

あん馬旋回運動の力学・バイオメカニクス解析*

村井 昭彦*1, 鮎澤 光*1, 中村 仁彦*1

Dynamics and Biomechanical Analysis of Circles on Pommel Horse

Akihiko MURAI*1, Ko AYUSAWA*1 and Yoshihiko NAKAMURA*1

*1 Department of Mechano-Informatics, The University of Tokyo

Circles on pommel horse are analysed from the dynamics and biomechanics point of view in this paper. There are few studies on the dynamics or the biomechanics of the circles on the pommel horses that gives insight to the training. We measure the circles on the pommel horse with an optical motion capture system, force plates and electromyograph. The whole-body detailed musculoskeletal model is applied for the kinematics and dynamics computation of the motion. The process of estimating the muscle tensions during the circles computes the kinematics and dynamics characteristics of the motion. We plot these characteristics and analyse them with comparing with the physiological data from the biomechanical point of view.

Key Words : circles on pommel horse, dynamics computation, biomechanical analysis, musculoskeletal model

1. 緒 言

様々なスポーツ種目において、様々なトレーニングが行われる。そして、あるスポーツにとってどのようなトレーニングが必要であるかを論ずる際には、そのスポーツがどのような特性を持っているのかを明確にされることが必要になる。全てのスポーツ種目において技術と体力両面のトレーニングが必要であるが、多くの場合体力トレーニングは技術の習得あるいは習熟に必要な筋力等の体力的要素を高めるために行われ、技術トレーニングを無視した体力トレーニングを行うことは有効ではないとされている。したがって、体力トレーニングを行う場合でも、どういった技術を習得するためにどのような体力的要素の獲得がどの程度必要なのかが明らかにされていないといけない。そして質的解析としてはモルフォロジー的考察、量的解析としてはバイオメカニクスの分析が行われているが、両者とも事例研究にとどまっている⁽¹⁾。

あん馬の旋回運動においても、個々の技において構造体系的論的研究⁽²⁾や事例研究⁽³⁾⁽⁴⁾は数多く行われている。それらにおいては、被験者となる一部の体操選手の事例を映像等で詳細に検証されることが多く、定量的なデータの解析としては競技レベルと体力測定の間が見られている程度である⁽⁵⁾。そして、器械体操のようなダイナミックな運動で重要と考えられる、運動学や動力学的な解析はあまり行われていない。

本稿では、まず、体操選手のあん馬旋回時のモーションキャプチャ、床反力計、筋電計により、運動を定量的に計測する。これにより、被験者の関節角等の運動データ、力学的データ、及び生体信号データが得られる。次に、ヒトの幾何学的、力学的、及び生理学的特徴を表現する全身詳細筋骨格モデルを用いた運動解析及び筋張力推定を行う。これにより、被験者の関節トルク、運動エネルギー等の力学的データや筋張力等の体性感覚情報が得られる。これらのデータを被験者間で比較することにより、運動の特徴等を定量的に評価することができる。また、ヒトを単一剛体に単純化したモデルの運動シミュレーションと比較することにより運動の特徴を表すパラメータを抽出し、技能の優劣に繋げることができる。最後に運動学的、力学的解析結果と生体信号データを比較することにより、バイオメカニクスの解析を行う。

本稿は以下の構成と成る。まず2節で、運動計測から全身詳細筋骨格モデルを用いた運動解析の計測や計算の

*1 東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻
Email: murai@ynl.t.u-tokyo.ac.jp

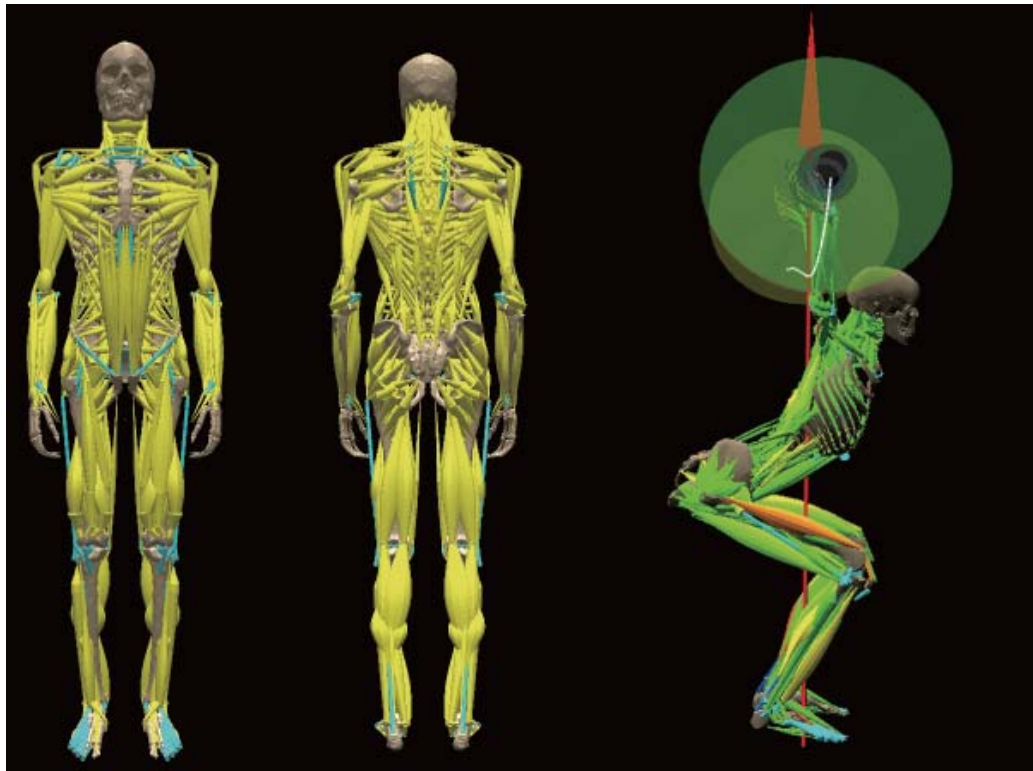


Fig. 1 Whole-body detailed musculoskeletal model.

流れを説明する。次に3節で、計測されたデータの全身詳細筋骨格モデルを用いた力学的解析結果及びその考察を述べる。4節では、3節で得られる力学的解析結果と生体信号データである筋電位との関係について結果とその考察を述べ、5節に結言を述べる。

2. 全身詳細筋骨格モデルに基づく運動解析

2.1 全身詳細筋骨格モデル

筆者らは、詳細なヒトの運動計測及び解析のために全身詳細筋骨格モデルを開発している⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾。図1にモデルを示す。このモデルは、骨格モデル及び筋腱ネットワークから構成される。

骨格モデルはヒトの骨格の幾何学的及び力学的特徴を表す。骨格をCTスキャンすることにより幾何形状を得る。ヒトはおよそ200個の骨格から構成されるが、本モデルでは手及び足を1つのグループとして、55個の剛体リンクとして表現される。各剛体リンクは、ヒトから得られる質量パラメータ(質量、重心位置、慣性行列 etc.)を持つ。そしてそれらは機械的な関節(回転、球面関節 etc.)により接続され、全身で155自由度を持つモデルとなる。

筋腱ネットワークは、ヒトの筋等の解剖学的特徴を表す。各筋、腱、靭帯、軟骨は、付着点及び任意の数の経路点を骨格モデル上に持つ質量を持たないワイヤとして表現される。そして、筋は引張り力のみを発揮するアクチュエータ、それ以外の要素は関節においてヒトが受ける拘束として用いる。全身で979本の筋、50本の腱、117本の靭帯、34本の軟骨から成る。

このモデルを用いて、ヒトの運動の力学解析を行う。

2.2 光学式モーションキャプチャを用いた運動計測

ヒトの運動を幾何学、力学、生理学的側面から計測を行う。ここでは、光学式モーションキャプチャ、フォースプレート、筋電計を用いて計測する。

光学式モーションキャプチャは、Motion Analysis社のRaptor+Eagleシステムを用いる。これは12台のカメラから構成され、ヒトの上に配置された再帰性反射マーカの位置を200フレーム/秒で計測する。マーカは、Helen

Heyse Hospital マーカセットに基づき、主にヒトの骨格の特徴点上に 35 個配置される。

床反力計は、KISTLER 社のフォースプレート 3 枚を用いる。これは 600mm x 900mm のプレートの四隅に 3 軸の力センサが配置され、運動中にヒトが受ける 6 軸力を 1 kHz で計測する。

筋電計は、Delsys 社の Trygono システムを用いる。これは 16ch の無線電極及びレシーバから構成され、運動中のヒトの筋電位を 1 kHz で計測する。

床反力及び筋電位は National Instruments 社製の AD コンバータを経て、マーカ三次元位置情報と共に同期を取って計測される。このデータ及び前述の全身詳細筋骨格モデルを用いて、ヒトの運動学及び動力学を計算する。

2.3 全身詳細筋骨格モデルを用いた運動解析

まず、計測されたマーカ三次元位置データと骨格モデルに基づき、逆運動学を解くことで各フレームにおける関節角を計算する。

$$J_{i,j}(\theta) = \frac{\partial p_j}{\partial \theta_i} \quad (1)$$

$$\Delta\theta = (p_{des} - p_{cur})J(\theta)^{\#} \quad (2)$$

ここで p はマーカ位置、 θ は関節角を表し、 $J_{i,j}(\theta)$ は関節角 θ の時の j 番目の関節の i 番目のマーカ位置に対するヤコビ行列になる。この逆行列を計測されたマーカ位置 p_{des} と骨格モデル上のマーカ位置 p_{cur} にかけることにより、骨格モデル上のマーカ位置を計測されたマーカ位置に持つていくための関節角の変化 $\Delta\theta$ を求めることができる。ここで $J(\theta)$ は関節角依存であるため、この計算を複数回繰り返し収束させることで、各フレームにおける関節角 $\theta(t)$ を求めることができる。そして、この時間微分を計算することにより、関節角速度 $\dot{\theta}(t)$ 、関節角加速度 $\ddot{\theta}(t)$ が求まる。以後、関節角、関節角速度、関節角加速度のデータを運動データと呼ぶ。

そして、運動データと骨格モデルの質量パラメータに基づき、逆動力学を解くことで、各フレームにおける骨格モデルへの外力(床反力)及び一般化力(関節トルク)を計算する。

$$\begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} \\ H_{21} & H_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_0 \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \tau \end{bmatrix} + \sum_{k=1}^{N_c} \begin{bmatrix} K_{k1}^T \\ K_{k2}^T \end{bmatrix} F_k \quad (3)$$

ただし、

$H_{ij}(i = O, C, j = 1, 2)$ は慣性行列

$q_0 \in R^6$ はベースリンクの一般化座標 (6 自由度)

$\theta \in R^{N_j-6}$ は関節角度ベクトル

b_i はコリオリ力・遠心力・重力項

$\tau \in R^{N_j-6}$ は関節トルク

N_c はロボットと環境との接触点の総数

$F \in R^6$ は接触点 k に働く 6 軸外力

$K_k, [K_{k1} K_{k2}] \in R^{6 \times N_j}$ は接触点 k の位置と接触リンクの姿勢への q_0, q_c に関する基礎ヤコビ行列であり、また接触点 k における外力を一般化力へ変換する行列

となる。この式を解くことにより、ヒトが床から受ける外力(床反力) F 及び一般化力である関節トルク τ が求まる。

最後に、全身詳細筋骨格モデルの筋走行に基づき、関節トルク τ を筋張力に分配する。筋張力と関節トルクの関係は、次式のように表される。

$$J_{i,j}(\theta) = \frac{\partial l_j}{\partial \theta_i} \quad (4)$$

$$\tau_G = J^T(\theta)f \quad (5)$$

$$f = (J^T(\theta))^{\#}\tau_G \quad (6)$$

$J_{i,j}(\theta)$ は i 番目の関節角の変化に対する j 番目の筋の長さの変化を表す。この転置行列 J^T は i 番目の関節に対する j 番目の筋のモーメントアームと同値で、この逆数を関節トルクにかけることで筋張力 f が求まる。しかしここで、ヒトが冗長駆動系であり、筋の数 (≈ 1000) が関節トルクの次元 (= 155) よりも非常に大きいことから、関

節トルクから筋張力を一意に決めることができないという冗長性の問題が生じる。この問題に対し、身体運動科学や神経生理学の分野では、内部モデル仮説、運動指令信号最小、躍度最小、Signal Dependent Noise 等の説明がされてきている。これらを良く表現するモデルとして、筋張力二乗和最小が挙げられ、本モデルでは数学的最適化問題の評価関数として筋張力二乗和最小を実装している。

$$Z = \delta_\tau^T a_\tau^T \delta_\tau + \delta_f^T a_f^T \delta_f + \delta_m^T a_m^T \delta_m \quad (7)$$

$$\delta_\tau = \tau'_G - J^T f \quad (8)$$

$$\delta_f = f - f^* \quad (9)$$

$$\delta_m = E_G f \quad (10)$$

評価関数の第一項は筋張力により実現される関節トルクと運動に必要な関節トルクの差を表す。第二項は筋張力の二乗和を表す。ここで、 f^* は筋電計により計測される筋電位から推定される筋張力である。特に共収縮による筋活動は運動に現れず、運動データからは推定できない。そのため、主要な筋に筋電位を装着し、それにより筋張力を推定することで、運動データには現れない共収縮を実現する。また、筋電計が貼られない筋は $f^* = 0$ となり、筋張力の二乗和が最小になるよう推定される。第三項は各筋間の協働や拮抗の情報を行列 E_G で表し、協働筋グループ内での筋張力の分散等を表す。これらの和を最小にするような筋張力 f を求めることで、計測された運動を実現しつつ二乗和が最小となるような筋張力を求めることができる。

3. 剛体リンク系とした力学的解析

図2に、あん馬旋回運動中のスナップショット及び対応する全身詳細筋骨格モデルを用いた筋張力解析結果を可視化したものを示す。本稿では3名の被験者(以後順に被験者A, B, C)を対象として運動の計測及び解析を行う。各被験者はあん馬上での10回の旋回を複数セット行い、そのうちの1セットを解析したものを示す。被験者Aは時計回り、被験者B, Cは反時計回りの旋回を行っている。今後データは全て反時計回りの旋回に合わせ、被験者Aのデータは左右反転したものをを用いる。各データは、脚があん馬に対して垂直後方に向かった瞬間を0, 360度旋回した瞬間を1として正規化する。筋張力解析結果を可視化したものにおいて、全身詳細筋骨格モデル上の各筋は筋活動度0の時に緑色、筋活動度1の時に赤色となり、その間を緑色 → 黄色 → 赤色と変化する。

全身詳細筋骨格モデルを用いた運動学、動力学、最適化計算による筋張力推定の過程において、様々なあん馬旋回運動の運動学、力学的特徴が計算されるため、そのうち特徴的なものを以下に示し、運動学、力学的側面から考察を行う。まず、運動学的特徴について見てみる。図3に足先に配置されたマーカの水平面位置をプロットする。今後、赤線は被験者A、緑線は被験者B、青線は被験者Cを表す。また、x軸はあん馬の長手方向、y軸は鉛直方向、z軸はあん馬の短手方向を表す。このグラフより、全被験者で多少のばらつきはあるものの、比較的綺麗な円弧を描いていることが分かる。

また、図4に絶対座標系における腰関節の姿勢をプロットする。横軸は正規化された時間、縦軸は骨盤のy-z平面における回転角度を表す。このグラフより、骨盤についても多少のばらつきはあるものの、全ての被験者が類似した軌跡を持っていることが分かる。また特徴としては、被験者Bが骨盤を上向きに回転させるタイミングが早いこと(0.2辺り)、そして後ろ向きに回転するタイミングが早いとともに、他被験者よりも大きく回転させていることが分かる。

次に、力学的特徴について見てみる。図5に各フレームの骨格モデルの姿勢及び質量パラメータから得られる慣性行列をもとに計算した主慣性モーメントをプロットする。それぞれ横時が正規化された時間、縦軸が主慣性モーメントの大きさ kgm^2 を表す。各色の実線が10回の旋回の平均値を表し、上下に半透明に表される領域が標準偏差を表す。これは、ヒトが1つの剛体として運動している場合、時刻によって変化しない定数となる。実際、骨格モデルの全ての関節を固定して計算した場合の結果を点線で示すが、全て定数となっている。また、図6にヒトを1つの剛体と近似した時の主慣性モーメントで正規化した主慣性モーメントをプロットする。各被験者において、実際の運動時の主慣性モーメントをヒトを1つの剛体と近似した時の主慣性モーメントで正規化したものの分散は、被験者Aでは[0.0347,0.0471,0.0821]、被験者Bでは[0.0320,0.0469,0.1045]、被験者Cでは[0.0504,0.0586,0.0978]となる。この結果より、全被験者が全身を剛体のようにして運動していることが分かるが、その中でも特に被験者Bが最も全身を剛体に近い形で旋回をしていることが分かる。

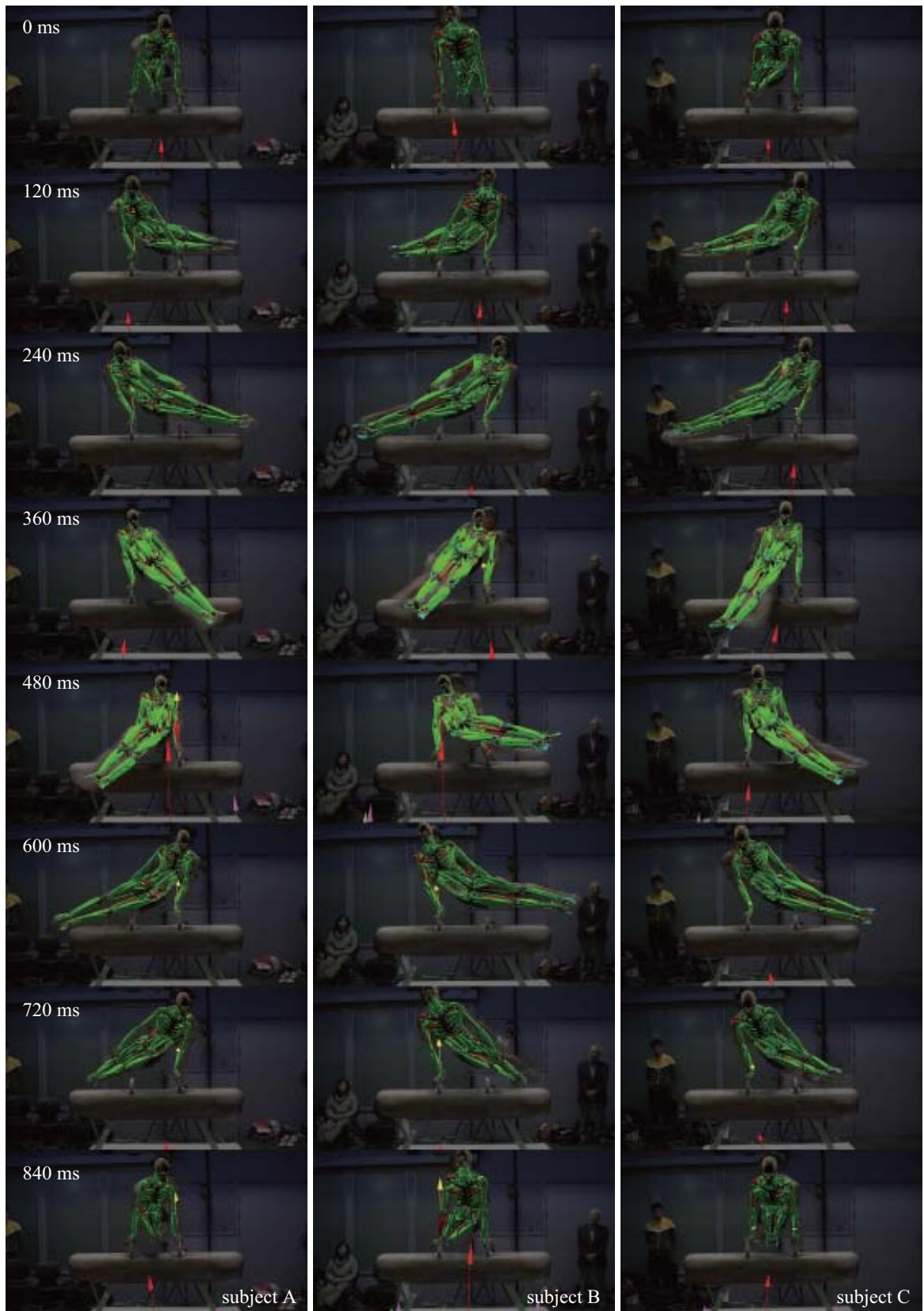


Fig. 2 Snapshots during the circles on the pommel horse. Left column: subject A, middle column: subject B, and right column: subject C.

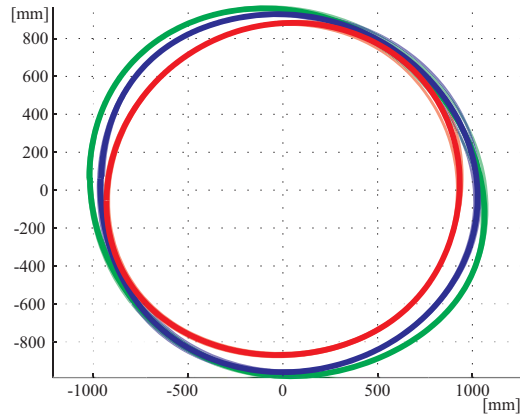


Fig. 3 Trajectories of the marker on the thumb. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

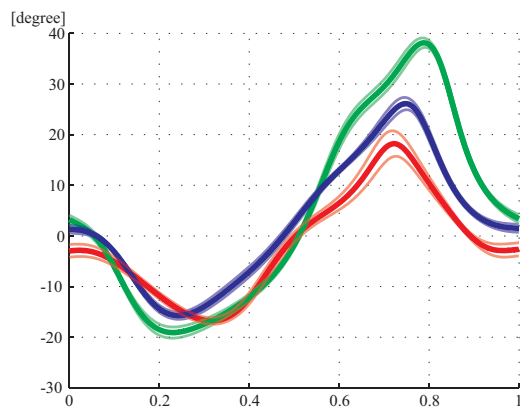


Fig. 4 Angle trajectories between the corneal plane and the pelvis. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

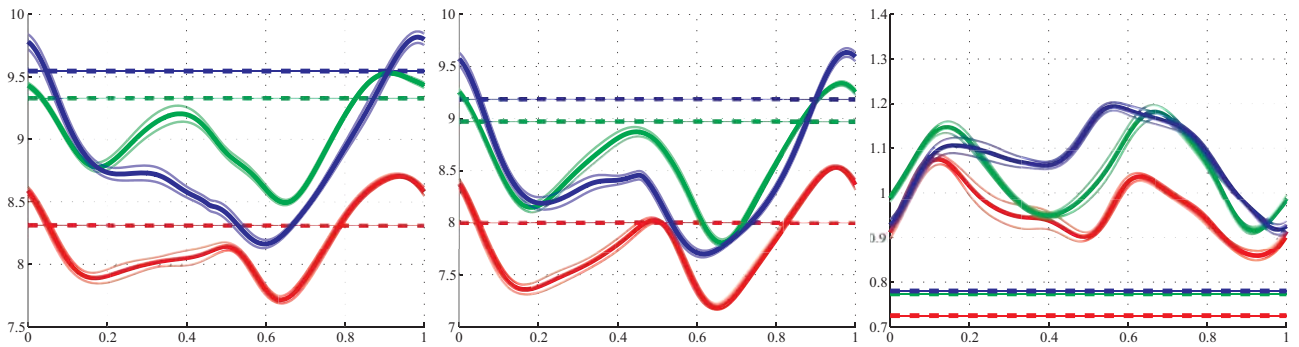


Fig. 5 Principle moment of inertia trajectories during the circles. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

この、全身を剛体に近い形で旋回することについて、さらに考察してみる。運動中の全エネルギーをプロットしたのが図7になる。ここでは、全身骨格モデルにおけるポテンシャルエネルギー、並進運動エネルギー、回転運動エネルギー、総和をプロットしている。それぞれ、横軸は正規化された時間、縦軸はエネルギー Nm になる。この中で回転運動エネルギーは、剛体の場合 $K = \frac{1}{2}I\omega^2$ で表されるが、全身の慣性行列が変化する(剛体と異なる動きをする)ことで変化する。運動中の系を考えた場合、ポテンシャルエネルギー、並進運動エネルギー、回転運動エネルギー間でやり取りをして総和が変化しない、もしくは減少している場合は、系の外からエネルギーを得る必要は無い。しかし、総和が増加する場合は、ヒトが筋の活動等により系にエネルギーを加える必要がある。運動中の全エネルギーを体重で正規化したものをプロットしたのが図8になる。1 旋回辺りに系が必要とするエネルギーを体重で正規化したもの

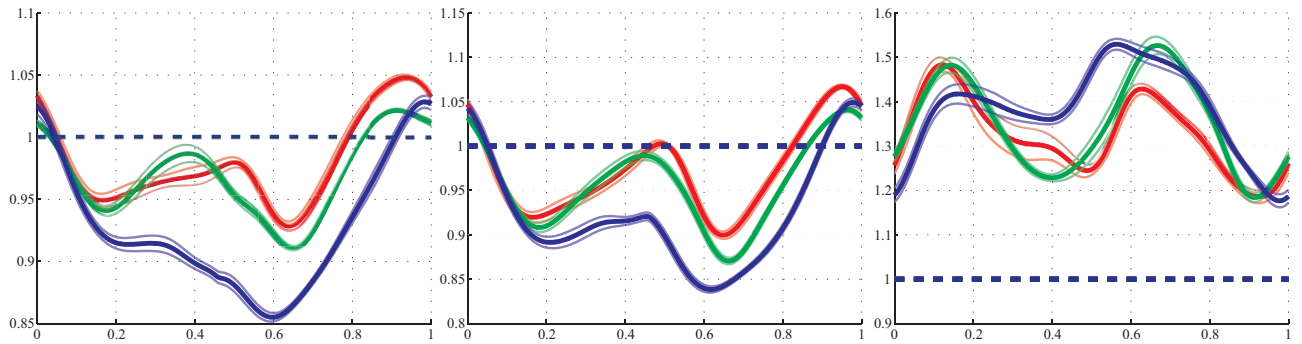


Fig. 6 Normalized principle moment of inertia trajectories during the circles. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

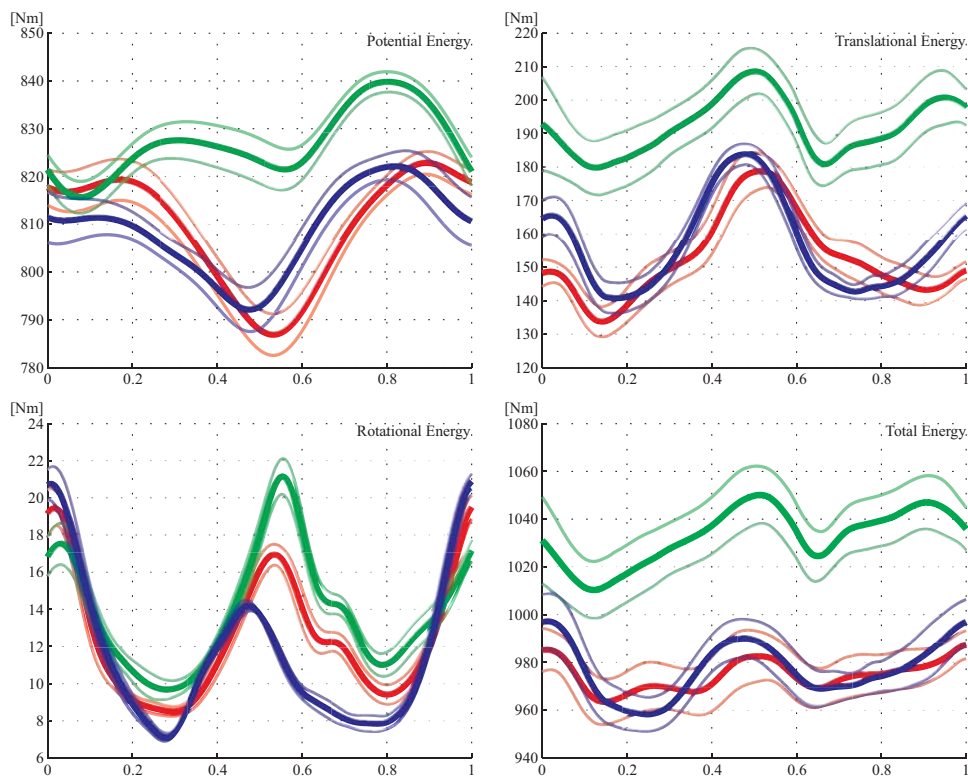


Fig. 7 Potential energy, translational energy, rotational energy, and their total. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

を各被験者ごとに計算すると、被験者 A は 0.934Nm/kg 、被験者 B は 0.798Nm/kg 、被験者 C は 1.186Nm/kg となる。この結果より、被験者 A が最も効率の良い旋回をしていることになる。

4. 力学的解析とバイオメカニカルなデータの考察

前節にて行った力学的解析と実験中に計測した生理学的なデータを比較、考察することにより、力学的妥当性を評価するとともにその知見がトレーニング指針に活かせることを示す。

図 9 に旋回中の体幹の伸展-屈曲のトルクをプロットする。横軸は正規化された時間、縦軸はトルク Nm を表し、伸展方向が正、屈曲方向が負になる。このグラフより、計測された運動を実現するには体幹が下向いている時(時間 0 付近)には伸展、上向いている時(時間 0.5 付近)には屈曲方向にトルクが必要であることが分かる。

次に図 10 に旋回中の筋活動度をプロットする。横軸は正規化された時間、縦軸は MVC により正規化された筋

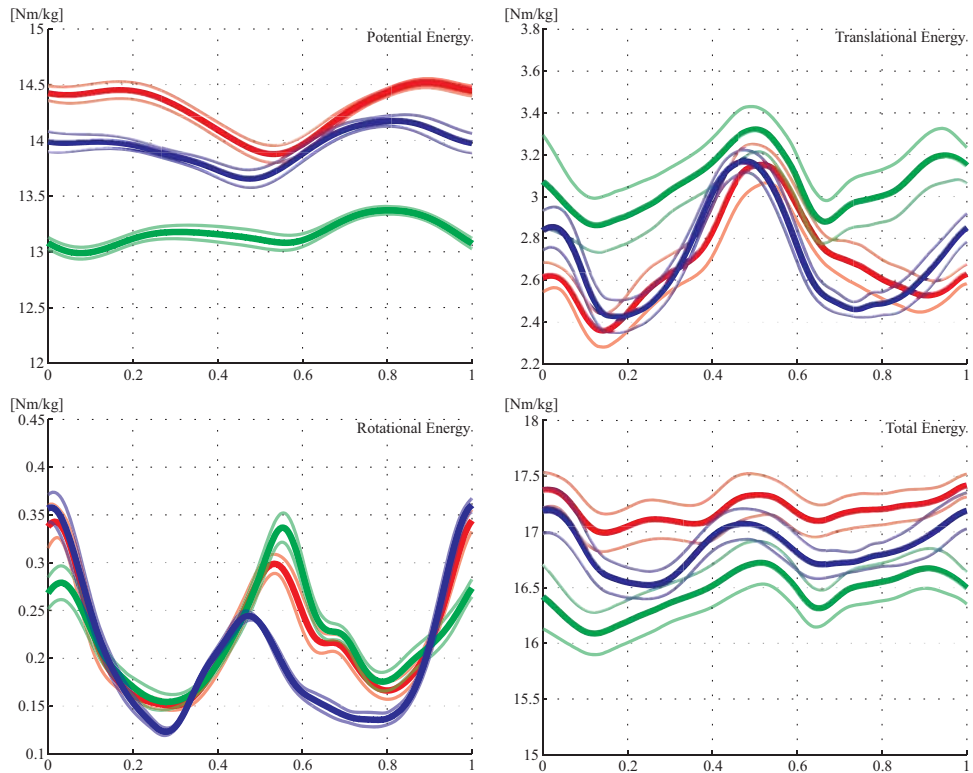


Fig. 8 Normalized potential energy, translational energy, rotational energy, and their total. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

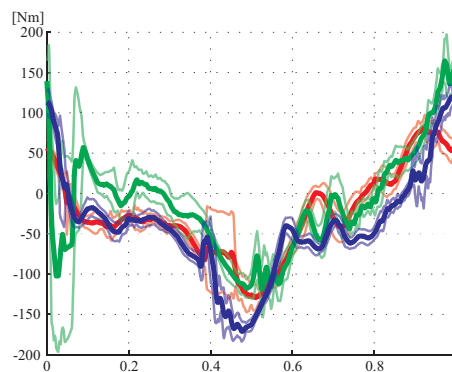


Fig. 9 Joint torque for the trunk flexion. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

活動度を表す。左上から、左外腹斜筋、右外腹斜筋、大内転筋、大腿直筋、大腿二頭筋、僧帽筋上部となる。これは、実験時に計測した左右各12の筋より特徴的なものを選んだものになる。(その他、上腕二頭筋、上腕三頭筋、三角筋前部、三角筋後部、大胸筋、僧帽筋下部を計測している。)これらのグラフより、右外腹斜筋、僧帽筋上部は全ての被験者で同期して活動しているのが分かる。また、特徴的な部分として、被験者Bが回転と同期した活動度の波形を左外腹斜筋に持つ。これは抜きの切返しにおいて被験者Bが体幹を側屈させることで重心を高い位置に持って行き、高い位置エネルギーを保有しているという運動データの力学的解析結果と一致する。しかし逆に、股関節屈曲に関わる大腿直筋に関しては、全選手において運動中活動が見られない。

これらの結果より、運動学、力学的な運動解析結果と、計測された筋電位等の生体信号データには一致と乖離があることが分かる。これは、直感的もしくは解析的に運動から推定される体の使い方と、実際にヒトの体内で生じている筋活動や運動指令信号は異なっていることを示唆している。このような違いはトレーニングの方針の決め方や、トレーニング中の指示の方法に大きく関わる。この原因としては、体の運動の自由度に対して駆動す

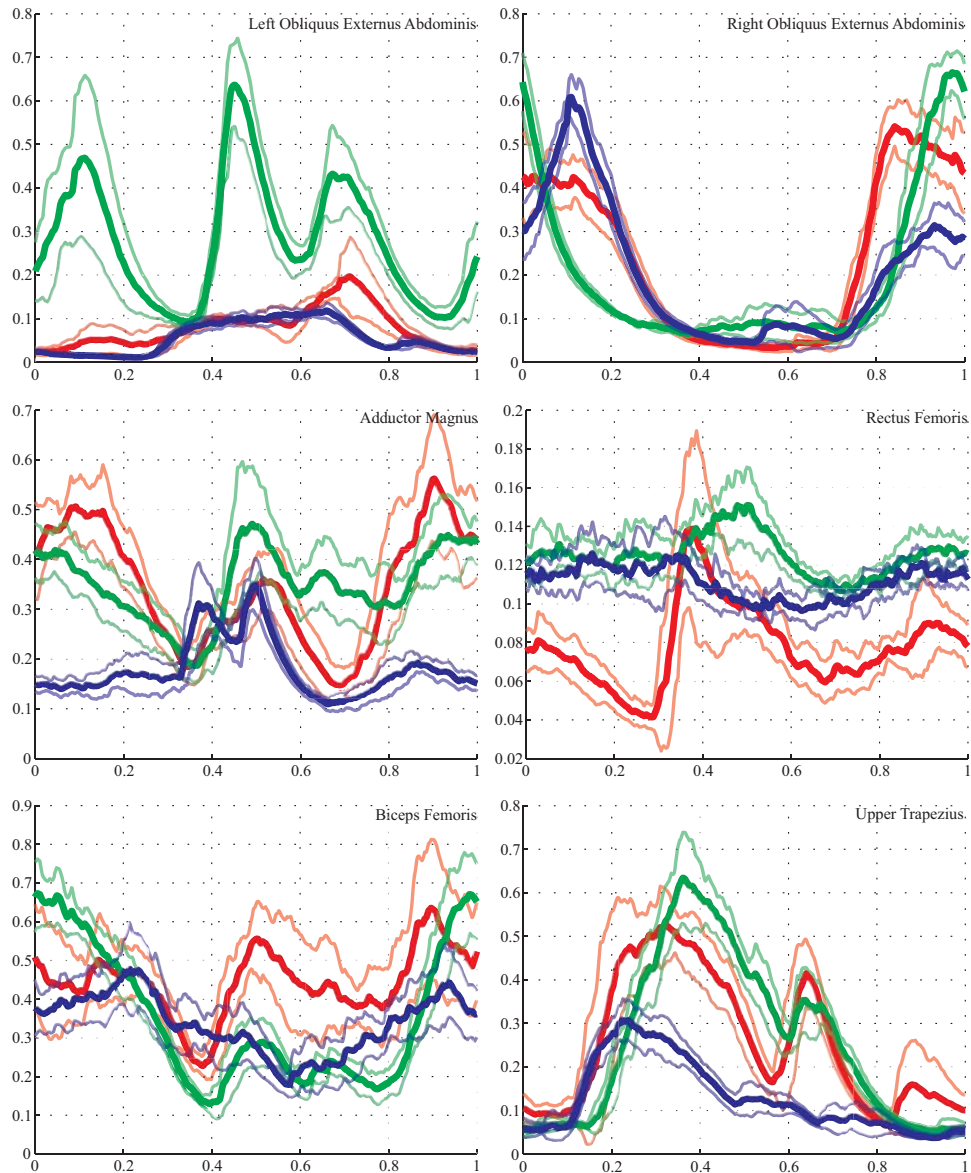


Fig. 10 Activities of Obliquus Externus Abdominis, Adductor Magnus, Rectus Femoris, Biceps Femoris, Upper Trapezius during the circles on the pommel horse. Red line: subject A, green line: subject B, and blue line: subject C.

る筋の数が多く、同じ運動を実現するにも多数の筋活動のパターンがあり、運動データのみでは一意に解決できないことが挙げられる。今後、運動学、力学的な運動解析と生体信号データの比較を緻密に行っていくことで、的確なトレーニング方法や指示の方法の開発に繋がると考える。

5. 結 言

本稿では、体操選手のアঁ馬旋回時のモーションキャプチャ、床反力、筋電計による計測と、それに基づく筋活動解析を通じて、アঁ馬旋回運動の力学とバイオメカニクスについて考察した。運動学、動力学的解析により、容易に被験者間の運動の差を定量的に評価できることを示した。また、単純化したモデルを考えることにより比較すべきパラメータを抽出し、それを比較することで技量の評価に繋がると考える。運動学、動力学的解析結果と生体信号データを比較することで、両者間に一致と乖離があることを確認した。これは運動から直感的もしくは解析的に推定される体の使い方と、実際にヒトの体内で生じている筋活動や運動指令信号が異なる可能性があ

ることを示す。これらの詳細な比較を続けることで、的確なトレーニング方法や指示の方法の開発に繋がる。

文 献

- (1) 土屋純. 体操競技の技術トレーニングにおける運動分析の意義と方法. *スポーツ科学研究*, 4:18–27, 2007.
- (2) 梶原隆史. あん馬運動における一腕全転向に関する構造体系論的研究. *体育学研究*, 56:31–46, 2011.
- (3) 北川淳一, 五反悠紀, and 斎藤卓. 体操競技 ウルトラ g への挑戦-あん馬の新技 「一腕上 540 上向き転向」の開発. *スポーツパフォーマンス研究*, 1:109–201, 2009.
- (4) 泉野聡夫, 斎藤雅史, and 土屋純. あん馬における 「一腕上向き全転向(ショーン)」のコーチング. *スポーツパフォーマンス研究*, 2:23–41, 2010.
- (5) 中山彰規, 中山敬二, 細井輝男, and 中山光子. 鞍馬運動の競技レベルと握力値・反応時間の関係に関する考察. *中京大学体育学論叢*, pages 7–13, 1993.
- (6) Y. Nakamura, K. Yamane, Y. Fujita, and I. Suzuki. Somatosensory computation for man-machine interface from motion capture data and musculoskeletal human model. *IEEE Transactions on Robotics*, 21:58–66, 2005.
- (7) A. Murai, K. Yamane, and Y. Nakamura. Modeling and identifying the somatic reflex network of the human neuromuscular system. *Proceedings of the 29th IEEE EMBS Annual International Conference*, 2007.
- (8) A. Murai, K. Kurosaki, K. Yamane, and Y. Nakamura. Musculoskeletal-see-through mirror: computational modeling and algorithm for whole-body muscle activity visualization in real time. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 103:310–317, 2010.