

原著論文

サーブ速度の高い車いすテニス選手の上肢関節運動に関する キネマティクスの研究

Kinematics study of the upper limb joint movement in the wheelchair tennis
players with high serve velocity

田邊 智¹⁾
Satoru Tanabe¹⁾

川端 浩一²⁾
Koichi Kawabata²⁾

Abstract

The purpose of this study was to clarify the mechanisms to develop the racket velocity for wheelchair tennis player. The subjects were ten wheelchair tennis players and four able-bodied tennis coaches. This study used a motion capture system to obtain the three-dimensional coordinates of markers attached to subjects and the tennis racket during the serve. The findings are summarized as follows.

- 1) Wheelchair tennis players with high racket velocity served using shoulder internal rotation and wrist palmar flexion in the same way as able-bodied tennis players.
- 2) Wheelchair tennis players with high racket velocity increased the maximum angle of shoulder external rotation by restricting shoulder horizontal flexion as much as possible during the first half of the forward swing, and used the rebound movement to develop the angular velocity of shoulder internal rotation.
- 3) In wheelchair tennis, it is important to abduct the shoulder and to extend the elbow as far as possible in order to obtain a higher hitting point. However, in order to increase the racket velocity, the elbow has to be bent slightly so that the angular velocity of shoulder internal rotation is effectively transferred to the racket velocity.

キーワード 肩の内旋, 手首の掌屈, 肩の水平内転, 肘の伸展
shoulder internal rotation, wrist palmar flexion, shoulder horizontal
flexion, elbow extension

1. 緒言

近年, 日本の障がい者スポーツは著しく発展しており, パラリンピックをはじめとする各種スポーツの世界大会において, 日本人選手の活躍が数多く報告されている。なかでも

車いすテニスにおいて, 男子シングルの世界トップ30に5名の選手が, また女子ではシングルの世界トップ30に4名の選手がランキングされており(2017年5月1日現在), 東京パラリンピックでの日本人の活躍が期待さ

¹⁾ 大阪産業大学
²⁾ 和歌山県立医科大学

Osaka Sangyo University
Wakayama Medical University

れる。

これまで車いすテニスに関するバイオメカニクス的研究報告は少なく、特にサーブ動作を分析した研究はReid et al. (2007) と木村ほか (2012)、そしてCavedon et al. (2014) の3つの報告しかない。健常者の試合ではもちろん、車いすテニスの試合においてもサーブは攻撃の起点であり、より攻撃的なサーブを打つことが試合を有利に展開するために要求される。攻撃的なサーブの要素としては、ボールの速度やボールの回転などが挙げられる。村田・藤井 (2014, pp.426-427) は健常者のテニス選手を対象にフラットサーブ、スライスサーブ、キックサーブ時の動作を分析し、球種の打ち分けはラケット速度ではなく、ラケットのスイング方向の違いによって行われていたと報告している。つまり、ボール速度を高めるためにはもちろん、ボールにより多く回転をかけるためにも、高いラケット速度を生み出す技術を習得する必要があると考えられる。Reid et al. (2007) は世界ランキング上位の車いすテニス選手2名を対象にサーブ動作を3次元的に解析し、サーブ中の肩の関節力や関節トルクを調べているが、被験者2名の障がい部位やラケット速度はほとんど同じで、健常者の立位時のデータと比較することにとどまっている。また、木村ほか (2012) は8名の車いすテニス選手を被験者にサーブ中の肩および肘関節運動を運動学的側面から調べているが、被験者の障がい部位がT3からL3までと幅広く、残存する機能が異なるにも関わらず、すべての被験者のデータを平均化し、Reid et al. (2007) と同様に健常者の立位時のデータと比較している。このようにReid et al. (2007) や木村ほか (2012) の研究では、健常者のデータと比較することで、車いすテニス選手の動作の特徴を明らかにしようとしているが、車いすテニス選手が高いラケット速度を生み出すためのメカニズムについて詳しく調べていない。Cavedon et al. (2014) は脊髄損傷 (T1 から S2) の選手から下肢切断の選手まで様々な障がいをもつ31名の車いすテニ

ス選手を対象に、インパクト後のボール速度とインパクト時の肩および肘関節角度を算出している。そして、障がいの程度ごとにグループ分けをした後、残存する機能が異なる者同士のデータを比較している。しかし、障がいの程度によって車いすテニス選手の動作は異なるため、障害の程度によってコーチングの方法を変えなければいけないので、残存する機能ごとにラケット速度の高い選手の特徴を明らかにする必要がある。したがって、ラケット速度の高い車いすテニス選手の共通の特徴を明らかにするためには、残存する機能ごとで競技レベルの異なる多くの車いすテニス選手の動作を分析し、ラケット速度の高い選手と低い選手の動作を比較しなければならない。さらに、先行研究 (Reid et al., 2007; 木村ほか, 2012) では健常者が立位姿勢でサーブを打った時の動作と車いすテニス選手の動作を比較しているが、車いすテニスでは座位姿勢でサーブを打つので、下肢に力が入らなかったり、打点が低くなったりする。そのため、本来、障がいをもっていることで動作がどのように変わるかを調べるためには、健常者が車いすに乗ってサーブを打った時の動作を分析すべきである。

そこで本研究では、比較的同じ程度の障がいをもつ競技レベルの異なる車いすテニス選手のサーブ動作を調べるとともに、健常者が車いすに座ってサーブした時の動作と立ってサーブをした時の動作も分析することで、車いすテニス選手が速いサーブを打つためのメカニズムを明らかにしようとした。

2. 方法

2.1 被験者

本研究では、世界ランキング1位 (実験当時) の選手 (以下、「SK 選手」とする) を含む国際大会および国内大会で活躍する男子車いすテニス選手9名と女子車いすテニス選手2名、そして一般のテニススクールに通う男子車いすテニス選手6名の計17名 (身長: 1.62 ± 0.16 m, 体質量: 56.4 ± 14.7 kg, 年齢: 34.9

± 13.3 歳, 競技歴: 10.9 ± 7.9 年) を対象に実験を行った。しかし, 緒言でも述べたとおり, 残存する機能ごとにラケット速度の高い選手の特徴を明らかにするためには, 障がいの程度が比較的近い被験者でグループ分けをし, そのグループ内でラケット速度の高かった被験者と低かった被験者の関節運動の違いを調査しなければならない。そこで本研究では, 医師の診断をもとに 17 名の被験者の中から脊髄損傷部位が T11 から L1 の被験者と二分脊椎の被験者で構成するグループのサーブ動作を分析することとした。つまり, 国際大会および国内大会で活躍する男子車いすテニス選手 4 名 (SK 選手を含む) と女子車いすテニス選手 2 名, そして一般のテニススクールに通う男子車いすテニス選手 4 名の計 10 名 (身長: 1.54 ± 0.16 m, 体質量: 48.9 ± 14.3 kg, 年齢: 32.0 ± 16.2 歳, 競技歴: 11.9 ± 7.7 年) を対象とした。また, 脊髄に損傷を負っているか否か, 車いすに座っているか否かによって動作がどう変わるのかを調べるために, 健常者のコーチ 4 名 (身長: 1.78 ± 0.05 m, 体質量: 71.8 ± 5.6 kg, 年齢: 27.8 ± 4.8 歳, 競技歴: 11.0 ± 11.5 年) の座位時および立位時のサーブ動作についても調べた。なお, 被験者にはあらかじめ本研究の目的と内容を十分に説明し, 協力の同意を得てから実験を行った。

2.2 実験方法

被験者に十分なウォーミングアップを行わせた後, センターマークの左側からライトサーブコート中央をねらって, 全力で速いサーブを打つよう指示した。また, 健常者のコーチには車いすに座った状態からのサーブに加え, 立位の姿勢から普段行っているサーブも打たせた。実験の直前に被験者の身体各部位とラケットの計 17 か所に反射マーカを貼付し (図 1), サーブ中のマーカの 3 次元座標を, 16 台の近赤外線カメラを用いた 3 次元リアルタイムモーション計測システム (VENUS3D, Nobby Tech 社製) を用いて計測した (250 fps)。また, 同時に 2 台のハイスピードカメラ (Phantom Miro eX4, Vision Research 社製) を使ってサーブ中の映像を記録した (250 fps)。なお, 実験の開始前に 3 次元座標を算出するためのキャリブレーションとして, 水準器と 4 点のマーカをとりつけたリファレンスポールをテニスコートの 7 か所に順次鉛直に立て, それらについても撮影した。本研究ではサイドラインに平行で水平前方へ X 軸の正を, 鉛直上方へ Z 軸の正をとり, Z 軸と X 軸との外積によって得られた方向を Y 軸の正として, これら X, Y, Z 軸からなる座標系を静止座標系と定義した。

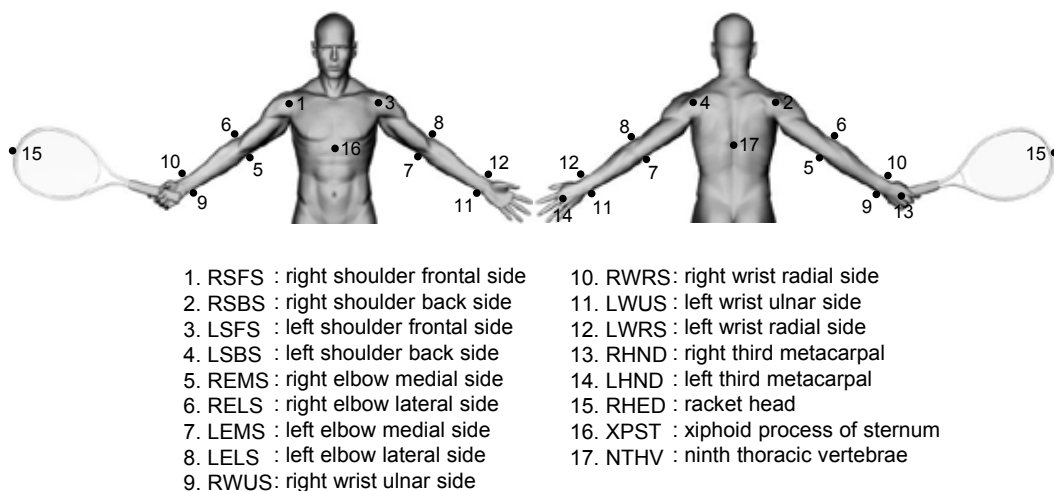


Fig.1 Reflection markers on the body and racket.

2.3 ボール速度の算出

2台のハイスピードカメラで撮影した映像をもとに、動作解析ソフト（Frame-Dias IV, DKH 社製）を使用してボール中心点の座標を読み取り、DLT法を用いてボールの3次元座標を算出した。そして、得られた3次元座標を時間微分することでボール速度を計算し、インパクト後、0.02秒間（5フレーム）の平均合成ボール速度（以下、単純に「ボール速度」とする）を求めた。

2.4 データの平滑

3次元リアルタイムモーション計測システムによって得られた反射マーカークの3次元座標から残差分析法（Yu et al., 1999, pp.320-324）を用いて、各部位の3軸方向の最適遮断周波数を求め、4次のButterworth low-pass Digital Filterを使用し3次元座標を平滑した。

2.5 部分座標系の定義

図2に上腕、上腕、前腕、そしてラケットに固定した右手系の部分座標系を表した。図中の添字の ut, ua, fa, rt はそれぞれ上腕、上腕、前腕、そしてラケットを示している。上腕座標系では、上腕の長軸を表す XPST と NTHV の中点（以下、「胸骨下端中心点」とする）から、RSFS と RSBS の中点（以下、「右肩中心点」とする）と LSFS と LSBS の中点を結んだ線分の中点（以下、「両肩中心点」とする）へ

向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{ut} とし、NTHV から XPST へ向かうベクトルを \mathbf{x}'_{ut} とした。そして \mathbf{z}_{ut} と \mathbf{x}'_{ut} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{ut} とし、 \mathbf{y}_{ut} と \mathbf{z}_{ut} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{ut} とした。上腕座標系については、上腕の長軸を表す REMS と RELS の中点（以下、「右肘中心点」とする）から右肩中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{ua} とし、RELS から REMS へ向かうベクトルを \mathbf{y}'_{ua} とした。そして \mathbf{y}'_{ua} と \mathbf{z}_{ua} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{ua} とし、 \mathbf{z}_{ua} と \mathbf{x}_{ua} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{ua} とした。前腕座標系に関しては、前腕の長軸を表す RWUS と RWRS の中点（以下、「右手首中心点」とする）から右肘中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{fa} とし、RWRS から RWUS へ向かうベクトルを \mathbf{y}'_{fa} とした。そして \mathbf{y}'_{fa} と \mathbf{z}_{fa} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{fa} とし、 \mathbf{z}_{fa} と \mathbf{x}_{fa} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{fa} とした。そして最後にラケット座標系においては、ラケットの長軸を表す RHED から右手首中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{rt} とし、RWRS から RWUS へ向かうベクトルを \mathbf{y}'_{rt} とした。そして \mathbf{y}'_{rt} と \mathbf{z}_{rt} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{rt} とし、 \mathbf{z}_{rt} と \mathbf{x}_{rt} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{rt} とした。

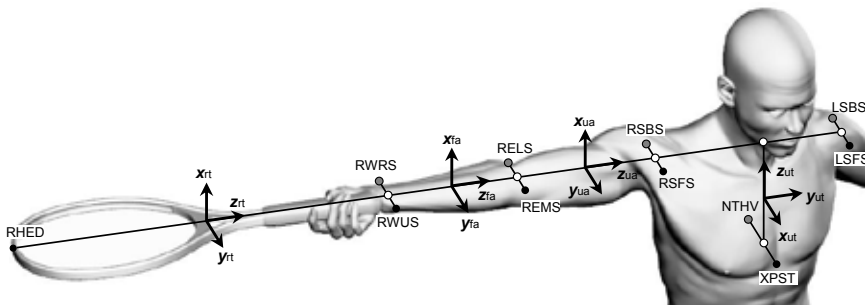


Fig.2 Definitions of the segment reference frame fixed on the upper torso, upper arm, forearm and racket.

2.6 関節座標系の定義

図3は肩関節, 肘関節, そして手関節に固定した右手系の関節座標系を示している. 図中の添字の sh, el, wr はそれぞれ肩関節, 肘関節, そして手関節を表している. 肩関節では, 上腕の長軸を表す右肘中心点から右肩中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{sh} とし, 胸骨下端中心点から両肩中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{x}'_{sh} とした. そして \mathbf{z}_{sh} と \mathbf{x}'_{sh} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{sh} とし, \mathbf{y}_{sh} と \mathbf{z}_{sh} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{sh} とした. 肘関節については, 前腕の長軸を表す右手首中心点から右肘中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{el} とし, RELS から REMS へ向かうベクトルを \mathbf{y}'_{el} とした. そして \mathbf{y}'_{el} と \mathbf{z}_{el} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{el} とし, \mathbf{z}_{el} と \mathbf{x}_{el} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{el} とした. そして最後に手関節においては, RHED から右手首中心点へ向かう単位ベクトルを \mathbf{z}_{wr} とし, RWRS から RWUS へ向かうベクトルを \mathbf{y}'_{wr} とした. そして \mathbf{y}'_{wr} と \mathbf{z}_{wr} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{x}_{wr} とし, \mathbf{z}_{wr} と \mathbf{x}_{wr} との外積によって得られる方向の単位ベクトルを \mathbf{y}_{wr} とした.

2.7 上肢関節角度の算出

本研究では村田・藤井 (2014, pp.419-420) の方法を参考に, 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た. つまり, \mathbf{x}_{ut} 軸と \mathbf{y}_{ua} 軸, \mathbf{y}_{ut} 軸と \mathbf{z}_{ua} 軸, そして \mathbf{z}_{ut} 軸と \mathbf{x}_{ua} 軸が一致する姿勢を基準姿勢とし, \mathbf{y}_{ua} 軸から \mathbf{x}_{ua} 軸, \mathbf{z}_{ua} 軸の順番で回転させた時のオイラー角を肩関節角度と定義した. そして回転の順番に内転 (+) / 外転 (-), 水平内転 (+) / 水平外転 (-), 内旋 (+) / 外旋 (-) となるよう適宜符号を反転した. なお, 上腕が基準姿勢にある時を水平内外転角度 0 度, 内外転角度 -90 度, そして内外旋角度 -90 度と定義した. また, 一般的に矢状面で見た時の上腕の上下運動を屈曲伸展, 前額面で見た時の運動を内転外転というが, 本研究では, 単純に3次元空間内における上腕と上腕の成す角度を内転外転角度とした.

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. つまり, \mathbf{x}_{ua} 軸と \mathbf{x}_{fa} 軸が, \mathbf{y}_{ua} 軸と \mathbf{y}_{fa} 軸が, そして \mathbf{z}_{ua} 軸と \mathbf{z}_{fa} 軸が一致する姿勢を基準姿勢とし, \mathbf{y}_{fa} 軸から \mathbf{x}_{fa} 軸, \mathbf{z}_{fa} 軸の順番で回転させた時のオイラー角を肘関節角度と定義した. そして回転の順番に伸展 (+) / 屈曲 (-), 内反 (+) / 外反 (-), 回内 (+) / 回外 (-) となるよう適宜符号を反転した. なお, 前腕が基準姿勢にある時を伸展屈曲角度 180 度, 回内外角度 -90 度と定義した. また, 肘関節は機能解剖学的な拘束によって2軸性のため, 内反外反角度についての結果は示さない.

前腕座標系に対するラケット座標系の相対

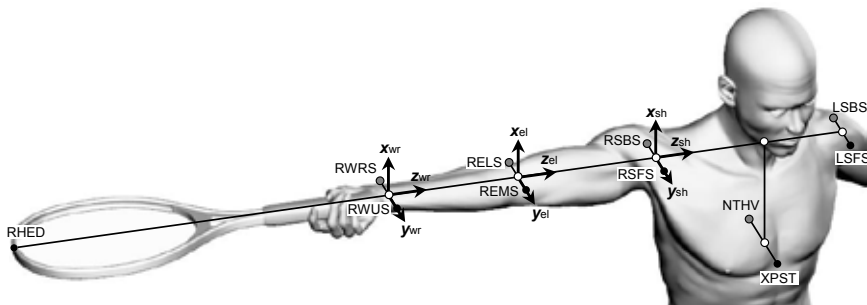


Fig.3 Definitions of the joint reference frame fixed on the shoulder, elbow and wrist.

的なオイラー角を手関節角度とした。つまり、 X_{fa} 軸と X_{rt} 軸が、 Y_{fa} 軸と Y_{rt} 軸が、そして Z_{fa} 軸と Z_{rt} 軸が一致する姿勢を基準姿勢とし、 Y_{rt} 軸から X_{rt} 軸、 Z_{rt} 軸の順番で回転させた時のオイラー角を手関節角度と定義した。そして回転の順番に背屈 (+) / 掌屈 (-), 尺屈 (+) / 橈屈 (-), 回内 (+) / 回外 (-) となるよう適宜符号を反転した。なお、手部が基準姿勢にある時を掌背屈角度0度、橈尺屈角度0度と定義した。また、手関節も機能解剖学的な拘束によって2軸性のため、回内回外角度についての結果は示さない。

2.8 上肢関節角速度ベクトルの算出

本研究では、後述する先行研究を参考に上肢関節運動によって生み出されたラケット速度を算出するため、上肢関節角度を微分するのではなく、以下の方法を使って上肢関節角速度を計算した。つまり、まず部分*i*の角速度ベクトル ω_i の各軸周りの成分 (ω_{ix} , ω_{iy} , ω_{iz}) を部分座標系の各軸方向の単位ベクトルを使って、次の式から求めた (和達, 1983, pp.98-110)。

$$\omega_{ix} = \mathbf{z}_i \cdot \frac{d\mathbf{y}_i}{dt}, \quad \omega_{iy} = \mathbf{x}_i \cdot \frac{d\mathbf{z}_i}{dt},$$

$$\omega_{iz} = \mathbf{y}_i \cdot \frac{d\mathbf{x}_i}{dt}$$

ここで \mathbf{x}_i , \mathbf{y}_i , \mathbf{z}_i は部分*i*に定義した座標系の単位ベクトルを示している。その後、座標変換行列 (和達, 1983, pp.49-54) を用いて各部分座標系における角速度ベクトルを静止座標系における角速度ベクトルに変換し、上腕に対する上腕の相対角速度、上腕に対する前腕の相対角速度、そして前腕に対するラケットの相対角速度ベクトルをそれぞれの関節座標系の各軸に投影することで、肩、肘、そして手関節の角速度ベクトルを算出した。

2.9 上肢関節運動によって生み出されたラケット速度ベクトルの算出

本研究では、宮西ほか (1996, pp.25-28) の方法を参考にして、上肢の関節角速度ベクトルと各関節中心点からラケットヘッドまでの位置ベクトルとを外積し、上肢関節運動によって生み出されたラケット速度ベクトルを求めた。これら上肢関節運動によって生み出されたラケット速度ベクトルの方向は、実際の合成ラケット速度ベクトルの方向と異なる。そのため、上肢関節運動によって生み出されたラケット速度ベクトルを実際の合成ラケット速度ベクトル方向へ投影することで、実際の合成ラケット速度ベクトル方向への成分を求め (宮西ほか, 1996, pp.25-28), それを各関節運動によって生み出されたラケット速度とした。そして、実際の合成ラケット速度に対する各関節運動によって生み出されたラケット速度の割合を、各関節運動の合成ラケット速度に対する「貢献度」と定義した。

2.10 分析区間と標準動作の算出

本研究では、田邊・伊藤の研究 (2008, p.17) を参考に、インパクトに向けてラケットが上方の速度をもった瞬間をフォワードスイング開始とし、フォワードスイング開始からボールインパクトまでをサーブ動作の分析区間とした。そして、その区間の時間を100%となるように、3次のスプライン関数を用いた内挿補間によって規格化した。また、Ae et. al. (2007, p.7) の方法を参考に規格化した3次元座標値から、脊髄損傷を負った被験者の中からインパクト時のラケット速度が大きかった上位5名 (以下、「熟練者」とする) と下位5名 (以下、「未熟練者」とする) の胸骨下端中心点に対する相対座標を算出し、それを被験者の身長で除したものを平均化することで、熟練者および未熟練者の標準動作を求めた。また、同様の方法を用いて健常者のコーチ (以下、単に「健常者」とする) の座位時の標準動作も算出した。

2.11 統計処理

脊髄損傷を負った被験者のインパクト時の合成ラケット速度 (以下、単に「ラケット

速度」とする)とボール速度との関係調べのために Pearson の積率相関係数を求めた。また、脊髄損傷を負った被験者のフォワードスイング開始からボールインパクトまでの上肢関節角度、関節角速度、ラケット速度に対する上肢関節運動の貢献度等の時系列データについても、インパクト時のラケット速度との関係を調べるために、規格化時間の1%ごとに Pearson の積率相関係数を算出した。なお、本研究では統計的有意水準を5%と定義した。

3. 結果

3.1 車いすテニス選手のボール速度とラケット速度について

車いすテニス選手のボール速度の平均値は 28.2 ± 7.5 m/s で、速度の範囲は 15.3 ~ 37.8 m/s であった。また、ボールインパクト時のラケット速度の平均値は 24.7 ± 6.1 m/s で、速度の範囲は 14.1 ~ 32.5 m/s であった。一般的に、サーブ速度とはインパクト後のボー

ル速度を意味するが、ボールにかかる回転の大きさによってボール速度は変わってしまう。そこで、本研究ではボール速度とラケット速度との間に高い有意な正の相関関係が認められたことから ($r = 0.975, p < 0.001$)、ラケット速度をサーブ速度と定義した。

3.2 車いすテニス選手の上肢関節角度と角速度について

図4にフォワードスイング開始からボールインパクトまでの熟練者および未熟練者の標準動作のスティックピクチャーを25%ごとに示した。図の上段は側方から、下段は前方から見た時のスティックピクチャーを表している。実線は熟練者を、破線は未熟練者を示しており、胸骨下端中心点の座標で合わせて表している。また、図5には熟練者および未熟練者のフォワードスイング開始からインパクトまでの上肢関節角度の平均変位曲線を、さらに図6には上肢関節角速度の平均変化曲線を示

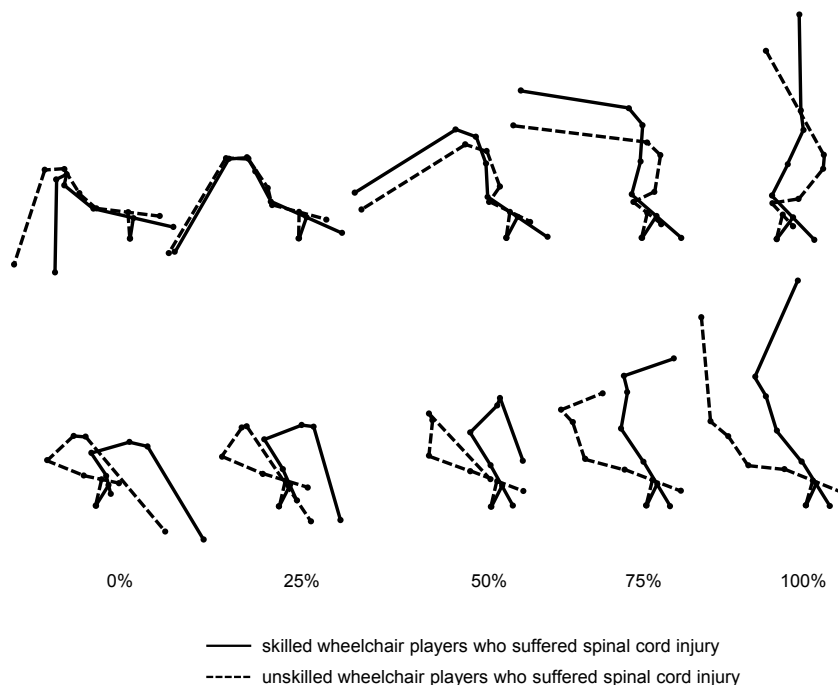


Fig.4 Standard motion of the tennis serving movement from the beginning of forward swing to the ball impact for the skilled and unskilled wheelchair tennis players who suffered spinal injury.

した。図の横軸は規格化された時間を表しており、実線は熟練者を、破線は未熟練者を示し、スティックピクチャーは熟練者の標準動作を表している。また、インパクト時のラケット速度との間に有意な相関関係が認められた場合には、記号（正の相関：△、負の相関：▼）を示した。なお、視認性を考慮して、図4、5、6のスティックピクチャーの左上肢は表記しなかった。また、図5および図6の標準偏差の表記も省略した。本研究では、図2および図3で定義した座標系を用いて上肢の関節運動を求めたが、同じようにラケット面を操作したとしても、ラケットの握り方（グリップ）によって、ラケット面の操作で使用する関節

運動が異なる可能性がある。しかしながら、本研究の被験者で極端なウェスタングリップでラケットを握る選手はおらず、全員がコンチネンタルグリップまたはイースタングリップでラケットを握っていたため、同じラケット面の操作で使う関節運動に大きな違いはなかったと考えられた。また、本研究では上肢関節角度を微分するのではなく、部分座標系の各軸方向の単位ベクトルを微分することで、上肢関節角速度を算出したが、その値は上肢関節角度を微分したものとほぼ一致しており、統計結果についてもほとんど変わらず、後述する考察の内容を変えるものではなかった。

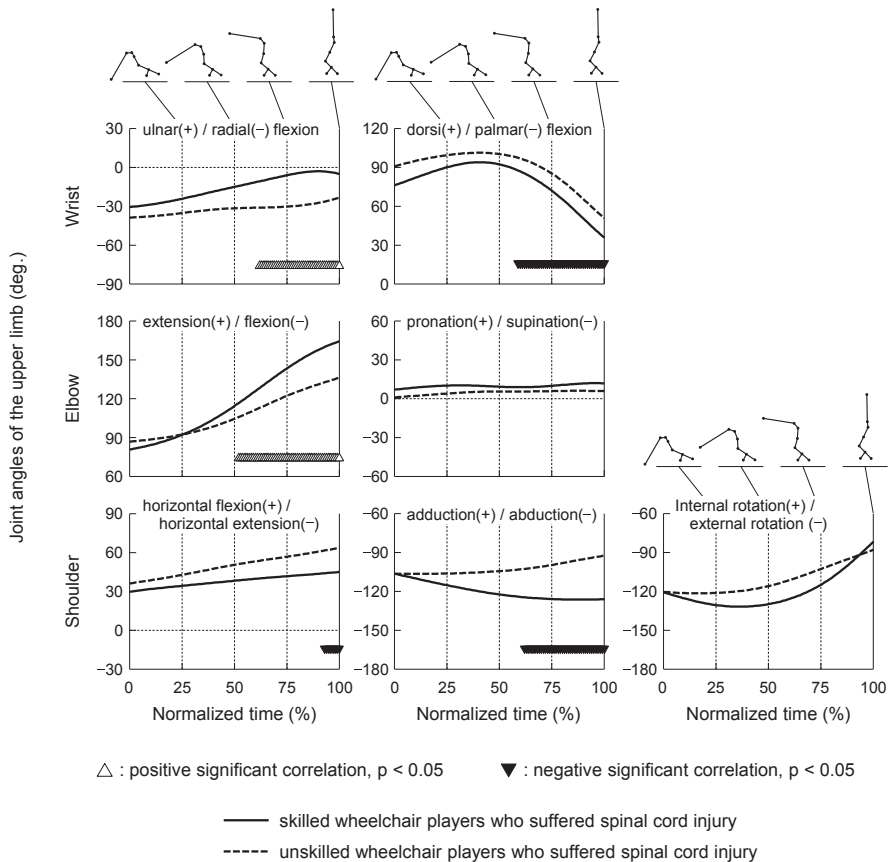


Fig.5 Changes in mean angles of the upper limb joint movement from the beginning of forward swing to the ball impact for the skilled and unskilled wheelchair tennis players who suffered spinal cord injury.

肩関節の水平内転および水平外転動作について、フォワードスイング開始からインパクトまで熟練者および未熟練者はともに水平内転しながらサーブを打っていた。統計の結果、インパクト時のラケット速度と95%付近からインパクトまでの水平内転角度との間に有意な負の相関関係が認められた。内転および外転動作に関しては、熟練者はフォワードスイング開始から75%付近まで外転し、その後、一定の角度を維持したままインパクトを迎えた。一方、未熟練者はフォワードスイング開始からインパクトまで終始内転しながらサーブを打っていた。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、60%付近からインパクトまでの外転角度と、フォワードスイング開始から95%付近までの内転および外

転角速度との間に有意な負の相関関係が見られた。肩関節の内旋および外旋動作において、フォワードスイング開始から熟練者と未熟練者はともに外旋していたが、熟練者は40%付近から、未熟練者は25%付近からインパクトへ向けて急速に内旋した。統計の結果、インパクト時のラケット速度とフォワードスイング開始から20%付近までの外旋角速度との間には有意な負の相関関係が、70%付近からボールインパクトまでの内旋角速度との間には有意な正の相関関係が認められた。

肘関節の伸展および屈曲動作について、フォワードスイング開始からインパクトまで熟練者および未熟練者はともに伸展しながらサーブを打っていた。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、50%付近か

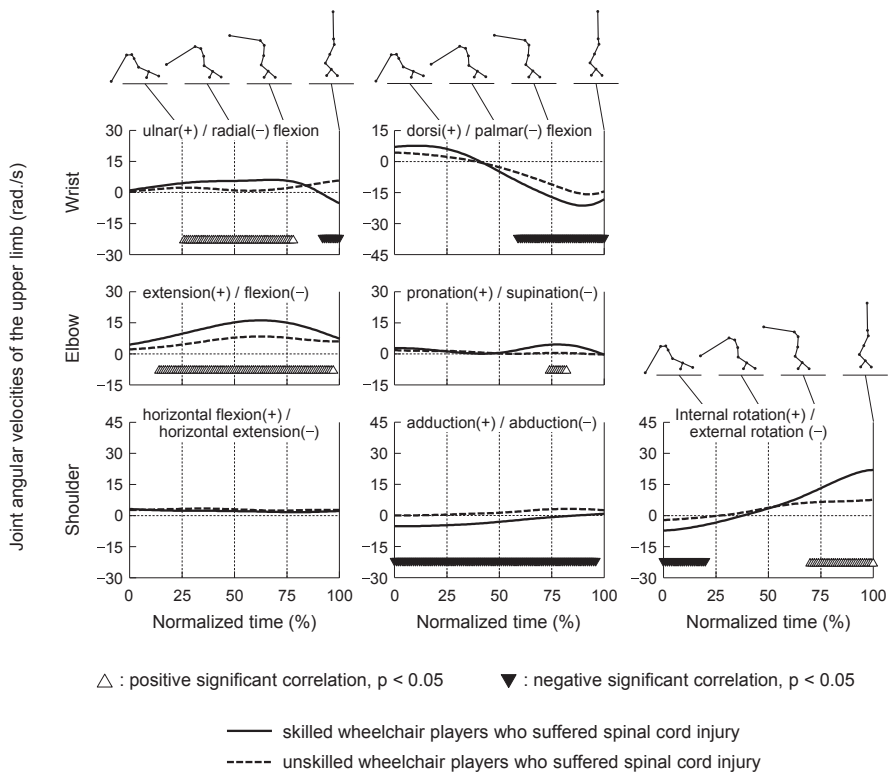


Fig.6 Changes in mean angular velocities of the upper limb joint movement from the beginning of forward swing to the ball impact for the skilled and unskilled wheelchair tennis players who suffered spinal cord injury.

らインパクトまでの伸展角度と、15 % 付近から95 % 付近までの伸展角速度との間に有意な正の相関関係が見られた。回内および回外動作について、熟練者は50 % 付近から回内しながらサーブを打っていたが、未熟練者はフォワードスイング中盤以降、ほとんど回内および回外運動をしていなかった。統計の結果、インパクト時のラケット速度と75 % 付近から80 % 付近までの回内角速度との間に有意な正の相関関係が認められた。

手関節の尺屈および橈屈動作について、熟練者はフォワードスイング開始から尺屈していたが、90 % 付近から橈屈し始め、そのままインパクトを迎えた。一方、未熟練者は75 % 付近からインパクトへ向けて尺屈していた。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、60 % 付近からインパクトまでの橈屈角度と、25 % 付近から80 % 付近までの尺屈角速度との間に有意な正の相関関係が、また、90 % 付近からインパクトまでの尺屈および橈屈角速度との間に有意な負の相関関係が観察された。背屈および掌屈動作に関しては、熟練者および未熟練者はともにフォワードスイング開始から背屈していたが、40 % 付近からインパクトへ向けて急速に掌屈した。統計の結果、インパクト時のラケット速度と60 % 付近からインパクトまでの背屈角度との間に有意な負の相関関係が、また60 % 付近からインパクトまでの掌屈角速度との間に有意な負の相関関係が認められた。

3.3 車いすテニス選手のラケット速度に対する上肢関節運動の貢献度について

図7は熟練者および未熟練者のフォワードスイング開始からインパクトまでのラケット速度に対する上肢関節運動の貢献度を示している。図7の線および記号等の仕様は図5と同様である。

フォワードスイング開始から熟練者および未熟練者はともに肩関節の水平内転動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、インパクトへ向けて貢献度は減少した。イン

パクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、フォワードスイング開始から40 % 付近までの貢献度との間に有意な負の相関関係が観察された。フォワードスイング開始から熟練者は外転動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、その後、インパクトへ向けて貢献度は減少した。一方、未熟練者は50 % 付近からインパクトへかけて内転動作によってラケット速度の増加に貢献していた。統計の結果、インパクト時のラケット速度とフォワードスイング開始から45 % 付近までの貢献度との間に有意な正の相関関係が、70 % 付近からインパクトまでの貢献度との間には有意な負の相関関係が見られた。フォワードスイング開始から熟練者と未熟練者はともに肩関節の外転動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、熟練者は40 % 付近から、未熟練者は25 % 付近から内転動作によって貢献していた。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、40 % 付近から60 % 付近までの貢献度との間に有意な負の相関関係が、85 % 付近からインパクトまでの貢献度との間に有意な正の相関関係が認められた。

熟練者と未熟練者はフォワードスイング開始直後から肘関節の伸展動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、フォワードスイング中盤から貢献度は減少した。統計の結果、インパクト時のラケット速度と90 % 付近からインパクトまでの貢献度との間に有意な負の相関関係が見られた。フォワードスイング開始から熟練者と未熟練者はともに回内動作によってラケット速度に対して負の貢献（ラケットを減速させる働き）をしていたが、フォワードスイング中盤にかけて負の貢献度は減少した。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、70 % 付近から75 % 付近までの貢献度との間に有意な負の相関関係が認められた。

フォワードスイング開始直後、熟練者と未熟練者はともに手関節の尺屈動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、フォワードスイング中盤にかけて貢献度は減少し、そ

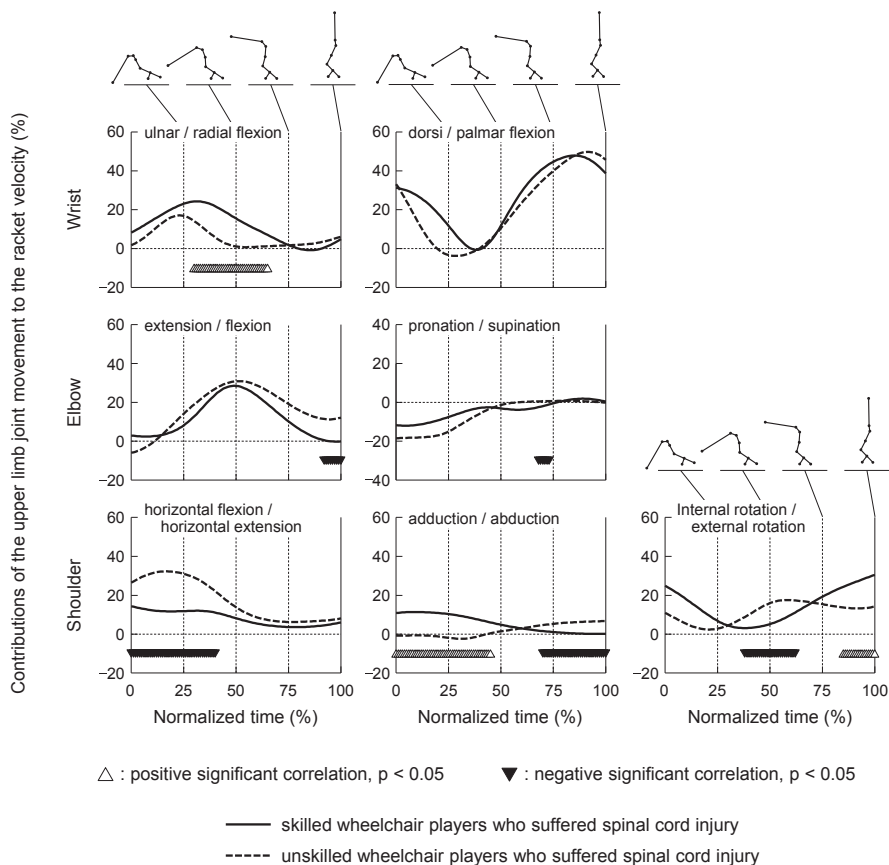


Fig.7 Changes in mean contributions of the upper limb joint movement to the racket velocity from the beginning of forward swing to the ball impact for the skilled and unskilled wheelchair tennis players who suffered spinal cord injury.

のままインパクトを迎えた。統計の結果、インパクト時のラケット速度と30%付近から65%付近までの貢献度との間に有意な正の相関関係が観察された。フォワードスイング開始から熟練者および未熟練者はともに背屈動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、40%付近からインパクトへかけては掌屈動作によって貢献していた。インパクト時のラケット速度との相関関係を調べたところ、フォワードスイング開始からインパクトまでどこにも有意な相関関係は認められなかった。

3.4 健常者の座位時および立位時のボール速度とラケット速度について

健常者のボール速度の平均値は、座位時において 37.9 ± 2.3 m/s で、速度の範囲は 34.7 ~ 39.8 m/s、立位時では 49.3 ± 1.6 m/s で、速度の範囲は 48.1 ~ 51.6 m/s であった。また、ボールインパクト時のラケット速度の平均値は、座位時において 33.4 ± 1.7 m/s で、速度の範囲は 32.4 ~ 35.9 m/s、立位時では 39.0 ± 1.9 m/s で、速度の範囲は 36.6 ~ 40.6 m/s であった。

3.5 健常者の座位時および立位時の上肢関節角度と角速度について

図8に健常者のフォワードスイング開始からインパクトまでの座位時および立位時の上肢関節角度の平均変位曲線を、さらに図9には

上肢関節角速度の平均変化曲線を示した。図の横軸は規格化された時間を、実線は座位時を、また破線は立位時を示し、スティックピクチャーは座位時の標準動作を表している。なお、視認性を考慮して、スティックピクチャーの左上肢は表記せず、上肢関節角度および関節角速度の標準偏差の表記も省略した。

肩関節の水平内転および水平外転動作について、座位時および立位時ともにフォワードスイング開始から水平内転動作が観察された。座位時ではフォワードスイング後半から低い水平内転角速度を維持していたが、立位時においてはわずかに水平外転する傾向が見られた。座位時は立位時と比べ水平内転角度が大きい傾向を示した。内転および外転動作に関して、フォワードスイング開始から座位時および立位時ともに外転動作が観察されたが、フォー

ドスイング後半以降は一定の角度を維持したままインパクトを迎えていた。座位時は立位時よりも外転角度が大きい傾向が見られた。肩関節の内旋および外旋動作では、フォワードスイング開始から座位時および立位時ともに外旋動作が観察されたが、フォワードスイング中盤から内旋動作に切り替わり、インパクトに向けて急速に内旋していた。座位時は立位時に比べ外旋角度が小さく、また、フォワードスイング前半の外旋角速度およびインパクト前の内旋角速度が小さい傾向を示した。

肘関節の伸展および屈曲動作について、座位時および立位時ともにフォワードスイング開始からインパクトにかけて終始伸展していた。座位時は立位時よりもフォワードスイング開始からインパクトまでの伸展角度が大きかったが、フォワードスイング中盤の伸展角速度

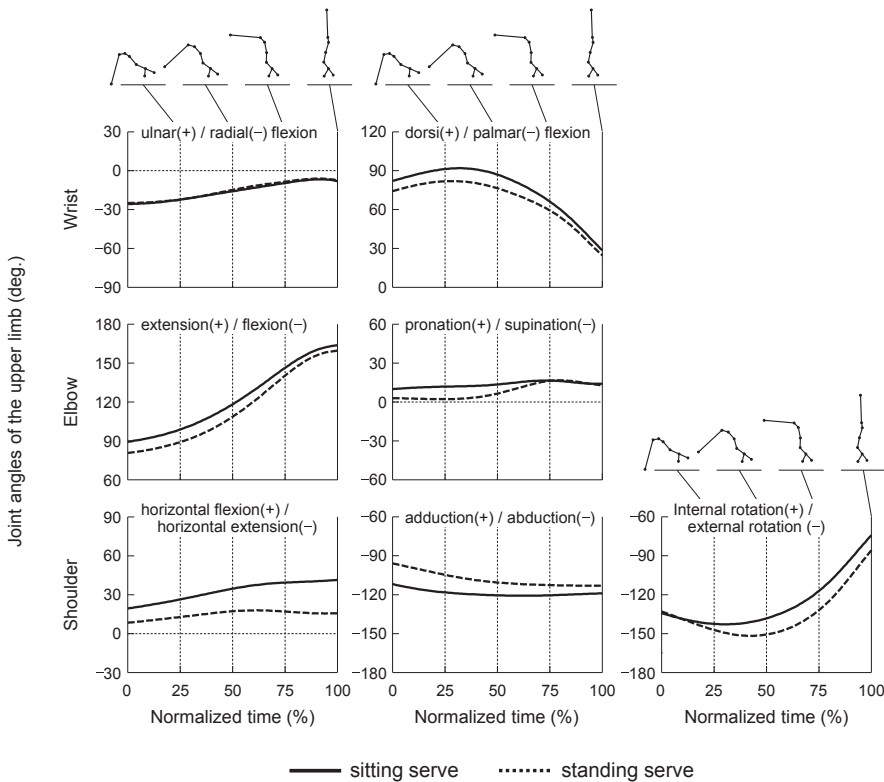


Fig.8 Changes in mean angles of the upper limb joint movement from the beginning of forward swing to the ball impact in the sitting and standing serve of able-bodied tennis coaches.

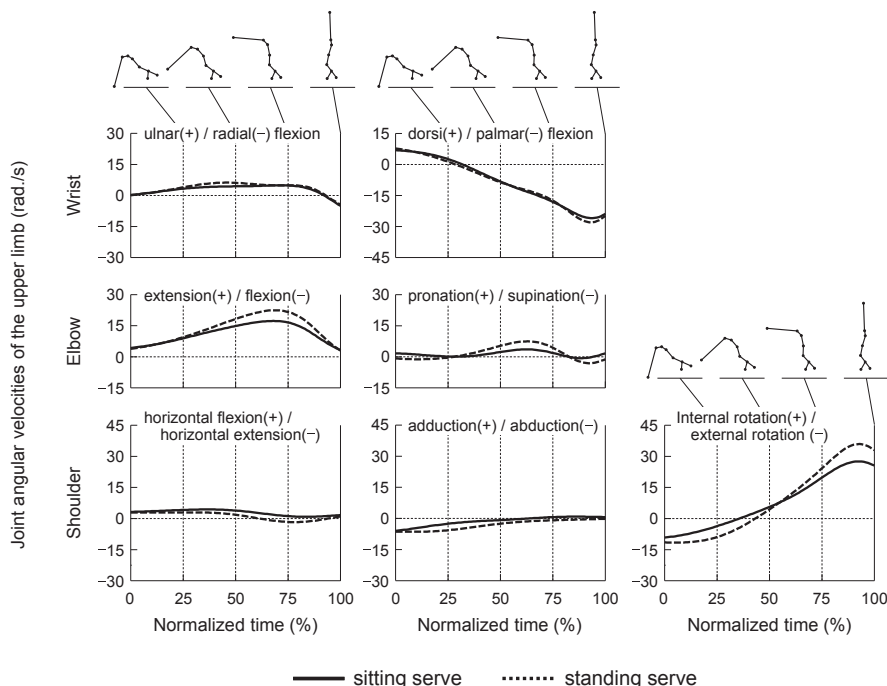


Fig.9 Changes in mean angular velocities of the upper limb joint movement from the beginning of forward swing to the ball impact in the sitting and standing serve of able-bodied tennis coaches.

が小さい傾向が見られた。回内および回外動作に関しては、座位時および立位時ともにフォワードスイング中盤に回内動作が、またインパクト直前に回外動作が観察された。座位時は立位時に比べフォワードスイング開始から中盤までの回内角度が大きく、また、フォワードスイング中盤の回内角速度およびインパクト直前の回外角速度がわずかに大きい傾向を示した。

手関節の尺屈および橈屈動作においては、座位時および立位時ともにフォワードスイング開始直後からインパクトへ向けて尺屈していたが、インパクト直前から橈屈していた。座位時および立位時の比較では、フォワードスイング開始からインパクトまでどちらもほとんど同じ動きをしていた。背屈および掌屈動作について、座位時および立位時ともにフォワードスイング開始から背屈し、30%付近からインパクトへかけて掌屈する傾向が見られ

た。座位時は立位時よりもフォワードスイング開始からインパクトまで背屈角度が大きかったが、背屈および掌屈角速度についてはほとんど同じ傾向を示した。

なお、本研究では車いすテニス選手のデータと健常者の座位時のデータを同じ図に載せなかったが、車いすの熟練者の動作パターンと健常者の座位時の動作パターンは概ね類似していた。

3.6 健常者の座位時および立位時のラケット速度に対する上肢関節運動の貢献度について

図10は健常者のフォワードスイング開始からインパクトまでの座位時および立位時のラケット速度に対する上肢関節運動の貢献度を示している。図10の線および記号等の仕様は図8と同様である。

座位時では、フォワードスイング開始から

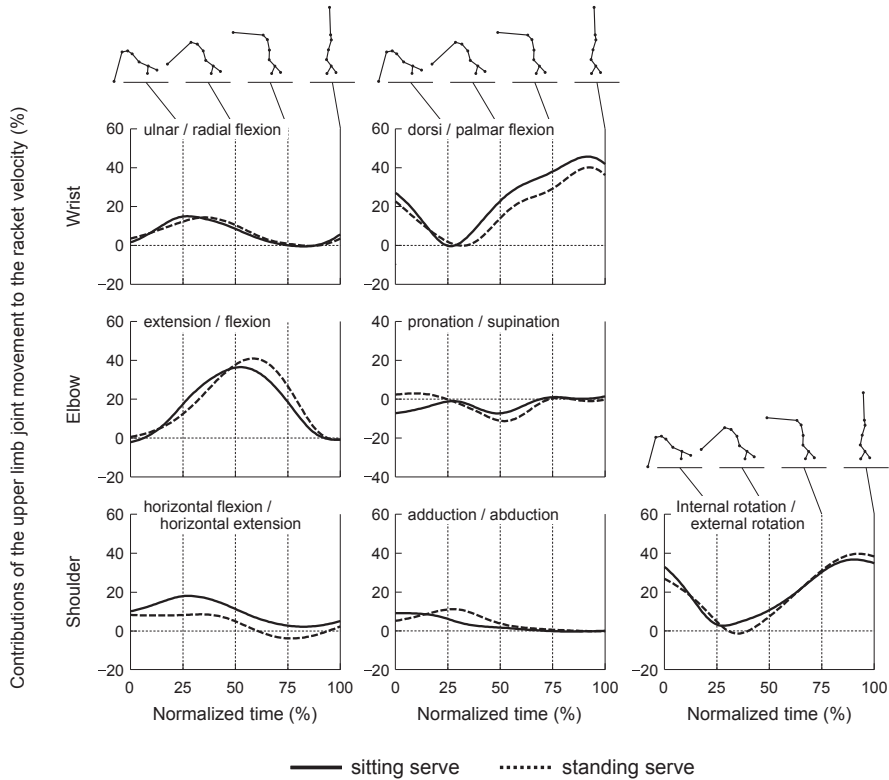


Fig.10 Changes in mean contributions of the upper limb joint movement to the racket velocity from the beginning of forward swing to the ball impact in the sitting and standing serve of able-bodied tennis coaches.

肩関節の水平内転動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、インパクトに向けて貢献度は減少した。一方、立位時においてもフォワードスイング開始時には座位時と同様に水平内転動作による貢献度が見られたが、フォワードスイング後半には水平外転動作によって負の貢献をしていた。座位時は立位時に比べ水平内転動作による貢献度が大きい傾向を示した。座位時および立位時ともにフォワードスイング開始から外転動作による貢献度が観察されたが、フォワードスイング中盤にかけて減少した。座位時は立位時よりも貢献度の減少のタイミングが早い傾向が見られた。座位時および立位時ともにフォワードスイング開始から肩関節の外転動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、フォー

ドスイング中盤からは内転動作による貢献度が見られた。座位時は立位時に比べインパクト直前の内転動作による貢献度がわずかに低い傾向を示した。

座位時および立位時ともにフォワードスイング開始直後から肘関節の伸展動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、フォワードスイング中盤からインパクトへかけて貢献度は減少した。座位時は立位時よりもフォワードスイング中盤以降の貢献度が小さい傾向が見られた。座位時および立位時ともに25%付近から回内動作によって負の貢献をしていたが、その後、負の貢献度は減少した。座位時は立位時に比べフォワードスイング中盤の負の貢献度が小さい傾向を示した。

座位時および立位時ともにフォワードスィ

ング開始直後から手関節の尺屈動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、フォワードスイング中盤からインパクトへ向けて貢献度は減少した。座位時および立位時の比較では、フォワードスイング開始からインパクトまでほとんど同じパターンを示した。座位時および立位時ともにフォワードスイング開始時から背屈動作によってラケット速度の増加に貢献していたが、30%付近から掌屈動作による貢献度が観察された。座位時は立位時よりも掌屈動作による貢献度が高い傾向が見られた。

なお、上肢関節角度および角速度データと同様に、本研究では車いすテニス選手のデータと健常者の座位時のデータを同じ図に載せなかったが、車いすの熟練者の貢献度のパターンと健常者の座位時の貢献度のパターンは概ね類似していた。

4. 考 察

これまで車いすテニス選手のサーブ動作について、詳細に分析した研究は少ない。Reid et al. (2007) は同じ程度の障がいをもつ競技レベルの高い車いすテニス選手2名を対象にサーブ中の肩の関節力および関節トルクを計測している。また、木村ほか (2012) は障がいの程度の異なる車いすテニス選手8名を被験者に、サーブ時の肩および肘関節運動の変化を調べている。このようにReid et al. (2007) や木村ほか (2012) の研究では、熟練者の立位時のデータと比較することで、車いすテニス選手の特徴を明らかにしようとしているものの、被験者が少ないためラケット速度の高い車いすテニス選手の特徴については調べていない。一方、健常者を対象としたTanabe and Ito (2007) 研究では、66名のテニス選手のサーブ中の上肢関節運動を詳細に分析し、ラケット速度を高めるための動作メカニズムを明らかにしている。このように健常者を対象とした研究に比べて、車いすテニス選手を対象とした研究で被験者数が少ない理由のひとつとして、競技人口の違いが考えられる。競技人口を正

確に把握し比較することは難しいが、男子シングルの日本ランキング保持者の数で比較すると（一般社団法人日本車いすテニス協会, online; 公益財団法人日本テニス協会, online）、健常者が1110名いるのに対して車いすテニス選手は181名と、車いすテニスの競技人口は健常者の競技人口の5分の1以下である。つまり、実験を行おうと計画しても、車いすテニスの場合は被験者を容易に集めることができなかつたり、また集めることができたとしても、木村ほか (2012) の研究のように障がいの程度が異なる被験者を揃えることになる。本研究では難しいながらも17名の車いすテニス選手を集め、その被験者のサーブ動作を詳細に測定した。そして、その中から比較的同じ程度の障がいをもつラケット速度の異なる10名の被験者を対象に、インパクト時のラケット速度と上肢関節運動との関係を調べることで、車いすテニス選手が高いラケット速度を生み出すための動作メカニズムを明らかにしようとした。

本研究の車いすテニス選手におけるボールインパクト時のラケット速度の平均値は 24.7 ± 6.1 m/sで、ボール速度の平均値は 28.2 ± 7.5 m/sであった。木村ほか (2012, p.62) の研究では、車いすテニス選手のサーブ時の平均ボール速度は 27.8 ± 3.2 m/sで、本研究の被験者のレベルと平均値でほとんど同じであった。しかし、本研究で最もラケット速度の大きかったSK選手において、ボールインパクト時のラケット速度は32.5 m/sを記録していた。これは世界ランキング上位の車いすテニス選手を対象に研究したReid et al. (2007, p.740) の研究結果と同程度であり、また健常者の座位時でのラケット速度とほとんど同じであった。つまり、本研究ではラケット速度の高い選手から低い選手までを被験者として採用しており、速いサーブを打つ車いすテニス選手の共通の特徴を明らかにするのに適していると考えられる。

Tanabe and Ito (2007, p.427) は技術レベルの異なる健常者のテニス選手66名を対象に

サーブ中の上肢関節運動を調べ、肩関節の内旋と手関節の掌屈動作がインパクト時のラケット速度を高めるために働いていたと述べている。一方、木村ほか (2012, pp.62-63) は車いすテニス選手が肩関節の水平内転動作によって肘を前方へ突出した状態から、肩関節の内転と内旋、そして肘の伸展動作を用いてサーブを打っていたと報告している。しかし、本研究の結果では、Tanabe and Ito (2007, p.427) の報告と同様に、健常者はもちろん、熟練者は肩関節の内旋と手関節の掌屈動作を使ってラケットを加速させていた (図7, 10)。また、統計の結果、インパクト時のラケット速度が高かった車いすテニス選手ほど、インパクト前から内旋角速度および掌屈角速度が有意に高く (図6)、またラケット速度に対する内旋の貢献度が有意に大きかった (図7)。さらに、ラケット速度との間に有意な相関関係は認められなかったものの、インパクト時の貢献度は掌屈動作によるものが最も大きかった。一方で、未熟練者は木村ほか (2012, pp.62-63) の報告と同様に、水平内転動作によって肘を前へ突き出し、肩関節の内転および内旋動作と肘関節の伸展動作、そして手関節の掌屈動作を使ってラケットを加速させていた (図7)。このように未熟練者の動作パターンが木村ほか (2012, pp.62-63) で報告された車いすテニス選手のパターンと類似していた理由として、木村ほか (2012) の研究では障がいの程度が異なる被験者のデータをすべて平均化していたため、障がいの程度が重くラケット速度の低い選手の影響を強く受けていた可能性が考えられた。以上の結果から、このグループと同程度の障がいをもつ選手にインパクト時のラケット速度を高めさせようとするには、健常者と同様に内旋および掌屈角速度を高める指導をすべきであることが示唆された。

車いすテニス選手のサーブ動作を調べた先行研究 (Reid et al., 2007, p.740; 木村ほか, 2012, p.64) によると、健常者に比べ車いすテニス選手の最大外旋時における外旋角度は小さい傾向にある。その理由として、木村ほか

(2012, p.64) は健常者が胸を大きく開いた状態で外旋しているのに対して、車いすテニス選手は水平内転しながら外旋しようとしていたからであると言及している。本研究においても、健常者は座位時の方が立位時よりも水平内転角度が大きく、最大外旋時の外旋角度は小さい傾向を示した (図8)。また、木村ほか (2012, pp.63-64) は車いすテニス選手が水平内転によって肘を前へ突き出していた理由として、健常者の立位時のサーブがボールを上から打ち下ろすものなのに対し、車いすテニスでは座位姿勢からボールを打ち上げてサーブをするからであると報告している。ボールを打ち上げるためには、羽子板で打つように身体の前 (ネット側) でラケット面を上へ向けて打たなければならない。本研究において、健常者がただ車いすに座るだけで肩関節がより水平内転したり、手関節がより背屈したりしていたのは (図8)、そのためであり、車いすからのサーブでは、自然と水平内転角度が大きくなるので、その結果、外旋角度が小さくなったと考えられた。しかしながら、有意な相関関係は認められなかったものの、ラケット速度の高かった車いすテニス選手ほど水平内転角度が小さく、また最大外旋時の外旋角度は大きい傾向を示した (図5)。このように最大外旋時の外旋角度を大きくすることができれば、その反動動作 (外旋動作) を利用して内旋角速度を高めることができる (田邊, 1994, p.26)。本研究の結果でも、ラケット速度の高い車いす選手ほどフォワードスイング開始直後からの外旋角速度が有意に大きく、インパクト前からの内旋角速度が有意に大きかった (図6)。つまり、ラケット速度の高い選手は外旋動作を利用し、内旋角速度を高めていたことが示唆される。また、前述したように、インパクト時のラケット速度が小さかった車いすテニス選手ほどインパクト直前からの肩関節の内転動作および肘関節の伸展動作による貢献度が有意に大きかった (図7)。これはラケット速度の低かった選手が肩関節の水平内転動作によって肘を前へ突出していた

ため、内旋動作を効果的に利用してサーブを打つことができなかつたので、肩関節を内転させながら肘関節を伸展してラケットを加速させていたからであると考えられた。したがって、ラケット速度の低い車いすテニス選手には水平内転動作をできるだけ抑え、内旋を利用しやすい状態にするよう指導することが重要であると示唆された。

テニスでは、決められた高さ (0.914 m) にネットが設置されているため、インパクト後により大きなボール速度を得るためには打点を高くする必要がある (Bartlett et al., 1995, p.100)。また、Girard et al. (2005, p.1025) は健常者のテニス選手がサーブ時に高い打点を得るために、肩、肘、手関節の角度を 180 度に伸ばしてボールを打っていると報告している。車いすテニスでは、車いすに座ってサーブを打つため、それだけで打点の高さが制限されてしまう (Cavedon et al., 2014, p.386)。本研究の結果では、ラケット速度の高い車いすテニス選手ほどインパクト前から肩関節の外転角度および肘関節の伸展角度が有意に大きく (図 5)、また健常者も座位時の方が立位時よりも肩関節の外転角度および肘関節の伸展角度が大きい傾向を示した (図 8)。つまり、車いすテニスにおいても、ラケット速度の高い選手はより高い打点を得るために、できるだけ肩を外転するとともに、肘を伸展してサーブを打っていたことが示唆された。Tanabe and Ito (2007, p.429) はインパクト時に肘を伸ばすよりも、少し曲げて打った時の方がラケット速度に対する内旋の回転半径は大きくなるので、同じ内旋角速度を發揮していても、肘を少し曲げた時の方がより高いラケット速度を生み出すことができると述べている。本研究で最もラケット速度の大きかった SK 選手について、インパクト時の内旋角速度は 32.7 rad/s と本研究の被験者の中で最も大きい値を示した。これは健常者の座位時の内旋角速度の平均値が 25.8 ± 6.8 rad/s であったことを考えると、非常に高いことが分かる。しかし、内旋動作によって生み出されたラケット速度

は健常者の平均値が 11.6 ± 3.6 m/s であったのに対し、SK 選手では 11.3 m/s と、角速度の違いの割にほとんど変わらなかった。その原因としては、SK 選手のインパクト時の肘の伸展角度が 174.6 度と大きく、Tanabe and Ito (2007, p.429) が報告するように、内旋角速度を効果的にラケット速度へ変換することができなかつたからであると考えられた。このように SK 選手が肘を伸ばして打っていた理由は、前述したとおり少しでも高いところで打とうとしていたからであると考えられる。しかし、健常者の座位時と立位時の肘の伸展角度を比較したところ、座位時で 164.2 ± 2.4 度であったのに対し、立位時では 160.1 ± 3.0 度と、座位時の方が大きい値を示したものの、その差はわずかに 4.1 度で、それによって打点が大きく変わるとは考えがたい。したがって、車いすテニスにおいても、より高い打点でサーブすることは重要であるが、ラケット速度をさらに高めようとするには、少し肘を屈曲させながらサーブを打つように指導する方が良いと考えられた。

5. 本研究の限界

本研究では 10 名の車いすテニス選手を対象にサーブ動作を分析した。この 10 名という数字は一般の健常者を扱う研究では十分なものではないかもしれない。しかし、前述したとおり多くの車いすテニス選手を実験で集めることは現実的に難しい中、本研究では比較的同じ程度の障がいをもつラケット速度の異なる被験者を 10 名集め、ラケット速度の違いによる上肢関節運動の変化について明らかにすることができた。また、健常者の座位時および立位時のサーブ動作についても、4 名の被験者のデータしか取ることができなかったため、本研究では差の検定など統計的処理を行うことは適切でないと判断した。しかしながら、これからも引き続き車いすテニス選手はもちろん、より多くの健常者を対象に実験を行い、統計的処理をとおして、より確かな知見を見出す必要があると考えられた。

6. まとめ

本研究では比較的同じ程度の障がいをもつ競技レベルの異なる車いすテニス選手 10 名のサーブ動作を調べるとともに、健常者が車いすに座ってサーブした時の動作と立ってサーブをした時の動作を比較することで、車いすテニス選手が速いサーブを打つためのメカニズムを明らかにしようとし、次のような結果を得た。

- 1) ラケット速度の高い車いすテニス選手は健常者と同様に、肩関節の内旋動作と手関節の掌屈動作を使ってサーブを打っており、本研究の被験者と同程度の障がいをもつ選手にラケット速度を高めさせるためには、内旋および掌屈角速度を高める指導をすべきである。
- 2) ラケット速度の高い車いすテニス選手はフォワードスイング前半に肩関節の水平内転動作をできるだけ抑えることで、最大外旋時の肩関節の外旋角度を大きくし、反動動作を利用して内旋角速度を高めていた。
- 3) 車いすテニスにおいても、より高い打点を得るためには肩や肘をできるだけ伸ばすことは重要である。しかし、ラケット速度をさらに高めようとするには、少し肘を屈曲し、内旋角速度を効果的にラケット速度へ変換する必要がある。

7. 謝辞

本研究は、平成 25 年度および平成 26 年度障害者スポーツ医科学研究拠点（和歌山県立医科大学みらい医療推進センター）の支援を受けて行われたものである。

8. 参考文献

- Ae, M., Muraki, Y., Koyama, H., and Fujii, N. (2007) A biomechanical method to establish a standard motion and identify critical motion by motion variability: With examples of high jump and sprint running. Bulletin of institute of health and sport sciences, University of Tsukuba, 30: 5-12.
- Bartlett, R.M., Piller, J., and Miller, S. (1995) A three dimensional analysis of the tennis serves of National (British) and Country standard male players. In: Reilly, T., Hughes, M., and Lees, A. (eds.) Science and racket sports, pp.98-102.
- Cavedon, V., Zancanaro, C., and Milanese, C. (2014) Kinematic analysis of the wheelchair tennis serve: Implications for classification. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 24:381-388.
- Girard, O., Micallef, J.P., and Millet, G.P. (2005) Lower-limb activity during the power serve in tennis: Effects of performance level. Medicine & Science in Sports & Exercise, 37: 1021-1029.
- 一般社団法人日本車いすテニス協会 (online) プレーヤー: JWTA 国内ランキング. http://www.jwta.jp/rankingExcel/jwta_ranking.xls, (参照日 2017 年 4 月 24 日) .
- 木村大輔・岩田晃・川崎純・島雅人・奥田邦晴 (2012) 車いすテニスにおけるサーブ動作の運動学的解析. 理学療法学, 39 (2) : 59-66.
- 公益財団法人日本テニス協会 (online) ランキング: JTA ランキング: 一般男子シングルス. <http://jta.tournamentsoftware.com/ranking/category.aspx?rid=159&category=1893>, (参照日 2017 年 4 月 24 日) .
- 宮西智久・藤井範久・阿江通良・巧刀靖雄・岡田守彦 (1996) 野球の投球動作におけるボール速度に対する体幹および投球腕の貢献度に関する 3 次元的研究. 体育学研究, 41 (1) : 23-37.
- 村田宗紀・藤井範久 (2014) 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.
- Reid, M., Elliott, B., and Alderson, J. (2007) Shoulder joint kinetics of the elite wheelchair tennis serve. British Journal of Sports Medicine, 41: 739-744.
- 田邊智 (1994) テニス・サービスにおける上肢関節運動について. 大阪体育大学大学院体育

- 学研究科修士論文集第2号. 大阪体育大学, pp.21-28.
- Tanabe, S. and Ito, A. (2007) A three-dimensional analysis of the contributions of upper limb joint movements to horizontal racket head velocity at ball impact during tennis serving. *Sports Biomechanics*, 6 (3) : 418-433.
- 田邊智・伊藤章 (2008) テニスサービス時のラケットヘッド速度へのラケット並進運動と回転運動の貢献. *大阪体育学研究*, 46: 11-25.
- 和達三樹 (1983) *物理のための数学*. 岩波書店, pp.49-54, pp.98-110.
- Yu, B., Gabriel, D., Noble, L., and An, K. (1999) Estimate of the optimum cutoff frequency for the butterworth low-pass digital filter. *Journal of Applied Biomechanics*, 15 (3) : 318-329.
- (平成29年5月25日受付, 平成29年6月12日受理)