

## 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

村田 宗紀<sup>1)</sup> 藤井 範久<sup>2)</sup> 鈴木 雄太<sup>3)</sup>

Munenori Murata<sup>1</sup>, Norihisa Fujii<sup>2</sup> and Yuta Suzuki<sup>3</sup>: Mechanical energy flow of the racquet holding arm in the tennis serve, focusing on the energy form. Japan J. Phys. Educ. Hlth. Sport Sci. 60: 177-195, June, 2015

**Abstract** : Mechanical energy is known to be transferred between a body segment and a joint. However, the transformation of this energy has not been classified. By focusing on the racquet-holding arm during a tennis serve, the present study examined the transformation between translational and rotational energies due to the joint force, and investigated the kinetic chain from the viewpoint of energetics. Twenty-two tennis players were asked to perform flat services to the deuce side (i.e., the receiver's right side), and the three-dimensional coordinates of reflective markers attached to each player and racquet were collected with a motion capture system. The mechanical power acting on each segment and the mechanical energy generated/absorbed by each joint were divided into the following components: (1)  $STP$  = the time rate of change in the rotational energy of a segment due to the joint torque, (2)  $JTP$  = the generation/absorption of rotational energy due to the joint torque, (3)  $JFP_t$  = the time rate of change in the translational energy of a segment due to the joint force, and (4)  $JFP_r$  = the time rate of change in the rotational energy of a segment due to the moment of the joint force. The findings are summarized below.

1. The proposed method can divide the power acting on the segment due to joint force into the translational component ( $JFP_t$ ) and the rotational component ( $JFP_r$ ).
2. The racquet-holding arm mainly acquires mechanical energy as translational energy with decreasing rotational energy of the upper trunk (around right-leftward rotation).
3. The main role of the shoulder joint is not to generate rotational energy but to change the energy form (from translational energy to rotational energy).
4. The main role of the phase before most of the shoulder external rotation is to store the translational energy in the racquet-holding arm.
5. The main role of the phase after most of the shoulder external rotation is to transfer the translational and rotational energies to the racquet.
6. The proposed method can quantify not only the generation/absorption and transmission of mechanical energy but also the transformation of the energy form. Therefore, this method may produce new findings that have not yet been clarified.

**Key words** : transformation, joint force, kinetic chain

キーワード : 変換, 関節力, 運動連鎖

1) 筑波大学大学院人間総合科学研究科  
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1  
2) 筑波大学体育系  
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1  
3) 筑波大学スポーツ R&D コア  
〒305-8574 茨城県つくば市天王台 1-1-1  
連絡先 村田宗紀

1. Graduate School of Comprehensive Human Sciences,  
University of Tsukuba  
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574  
2. Faculty of Health and Sport Sciences, University of  
Tsukuba  
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574  
3. Sports Research & Development Core, University of  
Tsukuba  
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8574  
Corresponding author  
muratamunenori@lasbim.taiiku.tsukuba.ac.jp

## 1. 緒 言

サーブは硬式テニスにおいて、全てのポイントで行われる重要なショットであると考えられている。出井ほか(2011)は、2010年全豪オープン大会、2009年楽天オープン大会、2009年全日本学生テニス選手権大会男子シングルスについてゲーム分析を行い、全ての大会において、敗者に比べて勝者の方がファーストサーブからの得点獲得率が高いことを報告している。さらに、Cross and Pollard (2009)は過去10年でサーフェスの種類に関係なく高速サーブを打球するようになったことを報告している。このことは、サーバーの優位性を示すと共に、サーブ技術が近年においても未だ向上していることを示唆している。

テニスサーブや投動作などに代表されるスウィング動作はこれまでに動作分析の対象とされ、その多くは運動連鎖に言及している。たとえば、Bahamonde (2000)はフラットサーブ打球時の身体各部およびラケットの角運動量を算出し、身体の角運動量が体幹、ラケット保持腕、ラケットの順、すなわち近位から遠位へと転移していくことを報告している。Sprigings et al. (1994)は上肢各部分(あるいは各関節)の角速度と曲率半径(各関節からラケット先端に向かうベクトル)から、各関節運動に起因するラケット先端(ラケットヘッド)のスピードを算出している(以下「kinematics 的貢献度」と略す)。そして、インパクト時のラケットヘッドスピードに対する貢献が上腕の内旋角速度、手関節の掌屈角速度、上腕の水平内転角速度、前腕の回内角速度、肩関節の前方への並進速度の順に大きかったことを報告している。一方、Marshall and Elliott (2000)は、サーブ動作における kinematics 的貢献度や各部分の速度などを算出している。その結果、従来考えられているように、各部分の速度は近位から遠位の順に増加するが、ラケットヘッドスピードに対する kinematics 的貢献度を比較すると、一連の関節運動の終盤にピークを迎える肩関節の内旋角速度が最も大きいことを示している。そして、

従来の2次元的な運動連鎖の説明では、肩関節の内外旋をはじめとする、部分の長軸まわりの回転運動が考慮されていないことを指摘している。

以上のように、サーブ動作の3次元分析では、インパクト時のラケットヘッドスピード獲得に対する肩関節内旋動作の重要性や、2次元的な運動連鎖モデルとの相違について議論されている。

一方、松尾(2011)は運動連鎖を示す報告を総括し、「Energetics は運動連鎖をよく表現している」と述べている。これまでに、energetics を用いて関節トルクに起因する力学的エネルギーの発生・吸収、関節力や関節トルクによる身体部分間の力学的エネルギーの流れを定量化した研究が多く行われている(Elftman, 1940; Gordon et al., 1980; 村田・藤井, 2014a; 島田ほか, 2004)。たとえば、島田ほか(2004)は野球の投動作における全身の力学的エネルギーの流れを算出し、動作終盤には身体の近位部から遠位部へと力学的エネルギーが伝達していることを報告している。このように、これらの研究では部分に力学的エネルギーを流入出させる要因が、関節力と関節トルクのどちらに由来するかを算出している。一方、力学的エネルギーには並進運動エネルギー(以下「 $E_t$ 」と略す)、回転運動エネルギー(以下「 $E_r$ 」と略す)、位置エネルギー(以下「 $E_p$ 」と略す)の3つの形態が存在する。スウィング動作では、身体各部が並進運動と回転運動を複雑に行うことから、各関節から部分に流入出する力学的エネルギーを形態毎に分析を行うことは、energetics 的視点から各関節の役割を検討するうえで有用であると考えられる。力学的エネルギーの形態の変化に着目すると、重力による  $E_p$  と  $E_t$  の交換は一般的である。また、kinetics 的な視点から物体の運動を考えたとき、関節力は物体の並進運動と回転運動の双方に影響することから、関節力によって  $E_r$  と  $E_t$  が変換されていると考えるのが妥当である。しかし、従来の energetics 的分析では関節力に起因する  $E_t$  と  $E_r$  の流れを区別していない。そして、このことが力学的エネルギーフローを、エネルギー形態別に分析していない要因であると推察される。

そこで、本研究では従来の energetics 的分析に関節力による  $E_t$  と  $E_r$  の変換を導入し、さらにはサーブ動作における、ラケット保持腕の力学的エネルギーフローをエネルギー形態毎に分析することで、ラケット保持腕の運動連鎖を energetics 的な観点から検討することを目的とした。

## 2. 方 法

### 2.1 データ収集

被験者は男子大学テニス選手22名で、全員右利きであった（身長：172.3±3.7 cm，体重：65.5±5.6 kg）。なお、被験者の競技レベルは関東大学テニス選手権予選レベルからユニバーシアード代表候補レベルの被験者であった（ユニバーシアード代表候補2名，全日本学生選手権出場6名，関東学生選手権本戦出場4名，北信越学生選手権本戦出場1名，関東大学テニス選手権予選出場9名）。本研究は筑波大学体育系研究倫理委員会の承認を得て行われており、実験に際して各被験者にあらかじめ実験の目的および試技内容を説明し、書面によって協力への同意をとった。室内に国際テニス連盟規定に準拠した硬式テニスコートを仮設し、相手コートに幅1mのターゲットエリアを設けた（Fig. 1）。実験試技はデュースサイドからセンターへのフラットサー

ブとし、ターゲットエリアに入った試技を成功試技とした。試技は全て最大努力で行わせ、被験者には普段試合で用いるサーブを打球することを前提とし、「なるべく速いサーブ」をそれぞれ打球するように指示した。被験者には指示通りに打球出来たか否かを5段階で自己評価させ（1出来ていない，2やや出来ていない，3ふつう，4やや出来た，5出来た），成功試技の中から内省が5段階中4以上の試技を分析対象とした。

本研究ではデータ収集を2回に分けて行った。実験試技は2回とも同じ内容であったが、異なる機材を用いた。身体およびラケットの分析点（Fig. 2）の座標データを光学式三次元自動動作分析装置（1回目：Vicon Motion Systems 社製，VICON MX+システム，T10カメラ8台，250 Hz，2回目：Vicon Motion Systems 社製，VICON MX+システム，T20カメラ10台，500 Hz）を用いて測定した。なお、ベースラインと

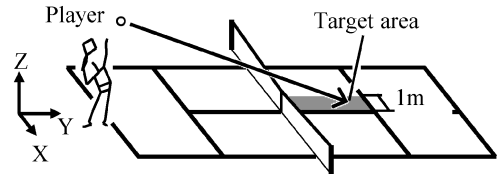


Fig. 1 Experimental setup.



1. Head of 3rd metacarpal
2. Styloid process of radial
3. Styloid process of ulna
4. Lateral epicondyle of humerus
5. Medial epicondyle of humerus
6. Front side of lesser tubercle of right humerus
7. Backside of lesser tubercle of right humerus
8. Front side of lesser tubercle of left humerus
9. Backside of lesser tubercle of left humerus

10. Front side of the suprasternal notch
11. Back side of the suprasternal notch
12. Lateral aspect of right rib
13. Lateral aspect of left rib
14. Racquet head
15. Racquet face medial side
16. Racquet face lateral side
17. Bottom side of the racquet face
18. Grip end

Fig. 2 Landmarks of body and racquet.

平行かつ相手コートに正対したときに右方向を X 軸正方向，鉛直上方を Z 軸正方向，Z 軸と X 軸の外積によって得られる方向を Y 軸正方向とし，X 軸，Y 軸，Z 軸からなる座標系を絶対座標系と定義した (Fig. 1).

## 2.2 データ処理

### 2.2.1 分析範囲

身体重心高が最小になった瞬間をテイクバック完了 (Take back, 以下「TB」と略す)，肩関節の外旋角度が最大になった瞬間を最大外旋 (Maximum shoulder external rotation, 以下「MER」と略す)，ボールとラケットが衝突した瞬間をインパクトと定義した (Impact, 以下「IMP」と略す)。そして，TB から IMP を 100% として時間を規格化した (Fig. 3)。MER の全試合の平均時刻は  $83.5 \pm 0.04\%$  であったため，MER を 85% とした。

### 2.2.2 平滑化

計測した身体各部およびラケットの分析点の 3 次元座標に対し，5 次スプライン関数を用いて平滑化処理を行った (Woltring, 1986)。なお，遮断周波数 (2.20 Hz—30.75 Hz) は Wells and Winter (1980) の方法によって決定した。

### 2.2.3 慣性パラメータ

平滑化した身体分析点の座標データおよび被験者の体重から，阿江 (1996) の身体部分慣性係数を用いて身体各部分の重心と慣性パラメータを算出した。ラケットは各被験者が普段使用しているものを用いたため，振り子法 (渋川, 1969) によってラケット毎に慣性モーメントを測定した。

### 2.2.4 剛体リンクモデルの構築

本研究では手部，前腕，上腕，上脛，ラケット

の合計 5 つの部分で剛体リンクでモデル化した。また，本研究では身体各部分が関節で連結されており，筋張力に起因して各関節を挟む部分に作用する関節トルクが，各関節に配されたトルクジェネレータによって発揮されているものとして身体をモデル化した。関節中心の算出は村田・藤井 (2014b) の方法と同様に，関節の周囲に貼付した 2 個のマーカースの中心を関節中心とし，股関節中心の算出には臨床歩行分析研究会の推定式を用いた (倉林ほか, 2003)。

### 2.2.5 身体部分の座標系

本研究では村田・藤井 (2014b) の方法と同様に，各部分に各軸が規格・直交化された右手系の移動座標系を設定した。このとき，静止座標系と移動座標系の相対的な姿勢関係 (各部分の姿勢) を表すために，移動座標系を方向余弦行列で表現した。また，身体各部分に設定した移動座標系から，身体各部分の角速度を算出した (阿江・藤井, 2002)。

右手部については，尺骨茎状突起と橈骨茎状突起の中心を手関節として算出した。手関節から第 3 中手骨に向かう単位ベクトルを  $z_{hand}$  とし，橈骨茎状突起から尺骨茎状突起に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{hand}$  とした。さらに， $z_{hand}$  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単位ベクトルを  $x_{hand}$  とした。そして， $x_{hand}$ ， $y_{hand}$ ， $z_{hand}$  を軸とする座標系を手部座標系と定義した。

前腕については，上腕骨内側上顆と上腕骨外側上顆の中心を肘関節として算出した。肘関節から手関節に向かう単位ベクトルを  $z_{farm}$  とした。 $z_{farm}$  と  $s_{hand}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{farm}$  とし， $y_{farm}$  と  $z_{farm}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{farm}$  とした。そして， $x_{farm}$ ， $y_{farm}$ ， $z_{farm}$  を軸とする座標系を前腕座標系とした。

上腕については，上腕骨小結節の前後の貼付したマーカースの中心を肩関節として算出した。肩関節から肘関節に向かう単位ベクトルを  $z_{uarm}$ ，上腕骨外側上顆から上腕骨内側上顆に向かうベクトル

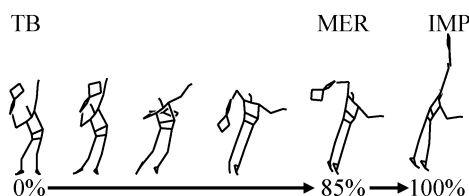


Fig. 3 Definition of analysis phase.

ルを補助ベクトル  $s_{uarm}$  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単位ベクトルを  $x_{uarm}$  とした。そして、  $x_{uarm}$ 、  $y_{uarm}$ 、  $z_{uarm}$  を軸とする座標系を上腕座標系とした。

上腕については、左右肋骨下端の midpoint を肋骨下端 midpoint、胸骨上端の前後の貼付したマーカーの midpoint を首関節としてそれぞれ算出した。肋骨下端 midpoint から首関節に向かう単位ベクトルを  $z_{utrk}$ 、左肩関節から右肩関節に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{utrk}$  とした。  $z_{utrk}$  と  $s_{utrk}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{utrk}$ 、  $y_{utrk}$  と  $z_{utrk}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{utrk}$  とした。そして、  $x_{utrk}$ 、  $y_{utrk}$ 、  $z_{utrk}$  を軸とする座標系を上腕座標系とした。

ラケットについては、グリップエンドからラケットヘッドに向かう単位ベクトルを  $z_{ract}$ 、ラケットフェイス内側からラケットフェイス外側に向かうベクトルを補助ベクトル  $s_{ract}$  とした。  $z_{ract}$  と  $s_{ract}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{ract}$ 、  $y_{ract}$  と  $z_{ract}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{ract}$  とした。そして、  $x_{ract}$ 、  $y_{ract}$ 、  $z_{ract}$  を軸とする座標系をラケット座標系とした。

なお、身体各部に設定した移動座標系の原点は、対象の部分の重心とする。

### 2.2.6 関節の座標系

本研究では、各関節に各軸が規格化・直交化された右手系の移動座標系を設定し、算出した関節角速度や関節トルクを各軸に射影することで、各関節軸まわりの関節角速度や関節トルクなどを算

出した。

肘関節については、前腕に設定した移動座標系の  $z_{farm}$  軸を  $z_{elb}$  とし、上腕に設定した移動座標系の  $x_{uarm}$  軸を補助ベクトル  $s_{elb}$  とした。さらに、  $z_{elb}$  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単位ベクトルを  $x_{elb}$  とした。そして、  $x_{elb}$ 、  $y_{elb}$ 、  $z_{elb}$  を軸とする座標系を肘関節座標系と定義した。なお、伸展 (+)・屈曲 (-)、外反 (+)・内反 (-)、回外 (+)・回内 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

肩関節については、上腕に設定した移動座標系の  $z_{uarm}$  軸を  $z_{shd}$  とし、上腕に設定した移動座標系の  $y_{utrk}$  軸を補助ベクトル  $s_{shd}$  とした。さらに、  $z_{shd}$  と  $s_{shd}$  の外積によって得られる方向の単位ベクトルを  $y_{shd}$  とし、  $y_{shd}$  と  $z_{shd}$  の外積によって得られる単位ベクトルを  $x_{shd}$  とした。そして、  $x_{shd}$ 、  $y_{shd}$ 、  $z_{shd}$  を軸とする座標系を肩関節座標系と定義した。なお、外転 (+)・内転 (-)、水平外転 (+)・水平内転 (-)、外旋 (+)・内旋 (-) となるように適宜ベクトルの向きを反転した。

## 2.3 算出項目

### 2.3.1 関節角度

本研究では村田・藤井 (2014b) と同様に、上腕座標系に対する上腕座標系の相対的なオイラー角を肩関節角度とし、各関節の角度の定義を Fig. 4 に示した。  $x_{utrk}$  と  $z_{uarm}$ 、  $y_{utrk}$  と  $x_{uarm}$ 、  $z_{utrk}$  と  $y_{uarm}$  がそれぞれ一致する姿勢を基準姿勢とし、回転順序は  $x_{uarm}$  軸 →  $y_{uarm}$  軸 →  $z_{uarm}$  軸の順

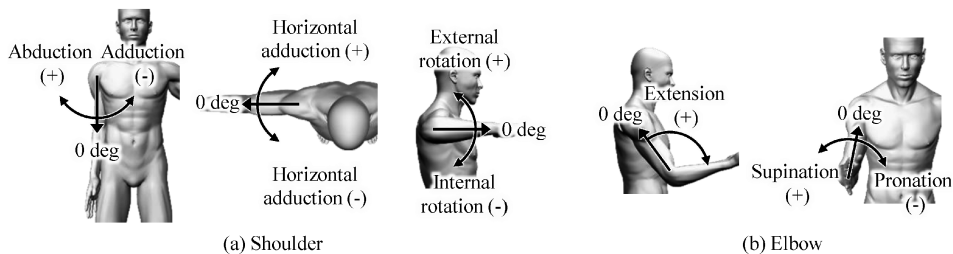


Fig. 4 Definition of the joint angles.

とした．そして，符号を適宜反転することで回転順に外転 (+)・内転 (-)，水平外転 (+)・水平内転 (-)，外旋 (+)・内旋 (-) と定義した．なお，上腕が基準姿勢から下垂した姿勢を外転・内転 0 度，基準姿勢を水平外転・水平内転 0 度とした．肩関節が外転 90 度かつ水平内外転 0 度で，前腕の長軸 ( $z_{farm}$ ) が上腕座標系の  $y_{utrk}$ - $z_{utrk}$  平面と平行になるように肘関節を完全伸展位から屈曲している姿勢で (肘関節伸展 90 度，後述)，前腕の長軸 ( $z_{farm}$ ) が上腕座標系の  $y_{utrk}$  軸と平行であるときを外旋・内旋 0 度とそれぞれ定義した．

上腕座標系に対する前腕座標系の相対的なオイラー角を肘関節角度とした． $x_{uarm}$  と  $x_{farm}$ ， $y_{uarm}$  と  $y_{farm}$ ， $z_{uarm}$  と  $z_{farm}$  がそれぞれ一致する姿勢を基準姿勢とし，回転順序は  $x_{farm}$  軸  $\rightarrow y_{farm}$  軸  $\rightarrow z_{farm}$  軸の順とした．そして，符号を適宜反転することで回転の順に伸展 (+)・屈曲 (-)，外反 (+)・内反 (-)，回外 (+)・回内 (-) と定義した．前腕の長軸 ( $z_{farm}$ ) と上腕の長軸 ( $z_{uarm}$ ) が平行であるときを伸展 180 度，肘関節を伸展 90 度に行っている姿勢で，前腕座標系の  $y_{farm}$  軸と上腕の長軸 ( $z_{uarm}$ ) が平行であるときを回外・回内 0 度とそれぞれ定義した．また，肘関節は 2 軸性関節であり， $y_{farm}$  軸まわりの自由度を有さない．そのため，内反・外反角度については記載しない．

### 2.3.2 関節トルク

推定した身体重心位置と身体各部の慣性パラメータを用いて逆動力学演算 (梶田ほか, 2005) を行い，各関節が発揮する正味のトルクを算出した．そして，算出した関節トルクを各関節に定義した移動座標系の各軸に射影することで，各関節軸まわりの関節トルクを算出した．

### 2.3.3 部分の力学的エネルギーの変化

身体各部に対する力学的エネルギーの流入出，各関節における力学的エネルギーの発生吸収はこれまでも算出されおり (阿江・藤井, 2002 ; Winter, 2009)，関節力に起因する身体各部への力学的エネルギーの流入出 (Joint force power, 以下「JFP」と略す)，関節トルクに起因する身

体各部への力学的エネルギーの流入出 (Segment torque power, 以下「STP」と略す) をそれぞれ以下のように算出している．

$$STP = T_{j \rightarrow s} \cdot \omega_{seg} \quad (1)$$

$$JFP = F_{j \rightarrow s} \cdot v_{jnt} \quad (2)$$

ここで， $F_{j \rightarrow s}$  は関節から部分に作用する関節力， $T_{j \rightarrow s}$  は関節が部分に対して発揮する関節トルク， $v_{jnt}$  は関節の速度， $\omega_{seg}$  は部分の角速度である．式 1 に着目すると，関節を挟む 2 つの部分に作用する関節トルクは等大逆向きであるが，角速度は必ずしも等しくない．そのため，一方の部分から流出した力学的エネルギーが，もう一方の部分に流入する力学的エネルギーと等しいとは限らない．すなわち，関節トルクによる力学的エネルギーの発生・吸収 (Joint torque power, 以下「JTP」と略す) が生じており，その大きさを以下のように算出している．

$$JTP = T_{j \rightarrow s} \cdot \omega_{jnt} \quad (3)$$

ここで， $\omega_{jnt}$  は関節の角速度 (遠位部の角速度から近位部の角速度を減じた値) である．関節力は部分の並進と回転の運動に影響を与えるため，重力が  $E_p$  と  $E_t$  を交換するように関節力は  $E_t$  と  $E_r$  を変換する．しかし，式 2 は関節力のパワーを並進と回転成分に分けていない．そこで，本研究では関節力による  $E_t$  と  $E_r$  の変換を定量化し，各部分の力学的エネルギーの時間変化を形態別に算出する．

ある部分の力学的エネルギー  $E$  は  $E_p$ ， $E_t$ ， $E_r$  の和であることから，部分の力学的エネルギーの時間変化は，

$$\dot{E} = \dot{E}_p + \dot{E}_t + \dot{E}_r \quad (4)$$

$$\dot{E}_p = -F_g \cdot v_{cg} \quad (5)$$

$$\dot{E}_t = \dot{p} \cdot v_{cg} \quad (6)$$

$$\dot{E}_r = \dot{L} \cdot \omega_{Seg} \quad (7)$$

である．ここで， $F_g$  は部分に作用する重力， $v_{cg}$  は部分の重心速度， $p$  は部分の運動量， $L$  は部分の角運動量である．また，部分に作用する力は  $F_{j \rightarrow s}$  と  $F_g$  であり，部分に作用するモーメントは

関節力によるモーメント  $\mathbf{M}_{j \rightarrow s}$  と  $\mathbf{T}_{j \rightarrow s}$  である．並進と回転の運動方程式より，運動量の時間変化は物体に作用する力の総和に，角運動量の時間変化は物体に作用する関節力によるモーメントと関節トルクの総和にそれぞれ等しいことから，

$$\dot{\mathbf{p}} = \mathbf{F}_g + \sum \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \quad (8)$$

$$\dot{\mathbf{L}} = \sum \mathbf{T}_{j \rightarrow s} + \sum \mathbf{M}_{j \rightarrow s} \quad (9)$$

である．よって式6と式7は，

$$\dot{E}_t = \mathbf{F}_g \cdot \mathbf{v}_{cg} + \sum \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot \mathbf{v}_{cg} \quad (10)$$

$$\dot{E}_r = \sum \mathbf{T}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg} + \sum \mathbf{M}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg} \quad (11)$$

と書き換えられる．式5，式10，式11より式4は，

$$\begin{aligned} \dot{E} = & (-\mathbf{F}_g \cdot \mathbf{v}_{cg}) + (\mathbf{F}_g \cdot \mathbf{v}_{cg} + \sum \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot \mathbf{v}_{cg}) \\ & + (\sum \mathbf{T}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg} + \sum \mathbf{M}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg}) \end{aligned} \quad (12)$$

となる．ここで，重力によるパワー  $\mathbf{F}_g \cdot \mathbf{v}_{cg}$  を  $P_g$ ，関節力による  $E_t$  の時間変化  $\mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot \mathbf{v}_{cg}$  を  $JFP_t$ ，関節力による  $E_r$  の時間変化  $\mathbf{M}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg}$  を  $JFP_r$  とおくと，

$$\begin{aligned} \dot{E} = & (-P_g) + (P_g + \sum JFP_t) \\ & + (\sum STP + \sum JFP_r) \end{aligned} \quad (13)$$

となる．

### 2.3.4 関節力による運動エネルギーの変換の定式化

式13より，部分の  $E_t$  と  $E_r$  は関節力に起因するパワーの影響を受ける．本項では， $JFP$  が  $JFP_t$  と  $JFP_r$  分けられることを示し，運動エネルギーの変換を定式化する．まず， $JFP$  は式2で定義される．ここで，関節の速度は  $\mathbf{v}_{cg}$  と関節が部分重心まわりに回転することで生じる速度  $\boldsymbol{\omega}_{seg} \times \mathbf{r}_{cg \rightarrow jnt}$  の和である (Fig. 5(a))．よって，式2は，

$$\begin{aligned} JFP = & \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot (\mathbf{v}_{cg} + \boldsymbol{\omega}_{seg} \times \mathbf{r}_{cg \rightarrow jnt}) \\ = & \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot \mathbf{v}_{cg} + \mathbf{M}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg} \end{aligned} \quad (14)$$

となる．式10と式11および式14を見比べると，

$$JFP = JFP_t + JFP_r \quad (15)$$

となる． $JFP_t = \mathbf{F}_{j \rightarrow s} \cdot \mathbf{v}_{cg}$  は部分に作用する関節力と部分重心の速度の内積であることから，部分の  $E_t$  の変化を示している (Fig. 5(b))．一方， $JFP_r = \mathbf{M}_{j \rightarrow s} \cdot \boldsymbol{\omega}_{seg}$  は部分の角速度と部分に作用する関節力に起因するモーメントの内積であることから， $E_r$  の変化を示している (Fig. 5(c))．

関節を挟む2つの部分を1つの系とし，関節から各部分に作用する  $JFP$  に着目すると，力の作用点 (関節) の速度は等しく関節力は向きが逆である．そのため， $JFP$  に起因して隣接する部分に流入出する  $E$  は大きさが等しく，逆符号である．(式16)．

$$\begin{aligned} JFP_d + JFP_p = & (\mathbf{v}_{jnt} \cdot \mathbf{F}_{j \rightarrow d}) + \{\mathbf{v}_{jnt} \cdot (-\mathbf{F}_{j \rightarrow d})\} \\ = & 0 \end{aligned} \quad (16)$$

ここで，添え字 d と p は遠位 (distal) と近位 (proximal) の部分を示す．式16に式15を代入すると，

$$(JFP_{t,p} + JFP_{t,d}) + (JFP_{r,p} + JFP_{r,d}) = 0 \quad (17)$$

となる．式17は，系が保持する  $E_t$  と  $E_p$  の総和に着目すると，関節力によって系が保持する運動エネルギー ( $E_t$  と  $E_p$ ) の大きさが変化しないことを示している．一方，系が保持する運動エネルギーの内訳に着目すると，関節力による力学的エネルギーの流入出は，式17より2つの部分 (遠位部と近位部) の2つのエネルギー形態 ( $E_p$  と

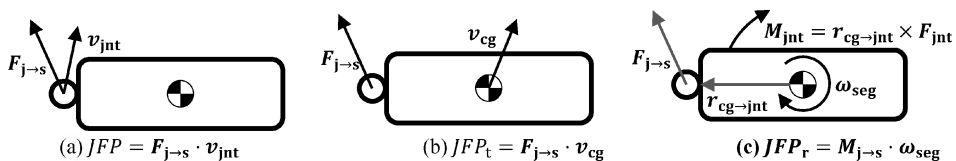


Fig. 5 Pattern diagram of the joint force power divided into each terms.

$E_t$ ) 合計4つのパワーからなり、その流入出の総和は常にゼロとなる(流入を正, 流出を負とする). 言い換えると, 関節力は系全体の運動エネルギー(あるいは力学的エネルギー)の大きさには影響を与えないが, 各部分が保持する運動エネルギーの量とそのエネルギー形態の内訳( $E_t$ と $E_p$ )に影響を与える. 例えば, 関節からみて近位部の $E_t$ が関節力によって流出する時, その $E_t$ は近位部自身の $E_r$ として流入したり, 遠位部の $E_t$ および $E_r$ として流入したりする. また, これらのエネルギー形態の変換は, 重力による $E_p$ の変換に酷似しているが, 2.3.3項の式12で示したように, 重力によるエネルギー形態の変換は1つの部分内で完結する現象である. すなわち, 重力は関節力とは異なり, 各部の力学的エネルギーの分配には影響しない. そのため, 保存力である重力を他の力とは区別し, 本論文ではエネルギーの形態が変化する現象を「変換」, 重力によるエネルギー形態の変換を「交換」と定義する.

関節力による部分間の形態別の力学的エネルギーの流入出は式17に示したとおりである. 一方, 関節トルクによる力学的エネルギーの流入出はこれまでに定式化されている(阿江・藤井, 2002; Winter, 2009). 関節を挟む2つの部分の $E_r$ の総和は $JTP$ によって増減する(式3). すなわち, 遠位部と近位部に作用する $STP$ と $JTP$ の関係は

$$STP_d + STP_p = JTP \quad (18)$$

となる.

以上のことから, 関節を挟む2つの部分ではFig. 6に示すように,  $STP$ によって2つの部分に $E_r$ が流入出すると共に,  $JTP$ によって系の $E_r$ が増減している. 一方, 従来から示されているように,  $JFP$ は系が保持する運動エネルギーの大きさには影響せず, 系の各部分が保持する運動エネルギーの分配に影響を与える. さらに, 本研究で示した手法により,  $JFP$ によって部分に流入出する運動エネルギーを $E_r$ と $E_t$ に分けることが可能である. そして,  $JFP_t$ と $JFP_r$ によって各部分に $E_r$ と $E_t$ が流入出する過程で, 系が保持する運動

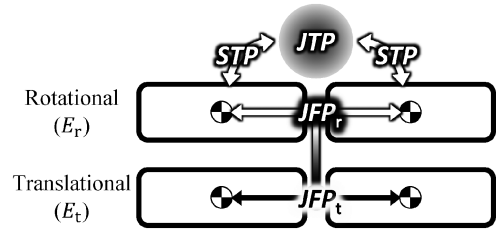


Fig. 6 Pattern diagram of the mechanical energy flow between two segments.

エネルギーに対する $E_r$ と $E_t$ の内訳が変化する. なお, 4.4節で詳細を示すが, 剛体振り子のように力の作用点が静止し, 力による仕事が恒等的に0の場合でも, 本手法を用いることで運動エネルギーの形態の変換を定量化することが出来る.

本研究では, 関節力と関節トルクによって各部分に流入出する $E_r$ , 関節力によって各部分に流入出する $E_t$ , 各関節トルクに起因する $E_r$ の発生吸収(発生を正, 吸収を負とした), 各関節トルクに起因する $E_t$ と $E_r$ の変換を( $E_r$ から $E_t$ への変換を正,  $E_t$ から $E_r$ への変換を負とした), それぞれ時間で積分することで力学的仕事として算出した.

### 2.3.5 系の力学的エネルギーの変化

系の力学的エネルギー $E_{sys}$ は各部の力学的エネルギーの総和である. すなわち, 系の力学的エネルギーの時間変化は,

$$\begin{aligned} \dot{E}_{sys} &= \dot{E}_{p,sys} + \dot{E}_{t,sys} + \dot{E}_{r,sys} \\ &= \sum_i (\dot{E}_{p,i} + \dot{E}_{t,i} + \dot{E}_{r,i}) \end{aligned} \quad (19)$$

となる. ここで, 添え字 $i$ は部分の番号である. 式13より $\dot{E}_{t,i}$ と $\dot{E}_{r,i}$ をおきかえると,

$$\begin{aligned} \dot{E}_{sys} &= \sum_i (\dot{E}_{p,i}) + \sum_i (P_{g,i} + \sum_j JFP_{t,ij}) \\ &\quad + \sum_i (\sum_j STP_{ij} + \sum_j JFP_{r,ij}) \end{aligned} \quad (20)$$

となる. ここで, 添え字 $j$ は関節の番号である. 第2項は $\dot{E}_{t,i}$ と, 第3項は $\dot{E}_{r,i}$ と等しい. 式20を重力によるパワー, 関節力によるパワー, 関節トルクによるパワーでまとめると,



$$\dot{E}_{sys} = \sum_i (\dot{E}_{p,i} + P_{g,i}) + \sum_i \sum_j (JFP_{r,ij} + JFP_{t,ij}) + \sum_i \sum_j STP_{ij} \quad (21)$$

となる．式5と式16より，式21の第1項と第2項は恒等的にゼロであることから，関節力と重力によってエネルギー形態が変換されていることを示している（ただし，外力が作用している場合は保存しない）．式21の第3項は式18より各関節のJTPの和であり，系の $E_{sys,r}$ が増減していることを示す．

以上のことから，系の $E_r$ はJTPによって増減し， $E_r$ と $E_t$ の変換はJFP， $E_p$ と $E_t$ の交換は $P_g$ によって行われていると考えることができる

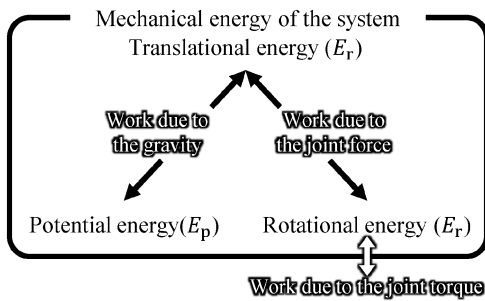


Fig. 7 Pattern diagram of the transformation among each energy form.

(Fig. 7).

### 2.3.6 統計処理

本研究では，関節トルクによる $E_r$ の発生吸収，関節力による $E_r$ と $E_t$ の変換，関節トルクと関節力による部分に対する $E_r$ と $E_t$ の流入出を時間で積分し，力学的仕事として算出した．これらの力学的仕事の大きさについてOne-way repeated-measures ANOVA（有意水準5%）を行い，主効果が認められた測定項目について，Bonferroni multiple comparison testを用いて球種間の有意差を検定した．

## 3. 結 果

### 3.1 関節角度

Fig. 8は肩関節の内外転角度，肩関節の水平内外転角度，肘関節の屈曲伸張角度の時系列変化について，全被験者の平均値を示したものである．肩関節の内外転角度は（Fig. 8(a)），TBでは80度程度外転位であり，TBから50%付近まで内転，その後IMPまで概ね外転していた．

肩関節の水平内外転角度は（Fig. 8(b)），TBでは水平内外転0度程度であり，TBから70%付近まで水平内転していた．IMP直前にわずかに水平外転するものの，その後は概ね水平内外転角

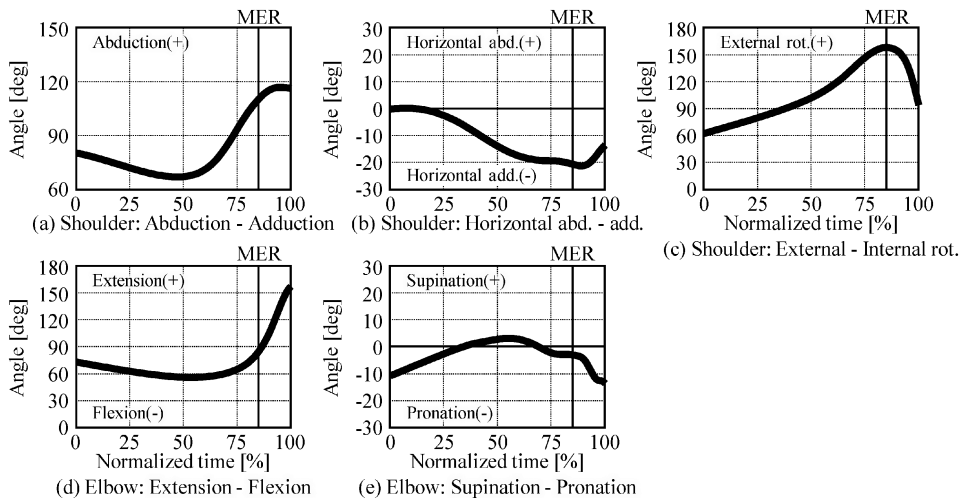


Fig. 8 Averaged patterns of the joint angles of shoulder and elbow.

度は一定であった。

肩関節の内外旋角度は (Fig. 8(c)), TB では外旋60度程度であり, TB から MER まで外旋していた. その後, IMP にかけて急激に内旋していた.

肘関節の屈曲伸展角度は (Fig. 8(d)), TB では伸展75度程度であり, TB から60%付近までわずかに屈曲していた. その後, IMP にかけて急激に伸展していた.

肘関節の回内外角度は (Fig. 8(e)), TB では回内10度程度であり, TB から50%付近にかけて回外していた. その後 IMP まで概ね回内していた.

### 3.2 関節トルク

Fig. 9は肩関節の水平内外転トルク, 肩関節の内外旋トルク, 肘関節の内外反トルクの時系列変化について, 全被験者の平均値を示したものである.

肩関節の水平内外転トルクは (Fig. 9(a)), TB では水平内外転トルクの発揮がほとんどみられず, TB から MER 付近にかけて水平内転トル

クが漸増していた. その後, 概ね IMP にかけて水平内転トルクは急激に減少していた.

肩関節の内外旋トルクは (Fig. 9(b)), TB では内外旋トルクの発揮がほとんどみられず, TB から MER 付近にかけて内旋トルクが漸増していた. その後, 概ね IMP にかけて内旋トルクは増減するものの, IMP においても内旋トルクを発揮し続けていた.

肘関節の内外反トルクは (Fig. 9(c)), TB では内外反トルクの発揮がほとんどみられず, TB から MER 付近にかけて内反トルクが漸増していた. その後, 概ね IMP にかけて内反トルクは概ね減少していた.

### 3.3 各部の力学的エネルギー

Fig. 10は右上肢の各部分における力学的エネルギーの変化を示したものである. ラケットの  $E_t$  は65%付近から IMP にかけて漸増していた. 手部, 前腕および上腕の  $E_t$  は同様な変化パターンを示しており, 一峰性のピークをもつ波形であった. また, 各部の  $E_t$  が増加し始めるタイミングは遠位部ほど遅く, ピークのタイミングも遠位

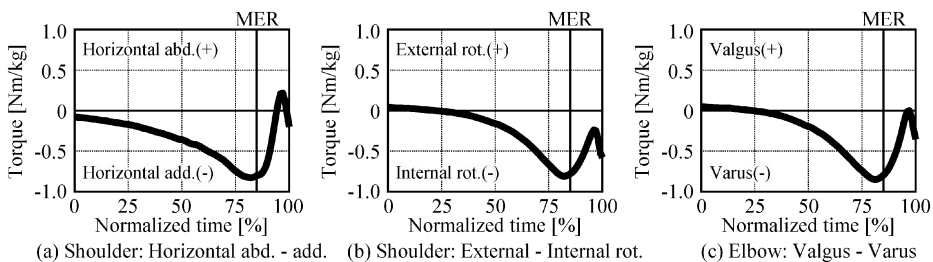


Fig. 9 Averaged patterns of the joint torques of shoulder and elbow.

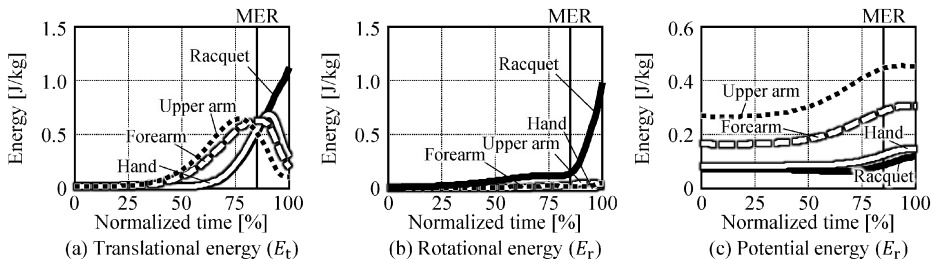


Fig. 10 Averaged patterns of the mechanical energy.

部ほど遅かった (Fig. 10(a)). ラケットの  $E_r$  は TB から緩やかに増加し始め, 80% 付近から IMP にかけて急激に増加していた. 手部, 前腕および上腕の  $E_r$  は分析範囲を通じて概ねゼロであった (Fig. 10(b)). ラケットの  $E_p$  は70% 付近から IMP にかけてわずかに増加していた. 手部, 前腕および上腕の  $E_p$  は同様な変化パターンを示しており, TB 以降一定の値を示したのち漸増し, その後は再び概ね一定の値を示していた. また, 各部の  $E_p$  が増加し始めるタイミングは遠位部ほど遅かった (Fig. 10(c)).

### 3.4 力学的エネルギーフロー

#### a) TB—MER

Table 1 は TB から MER における関節トルクに起因する  $E_r$  の発生吸収, 関節力による  $E_r$  と  $E_t$  の変換, 各関節と各部分間の  $E_t$  と  $E_r$  ( $STP$  と  $JFP_r$  の和) の流入出を時間積分し, 仕事として示したものである. 関節力による  $E_r$  と  $E_t$  の変換については,  $E_r$  から  $E_t$  への変換を正とした.

各関節トルクに起因する  $E_r$  の発生吸収は, 上肢各関節では顕著な  $E_r$  の発生吸収はみられなかった. 各関節と各部分間の  $E_r$  の流入出は, 上腕から肩関節への  $E_r$  の流出が顕著に大きかった. 一方, 肩関節から上腕への  $E_r$  の流入は小さく, 正仕事と負仕事を合計すると概ねゼロであった. また, その他の関節と部分間でも  $E_r$  の流入出は小さかった. 関節力による  $E_t$  と  $E_r$  の変換は, 肩関節では  $E_r$  から  $E_t$  への変換が顕著であった. 肘関節と手関節ではわずかに  $E_t$  から  $E_r$  への変換が, 手部ラケット間の仮想関節ではわずかに  $E_r$  から  $E_t$  への変換がそれぞれみられた. 各関節と各部分間の  $E_t$  の流入出は, 上腕から肩関節に対する  $E_t$  の流出にくらべて肩関節から上腕に対する  $E_t$  の流入のほうが顕著に大きかった. また, 肘関節, 手関節および手部ラケット間の仮想関節では, 近位部から関節に  $E_t$  が流出し, 関節から遠位部へと  $E_t$  が順次流入していた.

#### b) MER—IMP

Table 2 は MER から IMP における関節トルク

**Table 1** Mechanical energy flow between segments during TB—MER.

	Rotational energy ( $\Delta E_r$ )		Transformation	Translational energy ( $\Delta E_t$ )	
	+ : Generation - : Absorption	+ : Inflow - : Outflow		+ : $\Delta E_r \Rightarrow \Delta E_t$ - : $\Delta E_t \Rightarrow \Delta E_r$	+ : Inflow - : Outflow
Upper torso		0.18 ± 0.08		0.00 ± 0.01	
Shoulder	0.08 ± 0.05	-1.75 ± 0.40	1.70 ± 0.37	-0.99 ± 0.23	
	-0.19 ± 0.11	0.13 ± 0.08	-0.03 ± 0.03	2.66 ± 0.50	
Upper arm		-0.14 ± 0.08		-0.01 ± 0.01	
Elbow	0.07 ± 0.05	0.16 ± 0.09	0.01 ± 0.01	0.00 ± 0.01	
	-0.05 ± 0.03	-0.13 ± 0.08	-0.16 ± 0.07	-1.98 ± 0.47	
Forearm		0.07 ± 0.06		2.18 ± 0.51	
Wrist	0.03 ± 0.03	0.29 ± 0.13	0.03 ± 0.02	0.00 ± 0.00	
	-0.04 ± 0.04	-0.06 ± 0.05	-0.26 ± 0.12	-1.45 ± 0.47	
Hand		0.10 ± 0.05		1.24 ± 0.40	
Hand-Racquet		-0.10 ± 0.05	0.22 ± 0.07	-0.66 ± 0.24	
		0.16 ± 0.01	-0.02 ± 0.02	0.53 ± 0.19	
Racquet		-0.09 ± 0.03		-0.00 ± 0.01	

First line shows generation/Absorption of the rotational energy due to joint torque. Second line shows rotational energy flow between joint and proximal/distal segments. Third line shows transformation between rotational and translational energy. Last line shows translational energy flow between joint and proximal/distal segments.

**Table 2** Mechanical energy flow between segments during MER—IMP.

	Rotational energy ( $\Delta E_r$ )		Transformation + : $\Delta E_r \Rightarrow \Delta E_t$ - : $\Delta E_t \Rightarrow \Delta E_r$	Translational energy ( $\Delta E_t$ )	
	+ : Generation	+ : Inflow		+ : Inflow	- : Outflow
	- : Absorption	- : Outflow		- : Outflow	- : Outflow
Upper torso		0.13 ± 0.11		0.07 ± 0.06	
Shoulder	0.46 ± 0.13 -0.01 ± 0.02	-0.34 ± 0.27	0.19 ± 0.18 -0.11 ± 0.07	-0.06 ± 0.07	
Upper arm		0.57 ± 0.19 -0.01 ± 0.05		0.21 ± 0.21 -0.15 ± 0.10	
Elbow	0.03 ± 0.06 -0.22 ± 0.11	0.02 ± 0.06 -0.54 ± 0.18	0.06 ± 0.06 -0.20 ± 0.11	0.05 ± 0.05 -0.52 ± 0.30	
Forearm		0.48 ± 0.16 -0.02 ± 0.02		0.51 ± 0.35 -0.18 ± 0.15	
Wrist	0.11 ± 0.04 -0.01 ± 0.02	0.01 ± 0.01 -0.47 ± 0.14	0.04 ± 0.15 -0.06 ± 0.09	0.03 ± 0.06 -0.77 ± 0.37	
Hand		0.64 ± 0.12 -0.00 ± 0.00		0.73 ± 0.38 -0.10 ± 0.14	
Hand-Racquet		0.00 ± 0.01 -0.63 ± 0.12	0.03 ± 0.03 -0.23 ± 0.10	0.00 ± 0.00 -0.85 ± 0.27	
Racquet		0.84 ± 0.20 -0.00 ± 0.00		0.65 ± 0.24 -0.00 ± 0.01	(Unit: J/kg)

First line shows generation/Absorption of the rotational energy due to joint torque. Second line shows rotational energy flow between joint and proximal/distal segments. Third line shows transformation between rotational and translational energy. Last line shows translational energy flow between joint and proximal/distal segments.

クに起因する  $E_r$  の発生吸収，関節力による  $E_r$  と  $E_t$  の変換，各関節と各部分間の  $E_t$  と  $E_r$  ( $STP$  と  $JFP_r$  の和) の流入出を，Table 1 と同じように示したものである。

各関節トルクに起因する  $E_r$  の発生吸収は，肩関節では  $E_r$  の発生がみられた。また，肘関節では肩関節に比べて程度は大きくないものの， $E_r$  の吸収がみられた。各関節と各部分間の  $E_r$  の流入出は，上腕から肩関節に  $E_r$  の流出がみられ，肩関節から上腕には  $E_r$  の流入がみられた。また，肘関節，手関節および手部ラケット間の仮想関節では近位部から関節に  $E_r$  が流出し，関節から遠位部へと  $E_r$  が順次流入していた。関節力による  $E_t$  と  $E_r$  の変換は，肘関節と手部ラケット間の仮想関節では  $E_t$  から  $E_r$  への変換がみられた。各関節と各部分間の  $E_t$  の流入出は，肩関節と上腕の  $E_t$  の流入出は小さかった。また，肩関節と上腕においても，正味の  $E_t$  の流入出は小さかった。一方，肘関節，手関節および手部ラケット間の仮想関節では，近位部から関節に  $E_t$  が流出

し，関節から遠位部へと  $E_t$  が順次流入していた。

### 3.5 肩関節と肘関節における関節力と関節トルクに起因する回転運動エネルギーの流入出

上腕と前腕に対する  $E_r$  の流入出を Fig. 11 に示す。Fig. 11 (a) は肩関節と肘関節から上腕に流入出する肩関節水平内外転軸まわりの  $E_r$  を示したものである。肩関節から上腕に作用する  $STP$  は，TB完了からMER付近にかけて  $STP$  による  $E_r$  の流入が大きく，その後IMPにかけて  $STP$  による  $E_r$  の流入は減少していた。肩関節から上腕に作用する  $JFP_r$  は，TB完了からMER付近にかけて  $JFP_r$  による  $E_r$  の流出が大きく，その後IMPにかけて  $JFP_r$  による  $E_r$  の流出は減少していた。肘関節から上腕に作用する  $STP$  は，TB完了から65%付近にかけて  $STP$  による  $E_r$  の流入が大きく，その後MER付近にかけて  $STP$  による  $E_r$  の流入は減少していた。肘関節から上腕に作用する  $JFP_r$  は，TB完了からMER付近に

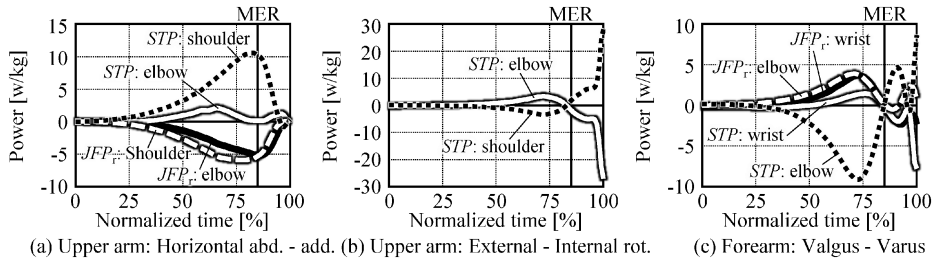


Fig. 11 Averaged patterns of the rotational power acting on the upper arm and forearm.

かけて  $JFP_r$  による  $E_r$  の流出が大きく、その後 IMP にかけて  $JFP_r$  による  $E_r$  の流出は減少していた。

Fig. 11(b) は、肩関節と肘関節から上腕に流入する肩関節内外旋軸まわりの  $E_r$  を示したものである。肩関節から上腕に作用する  $STP$  は、TB 完了から MER 付近では  $STP$  によって  $E_r$  がわずかに流出しており、その後 IMP にかけて  $STP$  による  $E_r$  が顕著に流入していた。肘関節から上腕に作用する  $STP$  は、概ね肩関節から上腕に作用する  $STP$  と逆位相で振幅も同程度であった。なお、モデル化に際して上腕の重心が肩関節と肘関節を結ぶ線分上に存在することから、本研究で用いたモデルでは上腕には内外旋軸まわりの  $JFP_r$  が作用しない。そのため図中には上腕に作用する  $JFP_r$  を記載していない。

Fig. 11(c) は、肘関節と手関節から前腕に流入する肘関節内外反軸まわりの  $E_r$  を示したものである。肘関節から前腕に作用する  $STP$  は、TB 完了から 75% 付近にかけて  $STP$  による  $E_r$  の流出が大きく、その後  $STP$  による  $E_r$  の流出は減少し、IMP では  $E_r$  の流入が大きかった。肘関節から前腕に作用する  $JFP_r$  は、TB 完了から 75% 付近にかけて  $JFP_r$  によって  $E_r$  が流入し、その後  $JFP_r$  による  $E_r$  の流入は減少していた。手関節から前腕に作用する  $STP$  は、TB 完了から 75% 付近にかけて  $STP$  による  $E_r$  が流入し、その後  $STP$  による  $E_r$  の流入は減少し、IMP では  $E_r$  の流出が大きかった。手関節から上腕に作用する  $JFP_r$  は、TB 完了から MER 付近にかけて  $JFP_r$  による  $E_r$  が流入し、その後  $JFP_r$  による  $E_r$  の流入は減少していた。

## 4. 考 察

### 4.1 各部分の力学的エネルギーの変化

$E_t$  に着目すると (Fig. 10(a)), 上腕, 前腕, 手部の順にピークを迎えており, ラケットの  $E_t$  は増加し始めるタイミングが最も遅く, IMP にピークを迎えていた。前腕, 上腕, 手部の  $E_r$  は分析範囲を通じて概ねゼロであり (Fig. 10(b)), ラケットの  $E_r$  のみが IMP 前から急増していた。上肢各関節では, TB—MER では  $E_r$  の流入出が  $E_t$  の流入出に比べて極めて小さかった (Table 1)。すなわち, TB—MER では  $E_t$  を近位部から順に遠位部へと伝達していた。島田ほか (2004) は, 投動作において力学的エネルギーが近位から遠位へと伝達することを示しており, energetics 的観点からも投動作とサーブ動作は類似動作といえる。一方, 投動作ではボールの力学的エネルギーが前腕や上腕のピーク値と同程度であるが, サーブ動作ではラケットの  $E_t$  が顕著に大きな値を示していた (Fig. 10(a))。また, 野球の投動作ではリリース時にも手部が大きな力学的エネルギーを保持していたが, サーブ動作では IMP に手部の  $E_t$  がピーク時から大きく減少していた (Fig. 10(a))。ラケットは投動作におけるボールに比べて重心位置が手部から遠いため, ラケットを回転運動させることで, 手部からラケットに  $E_t$  と  $E_r$  を流入させていたと推察される。また, 動作の類似性から, しばしば投動作をサーブ技術向上のトレーニングに用いることがあるが, その効果の有無については共通した見解が得られていない (今西ほか, 2011; Mavvidis et al.,

2008). 本研究の結果が示すように, 動作終盤までは上肢各部が  $E_t$  を順序性を持って獲得する点は共通するものの, 動作終盤では手部の  $E_t$  をラケットに流入させることや, ラケットが大きな  $E_r$  を獲得する点が異なる. このように, 同様なスウィング動作においてもその詳細は異なり, 技術指導に類似動作を用いる場合には適用範囲に十分に留意する必要があると推察される.

#### 4.2 各局面における力学的エネルギーフロー

TB—MER における力学的エネルギーフローに着目すると (Table 1), 上腕から肩関節には  $E_t$  に比べて  $E_r$  が大きく流出していた ( $p < 0.001$ ). 肩関節では  $E_r$  から  $E_t$  への変換が顕著であり, 上腕から肩関節に流出した  $E_t$  と共に上腕に大きな  $E_t$  が流入し, TB—MER では上肢各部の  $E_t$  と  $E_p$  が漸増していた (Fig. 10(a)(c)). 一方, 上肢各部の  $E_r$  は TB—MER において概ね一定であり (Fig. 10(b)), 肩関節から上腕に流入する  $E_t$  に比べて上肢各関節における  $E_r$  の発生は小さかった ( $p < 0.001$ ). 以上のことから, TB—MER では上腕の  $E_r$  を肩関節で  $E_t$  に変換して上肢の各部分に蓄える局面であると推察される.

MER—IMP における力学的エネルギーフローに着目すると (Table 2), 上腕から肩関節への力学的エネルギーの流出は小さく, 肩関節で発生する  $E_r$  の方が大きかった ( $p < 0.001$ ). また, 肘関節, 手関節およびラケット手部間の仮想関節ではわずかに  $E_t$  から  $E_r$  への変換がみられた. この間,  $E_t$  と  $E_r$  は近位部から遠位部へと伝達しており, ラケットは大きな  $E_r$  を獲得したが, その他の部分は  $E_r$  を獲得していなかった (Fig. 10(b)). なお, この局面にラケットが獲得する力学的エネルギーは  $E_t$  に比べて  $E_r$  のほうが大きかった ( $p < 0.01$ ). 以上のことから, MER—IMP は TB—MER で上肢の各部分に蓄えた  $E_t$  をラケットに伝達するだけでなく, 肩関節で発生した  $E_r$  と各関節で  $E_t$  から変換された  $E_r$  をラケットに伝達する局面であると推察される.

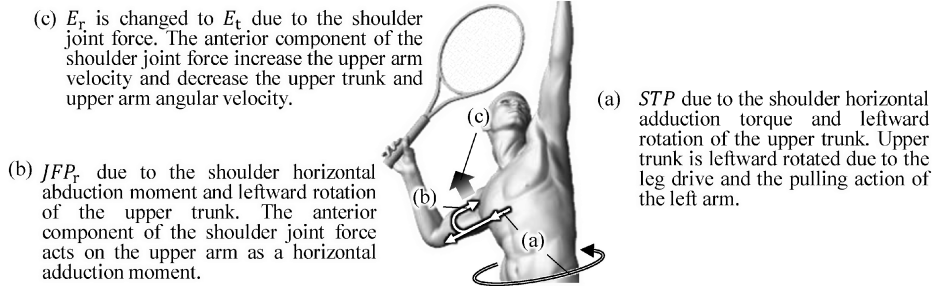
以上を要約すると, MER までは  $E_t$  を上肢やラケットに蓄え, その後 IMP にかけて, 新たに

ラケット保持腕に流入した  $E_r$  (肩関節内旋トルクに起因) と共に, 上肢各部の  $E_t$  を  $E_r$  に変換してラケットの  $E_r$  を増加させていた.

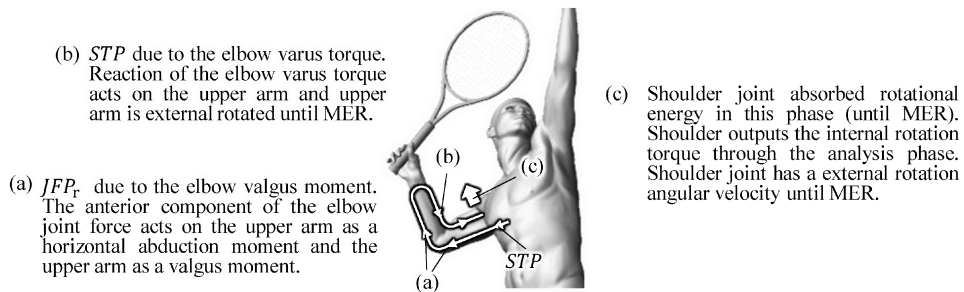
上肢各部の慣性モーメントは質量に比べて値が小さく, 大きな  $E_r$  を保持するためには大きな角速度を獲得する必要があるため, 上肢は  $E_r$  を蓄えるのには適さない. 一方, 剛体の  $E_r$  を, 物体を構成する微小要素の  $E_t$  に置き換えると, 回転中心から遠い部分は多くの  $E_t$  を保持する (微小要素の質量は等しいとする). このことは,  $E_r$  を効果的に利用すると, より多くの力学的エネルギーを回転中心から遠い部分に流入することができることを示唆している. すなわち, プレーヤーは動作序盤に  $E_t$  を上肢に蓄え, 動作終盤に  $E_t$  を  $E_r$  へと変換することで, ラケットにより多くの運動エネルギーを流入させることを選択していたと考えられる.

#### 4.3 Energetics 的観点からみた肩関節内外旋のメカニズム

TB—MER における上腕に作用する肩関節の STP による  $E_r$  の流入出に着目すると, 水平内外転軸まわりの  $E_r$  が顕著に流入していた (Fig. 11(a)). また, 肩関節では  $E_r$  の発生が小さかった (Table 1, Table 2). 肩関節は分析範囲を通じて水平内転トルクを発揮しており (Fig. 9(a)), サーブ動作では肩関節を90度前後外転していた (Fig. 8(a)). そして, 一般にサーブ動作では上腕が TB—IMP で常に左回旋する (Fig. 12(a)). 以上のことから, 水平内転トルクに起因するラケット保持腕への  $E_r$  の流入は, 上腕からの  $E_r$  (左回旋) の流出を伴っていた (Fig. 12(a)). 上腕に対する肩関節の  $JFP_r$  による水平内外転軸まわりの  $E_r$  の流入は, 肩関節から作用する STP と概ね逆位相であり, 肩関節へと  $E_r$  が流出していた (Fig. 11(a)). 投動作において, Feltner and Dapena (1986) が指摘しているように, 肩関節を外転した姿勢で上腕を左回旋すると, 上肢およびラケットは身体からみて前方に加速される. また, サーブでは跳躍動作を行うことから, 上肢およびラケットは鉛直上方にも加速される. そのた



**Fig. 12** Mechanism of the transformation from the rotational energy to translational energy at the shoulder joint.



**Fig. 13** Mechanism of the external rotation of the shoulder joint from the viewpoint of energetics.

め、上腕には肩関節から身体前方あるいは上方への関節力が作用する。これらの力は上腕を水平外転させるモーメントとして上腕に作用する。よって、上腕の  $E_r$  を流出させていた (Fig. 12 (b)). TB—MER において肩関節から上腕への  $E_r$  の流入は小さく、肩関節では  $E_r$  から  $E_t$  への変換が顕著であった (Table 1). すなわち、肩関節の  $STP$  (水平内転トルク) によって上腕へと流入した  $E_r$  は、同時に肩関節力によって  $E_t$  に変換され、上腕へと流入していた (Fig. 12 (c)). 以上のことから、上腕が保持する左回旋の  $E_r$  を大きくし、肩関節の水平内転トルクによる  $E_r$  から  $E_t$  への変換を大きくすることは、ラケット保持腕に流入する  $E_t$  を大きくするうえで重要であると推察される。

肩関節力が上腕に作用するのと同様に、前腕から遠位の系が前方や上方に加速されることで、前腕には身体前方や上方への肘関節力が、手関節からは反作用として後方や下方への手関節力が前腕に作用する。そのため、前腕には外反モーメント

が作用する。肩関節が90度程度外転位で肘関節が90度程度伸展位するとき、肩関節の外旋運動は肘関節の外反軸まわりの運動である。そのため、TB—MER では手関節力と肘関節力に起因する  $JFP_r$  によって前腕に  $E_r$  が流入する (Fig. 11 (c), Fig. 13 (a)). 一方、肘関節は内外反軸まわりの自由度を有さない。そのため、肘関節が受動的に内反トルクを発揮することで、 $STP$  によって肘関節へと大きな  $E_r$  が流出していた (Fig. 11 (c), Fig. 13 (b)). すなわち、本研究の結果は Feltner and Dapena (1986) が指摘している投動作における肩関節の外旋動作を、energetics 的に観測したものであると考えられる。また、小池・石川 (2011) はテニスサーブに関する動力学的な分析から、ラケットヘッドスピードの獲得には運動依存力による貢献が最も大きく、運動依存力を活用できる適正な過程を経ること、つまり各時刻に上肢の各関節角度を適正に調節することの重要性を指摘している。本項で説明した肩関節の水平内転トルクによる  $E_r$  から  $E_t$  への変換、あるいは肩関

節の外旋運動を行うためには、肘関節が90度程度伸展位かつ肩関節が90度程度外転位に保ち、上腕が左回旋角速度を保持し、肩関節が水平内転トルクを発揮する必要がある。よって、上肢の各関節角度を適正に調節することの重要性は、energetics 的観点からも支持されると推察される。

TB—MER における、上腕に作用する肩関節内外旋軸まわりの  $STP$  に着目すると、 $E_r$  が肘関節から流入、肩関節へと流出していた (Fig. 11 (b))。上述したように、これらは肩関節の水平内転トルクによって上腕に流入した  $E_r$  の一部が、肘関節から上腕の内外旋軸まわりの  $E_r$  として流入し、肩関節へと流出していたものである (Fig. 13(c))。一方、MER—IMP では、肩関節内外旋軸まわりの  $STP$  によって、大きな  $E_r$  が肩関節から上腕に流入、肘関節へと流出していた (Table 2)。つまり、肩関節の内旋トルクは  $E_r$  を TB—MER では吸収、TB—MER では発生しており、局面を通じるとラケット保持腕の  $E_r$  の増加にあまり寄与しない。しかし、MER—IMP 前に大きな  $E_r$  をラケット保持腕に流入させることから、動作終盤に観測される  $E_r$  の伝達に大きく寄与している。4.2項で述べたように、 $E_r$  を利用することで遠位部により大きな力学的エネルギーを流入させることができると考えられ、肩関節の内外旋動作は可動域が大きく、大きな力学的仕事をする上で有利である。さらに肩関節はラケット保持腕において最も近位に位置する関節であることから、肩関節を中心に回転運動を行うことでラケットに流入する運動エネルギーが大きくなる。すなわち、肩関節の内旋トルク (運動) の役割はラケット保持腕の力学的エネルギーの量を大きくすることではなく、動作終盤にラケットに流入するエネルギー量を大きくすることであると推察される。

#### 4.4 本研究で用いた手法の利点

本節では、本研究で用いた手法と従来の手法との相違について剛体振り子を例に説明し、その有用性を示す。なお、簡単のため、振り子の端点から振り子にはトルクが作用せず、摩擦や空気抵抗

などによる減衰も生じないものとする。

振り子の力学的エネルギーに着目すると (Fig. 14(a))、振り子の運動は並進運動と回転運動の複合運動であり、 $E_t$  と  $E_r$  の増減は同位相である。一方、重心位置と重心速度および角速度の増減が逆位相であることから、 $E_p$  の増減は  $E_t$  や  $E_r$  と逆位相となる。振り子に作用する力学的パワーに着目すると (Fig. 14(b))、振り子の端点は固定されていることから並進速度を持たず、 $JFP$  は恒等的にゼロとなる。さらに、振り子の端点はトルクを発揮しないとしたため、 $STP$  も作用しない。このことは、振り子の力学的エネルギーが保存されていることとも一致する。このように、従来の手法でも直接的に力学的エネルギーの形態の変化 (結果) を捉えることはできる。一方、 $JFP$  と  $STP$  が常にゼロであることから、形態の変化を生じさせているパワー (原因) に言及することはできない。

次に、本研究で用いた手法を用い、力学的エネルギーの時間変化を形態毎に算出する。これまでに示したように重力は  $E_t$  と  $E_p$  を、力は  $E_t$  と  $E_r$  を変換しており、トルクは  $E_r$  を増減する。事実、 $\dot{E}_p$  は  $E_p$  と  $E_t$  の交換  $\dot{E}_{t \rightarrow p}$  と (Fig. 14(c))、 $\dot{E}_t$  は  $E_p$  と  $E_t$  の交換  $\dot{E}_{p \rightarrow t} = -\dot{E}_{t \rightarrow p}$  および  $E_r$  と  $E_t$  の変換  $\dot{E}_{r \rightarrow t}$  の和と (Fig. 14(d))、 $\dot{E}_r$  は  $E_t$  と  $E_r$  の変換  $\dot{E}_{t \rightarrow r} = -\dot{E}_{r \rightarrow t}$  および  $JTP$  の和と等しい (Fig. 14(e))。このように、振り子では重力によって  $E_p$  が  $E_t$  に交換され、同時に端点から作用する力によって  $E_t$  が  $E_r$  に変換されている様子がみてとれる。すなわち、振り子の端点は新たに  $E_r$  を発生させないが、拘束力によって  $E_t$  と  $E_r$  を変換する役割を担っている。

以上のように、本研究で用いた手法を用いることで、力学的エネルギーを変化させる要因をエネルギー形態毎に定量化することが可能である。たとえば、これまでも従来の energetics 的分析から、スウィング動作では近位部から遠位部に順序性を持って力学的エネルギーが伝達することなどが示されてきた (島田ほか, 2004)。一方、本研究では各部の力学的エネルギーの変化をエネルギー形態別に算出することで、上腕から肩関節に



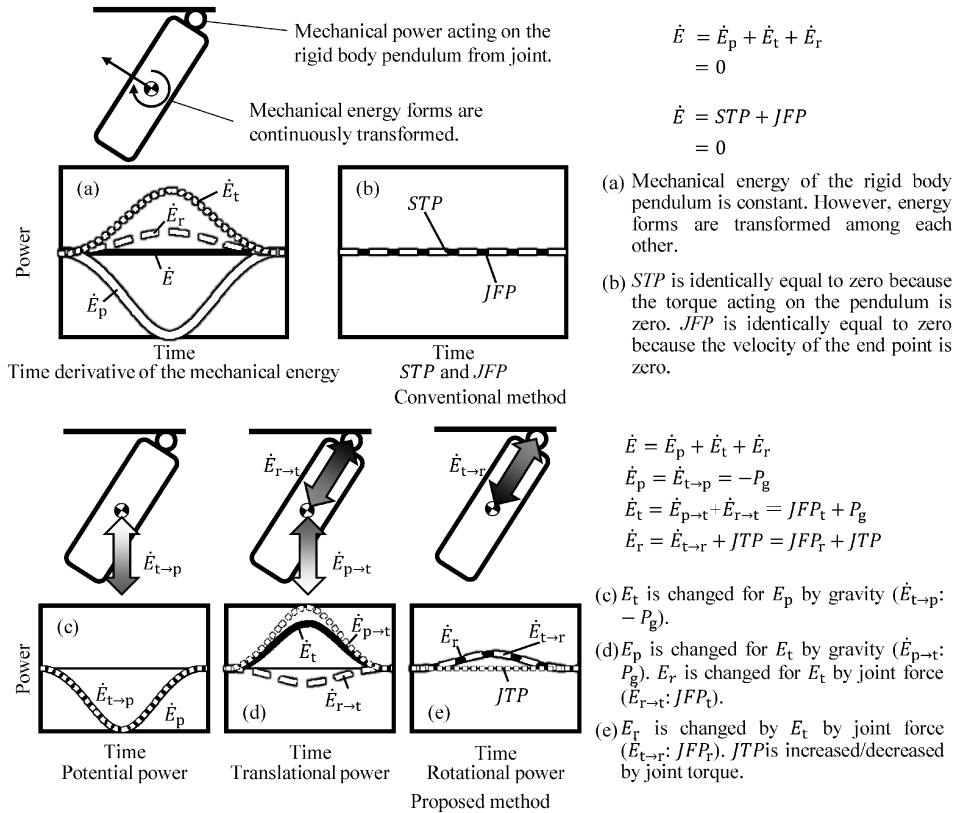


Fig. 14 Comparison between conventional method and proposed method.

流出するのは主に  $E_r$  であること、肩関節の水平内転トルクは  $E_r$  を  $E_t$  に変換する役目を担っていたことなどを示した。これらの結果はエネルギーの形態を分けて考察することで得られる知見である。また、本節で示したように、従来の energetics 的分析では評価をすることが難しい静止している（あるいは速度の小さい）力の作用点（関節）においても、本手法を用いることでエネルギー形態の変換という役割を見積もることができる。すなわち、本手法を用いることで、従来の energetics 的手法では考察の対象とならなかった関節の役割についても、その役割を energetics 的観点から再考察することができると期待される。

## 5. 結 論

本研究では、従来の energetics 的分析に関節力による  $E_t$  と  $E_r$  の変換を導入すること、サーブ

動作におけるラケット保持腕のエネルギーフローをエネルギー形態毎に分析し、ラケット保持腕の運動連鎖を energetics 的な観点から検討することを目的とした。その結果、以下のことが明らかになった。

1.  $E_t$  と  $E_r$  の変換は関節力に起因する。
2. 上腕からラケット保持腕に流出するのは、主に  $E_r$  であった。
3. 肩関節で発生する  $E_r$  は小さく、肩関節は  $E_r$  を  $E_t$  に変換する役割を担っていた。
4. 肩関節の内旋トルクは水平内転トルクに比べ、ラケット保持腕の力学的エネルギーの増加には寄与しない。
5. TB—MER において、ラケット保持腕では主に  $E_t$  を近位部から順に蓄え、遠位部へと伝達していた。
6. MER—IMP において、肘関節、手関節およびラケット手部間の仮想関節では、わずかで

はあるが  $E_t$  から  $E_r$  への変換がみられ、近位部から遠位部へと  $E_r$  が伝達していた。

7. 動作終盤 (MER) までは  $E_t$  を上肢に蓄え、その後 IMP にかけて、肩関節で発生した  $E_r$  および上腕から流入した  $E_r$  を遠位部へと伝達すると同時に、上肢各部に蓄えた  $E_t$  を  $E_r$  に変換し、ラケットの  $E_r$  を増加させていた。

以上のことから、動作序盤には  $E_r$  に比べて保持しやすい  $E_t$  を遠位へと伝達し、上肢各部に蓄えており、動作終盤には保持した  $E_t$  を  $E_r$  へと変換することで、ラケットにより多くの運動エネルギーを流入させることを選択していたと推察される。

本研究ではサーブ動作の力学的エネルギーを形態毎に分類して検討することで、上腕から肩関節に流出するのは主に  $E_r$  であること、肩関節の水平内転トルクは  $E_r$  を  $E_t$  に変換する役目を担っていたことなどを示した。今後、本研究で用いた手法を用いることで、従来の手法ではスウィング動作と括られている動作においても、その技術的な差異をより詳細に明らかにすることや、従来の energetics 的手法では考察の対象とならなかった関節についても、その役割を再考することができると期待される。

## 謝辞

本研究のデータの一部は宮地弘太郎男子ユニバーシアード代表監督、道上静香女子ユニバーシアード代表監督の協力のもと収集された。ここに感謝の意を表す。

## 文 献

阿江通良 (1996) 日本人の幼少年およびアスリートの身体部分慣性係数. *Japan Journal of Sports Sciences*, 15(3): 155-162.

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, pp. 29-30, pp. 122-124.

Bahamonde, R. (2000) Changes in angular momentum during the tennis serve. *J. Sports Sci.*, 18(8): 579-592.

Cross, R. and Pollard, G. (2009) Grand Slam men's singles tennis 1991-2009 serve speeds and other related

data. *ITF Coaching and Sport Science Review* 2009, 16(49): 8-10.

出井章雅・今西平・梅林薫 (2011) 男子テニス・シングルスにおけるサービスとレシーブからの得点獲得率に関する研究. *身体運動文化論攷*, 10: 83-94.

Elftman, H. O. (1940) The work done by muscles in running. *Am. J. Physiol.*, 145: 672-684.

Feltner, M. and Dapena, J. (1986) Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *Int. J. of Sports. Biomech.*, 2: 235-259.

Gordon, D., Robertson, E., and Winter, D. A. (1980) Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J. Biomech.*, 13(10): 845-854.

今西平・菅勝揮・松原慶子・魚田尚吾・出井章雅・中島風太・木内真弘・梅林薫 (2011) 投球トレーニングがジュニアテニス選手のサービス動作に及ぼす影響. *大阪体育大学紀要*, 42: 43-50.

梶田秀司・横井一仁・比留川博久・原田研介 (2005) ヒューマノイドロボット. オーム社, pp. 209-211.

小池関也・石川達也 (2011) テニスサーブのムチ動作. *体育の科学*, 61(7): 491-496.

倉林準・持丸正明・内まき子 (2003) 股関節中心推定法の比較・検討. *バイオメカニズム学会誌*, 27(1): 29-36.

Marshall, N. and Elliott, B. (2000) Long-axis rotation: the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *J. Sports Sci.*, 18(4): 247-254.

松尾知之 (2011) ムチ動作の意義—キネマティクスからエナジェティクス—. *体育の科学*, 61(7): 477-483.

Mavvidis, A., Mantis, K., Tamboulis, A., and Piliandis, T. (2008) Tennis performance and the dominant arm strength velocity in male and female tennis players. *Studies in Physical Culture & Tourism*, 15(2): 103-108.

村田宗紀・藤井範久 (2014a) 下肢および胴部に着目した硬式テニスサーブにおけるボールの回転の打ち分け. *バイオメカニズム学会編*, *バイオメカニズム* 22. 慶応義塾大学出版会, pp. 155-166.

村田宗紀・藤井範久 (2014b) 上肢および上腕に着目したテニスサーブにおける回転の打ち分け. *体育学研究*, 59(2): 413-430.

渋川侃二 (1969) 現代保健体育学体系6 運動力学. 大修館書店, pp. 146-147.

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.
- Springs, E., Marshall, R., Elliott, B., and Jennings, L. (1994) A three-dimensional kinematic method for determining the effectiveness of arm segment rotations in producing racquet-head speed. *J. Biomech.*, 27(3): 245-254.
- Wells, R. P. and Winter, D. A. (1980) Assessment of signal and noise in the kinematics of normal, pathological and sporting gaits. *Human locomotion*, 1: 92-93.
- Winter, D. A. (2009) *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley & Sons, pp. 167-168.
- Woltring, H. J. (1986). A FORTRAN package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Adv. Eng. Softw.*, 8(2): 104-113.
- (平成26年9月24日受付)  
(平成27年3月24日受理)

Advance Publication by J-STAGE

Published online 2015/5/11