

障害者スポーツの病態解析と機器の開発の研究 —バイオメカニクス研究を中心に—

宮崎大学	帖佐悦男
(共同研究者) 同	鳥取部光司
同	田村宏樹
同	黒木洋美
同	山子剛

Pathological Analysis of Adaptive Sports and Study of Device Development -Focused on Biomechanics-

by

Etsuo Chosa, Koji Totoribe, Hiroki Tamura,
Hiromi Kuroki, Go Yamako
University of Miyazaki

ABSTRACT

As pathological analysis of adaptive sports, we focused on risk factors of injury in wheelchair tennis and studied the characteristics of trunk movement and upper limb movement during the serve motion. We also report our review of propulsion motion and seat pressure distribution in wheelchair marathon for future device development.

The subjects of wheelchair tennis were two wheelchair tennis players and one normal tennis player (Normal). One of the wheelchair tennis players had quadriplegia (Quad) and the other had paraplegia (Para). The results with trunk movement demonstrated that Quad showed right lateral bending at the maximum external rotation (MER) and had decreased flexion and left rotation at the impact (IMP) compared to Normal. Para showed left lateral bending, decreased right rotation and extension at the MER, and

had left rotation and extension at the IMP compared to Normal. In regard to upper limb movement, Quad showed increased shoulder extension and elbow flexion at the MER, and had decreased shoulder flexion, and elbow flexion at the IMP compared to Normal. Para showed decreased shoulder abduction and flexion, and increased elbow flexion at the MER, and had decreased shoulder abduction and flexion at the IMP compared to Normal. The results suggest the possibility that trunk movement affects upper limb movement, and loss of the trunk function leads to more stress on the shoulder and elbow, which may cause injury.

We also analyzed propulsion motion of wheelchair marathon athletes and measured seat pressure distribution using the system. Motion analysis of wheelchair marathon allowed individual check and helped improve the performance of athletes. We will consider the implementation of analysis methods corresponding to faster motions.

要 旨

障害者スポーツの病態解析として、車いすテニスの障害発生要因に着目し、サーブ動作における体幹運動と上肢運動との運動特性について研究を行った。また、機器の開発につながるため、車いすマラソンにおける駆動フォームと座圧分布について検討したので報告する。

車いすテニスの対象は車いすテニス選手2名および一般テニス選手 (Normal) 1名とした。車いすテニス選手のうち1名は、四肢麻痺を呈する選手 (Quad) で、もう1名は対麻痺を呈する選手 (Para) であった。結果は、体幹運動について、Quadは、最大外旋 (maximum external rotation ; MER) 時右側屈を示し、インパクト (impact ; IMP) 時 Normalと比較して屈曲の減少および左回旋を示した。Paraは、MER時 Normalと比較して左側屈、右回旋の減少および伸展を示し、IMP時左回旋・伸展を示した。上肢運動について、肩関節ではQuadは、MER時 Normalと比較して肩関節伸展および肘関節屈曲の増加を示し、IMP時肩関節屈曲の減少、および肘関節屈曲を示した。Paraは、MER時 Normalと比較して肩関節外転・

屈曲の減少、肘関節屈曲の増加を示し、IMP時肩関節外転・屈曲の減少を示した。この結果から、体幹運動は上肢運動に影響を及ぼし、体幹機能低下により肩関節、肘関節へのストレスが増大し、障害を発生させる可能性があることが示唆された。また、本システムを使用して、車いすマラソン競技選手の駆動フォームの解析と圧座分布測定を行った。車いすマラソンの動作解析では、個別のチェックが可能となり、選手のより良いパフォーマンス向上に有用であった。今後は、より高速な動作に対応した解析手法を検討している。

緒 言

障害者スポーツにおいては、車いすに乗って行うスポーツは多く、競技力向上のサポートとしての支援は不可欠である。車いすテニスは、車いすに乗りテニスを行う競技であり、車いすを使用することや2バウンドまでの返球が認められていること以外は、一般テニスとほぼ同じルールで実施される¹⁾。一般テニスのサーブ動作は全身運動であり、下肢、体幹、上肢の各関節における運動連鎖により、ラケットに運動エネルギーを伝達することで達成される。一方、車いすテニスのサーブ

動作では下肢，体幹機能が低下しているため，上肢優位の動作になることが推測される。

車いすテニスの障害に関する調査研究については，肘関節，手関節，肩関節の順に多く認めたというもの²⁾や肩甲帯を含めた肩関節，肘関節，頸部の順に多く，サーブ動作が最も多く痛みを認めたというもの³⁾が報告されており，サーブ動作における上肢の障害が多いことが指摘されている。サーブ動作は細分化すると，ボールが手から離れ，ラケット把持側の肩関節が最大外旋（maximum external rotation of the racquet arm；MER）するまでをコッキング相，MER からラケットとボールが当たるインパクト（racket-ball impact；IMP）までをフォワードスイング相，IMP からラケットが地面に最も近づくまでをフォロースルー相，のように分けられる^{4,5)}。サーブ動作時に痛みを訴える位相は，MER から IMP までのフォワードスイング相，特にIMP時が多い³⁾。

一般テニスのサーブ動作において，IMPの強さに影響を及ぼしラケット速度を得るための重要な要素の1つに，体幹運動が挙げられる。車いすテニス選手は，原疾患により体幹機能が低下しているため骨盤後傾位で脊柱の後彎姿勢を呈することが多く，サーブ動作における体幹から上肢への的確な運動連鎖の遂行が低下している印象を受ける。したがって障害の予防，診断および治療の方法，さらに競技力の向上を検討するうえで，サーブ動作における体幹と上肢との運動の関係を分析することが重要になる。

車いすテニスのサーブ動作における運動学的研究については，肩・肘・手関節角度，肩関節モーメント，IMP時の球速や肩甲帯周囲の筋活動を

調べたものが報告されている^{4,5,6)}。

しかし，実際の競技環境におけるサーブ動作時の体幹と上肢との運動の関係を分析した報告はない。そこで今回，車いすテニスと一般テニスのサーブ動作における体幹と上肢運動を検討の対象とし，実際の競技環境にて計測可能な慣性センサ式3次元動作分析装置を用いて運動特性を分析することを試みた。また，室内においては，本システムを使用して，車いすマラソン競技選手の駆動フォームの解析と圧座分布測定を行った。

本稿では，車いすテニスの障害発生要因として，車いすテニスのサーブ動作における体幹運動と上肢運動との関連性についての研究と車いすマラソンの駆動フォームと座圧分布について検討した結果を報告する。

1. 研究方法

1.1 車いすテニス

対象は車いすテニス選手2名および一般テニス選手1名とした。全例右利きの男性で，車いすテニス選手のうち1名は，脳性麻痺で四肢麻痺を呈する選手（Quad）であった。もう1名は脊髄梗塞で対麻痺を呈する選手（Para）であった。QuadとParaおよび一般テニス選手（Normal）の3群に分類し検討することとした。Quadは，年齢13歳，身長158cm，体重41.8kg，Paraは，年齢12歳，身長150cm，体重32.0kgであった。Normalは，年齢14歳，身長166cm，体重49.5kgであった（表1）。

対象が未成年者であるため，対象者のみならず保護者，指導者に本研究の目的と内容に関して説明し，参加に同意を得た。

表1 対象者の身体特性

対象者	年齢(歳)	身長(cm)	体重(kg)	ラケット側	原疾患	ベルト種類	競技歴(年)
Quad	13	158	41.8	右	脳性麻痺	骨盤,足部	2
Para	12	150	32.0	右	脊髄梗塞(第12胸椎)	体幹,骨盤,大腿,足部	5
Normal	14	166	49.5	右	—	—	6

a Quad：四肢麻痺；Para：対麻痺；Normal：健常者

サーブ動作計測には慣性センサ式3次元動作分析装置(Xsens Technologies B.V.社製, MVN)⁷⁾を使用した。3次元の磁力計, 加速度計, レートジャイロが内蔵されている小型慣性センサ(Xsens Technologies B.V.社製, MTx, MTx-L)を全身(頭部, 手部, 前腕部, 上腕部, 肩甲骨部, 胸部部, 骨盤部, 大腿部, 下腿部, 足部)に17個固定した。また, 2個の送信機(Xsens Technologies B.V.社製, Xbus Master)をQuadとParaは車いすに, Normalは腰部にそれぞれ設置し, サンプリング周波数は120Hzとした。対象者の身体寸法を測定入力した後に, QuadとNormalは立位にて規定のキャリブレーションを実施した。Paraは立位保持が困難であったため, 端座位にてキャリブレーションを実施した。計測方法は実際のテニスコートにて硬式テニスボールを使用し, サーブの種類はフラットサーブとした。十分な準備運動と違和感なくサーブ動作ができるように数度練習を行わせた後, 成功した全力サーブ動作を7回計測した。

検討項目はサーブ動作時の胸椎関節(第8/9胸椎), 肩関節, 肘関節として, 胸椎側屈, 回旋, 屈曲・伸展角度, 肩関節外転・内転, 屈曲・伸展角度, 肘関節屈曲・伸展角度の大きさとした。コッキング相, フォワードスイング相における各関節角度について検討を行った。

慣性センサ式3次元動作分析装置で得られた運動学的データは, 専用の解析ソフトウェア(Xsens Technologies B.V.社製, MVN Studio3.1)を使用し, 解析した。関節の回転は近位部の人体部位に対する遠位部の人体部位の向きとした。各関節角度はZXY系のオイラー角で算出し, QuadとNormalは立位上肢・体幹・下肢の解剖学的肢位をゼロ点と決定した。Paraは端座位上肢・体幹の解剖学的肢位をゼロ点と決定した。

各関節角度は以下の基準によって定義した。胸椎関節角度は第8胸椎部と第9胸椎部, 肩関節角

度は肩甲骨部と上腕部, 肘関節角度は上腕部と前腕部とでなす角度とした。各運動方向は右側屈, 左回旋, 屈曲, 外転方向をプラスの向きとした。

各関節角度は, コッキング相はMER, フォワードスイング相はIMP時の角度を算出し, 分析の対象とする代表値には成功した全力サーブ動作を7回計測したうちの3, 4, 5回目の3回分のデータの平均値を採用した。

1. 2 車いすマラソン

車椅子レースの選手の競技技術向上のために, 車椅子陸上室内練習機(ローラー)(図1)上での駆動フォーム解析を, 車椅子テニスで使用した慣性センサ式3次元動作分析装置を使用し, 解析した。また, 同時に駆動時の座圧を圧電シートを用いて測定した。



図1 車椅子陸上室内練習機(ローラー)使用時の様子

2. 結果

2. 1 車椅子テニス

サーブ動作におけるMER時の関節角度(図2)は, 胸椎関節では, Normalが左側屈・右回旋・屈曲を示したのに対して, Quadは右側屈・右回旋・

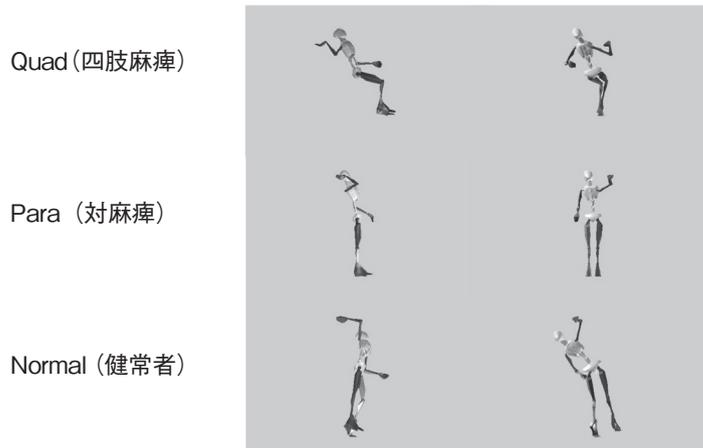


図2 MER (maximum external rotation of the racquet arm) 時の体幹, 上肢の位置

Quad と Normal は立位にて規定のキャリブレーションを実施したため, 全身の人体モデルにて描出されている。
Para は端座位にてキャリブレーションを実施したため, 下半身を無視した上半身・体幹の人体モデルで描出されている。

表2 MER時の関節角度

対象者	第8/9胸椎関節(°)			肩関節(°)		肘関節(°)
	側屈(右;+)	回旋(左;+)	屈曲(+)	外転(+)	屈曲(+)	屈曲(+)
Quad	0.2±0.3	-3.6±1.4	1.0±0.5	69.3±5.4	-28.6±3.7	104.3±6.2
Para	-1.3±0.4	-1.6±1.3	-4.0±0.1	19.1±2.7	99.4±4.2	116.4±1.9
Normal	-6.7±0.6	-4.0±0.9	0.3±0.8	54.5±1.3	143.2±6.0	73.8±15.3

a MER: maximum external rotation of the raquet arm

b Quad:四肢麻痺; Para:対麻痺; Normal:健常者

c 平均±標準偏差

屈曲を示し, Para は左側屈・右回旋・伸展を示した。肩関節では3群とも外転を示したが, Para は Quad・Normal と比較して, 低値を示す傾向にあった。また, Para・Normal が屈曲を示したのに対して, Quad は伸展を示した。肘関節は3群

とも屈曲を示したが, Normal は Quad・Para と比較して, 低値を示す傾向にあった(表2)。

サーブ動作における IMP 時の関節角度(図3)は, 胸椎関節では, Normal が左側屈・右回旋・屈曲を示したのに対して, Quad は左側屈・左回旋・

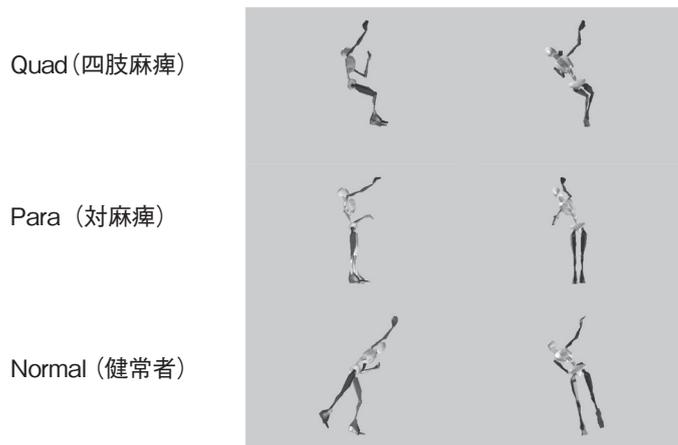


図3 IMP (racket-ball impact) 時の体幹, 上肢の位置

Quad と Normal は立位にて規定のキャリブレーションを実施したため, 全身の人体モデルにて描出されている。

Para は端座位にてキャリブレーションを実施したため, 下半身を無視した上半身・体幹の人体モデルで描出されている。

表3 IMP時の関節角度

対象者	第8/9胸椎関節(°)			肩関節(°)		肘関節(°)
	側屈(右;+)	回旋(左;+)	屈曲(+)	外転(+)	屈曲(+)	屈曲(+)
Quad	-4.2±0.8	2.3±1.1	3.9±0.7	56.4±2.3	83.0±16.8	52.7±16.9
Para	-5.4±0.5	4.5±1.2	-1.3±0.4	18.0±6.4	106.5±10.4	-5.6±2.2
Normal	-6.7±0.9	-2.2±0.9	6.7±0.9	63.6±1.8	144.6±13.6	-1.3±6.9

a IMP : raquet-ball impact
 b Quad:四肢麻痺; Para:対麻痺; Normal:健常者
 c 平均±標準偏差

屈曲を示し, Para は左側屈・左回旋・伸展を示した. 肩関節では3群とも外転を示したが, Para はQuad・Normalと比較して, 低値を示す傾向にあった. また, 3群とも屈曲を示したが, Quad はPara・Normalと比較して, 低値を示す傾向にあった. 肘関節はPara・Normalが伸展を示したのに対して, Quad は屈曲を示した. (表3).

2. 2 車いすマラソン

図4に車いす駆動中の座圧を示す. 車椅子に座っている時に, どのような圧が座面に加わっているのかを定量的客観的に示すことで, 選手自身の座り方の工夫, 椅子の形状・材質の工夫等を検討できる情報として提供している.

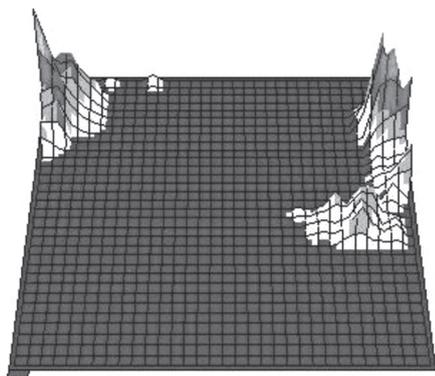


図4 圧電シートからの座圧の計測結果
 左側面に大きな圧が加わっていることがわかる

モーションキャプチャーの計測結果において, 選手から一番要望の多かったものは, 肩関節の屈曲角度に関するものであり, 一例の肩関節の屈曲

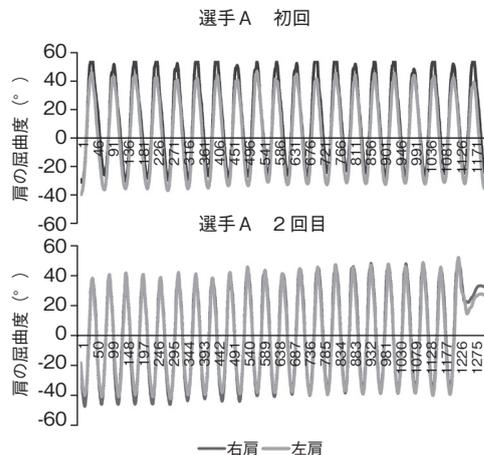


図5 モーションキャプチャーシステムで計測した値から算出した肩の屈曲度の変化の様子
 横軸はサンプリングデータ数, 縦軸は肩の屈曲度.
 2回目は初回から3か月後の計測結果.

角度を図5に示す. 初回は, 右肩と左肩の屈曲度のバランスが悪く, 右肩の方が大きくなっている. その点を選手自身が理解し, 2回目(3か月後)は注意しながら動作することにより, 左右のバランスは安定した. その後の選手本人の反省点として, バランスを過剰に意識しすぎたために, 肘の引き上げる高さが減少したため, 左右のバランスを維持しながら肘を引き上げる高さを増大させる必要があると自己分析を行い, 現在は, その点の改善を図りながら競技技術向上のための練習を行っている.

3. 考察

車いすテニスの研究においては, サーブ動作における胸椎関節, 肩関節, 肘関節に着目し, QuadとParaおよびNormalの3群による比較から, 車いすテニスの障害発生要因としての体幹運動と上肢運動との関連性を検討した.

体幹運動について、今回の結果では Normal は、MER 時・IMP 時とも左側屈・右回旋・屈曲を示し、MER から IMP にかけて屈曲の増加を示した。これに対して Quad は、MER 時右側屈を示し、IMP 時 Normal と比較して屈曲の減少および左回旋を示した。Para は、MER 時 Normal と比較して左側屈、右回旋の減少および伸展を示し、IMP 時左回旋・伸展を示した。

上肢運動について、肩関節では Normal は、MER 時・IMP 時とも外転・屈曲を示し、肘関節では MER 時屈曲、IMP 伸展を示した。これに対して Quad は、MER 時 Normal と比較して肩関節伸展および肘関節屈曲の増加を示し、IMP 時肩関節屈曲の減少、および肘関節屈曲を示した。Para は、MER 時 Normal と比較して肩関節外転・屈曲の減少、肘関節屈曲の増加を示し、IMP 時肩関節外転・屈曲の減少を示した。

道上⁸⁾は、Normal における右利き世界一流男性テニスプレイヤーのサーブ動作について、トスアップから IMP にかけて体幹左側屈、伸展を示し、その後 IMP に向けて屈曲を示したと述べており、体幹の左側屈運動はインパクト高獲得、屈曲運動はラケットやボールの速度獲得にそれぞれ貢献していることを報告している。

これらのことから、ラケットやボールの速度を引き出すために、Normal では MER から IMP にかけての体幹屈曲運動が起こるが、Quad と Para では原疾患により十分な屈曲運動が遂行できないため、左回旋運動によりこれを補っていると考えられる。また、インパクト高獲得のために、Normal では MER 時、体幹左側屈運動が起こるが、Quad と Para では原疾患により十分な左側屈運動が遂行できていない。そのため MER 時、Quad では肘下がり、かつ肘を後方に引いた動作、Para では肘下がり、かつ肘を前方に突き出した動作となっていると考えられる。

Cavedon ら⁶⁾は、原疾患の障害レベルの違い

により、サーブ動作の IMP 時の肩関節屈曲角度に有意差を認め、軽度より重度な障害を有するほうが屈曲角度は減少していたことを報告している。今回の結果においても、Para は Normal と比較してまた、Quad は Para と比較して、それぞれ IMP 時の肩関節屈曲の減少を示しており、同様の傾向であった。Quad の肘関節屈曲の増加はインパクト高を補うために生じたものと考えられる。

以上のことから、車いすテニスの障害発生要因として、最も肩関節、肘関節への負荷が大きいとされるフォワードスイング相にて、MER 時の体幹側屈運動減少による肘さがりや、IMP 時の肩関節屈曲運動減少による肘屈曲増加といった現象は肩関節、肘関節へのストレスを増大し、障害を発生させる可能性があることが示唆された。

車いすマラソンの動作解析においては、選手自身の肩関節屈曲度から左右のバランス及び肘の高さの改善などを選手本人が知ることで競技技術向上に繋がる情報を提示することができた。また結果を選手にフィードバックし、他の選手と比較することで選手の特徴を把握することができた。障害者車椅子レースは、選手の障害の程度によって個人差が大きく、個別にフォーム解析を行い、個別のフォームの工夫を図る必要があると考えられ、今後も継続的に駆動フォーム解析を行い、その情報をフィードバックして競技技術向上を図り、障害者車椅子レースでパラリンピック出場を目指すことができる選手の育成に繋げていきたい。本研究の limitation として、対象者が少ないことや障害者スポーツに関しての三次元動作解析の研究手法が確立していないことである。

今後は、研究開発をしている小型加速度センサを用いた運動の連動性評価法⁹⁾を導入し、より高速な動作の詳細な解析を検討している。

4. 結 論

車いすテニスの動作解析では、障害発生要因として、車いすテニスのサーブ動作における体幹運動と上肢運動との関連性に着目し、実際の競技環境にて計測可能な慣性センサ式3次元動作分析装置を用いて運動特性を分析した結果、体幹運動は上肢運動に影響を及ぼし、体幹機能低下により肩関節、肘関節へのストレスが増大し、障害を発生させる可能性があることが示唆された。車いすマラソンの動作解析では、個別のチェックが可能となり、選手のより良いパフォーマンス向上に重要であると思われる。

謝 辞

本研究を遂行するにあたり、研究助成を賜りました公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) ITF Wheelchair Tennis Regulations(2015)
- 2) 高田正三, 身体障害者のスポーツ 車椅子スポーツにおける傷害, 関節外科, 25(10), 181-188 (2006)
- 3) 木村大輔, 岩田 晃, 川崎 純, 島雅人, 奥田 邦晴, 車いすテニス選手のスポーツ障害に関する調査, 理学療法科学, 26(5), 631-635(2011)
- 4) Reid M., Elliott B., Alderson J., Shoulder joint kinetics of the elite wheelchair tennis serve., *Br. J. Sports. Med.*, 41(11), 739-744 (2007)
- 5) 木村大輔, 岩田晃, 川崎純, 島雅人, 奥田 邦晴, 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(2012)
- 6) Cavedon V., Zancanaro C., Milanese C., Kinematic analysis of the wheelchair tennis serve: Implications for classification., *Scand. J. Med. Sci. Sports.*, 24(5), e381-388(2014)
- 7) Xsens Technologies B.V., MVN User Manual Revision B., (2010)
- 8) 道上静香, 世界一流男子テニス選手のファーストサービス動作のキネマティック的分析, 彦根論叢, 399, 114-130(2014)
- 9) K. Fuji, H. Tamura, T. Maeda, K. Tanno, Development of a motion analysis system using acceleration sensors for tennis and its evaluations, *Journal of the Artificial Life and Robotics*, 16 (2), 190 - 193 (2011)