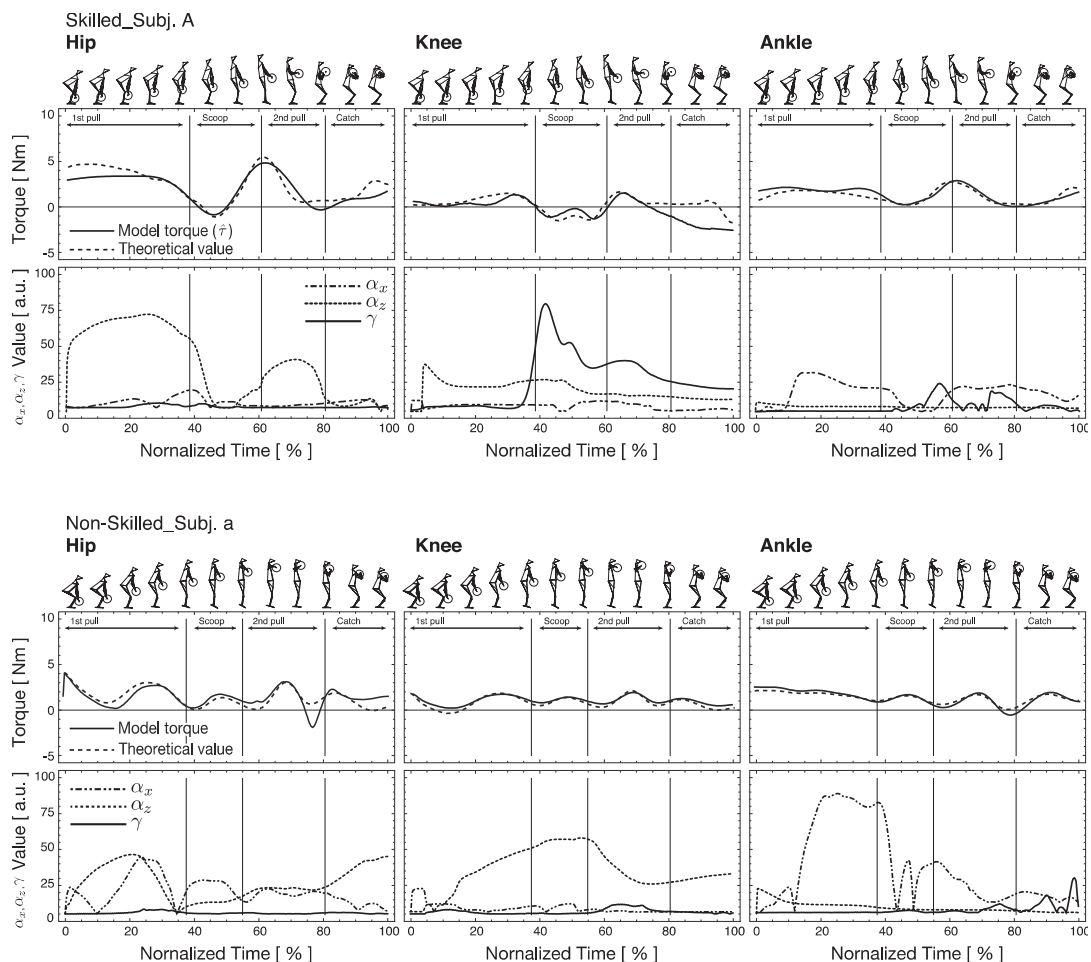


Fig. 11 Typical example of curve fitting results by using the RLMS and calculated time-course of the parameters of each joints.

Table 2 Integrated values of parameters in each phase.

Joint	Phase	α_x		α_z		γ	
		Skilled	Non-Skilled	Skilled	Non-Skilled	Skilled	Non-Skilled
Hip	1st pull	10.8 (8.1)	6.8 (5.8)	32.9 (5.7)	37.1 (13.0)	2.5 (1.0)	10.1 (10.1)
	Scoop	6.5 (6.8)	20.3 (19.2)	4.0 (1.7)	6.7 (3.4)	3.3 (3.0)	8.0 (4.2)
	2nd pull	9.7 (1.9)	9.2 (5.5)	**43.1 (7.4)	12.8 (7.4)	8.8 (2.1)	11.0 (8.6)
	Catch	1.5 (1.2)	3.5 (2.9)	11.0 (5.7)	16.9 (14.0)	5.2 (7.0)	9.4 (7.2)
Knee	1st pull	1.1 (0.4)	0.5 (0.5)	3.7 (1.9)	**8.7 (3.9)	1.7 (1.3)	5.7 (7.9)
	Scoop	0.9 (0.5)	0.1 (0.7)	1.9 (1.4)	**6.0 (2.5)	**24.1 (9.7)	6.9 (6.2)
	2nd pull	1.2 (0.8)	0.1 (1.0)	1.6 (0.9)	**6.9 (2.2)	**16.0 (7.9)	9.7 (8.3)
	Catch	0.2 (0.2)	0.0 (1.3)	1.0 (0.8)	**4.5 (2.5)	4.8 (4.9)	5.1 (0.2)
Ankle	1st pull	30.0 (4.9)	26.8 (10.1)	0.3 (0.2)	0.2 (0.0)	*14.6 (5.9)	7.3 (4.5)
	Scoop	14.5 (5.2)	11.2 (6.8)	0.2 (0.1)	0.1 (0.0)	*12.1 (3.9)	7.0 (2.9)
	2nd pull	13.5 (3.5)	11.1 (6.1)	0.2 (0.2)	0.1 (0.0)	2.2 (5.3)	3.2 (3.9)
	Catch	9.8 (4.3)	10.2 (7.4)	0.1 (0.1)	0.0 (0.0)	4.5 (6.4)	15.9 (17.3)

** Represents statistically significant difference between the groups ($p < 0.01$)

Mean (S.D.) Unit : %

* Represents statistically significant difference between the groups ($p < 0.05$)

Skilled の足関節の SI は、膝関節屈曲運動および抜重による DKB の開始時期である Scoop 局面に大きな値を示し、続く 2nd pull 局面に膝関節および股関節の SI が増大し、Non-Skilled よりも大きな値を示す (Fig. 10)。DKB は反動動作によって下肢関節回りの筋群において、急激な伸張性収縮と、その直後の強い短縮性収縮が発生する伸張-短縮サイクル (Stretch shortening cycle, 以下 SSC) 運動を引き起こすことが知られている¹²⁾。また、SSC 運動は、筋の粘弾性特性による、エネルギーの再利用を促すと考えられている¹³⁾。Avela et. al.¹⁴⁾ は SSC によるエネルギーの再利用および伝達には、筋腱の Stiffness が大きく影響していることを指摘している。さらに、長尾ら¹⁰⁾ は、PC 時の下肢関節のエネルギーフローに関して分析し、PC の熟練者には、DKB にもない遠位の地面側から近位へのセグメントへエネルギーフローが発生し、それが大きな関節トルク発揮に影響していることを報告している。これらのことから、Skilled の大きな関節トルク発揮は、DKB にもなう下肢関節の SSC 運動によって、下肢関節の剛性の増大が影響し、効率的なエネルギーの伝達ができたことが、要因と考えられる。

このように、Skilled は、ウェイトリフターに特有と言われる DKB 動作や、それにもなう SSC 運動による関節の剛性の増大、エネルギーフローを利用した関節トルク発揮といった、バーベルの挙上に対し、合目的であったと言える。以上のことから、本研究における被験者の群分けは、%PCmax の差によるもののみではなく、運動学的および動力的観点からも、適切であったと考えられる。

4.3 トルクモデルによる身体運動の巧みさの評価とその妥当性

バーベルを上方に挙上する PC 動作において、2nd pull 局面は最も大きな力発揮が必要とされる主要局面である³⁾。本研究における PC 時の下肢関節トルクにおいても、Skilled の股関節トルクは、膝関節および足関節トルクよ

りも比較的大きな値を示している (Fig. 9)。また Enoka¹¹⁾ はウェイトリフターを対象に下肢関節トルクを算出し、股関節における関節トルクの最大値と最大挙上重量との間に有意な相関関係が認められたことを報告しており、股関節トルクの重要性を指摘している。本研究においてトルクモデルによって算出された各係数の局面ごとの積分値における群間の比較の結果、COM を鉛直方向へ変位させるためのフィードバックゲインである α_z は、Skilled における股関節の値が、PC 動作の主要局面である 2nd pull 局面において、Non-Skilled よりも有意に大きな値を示し、一方で、Non-Skilled は膝関節における α_z の値が Skilled よりも有意に大きな値を示した (Table 2)。それらの結果は Enoka¹¹⁾らの PC に関する知見と一致するものと考えられる。

Skilled の膝関節における γ の値は Scoop 局面および 2nd pull 局面において Non-Skilled よりも有意に大きな値を示した (Table 2)。これは、Skilled は膝の屈曲-伸展運動による DKB を行うために、膝関節のインピーダンスが高い状態であったこと、あるいは、SSC 運動にもなう伸張反射そのものを示すものと考えられる。このこと

Table 3 Peak joint torque

Subj.	Skilled			Non-Skilled			
	Hip	Knee	Ankle	Subj.	Hip	Knee	Ankle
A	-0.49	-0.46	-0.41	a	-0.41	-0.51	-0.37
B	-0.25	-0.22	-0.41	b	-0.23	-0.13	-0.34
C	-0.44	-0.31	-0.24	c	-0.38	-0.22	-0.29
D	-0.32	-0.25	-0.22	d	-0.31	-0.31	-0.22
E	-0.28	-0.02	-0.25	e	-0.30	-0.30	-0.24
F	-0.23	-0.21	-0.11	f	-0.14	-0.17	-0.13
G	-0.55	-0.31	-0.13	g	-0.16	-0.12	-0.50
H	-0.30	-0.21	-0.22	h	-0.57	-0.36	-0.11
I	-0.23	-0.31	-0.31	i	-0.28	-0.11	-0.23
J	-0.41	-0.51	-0.37	j	-0.32	-0.30	-0.40
Mean	-0.33 ^{n.s.}	-0.25 ^{n.s.}	-0.28 ^{n.s.}		-0.31	-0.23	-0.28
S. D.	0.12	0.11	0.13		0.11	0.14	0.12

^{n.s.} Represents statistically not significant difference between the groups ($p > 0.05$)

から、伸張反射を考慮した巧みさを、定量的に評価することができたと考える。Skilledの足関節における γ の値は1st pull局面およびScoop局面においてNon-Skilledに比べ有意に大きな値を示している。さらに、足関節に関しては、群内で比較した場合、Skilledの α_x の値が他の係数よりも比較的大きいことが分かる。足関節トルクおよびその粘弾性はCOP位置の制御による姿勢制御に重要な役割を果たしていることが知られている¹⁵⁾。このことから、熟練者の足関節の γ と α_x が大きな値を示しているのは、Skilledは足関節のインピーダンスを高い状態にすることによって、素早いPC動作中にも足関節トルクによってCOP位置を調節し、Non-Skilledよりも安定した動作をするようにPC動作の制御を行っていることを表しているものと考えられる。また、インピーダンス係数 γ とSI間の時間遅れ0における相互相関係数は全被験者ならびに全関節において負の値を示した(Table 3)。すなわち、インピーダンス係数 γ とSIのどちらか一方が増大すると他方が減少する関係性を示している。トルクモデルによって算出されるインピーダンス係数 γ は関節角速度の関数となっており、 γ が大きいということは関節が比較的動きやすくインピーダンスが低い状態を示すものと捉えられる。このことから、トルクモデルより算出されたインピーダンス係数の振舞いは妥当であったと考えられる。また、インピーダンス係数によって定量化した巧みさは、膝関節の群間において統計学的な違いが認められたが、一方で両群の各関節におけるインピーダンス係数 γ とSI間の時間遅れ0における相互相関係数の平均値においては統計学的な違いが認められなかった。このことは、トルクモデルによって推定された巧みさは、分析対象の動作の熟練度によって変化したが、筋活動との関係性は熟練度によって変化しないことを示している。これはモデルの妥当性および一般性を示すものと考えられる。

5. まとめ

本研究では、Bernsteinの考えに基づき、外乱に対し、関節のインピーダンスの調節によって、身体の安定性を保ちつつ、目的とする運動を遂行する能力を、身体運動の巧みさと考えた。関節のインピーダンスは伸張反射に影響されることから、この伸張反射と関節のインピーダンスの着目し、それらを考慮したトルクモデルによる身体運動における巧みさの定量化方法を用いて、PCの10名のSkilledおよび10名のNon-Skilled、計20名の被験者におけるPC動作時の下肢関節を対象に分析を行った。その結果、トルクモデルより算出された各係数はPC動作と整合性のある振舞いを示した。また、巧みさの指標であるインピーダンス係数は、Skilledに特有の運動を示した膝関節において、Skilledの方がNon-Skilledよりも大きな値を示した。さらに、相互相関関数による分析の結果からは、インピーダンス係数はEMGより推定した関節の剛性SIとも整合性が示された。これらのことから、本研究で新たに提案した分析方法は、身体運動における巧みさを定量的に評価できると再現性があることを示すことができたと考える。

参考文献

- 1) N.A. Bernstein: Dexterity and Its Development. In: Dexterity and Its Features (Latash L, Turvey T, eds.), Psychology Press, New York, London, pp.207-235(1996).
- 2) 阿江通良: 日本人幼児およびアスリートの身体部分慣性係数, Japanese Journal of Sports Science, 15(3), pp.155-162(1996).
- 3) Z. Chiu and K. A. Schilling: primer on weightlifting form sports to sports training, Strength and Conditioning Journal, 12, pp.16-21(2005).
- 4) G. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen and S. Whittlesey: Research methods in biomechanics, Champaign, Human Kinetics Press, pp.254-256(2014)
- 5) A. Takanishi, H. Lim, M. Tsuda and I. Kato: Realization of dynamic biped walking stabilized by trunk motion on a sagittally uneven surface, IEEE International Workshop on Intelligent Robots and Systems, pp.495-466(1995).
- 6) 赤澤堅造, 梶山三郎, 藤井克彦: 筋紡錘の数学モデル. 医用電子と生体工学, 14(4), pp.303-308(1976).
- 7) Mussa FA.: Human movement understanding. Morasso P., Tagliasco V. Edited, Elsevier, pp.161-212(1986).
- 8) 青木慶, 山崎信寿: 直立2足歩行における関節受動抵抗の意義, バイオメカニズム, 14, pp.59-68(1998).
- 9) 小金澤鋼一: 入力に未知のむだ時間をもつ連続時間システムのオンラインパラメータ推定法, 計測自動制御学会論文集, 29, pp.1283-1292(1993).
- 10) 長尾秀行, 山田洋, 小河原慶太, 宮崎彰吾, 有賀誠司, 小金澤鋼一: パワークリーンにおける下肢の力学的特性 -熟練者と未熟練者の相違-, バイオメカニクス研究, 16, pp.206-219(2013).
- 11) R. Enoka: Load and skill related changes in segmental contribution to a weightlifting movement, Medicine and Science in Sports and Exercise, 22, pp.178-187(1998).
- 12) M. Ishikawa, E. Niemelä and P. Komi: Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. Journal of Applied Physiology, 35, pp.217-223(2005).
- 13) Y. Kawakami, T. Muraoka, S. Ito, H. Kanehis and T. Fukunaga: In vivo muscle fiber behaviour during counter-movement exercise in human reveals a significant role for tendon elasticity. Journal of Physiology, 15, pp.635-646(2002).
- 14) J. Avela and P. Komi: Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans, European journal of applied physiology and occupational physiology 78, pp.403-410(1998).
- 15) A. Winter, E. Patla, P. Francois, I. Milad and G. Krystyna: Stiffness control of balance in quiet standing, Journal of Neurophysiology, 80, pp.1211-1221(1998).