

ウィルチェアラグビー競技時の転倒と防御動作に関する研究

Study of Fallings and Defense Action while Playing Wheelchair Rugby

○ 佐久間菜月 二瓶美里 鎌田実（東京大学大学院新領域創成科学研究科）

Natsuki SAKUMA, Misato NIHEI, Minoru KAMATA

The University of Tokyo

Abstract: One of the sports available to people with disabilities, Wheelchair Rugby, has a relatively high amount of injuries; therefore, preventative measures are necessary. However, systematic research has not been conducted due to the differences in body composition as a result of various disabilities and the small number of disabled sports players. In order to create preventative measures, it is necessary to perform examinations based on scientific grounds such as body functions, falling conditions, and accumulating data related to sports injuries. In this study, we focused on estimating and understanding the degree of injury sustained a combined total of an injury for both the head and arms. We did so by using multi-body models in various falling simulations. In response to data collected from the simulations, we examined defensive actions taken at the time of falling to prevent severe injury to the head and arms.

Key Words: Wheel Chair, Fallings, Injury Prediction, Simulation

1. 研究背景

障害者スポーツは、心身機能を強化したり障害者の社会参加において重要な役割を果たしたりすると言われる。一方、受傷の予防策については、競技人口が少ないうえ、プレーヤーごとに身体条件が異なることから体系的な検討がなされてこなかった。障害者スポーツの中でも特に激しい接触プレーのあるウィルチェアラグビーでは、競技時の怪我が比較的多いことがわかっており⁽¹⁾、受傷予防策が必要だと考えられる。受傷予防策を講じるためには、被害データの蓄積に加え、障害の程度によって異なる身体機能や転倒時の条件など、科学的な根拠に基づく検討を行う必要があるが、これらの情報の収集は現実的には困難である。このため、本研究ではシミュレーションにより各転倒状況下の被害状況の把握と受傷評価を行うこととした。

車椅子使用時の傷害評価に関連する先行研究としてダミー人形を用いた研究が、外力による人体の受傷に関して材料力学的観点による研究がなされている。石川らは車椅子使用時の側方転倒事例⁽²⁾や、走行中の車椅子の前方転倒事例⁽³⁾に関してダミー人形を用いた受傷評価を行った。しかし、ダミー人形を用いた研究では身体機能の差や防御動作による被害の低減を考慮できないこと、多様な転倒パターンの検討を行うことに限界がある。伊藤らは、材料力学による人体受傷予測法を考案した⁽⁴⁾。この方法では、骨形状や骨密度から3次元FEM骨モデルを作成したあと、挙動計測により各部の加速度を算出し、作成した骨モデルに荷重をかけて骨折の発生の様子を推定している。しかしこれを本研究の受傷予測に適用するには、種々の転倒パターンの挙動計測が困難であるため難しい。

そこで、本研究では防御動作を行う場合の被害予測をマルチボディ・モデルによるシミュレーションを用いて行うこととした。先行研究⁽⁵⁾では、高齢者の車椅子からの前方転倒について、関節可動域や関節トルクにより高齢者の身体機能の低下を表現し、Head Injury Criterion (HIC) を用いて頭部の受傷評価を行う手法が提案された。この手法を本研究の転倒事例に適用するには、(1) 身体機能のモデル化をより詳細に行うこと、(2) ウィルチェアラグビーの転倒パターンの違いを考慮すること、(3) 受傷評価部位を増やし、頭部と上肢の受傷を総合的に評価することの3点を検討する必要がある。

2. 研究目的・研究方針

2.1 研究目的

転倒時の受傷を防ぐには、車椅子の搭乗者が取れる防御動作のうち、最も受傷が少なくなる動作を取る必要がある。また、最も受傷被害が少なくなる防御動作を考案するためには、個々の障害によって異なる身体機能特性を考慮する必要がある。加えて、様々な条件で転倒が発生するため、各転倒状況において最適な動作を明らかにしなくてはならない。

そこで本研究の目的を、「ウィルチェアラグビーにおける障害の程度による身体機能特性を考慮した転倒時の適切な防御動作を明らかにすること」とした。ここで、障害の程度とは障害による身体各部位の可動域制限や筋力低下の度合いを指し、適切な防御動作とは各転倒条件下で取りうる、重大な受傷が起きない動作を指す。

そのため(1) 障害の程度の違いによる動作制限や筋力のモデル化を行うこと、(2) 転倒パターンと受傷の関係の解明を行うこと、(3) 頭部と上肢の総合的な受傷評価を行うための新たな方法や評価指標を作成することを本研究における目標とした。

2.2 研究方針

各目標に対して、研究の方針を以下のように定めた。

(1) 障害の程度の違いによる動作制限や筋力のモデル化

転倒時の防御動作に関連する身体機能の分類を行い、そのモデル化を行う。具体的には、転倒時に随意で動かすことのできる関節可動域と転倒時に発揮できる筋力の2つを障害の程度別にモデル化する。

(2) 頭部と上肢の総合的な受傷評価を行うための新たな方法や評価指標の作成

シミュレーションの結果を用いて受傷評価を行うための受傷評価指標の設定を頭部と上肢のそれぞれに対して行う。さらに、頭部と上肢の受傷被害について総合的に評価する方法について検討する。

(3) 転倒パターンと受傷の関係の解明

競技中に発生した各転倒事例に対する転倒状況の分析を行い、シミュレーションに反映する。目標(2)で設定した方法を用いて各防御動作の受傷評価を行い、最も受傷被害が少なくなる動作を明らかにする。

3. 対象とする転倒方向・防御動作・障害の程度の設定

(1) 方法

本研究で対象とする転倒方向や防御動作について決定するため、22件の実際の試合映像と3本の転倒事例集の分析を行った。対象とした映像は、第17回ウィルチェアーラグビー日本選手権大会予選リーグ A・B Round1 の6試合、IWRF アジア・オセアニアチャンピオンシップの14試合、ロンドンオリンピックの2試合と、動画サイト YouTube にアップロードされている3本の転倒事例集⁽⁶⁾⁽⁷⁾⁽⁸⁾である。

(2) 転倒の分類と防御動作

本研究では、支持基底面外に重心線が出た時点転倒開始時点と定義した。なお、支持基底面とは身体が床や地面に接している部分を結んだ範囲のことをいい、重心線とは重心から地面に向けて垂直に下ろした線のことをいう。

ウィルチェアーラグビーは、車椅子本体と人体がベルトによって固定されているため、基本的に車両と人体は一緒に転倒する。転倒パターンは様々であるが、本研究では転倒が起きたときに車椅子が接地している部分の違いをもとに、前方転倒、側方転倒、後方転倒として転倒方向を3つに分類することにした。また、各転倒方向において転倒時に接地している車椅子の部分としては、前方転倒は車椅子の前輪キャスト、側方転倒は駆動輪、後方転倒は後輪キャストである。これらの転倒方向のうち、防御動作として上肢の接地の仕方が多数存在していた前方転倒と側方転倒を本研究において対象とする転倒方向として扱うこととした。それぞれの転倒の様子を図1に示す。

次に、各方向に転倒した際に選手が取る防御動作を分類し、手掌接地動作と前腕接地動作を本研究における防御動作として定めた。

(3) 防御動作と障害の程度

対象とした防御動作に関わる障害の程度は、(1) 手掌接地動作が可能であるかを定める肘の伸展の可否と、(2) 手掌や前腕の接地後に身体をどの程度支えるかを定める筋力量の差の2点によって分類できる。このことから、肘の伸展の可否と筋力量の関係を、表1に示すように第1群(肘伸展不可能・筋力40%)、第2群(肘伸展可能・筋力75%)、第3群(肘伸展可能・筋力100%)として設定した。なお、筋力量に関しては、ウィルチェアーラグビーにおいて上肢の障害の程度や残存機能を判断するクラシフィケーションを行う際に用いられる Manual Muscle Test (徒手筋力検査, MMT⁽⁹⁾) の結果をもとに、上述の3段階に分類してそれぞれ設定した。ただし、健常者が発揮しうる筋力量を100%の筋力の値とした。



Figure 1 State of Fallings

Table 1 Grouping of Disabilities

	Group 1	Group 2	Group 3
Elbow Extension	Impossible	Possible	Possible
Muscle Power	40%	75%	100%

4. シミュレーションモデルと条件

4.1 シミュレーションモデル

本研究においては、MADYMO (Ver 7.5.2, TASS 社) を用いて、マルチボディ・モデルを使用したシミュレーションを行うこととした。図2に示すような日本人成人男性サイズ (166.9cm, 66.5kg) の人体モデルとラグビー用車椅子のモデルを作成した。なお、人体モデルは剛体が32個(上半身20個、下半身12個)、関節が32個、外表面が56個の楕円体からなり、ラグビー用車椅子モデルは10個のパーツからなる。

4.2 シミュレーション条件

(1) モデルに取らせる防御動作

モデルに取らせる防御動作としては、前方転倒と側方転倒のそれぞれで手掌接地動作と前腕接地動作の2動作を扱う。さらに前方転倒時の前腕接地動作に関しては、頭部の保護をせずに上肢を接地する動作と、顔の前に手を置くことで頭部を保護する動作の2動作を設定した。

(2) 関節角度と筋力のパラメータ

転倒時に動かせる身体各部の関節角度は、転倒方向と防御動作によって異なる。このため、(1) 前方転倒時の手掌接地動作：肩関節の屈曲・外旋、肘関節の屈曲、手関節の橈屈、(2) 前方転倒時の前腕接地動作：肩関節の屈曲・外旋・外転、肘関節の屈曲、(3) 側方転倒時の手掌接地動作：肩関節の外転、肘関節の屈曲、前腕の回内、(4) 側方転倒時の前腕接地動作：肩関節の外転、肘関節の屈曲の各関節角度を変更してシミュレーションを行うこととした。

また、筋力のパラメータは身体機能低下の条件に合わせて上肢の各関節の関節トルクを用いて表現した。本研究においては健常者が発揮しうる筋力量を100%としているが、このときの上肢の各関節の関節トルク値を表2に示す。

(3) 初期位置・初期角速度の設定

転倒開始時の車椅子と人体の挙動から、転倒開始時の初期位置と転倒開始時の初期角速度を分析し、シミュレーションの初期条件として設定した。

本研究における転倒開始時点の定義から、シミュレーションの初期位置には、人体と車椅子モデルの重心線が支持基底面を乗り越えた地点に設定する必要がある。このため、転倒時の実映像をもとに、シミュレーション上において初期角速度を与えなくても転倒が起こる角度を求め、図3に

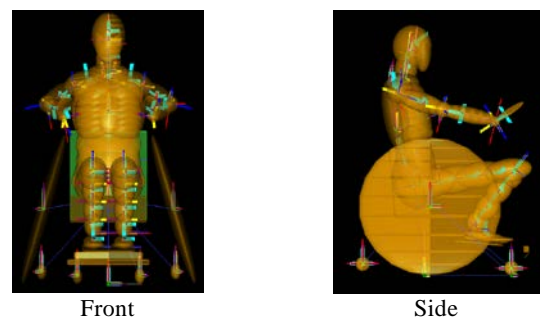


Figure 2 Simulation Model

Table 2 Joint Torque

Joint	Motion	Joint Torque [N・m]
Shoulder	Flexion	77.1
Elbow	Flexion	34.8
Wrist	Extension	8.54
	Ulnar Flexion	11.0

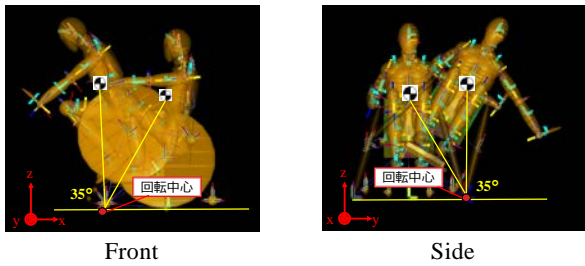


Figure 3 Initial Position

Table 3 Initial Angular Velocity

Dimension	Fast / Low	Initial Angular Velocity [rad/s]
Front	Fast	2.62
	Low	0.582
Side	Fast	3.49
	Low	1.45

示す位置を初期位置と定めた。

一方、ウィルチェアラグビーにおける転倒の発生要因としては、接触と姿勢変化が挙げられるが、接触による転倒は姿勢変化による転倒よりも初期角速度が大きくなるという特徴がある。このため、表3に示すとおり転倒方向と初期角速度の大小により転倒状況を4通りに分類して初期角速度を設定した。

5. 受傷評価指標の提案

5.1 頭部の受傷評価指標

頭部の受傷評価については HIC と Abbreviated Injury Scale(AIS)を用いることとした。HIC とは頭部の傷害を表す指数であり、式(1)で算出される⁽¹⁰⁾。

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (1)$$

ここで、 a は頭部重心における合成加速度、 $t_2 - t_1$ は HIC が最大になる時間(< 36ms)である。

また、AIS は解剖学的な外傷重症度を決定するための世界的な標準である。AIS では人体を頭部や上肢などの9つに区分し、種々の傷害に対して7桁のコードを割り当て、各部位の傷害の重症度に対して1～6までの点数を与えている。HIC と AIS の関係⁽¹¹⁾から、HIC の値に従って、次の3つに受傷の程度が分類できると考えた。(1) HIC が135未満の場合には AIS が1未満となり、頭部には受傷が発生しない。(2) HIC が135以上520未満の場合には AIS が1となり、頭痛やめまい、挫傷といった軽傷を頭部に負う。(3) HIC が520以上の場合には AIS が2以上となり、意識障害が発生するような中等傷以上の受傷を負う。

以上3点から、以下のように頭部への受傷を評価する。

- (a) 意識障害が発生しない受傷である HIC が520未満のものを受傷評価の対象に含める。
- (b) HIC が135未満のものについては頭部に受傷が発生しないと判断する。

5.2 上肢の受傷評価指標

(1) 上肢の骨折と新たな受傷評価指標の提案

上肢の受傷評価については、適する指標が存在しないため、新たな上肢の受傷評価指標を提案し、それに基づいた受傷評価を行う必要がある。

ここで、上肢の受傷で最も被害の程度が大きいものは骨折である。なかでも転倒時には上腕と前腕に屈曲骨折が発

生しやすい⁽¹²⁾。これは骨にモーメントが作用した際、骨の最外層の張力が骨の曲げ強さ以上になったときに生じる骨折である⁽¹³⁾。そのため本研究における上肢の受傷評価では、屈曲骨折が発生する場合と比べ、上腕と前腕にどの程度の曲げモーメントがかかったかを求め、その値を受傷評価指標(Upper Limb Injury Criterion (ULIC))として定義することとした。

(2) 上腕骨・尺骨・橈骨の近似とモデル化

本研究においては、図4に示すように上肢の各骨を最も単純な円柱モデルで近似した。図中の a_u , a_l , a_2 が示す各骨の半径と、骨の弾性率や破断ひずみを用いて、上肢の上腕骨、橈骨と尺骨の断面二次モーメントを算出したのち、それぞれの骨折許容モーメント M_0 を式(2)により算出した。

$$M_0 = \varepsilon EZ \quad (2)$$

ここで、 ε は破断ひずみ、 E は弾性率、 Z は断面二次モーメントである。

シミュレーションでは上肢の各関節に生ずる外力とモーメントが算出される。これらの値を用いて、転倒時に防御動作を取った際に骨にかかるモーメントの大きさを算出する。本研究においては図5に示す通り上肢の各骨を単純支持梁として近似した。肘関節からの長さが図4中 z [m] の場所において働くモーメントを M_z [Nm] とおいた。この M_z の値は式(3)で算出される。

$$|M_z| = \sqrt{\frac{1}{3} (Me^2 + Me \cdot Ms + Ms^2)} \quad (3)$$

ここで、 Me , Ms はそれぞれ肩関節、肘関節において働くモーメントである。 M_z を上腕と前腕の xz , yz 平面それぞれで求め、その最大値 M_{z_max} を骨に作用した曲げモーメントの値とした。

(3) 受傷評価手法

式(4)を用いて ULIC を求める。

$$ULIC = \frac{M_{z_max}}{M_0} \times 100 \quad (4)$$

ここで、 M_0 は算出した骨折許容モーメント、 M_z は上肢の各骨に作用する最大の曲げモーメントの値である。

ULIC が100を超えた場合は骨折の発生を示すため、ULIC が100より小さいと上肢に受傷がないと判断できる。

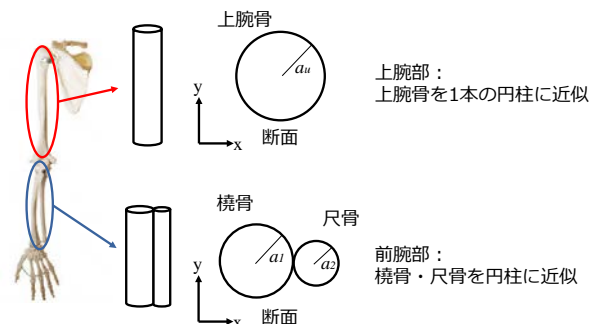


Figure 4 Schema of Upper Limb Bones

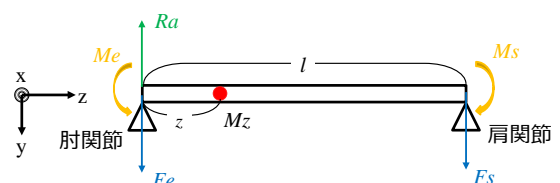


Figure 5 Structure Approximation of Upper Limb Bones

5.3 総合的な受傷評価

本研究で扱う転倒時の防御動作で受傷する可能性があるのは頭部と上肢であり，これらの受傷を総合的に評価する必要がある．先述の HIC と ULIC を用いた受傷有無の判断方法を用いて図 6 に示す 4 領域に区分して受傷を評価した．

- (1) 受傷が起こらない安全域 (HIC < 135, ULIC < 100)
- (2) 頭部のみ受傷する頭部受傷域 (HIC > 135, ULIC < 100)
- (3) 上肢のみ受傷する上肢骨折域 (HIC < 135, ULIC > 100)
- (4) 頭部も上肢も受傷する危険域 (HIC > 135, ULIC > 100)

6. 適切な防御動作の検討

6.1 前方転倒時の適切な防御動作

図 7 に前方転倒時の各条件における受傷評価結果を示す．この結果，前方転倒においては(1) 頭部受傷域や危険域に含まれる動作が少ないこと，(2) 上肢骨折発生域に含まれる動作は肩関節屈曲角度が 70° の条件のものが多いこと，(3) 前方転倒時の受傷の低減には肘伸展動作の可否と防御動作時の上肢関節の角度が関係することの 3 点が明らかになった．よって前方転倒時には，(1) 肘関節の伸展が可能な場合：手関節を 20° 橈屈させた手掌接地動作(図 7 中の図)，(2) 肘関節の伸展が不可能な場合：頭部を保護する前腕接地動作がそれぞれ適しているといえる．

6.2 側方転倒時の適切な防御動作

図 8 に側方転倒時の各条件における受傷評価結果を示す．この結果，側方転倒時には(1) 上肢受傷域や危険域に含まれるものが少ないこと，(2) 初期角速度が大きい場

合には頭部受傷域の範囲に入りやすいこと，(3) 側方転倒時の受傷の低減には初期角速度と防御動作の上肢関節角度が関係することの 3 点が明らかになった．よって側方転倒時には，(1) 初期角速度が大きい場合：前腕を 90° 回内させ，肩関節の屈曲角度を 100° にした手掌接地動作，(2) 初期角速度が小さい場合：肩関節の屈曲角度を 100° にした前腕接地動作(図 8 中の図)がそれぞれ適しているといえる．

7. 結論

本研究では，関節可動域と筋力を 3 分類してモデル化することで障害の程度の違いをシミュレーションモデルで表現できた．また，上肢の受傷評価指標 ULIC を提案し，頭部の受傷評価指標 HIC と併用して総合的な受傷評価を行う手法を提案した．これにより，受傷の程度を頭部と上肢のそれぞれの受傷有無により 4 分類し，新たに「頭部は受傷しないが上肢は受傷する」という受傷パターンの評価が可能になった．さらに，提案した指標を用いて頭部と上肢の受傷予測を行い，障害の程度と転倒状況の違いに合わせた重大な受傷が及ばない防御動作を提案できた．

今後の課題として，障害のより詳細なモデル化や，鎖骨などの骨折を判定するために受傷評価部位の増加，障害者の身体機能として反応速度や動作速度を考慮した各防御動作を実際に取りうるかの検討が挙げられる．

謝辞

本研究にご協力いただきました，TASS 社の嶋田様、山梨大学の伊藤様、日本ウィルチェアラグビー連盟の塩澤様に厚く感謝を申し上げます。

参考文献

- (1) 岩淵典仁，ウィルチェアラグビー（車椅子ラグビー）②，福祉・介護機器+ 6月号，2011.
- (2) 石川耕介ら，車椅子転倒時におけるダミー人形を用いた人体損傷評価，第25回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集，181-184，2012.
- (3) 石川耕介ら，車椅子走行中における前方転倒時の人体傷害推定，第27回バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集，137-138，2014.
- (4) 伊藤安海ら，工学鑑定における人体損傷評価－事件・事故捜査や裁判における人体損傷の定量評価手法－，実験力学12(2) 実験力学会，2012.
- (5) 金築一平，車椅子使用時の転倒における人体損傷予測手法の開発，リハ工カンファレンスinおきなわ，2015.
- (6) <https://www.youtube.com/watch?v=kh28BHCZ3fl> (最終閲覧日 2016.6.29)
- (7) <https://www.youtube.com/watch?v=tZ0zCgCgswA> (最終閲覧日 2016.6.29)
- (8) <https://www.youtube.com/watch?v=bYQx1W9axlY> (最終閲覧日 2016.6.29)
- (9) 本田俊ら，MMT の判定基準についての提言肩関節編，第49回日本理学療法学会大会（横浜），2014.
- (10) 田口真ら，鉄道車両における乗客の衝突安全性評価に関する研究（衝突加速度と傷害値の関係の研究），日本機械学会論文集Vol.80 No.814，2014.
- (11) J.A. Pike, Automotive Safety, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, 1990.
- (12) 林泰史，骨の健康学，岩波新書，130-135，1999
- (13) 立石哲也，バイオメカニクス -機械工学と生物・医学の融合-，株式会社オーム社，52-53，2010

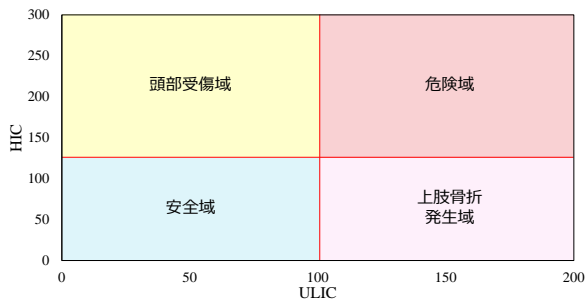


Figure 6 4 Areas of Estimation of Injury

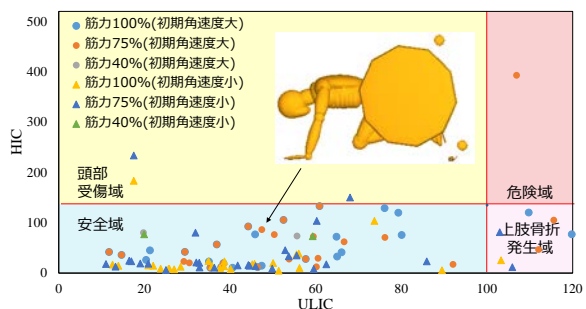


Figure 7 Estimation of Injury (Front Fallings)

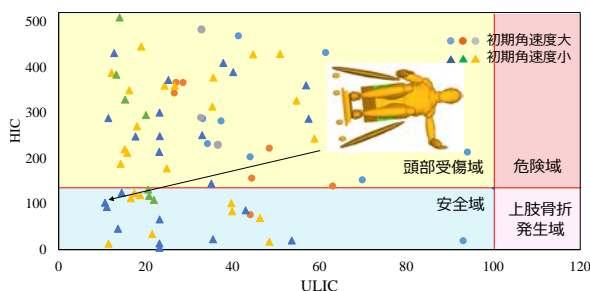


Figure 8 Estimation of Injury (Side Fallings)