

## <研究課題> 被追突時のむち打ち損傷を予防する乗員保護シートコンセプトの開発

代表研究者 鳥取大学大学院工学研究科 教授 田村 篤敬

### 【抄録】

むち打ち損傷は、後突事故の初期段階で生じる、所謂 S 字変形に代表される非生理学的な頭頸部挙動に起因すると考えられている。被追突時に観察される、この異常な（頭頸部）運動は、頸椎の軟部組織に不可逆的な損傷を引き起こす可能性がある。典型的な症状としては、頭痛、眩暈、悪心などが挙げられるが、明確かつ客観的な臨床所見が得られにくいため、診断が困難な場合が多い。その結果、むち打ち損傷の正確な受傷メカニズムは未だ十分に解明されておらず、有効な予防策も確立されていない。本研究では、ヒトの神経-筋特性をより忠実に反映することを目的として、筋の共収縮を考慮した独自の姿勢保持制御アルゴリズムを導入し、外部から加えられた荷重や外乱に対する頭頸部複合体の安定性および応答性を向上させることに成功した。これらの手法的改良は、将来的なヘッドレストの設計パラメータ最適化に向けた解析の基盤を提供するものと期待される。

### 1. 研究の目的

#### 1-1 背景

警察庁の統計<sup>(1)</sup>によると、2024 年における自動車乗車中の損傷主部位別・状態別死傷者数（軽傷者に限る）195,741 名のうち、その約 8 割が頸部傷害を受けており、車両相互事故に関しては、追突事故が全体の約 4 割を占めている。追突事故に起因する代表的な頸部傷害である“むち打ち損傷”は、衝撃で胴体部が前方へ押し出される一方、頭部は慣性でその場に留まることによって、自動車乗員頸部に S 字変形<sup>(2)</sup>と呼ばれる非生理学的な挙動を生じることが原因とされる。

むち打ち損傷の後遺症には、頭痛や眩暈、悪心など自覚症状のあることが広く知られているが、具体的な他覚症状に乏しいことから、その正確な診断は困難であり、実際の損傷部位や詳細な受傷メカニズム、有効な予防策は未だ確立されていない。

国内では、むち打ち損傷予防のため、1969 年に運転席、1973 年に助手席へのヘッドレスト搭載が義務化された。しかし、その適正な位置についてはユーザーによって解釈が様々であり、必ずしも効果的に活用されていないのが現状である。

#### 1-2 目的

そこで本研究では、人体頭頸部数値モデルを活用し、頭部後方に設置したヘッドレストの位置やその力学（クッション）特性を変化させながら後突解析を行うことで、各因子がむち打

ち損傷の受傷リスク低減に及ぼしうる効果について基礎的な検討を実施した。

### 2. 研究方法と経過

#### 2-1 頭頸部モデル

本研究で使用する人体頭頸部モデルは、先行研究<sup>(3)</sup>の手順に従い、THUMS ver. 5.03（豊田中央研究所）の標準体型男性 AM50 モデルに、頭頸部姿勢保持に必要な 12 筋を新規追加することで作成した。ここでは、上記の先行研究によって開発された筋制御技術を活用し、頭頸部の屈曲・伸展挙動に寄与する筋については、それらの共収縮を考慮しつつ、最初に頭頸部の姿勢保持計算を行う。

その結果、計算を開始してから 1.2 s 後の頭部重心の X 方向並進変位は 30 mm、Y 軸まわりの回転角度は 0.3° に収束した。なお、頭頸部モデルにおける座標軸は、前方（進行方向）ならびに鉛直上方をそれぞれ X 軸、Z 軸の正方向と定義した（Fig. 1）。

追突時の衝撃入力には、既報のボランティア実験<sup>(4)</sup> データから、第 1 頸椎に定義した局所座標系基準の X、Z 方向並進加速度履歴、Y 軸まわりの回転角度履歴を取得した。ただし、今回は並進加速度履歴を全体座標系基準の変位履歴に変換したものを、頭頸部姿勢保持計算（1.2 s）完了後、モデルの第 1 胸椎に強制変位として与えた。

ところで、先行研究<sup>(5)</sup>の結果から、むち打ち損傷予防には胸鎖乳突筋が効果的に力を発揮することが重要であると示唆されている。この

とき、頭頸部は屈曲位の姿勢であることに加え、胴体部に対する頭部の相対的な X 方向並進変位については抑制されることが望ましい。なお、X 方向並進変位の大小は、胴体部に対して頭部がどれだけ後方に残留しているか、つまり、S 字変形の強弱を意味しているとも解釈される。

そこで本研究では、第 1 胸椎に対する頭部重心の X 方向並進変位 (以下、 $\Delta X_{C0-T1}$  と表記)、Z 方向並進変位 (以下、 $\Delta Z_{C0-T1}$  と表記)、ヘッドレスト荷重の力積 (以下、ヘッドレスト力積と表記) を出力し、比較することにした。

ここで、 $\Delta X_{C0-T1}$  と  $\Delta Z_{C0-T1}$  は、頭部重心の X または Z 方向並進変位から第 1 胸椎の X または Z 方向並進変位を差し引いた値として定義している。すなわち、 $\Delta X_{C0-T1}$  の絶対値が大きいほど進行方向である X 軸に沿った頭部と胴体部の間隔が開いており、頭部が胴体部の後方にあることを意味する。

また、 $\Delta Z_{C0-T1}$  の絶対値が大きいほど、頭部は Z 軸の負方向に縮められていることを意味する。ただし、頸部 S 字変形は後突後 100 ms 以内に発生すると予想されるため<sup>(6)</sup>、これ以降の解析では、各出力値を後突後 100 ms 以前 (後突前期) とそれ以降 (後突後期) に分割して考える。本研究は、汎用の有限要素解析ソルバー LS-DYNA v971 R13.1.1 (Livermore Software Technology Corp.) を用いて計算を行った。

## 2-2 ヘッドレストモデル

本研究では、頭部貫入量に応じて接触反力を返すように設定した剛体シェル要素を簡易的なヘッドレストとして使用した。こうすることで、ヘッドレスト形状が計算結果に及ぼす影響を最小限に抑えながら、接触反力の効果を任意に設定・コントロールすることができる (ヘッドレストの接触反力は、後述の荷重-変位曲線 [F-S 曲線] によって定義)。

なお、ヘッドレスト寸法については、一般的なセダントype車両の運転席ヘッドレストから得られたクッション部の寸法を参考に、縦×横が 200 mm × 225 mm のシェル要素を作成した。シェル要素の板厚は 1.0 mm とした。

## 2-3 実験計画法

本研究では、ヘッドレストの位置条件を検討するため、“ヘッドレストから後頭部までの距離 (ヘッドレスト距離)”, “ヘッドレスト角度”, “ヘッドレスト高さ” の 3 因子を選択した。また、ヘッドレストの硬さもむち打ち損傷に影響を与えると予想されるため、上記の 3 因子に加えてクッション特性に相当する F-S 曲線を変

化させ、4 因子 3 水準の L9 実験計画法<sup>(7)</sup> に基づく解析を行った。

ヘッドレスト角度については、YZ 平面に平行な角度を 0° とし、そこを基準としてヘッドレストが不自然になり過ぎない角度を模索、 $\pm 15^\circ$  変更することにした。このとき、ヘッドレストを前傾させた状態を +15°、後傾させた状態を -15° と定めた。

ヘッドレスト高さについては、各自動車メーカーの取扱説明書を参考に、シェル要素中央の高さが頭頸部モデルの耳上部の高さと揃う位置を基準とし、そこから 30 mm ずつ変化させた。ただし、Z 軸の正方向に移動させた状態を +30 mm、負方向に移動させた状態を -30 mm とした。

ヘッドレストから後頭部までの距離については、両者の間隔を最小とした状態を 0 mm (基準) とし、そこから後方へ 35 mm、70 mm の 3 水準を設定した。

また、ヘッドレストにおける骨組部分の X、Y、Z 軸の並進変位、各軸まわりの回転変位を完全拘束し、クッション部に人体モデルの後頭部を押し込むことで、ヘッドレストの F-S 曲線を取得した。本研究では、この F-S 曲線の縦軸の倍率を変更し、 $\times 0.1$ 、 $\times 0.5$ 、 $\times 1.0$  の 3 水準とした。Fig. 1 に各因子に関して付与した水準の概略とヘッドレストの F-S 曲線を、Table 1 に L9 直交配列表に基づく 9 ケースの解析の組み合わせを示す。

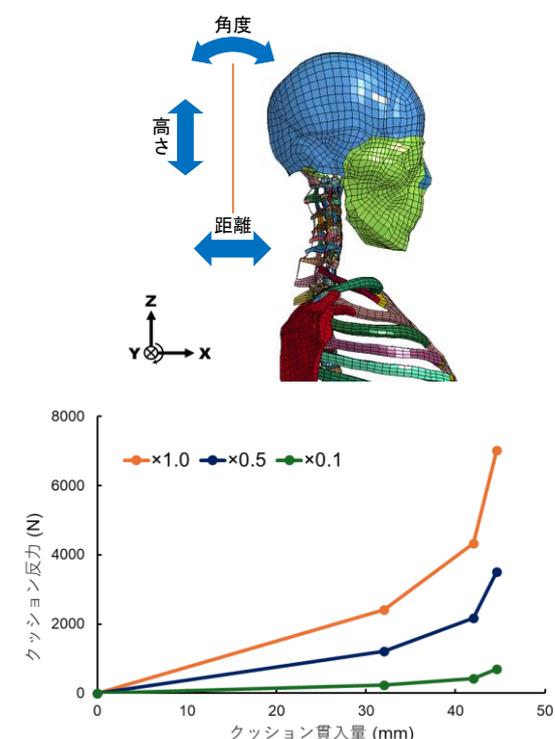


Fig. 1 Relationships between selected factors and assigned force-displacement (F-S) curve.

Table 1 Combinations of parameters employed in the L9 orthogonal array DOE.

No.	距離 (mm)	角度 (deg)	高さ (mm)	F-S 曲線
1	70	-15	-30	0.1
2	70	0	0	0.5
3	70	+15	+30	1.0
4	35	-15	0	1.0
5	35	0	+30	0.1
6	35	+15	-30	0.5
7	0	-15	+30	0.5
8	0	0	-30	1.0
9	0	+15	0	0.1

### 3. 研究の成果

#### 3-1 各因子の寄与率と効果

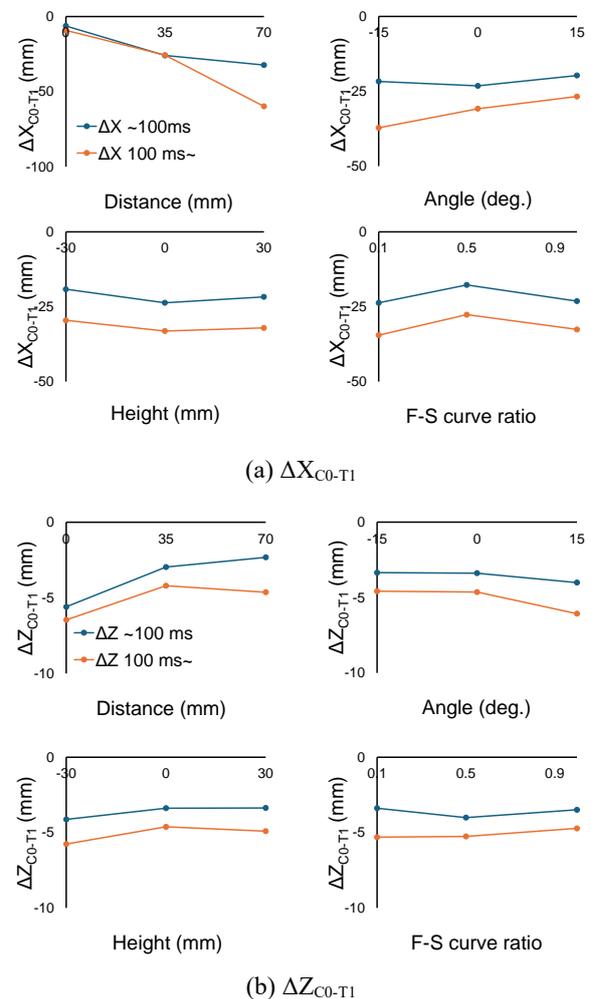
Fig. 2 に各因子の  $\Delta X_{C0-T1}$ ,  $\Delta Z_{C0-T1}$ , ヘッドレスト力積に対する要因効果図を示す.  $\Delta X_{C0-T1}$  に関する分散分析の結果, 後突前期においてはヘッドレスト距離が 5%の危険率で有意と判定され, その寄与率は 89.1%であった. 一方, 後突後期のヘッドレスト距離は, 1%の危険率で有意と判定され, その寄与率は 93.3%であった. また,  $\Delta Z_{C0-T1}$  に関する分散分析の結果, 後突前期におけるヘッドレスト距離のみ, 5%の危険率で有意と判定され, この時の寄与率は 84.5%であった. さらに, ヘッドレスト力積に対する分散分析の結果, 後突後期におけるヘッドレスト距離が 1%の危険率で有意であると判定され, その寄与率は 98.3%であった. 以上より, ヘッドレスト距離は被追突時の頭頸部挙動に影響を及ぼす支配的な因子であることがわかった.

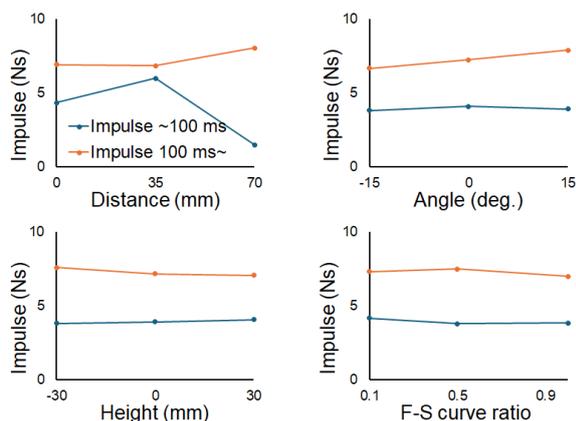
ここで,  $\Delta X_{C0-T1}$  や  $\Delta Z_{C0-T1}$  とヘッドレスト距離の要因効果図 (Fig. 2a, b) に注目すると, 初期の同距離を小さく設定しておくほど  $\Delta X_{C0-T1}$  の絶対値は小さくなり,  $\Delta Z_{C0-T1}$  の絶対値は大きくなっていることがわかる. つまり, 被追突時に頭部と胴体部の動きを“一体的に”連動させるためには, ヘッドレストから後頭部までの距離をできるだけ短くし, 両者の接触するタイミングを早めることが重要であると言える. 同様の傾向は, ヘッドレスト力積-ヘッドレスト距離の要因効果図 (Fig. 2c) にも表れており, 後突前期におけるヘッドレスト距離 70 mm のケースでヘッドレスト力積の値が低くなっているのは, ヘッドレストが後頭部と接触していないためであると解釈できる.

次に, ヘッドレスト角度に注目する. Fig. 2a を見ると, 後突前期は  $\Delta X_{C0-T1}$  への効果は殆ど見られないのに対し, 後突後期はヘッドレストの前傾に伴い  $\Delta X_{C0-T1}$  の絶対値は小さくなっている. これはヘッドレストが前傾 (+15°) している場合, その接触箇所がヘッドレスト上部に

あれば, その配置が中立 (0°) あるいは後傾 (-15°) のケースと比べて接触タイミングが早まるためであると考えられる. また,  $\Delta Z_{C0-T1}$ -ヘッドレスト距離の要因効果図 (Fig. 2b) を見ると, 後突後期においては前傾に伴い  $\Delta Z_{C0-T1}$  の絶対値は同様に大きくなっている. これらより, ヘッドレスト角度が前傾の場合, 頭部を Z 軸の負方向に抑え, 頭頸部に過度な引張が作用するのを防ぐ効果があるものと期待される. 実際, ヘッドレストが前傾している場合, 後突後期にヘッドレスト力積は増加している (Fig. 2c). なお, 現状, ヘッドレスト高さに関しては, 顕著な変化あるいは明確な傾向が観察されないため, その効果については不明である.

最後に, F-S 曲線に注目する. 後突前期における  $\Delta X_{C0-T1}$  の絶対値はその中間値である 0.5 倍の条件で最小値 (Fig. 2a) になっており, その変化はヘッドレスト力積-ヘッドレスト距離とも対応している (Fig. 2c). これは, ヘッドレストと頭部の接触後, 同条件ではヘッドレストが効率的に衝撃エネルギーを吸収していることを意味するものと考えられる. これらより, ヘッドレストを使用するうえで, むち打ち受傷リスクの低減に有効と期待される各因子の水準ならびにその効果を確認することができた.





(c) Headrest Impulse

Fig. 2 Factor effect diagrams for a set of parameters selected in Table 1.

### 3-3 まとめ

本研究では、自律的に姿勢保持を行うことのできる人体頭頸部モデルに簡易的なヘッドレストを追加し、L9 実験計画法に基づく後突解析を行った。分散分析の結果、S 字変形の低減に有効な相対変位 ( $\Delta X_{C0-T1}$ ,  $\Delta Z_{C0-T1}$ ) の抑制にはヘッドレスト距離の寄与率が有意に高く、むち打ち損傷の予防には、初期設定であるヘッドレストから後頭部までの距離とヘッドレスト角度、クッションの F-S 特性も重要な因子となりうることを示唆された。

### 4. 今後の課題

本研究で設定した衝突速度はボランティア実験相当であり、実際の追突事故におけるむち打ち損傷予防という観点からは、計算条件として不十分であった。したがって、今後はより現実的な条件下（高速衝突あるいは余所見の姿勢など）での計算を行うとともに、性別や体格差<sup>(8)</sup>、年齢を考慮した検討を進めていく必要がある。

### 5. 研究成果の公表方法

ASME *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy*

ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition (IMECE 2026) ほか

### 5. 参考文献

(1) 警察庁, “令和 6 年中の交通事故の発生状況,” [http://www.npa.go.jp/publications/statistics/koutsu\\_u/index\\_jiko.html](http://www.npa.go.jp/publications/statistics/koutsu_u/index_jiko.html) (2025).

(2) Grauer et al., “Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels,” *Spine*, Vol. 22, No. 21, pp. 2489-2494 (1997).

(3) 上村ら, “頸部筋の能動的収縮を考慮したむち打ち損傷シミュレーション,” 日本機械学会第 34 回バイオフィロントニア講演会・講演論文集, #1G08 (2023).

(4) Sato et al., “Dynamic cervical vertebral motion of female and male volunteers and analysis of its interaction with head/neck/torso behavior during low-speed rear impact,” *Proceedings of IRCOBI Conference*, pp. 245-247 (2014).

(5) 上村ら, “被追突時における頭頸部のむち打ち挙動が軟組織損傷に及ぼす影響,” 日本機械学会 中国四国支部第 62 期総会・講演会 講演論文集, #01b4 (2024).

(6) 長谷川ら, “頭頸部・有限要素モデルを用いたむち打ち傷害発生メカニズムの解明,” 日本機械学会論文集, Vol. 84, No. 865, #18-00184 (2018).

(7) 中村, “よくわかる実験計画法,” 近代科学社 (1997).

(8) 橘・田村, “小柄な女性頭頸部モデルの開発,” 日本機械学会中国四国支部第 54 回学生員卒業研究発表講演会・講演論文集 #S01b4 (2024).

以上

# **Development of an Occupant Protection Seat Concept for Mitigating Whiplash Injuries in Rear-End Impacts**

**Primary Researcher:** Atsutaka TAMURA  
Professor, Tottori University

Whiplash injuries are widely believed to result from non-physiological head–neck kinematics, particularly the so-called S-shaped deformation that occurs during the early phase of rear-end collisions. This abnormal motion can induce irreversible damage to cervical soft tissues. Typical symptoms include headache, dizziness, and nausea; however, such symptoms are often difficult to diagnose objectively because clear clinical findings are frequently absent. Consequently, the precise mechanisms underlying whiplash injury remain poorly understood, and effective preventive measures have yet to be fully established.

In the present study, to better reflect human neuromuscular characteristics, a custom control algorithm incorporating muscle co-contraction was implemented, thereby enhancing both the stability and responsiveness of the head–neck complex to externally applied loads and disturbances. These methodological advancements provide a foundation for future analyses aimed at optimizing headrest design parameters.