

頭部物理モデルを用いた 柔道における後頭部衝突時の 頭蓋内挙動観察実験

Intracranial Observations during Occipital Collisions in Judo using a Physical Head Model

紙谷 武*^{1,2}, 宮崎祐介*³, 稲次基希*⁴, 大宮正毅*⁵

キー・ワード : judo, head trauma, sports biomechanics

柔道, 頭部外傷, スポーツバイオメカニクス

【要旨】 頭蓋内を可視化できるモデルを使用し、柔道で投げられた時の頭蓋内挙動を観察した。衝突様式は頭部、背部、水平衝突の3つに分類できた。頭部衝突はAM50ダミーで4/7例、AF05ダミーで全例に認められたことから、身長差が大きいと頭部衝突になりやすいと考えられた。頭部衝突の頭蓋内挙動は、畳の上を滑りながら回転していた。その後体幹が落下し頸部が屈曲していき、頭部が回転していた。頭部衝突の予防は身長差のある選手同士の練習は控えるように指導するのが有効と思われた。背部衝突の頭蓋内挙動は、頸部が伸展し頭部が回転運動しながら畳に衝突し、その後再度頸部が屈曲していた。背部衝突の予防は頸部伸展を抑制することが重要である。

背景

スポーツによる頭部外傷の問題点は、受傷時に発生する致死率の高い急性硬膜下血腫やその後の急性期に再び打撃を被ることによって致命的脳損傷を生じるセカンドインパクト症候群、そして繰り返しの外傷により認知機能の低下をきたす慢性脳損傷などが挙げられている¹⁾。このようにスポーツによる頭部外傷は、医学的に看過できない大きな問題である。

近年柔道による重症頭部外傷の報告^{2~4)}が散見されている。日本では8年間に重症頭部外傷が30例存在したという論文^{2,3)}や28年間で114例の死亡事故が認められたとの調査報告⁴⁾がある。そしてその特徴は9割以上が急性硬膜下血腫で、経験の

少ない初心者が多いことである。また技の種類は後ろに投げる技である大外刈りが多く、打撲部位は後頭部が半数であった^{2,3)}。つまり初心者が大外刈りで投げられて後頭部を打撲し、急性硬膜下血腫を発症するというのが最も典型的である。そしてその原因として受身の未熟さや、体格差が大きいことが指摘されている³⁾。

現在柔道による急性硬膜下血腫は、ボクシング⁵⁾やスノーボード⁶⁾と同様、回転加速度運動が主な原因と考えられているが³⁾、発生機序に関する研究は少ない^{7,8)}。先行研究では、急性硬膜下血腫の発生機序を解明するために、猿や人死体の架橋静脈を用いた実験^{9~11)}が報告されている。しかしこれらの実験では、急性硬膜下血腫の発生に関与するとされる頭蓋骨内での脳挙動を十分に評価できておらず、科学的根拠に基づいた有効な予防策がないのが現状である。

そこで本研究では、架橋静脈破断による急性硬膜下血腫の発生メカニズムにとって重要とされる頭蓋骨と脳間の相対運動を可視化することに着目

*1 JCHO 東京新宿メディカルセンター整形外科

*2 慶應義塾大学大学院理工学研究科総合デザイン工学専攻

*3 東京工業大学大学院情報理工学研究科

*4 東京医科歯科大学脳神経機能外科

*5 慶應義塾大学理工学部機械学科

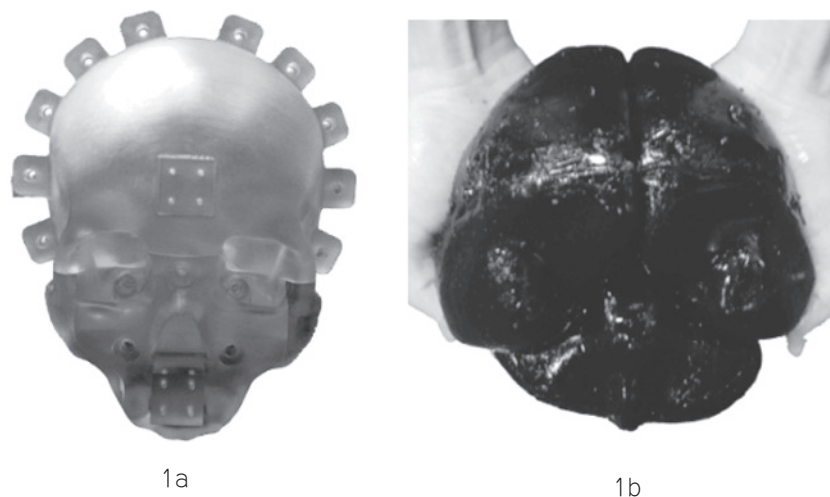


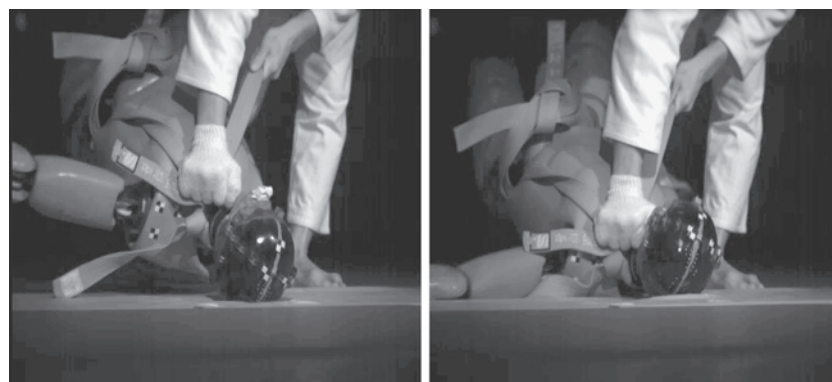
図1 三次元透過頭部物理モデル
 1a：頭蓋骨はポリカーボネイトできているため頭蓋内を可視することができる。
 1b：脳実質部はMRI画像より構築した三次元ポリゴンデータを使用している。黒色に着色したシリコンゲルで製作した。

し、頭蓋内を可視化できる三次元透過頭部物理モデルを使用した。そして大外刈りで投げられて後頭部を打撲した時の頭蓋内挙動を観察し、有効な予防策を検討することを本研究の目的とした。また原因の1つとして指摘されている体格差について本研究では身長による影響も合わせて検討を行った。

対象・方法

本実験には技を受ける選手の体格差を考慮するため、Hybrid-III 50th Male Dummy（以下 AM50 dummy）と Hybrid-III 5th Female Dummy（以下 AF05 dummy）（共に株式会社ヒューマネティクス・イノベティブ・ソリューション・ジャパン）を使用した。AM50 dummy と AF05 dummy の寸法と質量はそれぞれ 175cm, 77kg と 150cm, 49kg である。この頭部-頸部ジョイント部を外し、頭部に三次元透過頭部物理モデル^{12,13)}を装着した。この三次元透過頭部物理モデルは頭蓋骨、脳、脳脊髄液、大脳鎌、小脳テントより構成されており、実際の人体頭部形状を再現するために、CT および MRI 画像から頭蓋骨および脳形状を抽出し、Computer Aided Design モデルを利用して構築した¹²⁾。頭蓋骨モデルは、CT 画像より構築した頭蓋骨三次元ポリゴンモデルに基づき、機械加工によって製作した。三次元頭蓋骨ポリゴンモデルを STereoLithography (STL) 形式で保存し、五軸マ

シニングセンタ（大阪機工株式会社：VP600-5 AX）によって、直径 200mm のポリカーボネイトの丸棒を切削加工した。頭蓋骨の三次元モデルはポリカーボネイトを使用しているため（図 1a）、頭蓋骨内まで可視可能である。脳実質部も同様に MRI 画像より構築した三次元ポリゴンデータを用いて製作した。脳の三次元ポリゴンデータを STereoLithography (STL) 形式で保存し、光造形装置 (SOUP II 600GS：シーメット) に入力し、脳の鋳型を製作した。この鋳型に黒色に着色したシリコンゲル (Sylgard527：東レ Dow Corning) を注入し、硬化させることで左右大脳、小脳、脳幹を含む脳モデルを製作した（図 1b）。さらに、脳の変形挙動を拘束する大脳鎌と小脳テントモデルをシリコン系接着剤により頭蓋骨内面に貼付した。大脳鎌、小脳テントは実人体の硬膜とヤング率および膜厚が等価なポリウレタンシートによりモデル化した。頭蓋骨モデル内に脳実質モデルを挿入し、頭蓋腔内に水を充填することにより脳脊髄液のモデル化を行った。なお、頭蓋骨モデルは冠状断で前後に切断された状態になっており、両者の接合面にゴムパッキンを設置し、ボルト 8 本により接合することで密閉性と強度を確保した。本モデルの寸法と質量は、頭蓋骨幅 152mm、長さ 181mm、質量 3.2kg であった。頭蓋骨モデルと脳モデルの表面には、頭頂部を中心に架橋静脈を想定した白色マーカーを塗布した。白色マーカーは直径



2a

2b

図2 頭部衝突時の頭蓋内挙動

頭部が衝突した直後に畳に対して頭部が滑るように回転していた(2a)。その後体幹が落下する力によって頸部が瞬時に屈曲していき、頭部が大きく跳ね上がりながら回転している様子が観察された(2b)。

2mmで、マーカー間距離は7mmとした。高速度カメラ二台により頭部衝突時のマーカーの挙動を三次元測定した。測定において、マーカーは頭蓋右側および右脳のもののうち、測定可能な最前部のものを選択した。また二台の高速度カメラは同期しており、それぞれ撮影された動画から二・三次元運動解析ソフトウェアのDipp-Motion PRO(株式会社ディテクト)を用いて三次元動画解析を行った。その時高速度カメラのフレームレートは1000fpsとして撮影を行った。本実験では柔道有段者がAM50 dummyを大外刈りで7回、AF05 dummyを5回投げて測定を行った。今回はダミーのマーカーを確認するために柔道着を着せずに帯を擽がけて、襟の代わりとした。

結果

衝突様式

衝突様式は、3種類に分類できた。1つ目は最初に頭部が衝突する場合、2つ目は背部から衝突し、その後頭部が衝突する場合、最後は頭部と背部がほぼ同時に衝突する場合であった。それぞれの衝突姿勢を以下では、頭部衝突、背部衝突、水平衝突と表現する。AM50 dummyを使用した結果は、頭部衝突4例、背部衝突2例、水平衝突1例で、AF05 dummyを使用した結果は、5例全例頭部衝突であった。

頭蓋内挙動

頭部衝突は、頭部が畳に接触した後、畳の上を滑りながら回転していた(図2a)。その後体幹が落

下する力によって頸部が瞬時に屈曲していき、頭部が前方に大きく跳ね上がりながら回転している様子が観察された(図2b)。脳と頭蓋の相対変位の時間的変化は、衝突後約30ms付近で一度相対変位が最大をとり、約50msで一度脳が前方回転し元の位置まで戻るといった相対変位の増減が急激な波形をとった(図3, 4)。相対変位が最大になる瞬間は、頸部が屈曲しながら頭部が前方回転し、頸部が最大屈曲に達した時であった。なお頭蓋内挙動はAM50 dummyとAF05 dummyは、同様の傾向が認められた。最大相対変位はAF05 dummyよりAM50 dummyの方が大きく、30mm(test 3)、24.1mm(test 4)であった(表1)。

次に背部衝突は、背部が衝突した後、頸部が伸展し頭部が回転運動しながら畳に衝突していた。頭蓋は離地後、先行して屈曲回転し、遅れて脳が前方回転していた。その後頸部が屈曲していき最大屈曲したところで、頭蓋の屈曲回転は停止した。しかし脳の前方回転は継続し、前方回転が停止した約70ms付近で相対変位が最大となっていた(図5a, b, c)(図6)。そして最大相対変位は頭部衝突より小さく22.8mm(test 5)、12.8mm(test 6)であった(表1)。

最後に水平衝突は、あまり相対変位の変動は認めず(図7)、最大相対変位は8mm(test 1)と最も小さかった(表1)。

なお、test 5は頭部衝突直後に脳の動きが最大をとった後、マーカーが隠れてしまったため途中までのデータとなっている(図7)。またtest 6

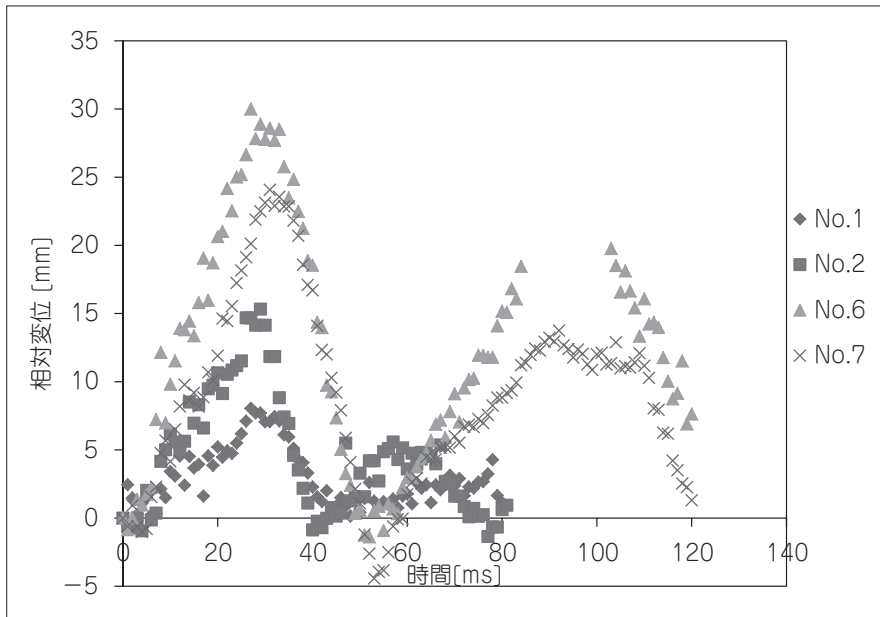


図3 頭部衝突の相対変位の時間変化 (AM50 dummy)
 脳と頭蓋の相対変位の時間的変化は、衝突後約 30 ms 付近で一度相対変位が最大をとり、約 50 ms で一度脳が元の位置まで戻るといふ相対変位の増減が急激な波形をとった。相対変位が最大になる瞬間は、頸部が屈曲しながら頭部が回転し、頸部が最大屈曲に達した時であった。

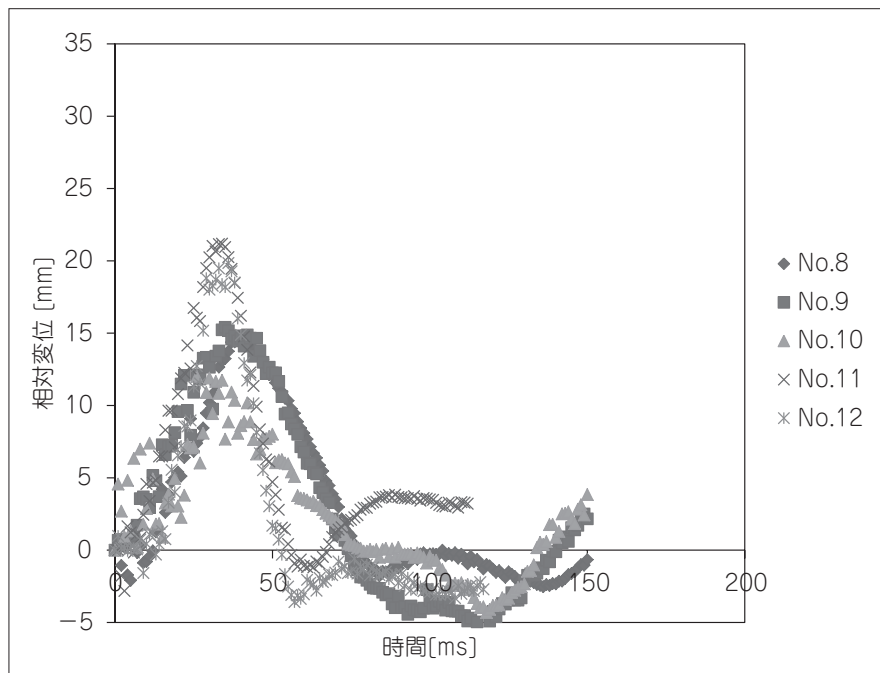


図4 頭部衝突の相対変位の時間変化 (AF05 dummy)
 AM50 dummy を使用したときと同様の傾向が認められた。ただし最大相対変位は AF05 dummy より AM50 dummy の方が大きかった。

も同様に二つ目のピークのあたりでデータが途切れてしまった (図3)。

■ 考 察

衝突様式は、頭部衝突、背部衝突、水平衝突の

表 1 相対変位最大値と衝突形態

	No.1	No.2	No.3	No.4	No.5	No.6
相対変位最大値 [mm]	8.0	15.3	22.8	12.8	5.7	30.0
衝突形態	頭部	頭部	頭部	頭部	背部	背部
	No.7	No.8	No.9	No.10	No.11	No.12
相対変位最大値 [mm]	24.1	14.7	15.4	12.0	21.2	19.8
衝突形態	水平	頭部	頭部	頭部	頭部	頭部

AM50 dummy 使用時 (No1-7) は、頭部衝突 4 例、背部衝突 2 例、水平衝突 1 例であった。相対変位の最大値は頭部衝突、背部衝突、水平衝突の順で大きかった。一方 AF05 dummy 使用時 (No8-12) は全例頭部衝突であった。最大相対変位は AF05 dummy より AM50 dummy の方が大きかった。

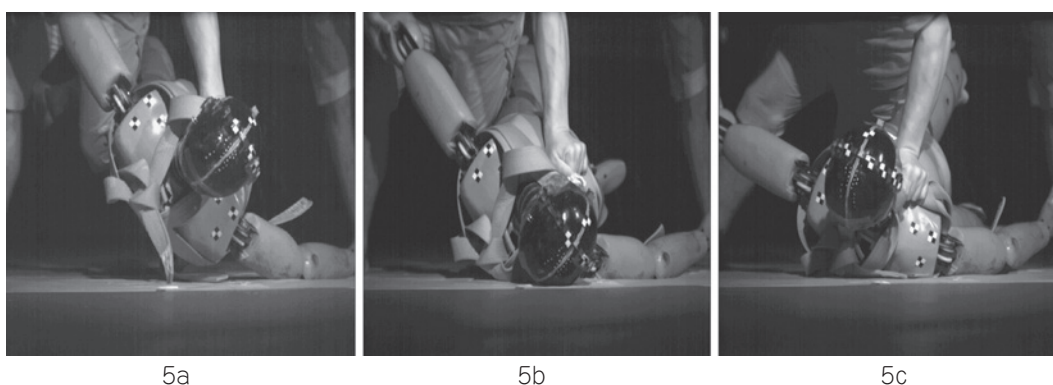


図 5 背部衝突時の頭蓋内挙動
背部が衝突した後 (5a)、頸部が伸展し頭部が回転運動しながら畳に衝突していた (5b)。その後頸部が屈曲していき頭部が跳ね上がっていた (5c)。

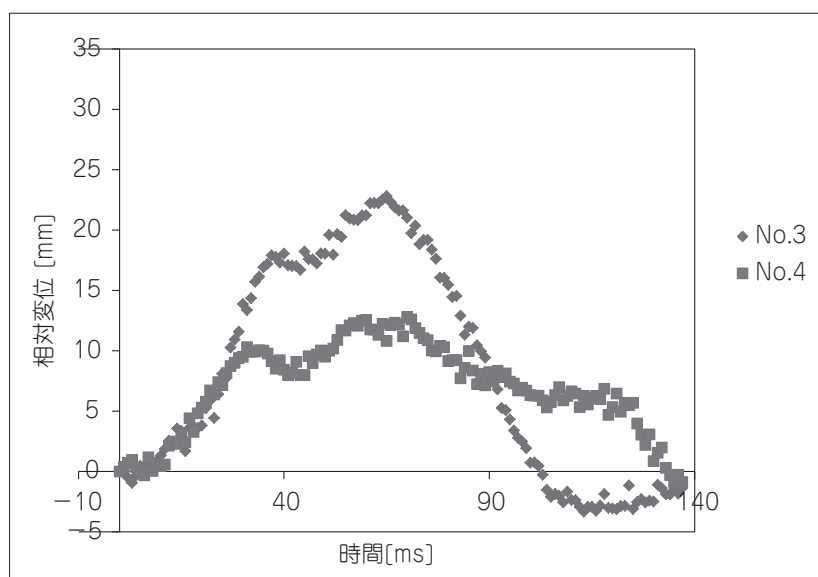


図 6 背部衝突の相対変位の時間変化
相対変位は緩やかに増加していき約 70 ms 付近で最大値をとっていた。相対変位が最大になる瞬間は、頭部が跳ねあがって頸部が最大屈曲に達した時であった。

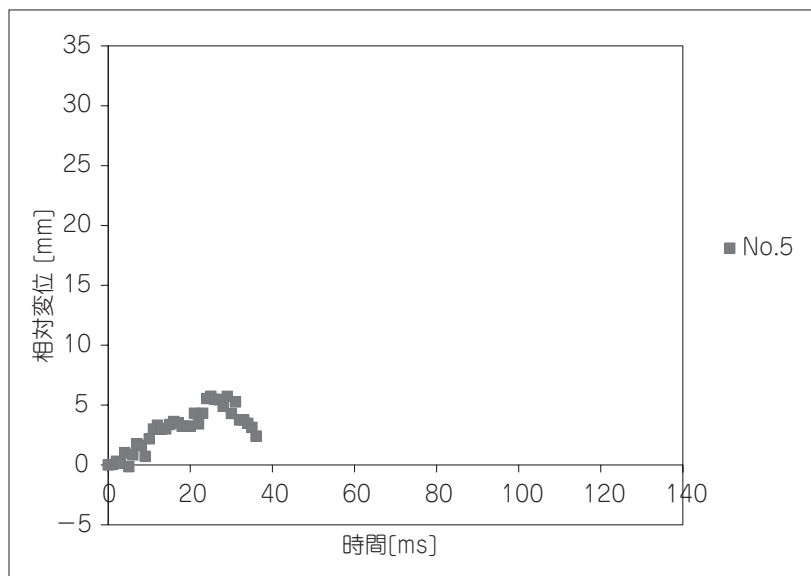


図7 水平衝突の相対変位の時間変化
 相対変位の変動は大きくなかった。また頭部衝突直後に脳の動きが最大をとった後、マーカーが隠れてしまったため途中までのデータとなってしまう。

3種類が存在した。従来は柔道による急性硬膜下血腫は、背部が接地した後、頸部が伸展し後頭部を打撲することによって引き起こされると述べられている^{2,3,14)}。しかし本研究では背部衝突よりも頭部衝突の方が多く認められ、実際には必ずしも背部衝突する症例ばかりではないと推測された。頭部衝突はAM50 dummyで7例中4例、AF05 dummyで全例に認められたことから、大外刈りがかかる検者とダミーモデルの身長差が大きくなる程、頭部衝突になりやすいと考えられた。背の高い選手が低い選手に大外刈りをかけると回転中心が高くなり、大外刈りで投げられた場合頭部から落ちやすくなる。

頭部衝突の場合は、頭部が畳に接触した後、畳の上を滑りながら回転していた。その後体幹が落下する力によって頸部が瞬時に屈曲していき、頭部が前方に跳ね上がりながら大きく回転していた(図2)。つまり慣性力によりその場に留まろうとする脳に対して、屈曲回転した頭蓋が大きく動き、ずれが生じるため相対変位が大きくなったと考えられた。従って予防には、頭部の跳ね上がりや滑り込みを少なくすることが有用で、頭部保護具や畳に低反発な材質や摩擦係数の大きいものを使用することが効果的と推察された。しかし一方で体幹が落下する力によって頸部が屈曲していくのを抑えるのは、体幹の質量を考慮すると予防が困難

である。従って現実的には、頭部から転落しやすい身長差のある選手同士の練習は控えるように指導するのが有効であろう。

一方背部衝突の場合は、背部が衝突した後、全身が持っていた運動量は、頭頸部の運動量に変換され、頭部は加速していた。それにより頸部が伸展し頭部が後方に回転運動しながら畳に衝突し、その後再度頸部が屈曲していた(図5a, b, c)。この衝撃様式も慣性力によりその場に留まろうとする脳に対して、屈曲回転した頭蓋が大きく動くことによってずれが生じ相対変位が大きくなっていった。この場合、背部衝突後の頸部伸展を抑制することができれば、後頭部の打撲を防ぐことができる。つまり頸部の不適切な筋緊張や筋力不足により、頭部にかかる加速度を抑制できずに頸部が伸展し、頭部を打撲してしまう事が問題である。従って予防には、頸部が伸展することによって生じる頭部の加速を抑制することが有効と思われる。一般的に頭部外傷予防をするスポーツ用ヘルメットは、頭部のみを保護している¹⁵⁻¹⁷⁾が、回転加速度が原因となっている背部衝突の場合には、頭部と頸部を組み合わせた保護具が有効であると考えられる。また相対変位の最大値が頭部衝突より小さい値をとった理由は、頭部が衝突することで頸部の伸展方向の挙動が止められ、頭部回転角度自体が大きくならなかったためと考えられた。

水平衝突は頭部と胸部がともに落下していき、そのまま衝突するため、頭部はほとんど並進運動をするような形になり、回転運動はほとんど伴わない。そのため頭蓋と脳には回転による相対変位が発生せず(図7)、相対変位の値が小さくなったのであろう。従って水平衝突は、急性硬膜下血腫発症の可能性は低いと思われた。

現在柔道による頭部外傷の予防には、受身の徹底練習、指導方法の見直し、指導者安全講習会受講義務化、第三者委員会の設置などが報告^{2,3,18,19)}されている。それらに加えて頭部から転落しやすい身長差のある選手同士の練習は控えるように指導することや頭部と頸部を組み合わせた保護具の使用を検討するべきである。

本研究は、頭蓋内可視化モデルを使用し大外刈りで後方に投げられた時の頭蓋内挙動を明らかにし、衝突様式別に予防策を提示した。本モデルは、解剖学的な知見から、頭蓋内挙動に影響があると思われる主要な頭内構造をモデル化しており、定性的には脳と頭蓋の相対運動を捉えられていると考えている^{12,13)}。しかし、実際の生体との比較は難しいため、架橋静脈破断、急性硬膜下血腫発生リスクなどを定量的に算出すること困難であり、この点が本研究の限界である。

またAM50 dummyとAF05 dummyモデルは、自動車乗員の前面衝突時における挙動を再現するように作られているため、頸部の伸展に関しては、実際の生体挙動とは多少異なっている点も問題としてあげられる。さらに、生体の場合は、胸鎖乳突筋などの筋活動が頸部の屈曲・伸展挙動に影響を及ぼすことが考えられる。今後はこれらの点を考慮して、実際の生体挙動に近いDummyモデルを製作し、詳細な頭蓋内挙動を明らかにしていく必要がある。

結 語

柔道の大大外刈りで投げられた時の頭蓋内挙動を観察した結果、頭部衝突の予防は頭部から転落しやすい身長差のある選手同士の練習は控えるように指導することが効果的と考えられた。また背部衝突の予防は、頸部の伸展を抑制することが重要で、頭部と頸部を組み合わせた保護具が有効と考えられた。

謝 辞

本研究を遂行するにあたってご協力頂いたJCHO 東京都新宿メディカルセンター整形外科、東京工業大学宮崎研究室、東京医科歯科大学脳神経外科教室、慶應義塾大学理工学部大宮研究室・体育会柔道部、東京大学柔道部の皆様に深謝致します。

文 献

- 1) 萩野雅宏ほか：スポーツによる頭部外傷. No Shinkei Geka 36(11): 949-959, 2008.
- 2) Kamitani, T et al.: Catastrophic Head and Neck Injuries in Judo Players in Japan From 2003 to 2010. Am J Sports Med 41: 1915-1921, 2013.
- 3) 永廣信治ほか：柔道における重症頭部外傷. Neurological Surgery 39(12): 1139-1147, 2011.
- 4) 内田 良：中学校武道必修化 問題点と対策 学校における柔道事故の現状と論点整理. 日本臨床スポーツ医学会誌 22(2): 255-257, 2014.
- 5) 谷 論ほか：現場での対処法 プロボクシング. 日本臨床スポーツ医学会誌 19(6): 615-618, 2002.
- 6) 福田 修：スノーボード頭部外傷例に関する経年的検討 10シーズン2,736例の検討. 日本臨床スポーツ医学会誌 19(2): 328-333, 2011.
- 7) 相場一希ほか：柔道における後頭部衝突時の急性硬膜下血腫発生評価指標の比較と頭部保護具の効果. 日本機械学会論文集 (A 編) 78: 71-83, 2012.
- 8) 村山晴夫ほか：柔道の投げ技で生じる頭部運動動態の加速度解析. 体力科学 61: 727, 2012.
- 9) Gennarelli, TA et al.: Biomechanics of acute subdural hematoma. Journal of Trauma 22: 680-686, 1982.
- 10) Lowenhielm, P: Strain tolerance of the Vv. cerebri sup. (Bridging Veins) calculated from head-on collision tests with cadavers. Z. Rechtsmedizin 75: 131-144, 1974.
- 11) Depreitere, B et al.: Mechanics of acute subdural hematomas resulting from bridging vein rupture. Journal of Neurosurgery 104: 950-956, 2006.
- 12) 宮崎祐介ほか：三次元透過頭部実体モデルによる後頭部衝突時の頭蓋骨・脳間相対運動の可視化. 日本機械学会論文集 A 編 78: 106-115, 2012.
- 13) 穴田賢二ほか：脳外傷発生メカニズム解明のための実形状頭部物理モデルの構築と脳部変形計測. 日本機械学会論文集 A 編 76: 233-240, 2010.
- 14) 紙谷 武ほか：柔道の後方受身挙動実験 初心者

- における問題点. 日本臨床スポーツ医学会誌 22(2): 325-330, 2014.
- 15) Withnall, C: Effectiveness of headgear in football. Br J Sports Med 39: 40-48, 2005.
- 16) Kevin, M: Training and equipment to prevent athletic head and neck injuries. Clin Sports Med 22: 639-667, 2003.
- 17) Benson, BW et al.: Is protective equipment useful in preventing concussion? A systematic review of the literature. Br J Sports Med 43: 56-67, 2009.
- 18) 宮崎誠司: 各スポーツでの頭部外傷の現状と対策 柔道. 臨床スポーツ医学 25(4): 351-354, 2008.
- 19) 二村雄次: 柔道による子どもの教育と死亡事故— 西欧との比較. 季刊教育法 (168): 26-37, 2011.
-
- (受付: 2015年7月1日, 受理: 2016年6月14日)

Intracranial Observations during Occipital Collisions in Judo using a Physical Head Model

Kamitani, T.^{*1,2}, Miyazaki, Y.^{*3}, Inaji, M.^{*4}, Omiya, M.^{*5}

^{*1} Department of Orthopaedics, Japan Community Health Care Organization, Tokyo Shinjuku Medical Center Dept. of Orthop. Surg.

^{*2} School of Integrated Design Engineering, Graduate School of Science and Technology, Keio University

^{*3} School of Mechanical Engineering, Tokyo Institute of Technology

^{*4} Department of Neurosurgery, Tokyo Medical and Dental University

^{*5} Faculty of Science and Technology, Department of Mechanical Engineering, Keio University

Key words: judo, head trauma, sports biomechanics

[Abstract] In recent years, severe head trauma has occasionally been reported in judo.

Here we report the intracranial observations using a head model of an *osoto-gari* strike on the occipital area, and investigate effective preventive measures. Hybrid-III dummies (AM50 dummy, AF05 dummy) and a three-dimensional (3D) transparent physical head model were used in this study. These are based on skull and brain shapes obtained by computed tomography and magnetic resonance imaging. The brain and skull of the model were marked, and the 3D movements of the markers after a strike were measured using a high-speed camera. Three main types of strikes were identified: direct head collision, back collision and horizontal collision.

Based on the fact that direct head collision occurred in 4/7 cases with the AM50 dummy and in all cases with the AF05 dummy, it is considered that the difference in height may be the cause. Following direct head collision, the head immediately rotated and slid in relation to the judo mat. In matches or free practice sessions between competitors of approximately the same height the number of direct head collisions can effectively be decreased. Following back collisions, the neck was extended and the head collided with the mat in a rotating motion, followed by flexion of the neck. Preventing neck extension is important in back collisions. Our results suggested the possibility that head protection that decreases neck extension can be effective to decrease head trauma caused by rotational acceleration. Finally, the level of displacement following horizontal collision was minimal. Therefore the probability of sustaining acute subdural haematoma after horizontal collision is very low.