

# 後突初期のむち打ち傷害発生メカニズムの 解明に関する研究

2021 年 9 月

長谷川 純爾

東京都立大

## 目 次

<b>第 1 章 緒論</b>	1
1.1 本研究の背景	1
1.1.1 交通事故とむち打ち傷害データの推移	1
1.1.2 むち打ち症状について	4
1.2 本研究の目的	6
1.3 本論文の構成	9
<b>第 2 章 交通事故と解析に関する研究と課題</b>	11
2.1 はじめに	11
2.2 後突事故統計データ解析	13
2.3 後突事故に基づく傷害解析および評価方法	16
2.4 頭頸部・神経組織に関する研究例	19
2.5 本研究の位置づけと課題	22
2.6 まとめ	22
<b>第 3 章 頭頸部モデルを使った男性被験者の後突時の頭頸部挙動の再現技術</b>	25
3.1 はじめに	25
3.2 FE 頭頸部基本モデル	26
3.2.1 基本モデルの概要	26
3.2.2 基本モデルの検証	26
(a) 上位椎体ユニットの伸展-屈曲特性	
(b) 下位椎体ユニットの圧縮-引張特性および伸展-屈曲特性	
(c) 後突時の頭頸部特性（筋肉モデルなし）	

3.3	後突時の頭頸部挙動再現解析	28
3.3.1	頭頸部・筋肉モデルの概要	29
3.3.2	1G 条件下の筋作用の重要性およびその評価方針	30
3.3.3	筋静的活動フェーズ	32
	(a) 頭部中立姿勢保持時の筋力バランス解析（筋緩和状態：Muscle relaxed state）	
	(b) 頭部伸展時の頭頸部挙動解析	
3.3.4	筋動的活動フェーズ	36
	(a) 被験者スレッド後突実験	
	(b) 頭頸部姿勢保持・筋活性度レベルでの後突時の頭頸部挙動解析（筋緩和状態）	
	(c) 後突後の筋活性度レベル変化による頭頸部挙動解析	
3.4	後突時の頭頸部挙動に関するパラメータ・スタディ	43
3.4.1	頭頸部姿勢保持・筋活性度レベル・アップでの頭頸部挙動解析（筋緊張状態）	43
3.4.2	T1 部境界条件の違いによる頭頸部挙動解析検討（筋緩和状態）	45
3.5	まとめ	46
<b>第4章</b>	<b>むち打ち傷害に関する男女差要因解析</b>	<b>51</b>
4.1	はじめに	51
4.2	JAF50 モデルの概要	51
4.3	JAF50 モデルによる後突時の頭頸部挙動の検証（筋弛緩状態）	52
4.3.1	1G 条件下での頭部中立姿勢保持筋力バランスの検討	53
4.3.2	女性被験者・後突実験データでの JAF50 モデルの挙動検証	55
4.4	後突時の頭頸部・男女挙動差の検討（筋弛緩状態）	57
4.4.1	後突時の男女挙動差の比較	57
4.4.2	姿勢保持時の男女筋力差の比較・評価	58

4.5	簡略化頭頸部モデルによる男女筋力差の要因検討	59
4.6	むち打ち傷害指標 $S - \theta_{\max}$ に対する男女筋力差の検討（筋緊張状態）	66
4.7	まとめ	69
<b>第5章</b>	<b>神経根モデルを組み込んだ脊椎モデルの後突解析</b>	<b>71</b>
5.1	はじめに	71
5.2	神経根モデルの概略	72
5.2.1	神経根の概要	72
5.2.2	神経根基本モデルの概要	73
5.2.3	神経根基本モデルの基本特性	75
5.2.3.1	軸索モデルの引張特性	
5.2.3.2	神経根モデルの引張特性	
5.3	神経根基本モデルの圧迫基礎検討	76
5.3.1	神経組織の圧迫実験例	76
5.3.2	神経根基本モデルの圧迫速度に関するパラメータ・スタディ検討	77
5.3.3	神経根圧迫の理論的検討	80
5.3.4	軸索損傷に対する基礎検討	81
	ひずみ-ひずみ速度間の双曲線的関係の仮説	
5.4	後突時の神経根損傷への応用	84
5.4.1	神経根を組み込んだ C4-C5 spinal unit モデル（nerve-spinal unit モデル）の概略	84
5.4.2	nerve-spinal unit モデルによる損傷検討	86
5.4.2.1	日常的な伸展および屈曲挙動での検討	
5.4.2.2	後突初期挙動での神経根損傷の可能性検討	
	男性被験者・後突データでの検討（AM50）	
	女性被験者・後突データでの検討（AF50）	

筋緊張状態での検討（AF50）

5.4.2.3 後突時の神経根損傷予測法の検討

5.5	まとめ .....	97
-----	-----------	----

第6章	結 言 .....	99
-----	-----------	----

6.1	結 論 .....	99
-----	-----------	----

6.2	今後の課題と展望 .....	101
-----	----------------	-----

参考文献	.....	103
------	-------	-----

謝 辞	.....	110
-----	-------	-----

# 第 1 章 緒論

## 1.1 本研究の背景

### 1.1.1 交通事故とむち打ち傷害データの推移

後突事故件数は交通事故形態の中で最も多く、むち打ち傷害者の多さは世界的な課題である。日本では 2000 年代後半から漸減傾向にあるが、それでも年間約 10 万人程度で推移しているのが現状である。米国でも年間約 30 万人のむち打ち傷害者が発生していると推定されている。図 1-1 は日本の自動車事故件数および後突事故件数の推移を示す（警察庁交通局, 2021）。近年日本では自動ブレーキシステムの採用などで傷害者数の拡大は抑えられつつある。しかし、図 1-2 に示す様に自動車事故に関わる頸部損傷数は、依然一番多い状況は変わっていない（警察庁交通局, 2021）。軽症者では半数以上が頸部であり、このうちの大部分がむち打ち傷害者と推定される。図 1-3 は、2000 年の日本の事故類型別にみた受傷部位別の人身損失額を示す（日本損害保険協会, 2002）。後突事故件数が多いこともあり、車両相互事故だけでみると全事故の約 60% を占め最大となっている。また、頸部損傷部位の主体が軟組織となり、症状也多岐に亘り、その特定が困難となり、治療期間も長引くことも一因と考えられる。そして慢性的な症状も課題として挙げられる。

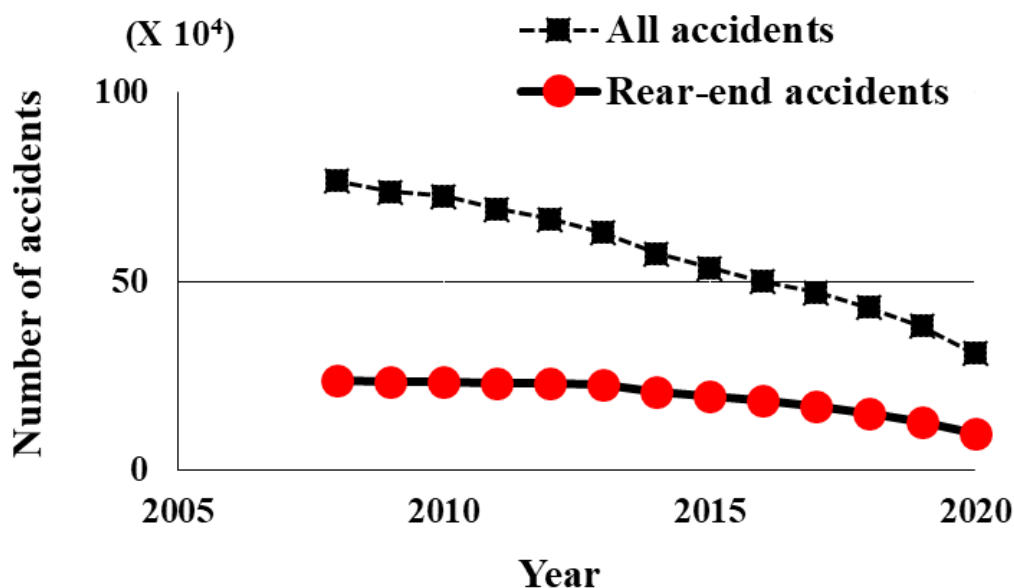


Fig. 1-1 Changes in the number of all traffic accidents and rear-end accidents in Japan.

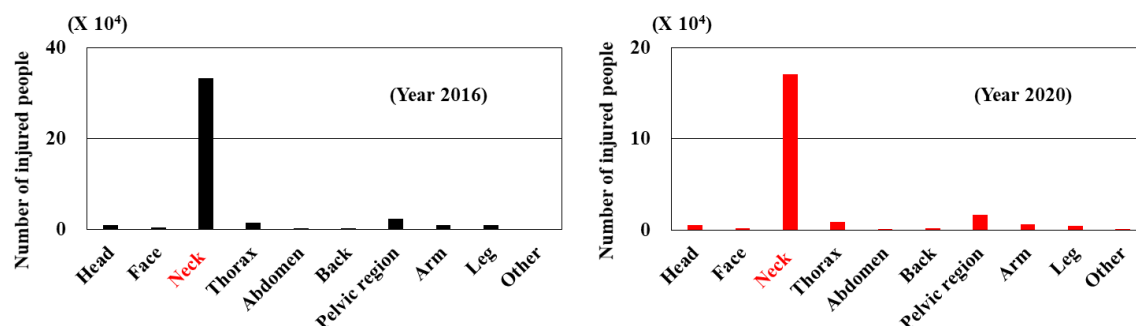


Fig. 1-2 Changes in the number of injuries by injury site of all traffic accidents in Japan.

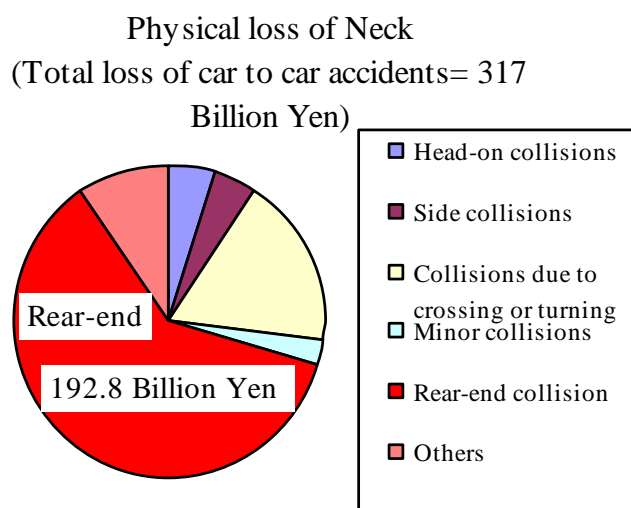


Fig. 1-3 Neck injury losses by all car-to-car accidents in Japan.

さらに、むち打ち傷害者数の男女差がある。日本では、これまで、その公表された統計事故データはないと思われる。しかし、世界のむち打ち傷害者数の統計データを見る限り、女性は男性に比べ、むち打ち傷害頻度が高いと言われている。

図1-4は、むち打ち傷害について再定義したQuebec Task Force (QTF)での男女むち打ち傷害リスクを比較したデータを示し、女性の発生頻度は男性の1.5倍以上と報告されている (Spitzer, et al., 1995)。

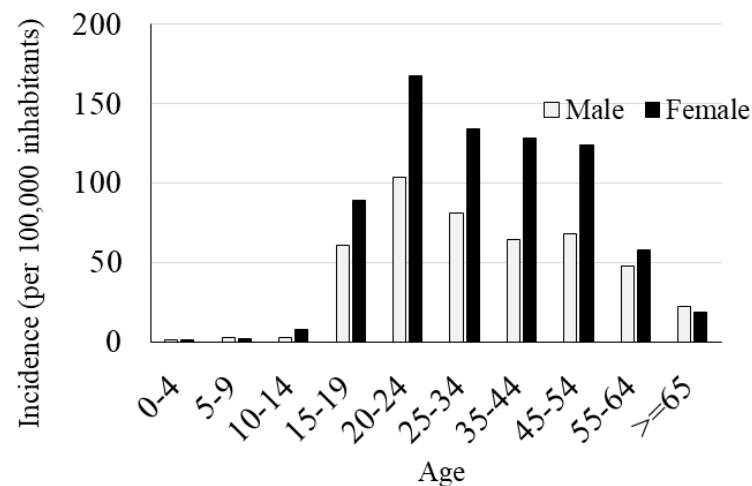


Fig. 1-4 Gender difference of whiplash injury frequency (QTF, 1995).

また、図1-5も、男女のむち打ち傷害リスクの公表データを比較したものであり、各事故統計データを平均すると、女性の傷害リスクは2倍程度男性より大きいと報告されている (Carlsson, 2010)。

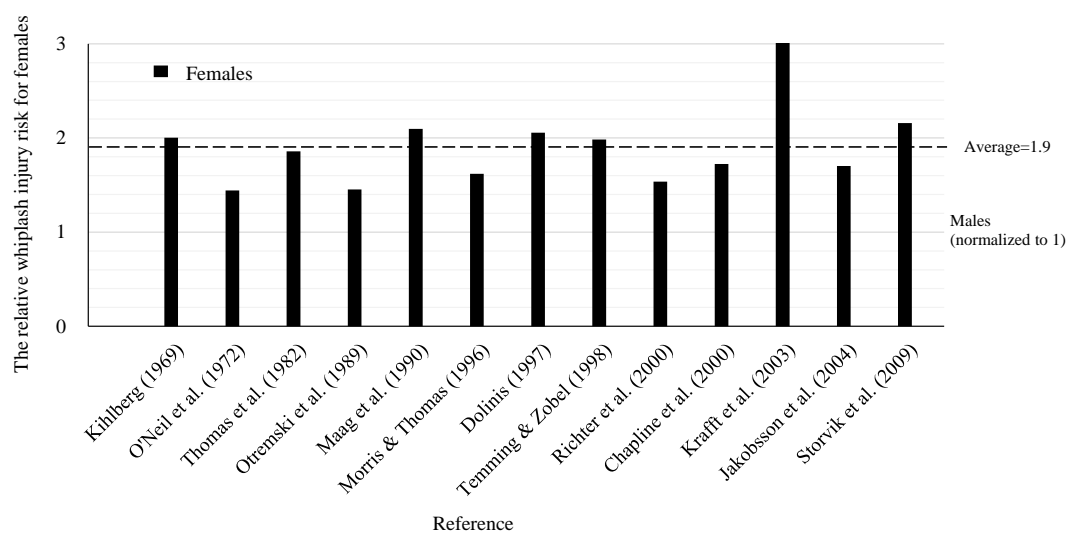


Fig. 1-5 The relative whiplash injury risk for females (shaded light grey) compared to males (normalized to 1).

The average risk rate of female to male is about 2 (Carlsson, 2010).



図1-6は、慢性的なむち打ち傷害リスクについて男女比較した結果である（Gunnar et al., 1994）。

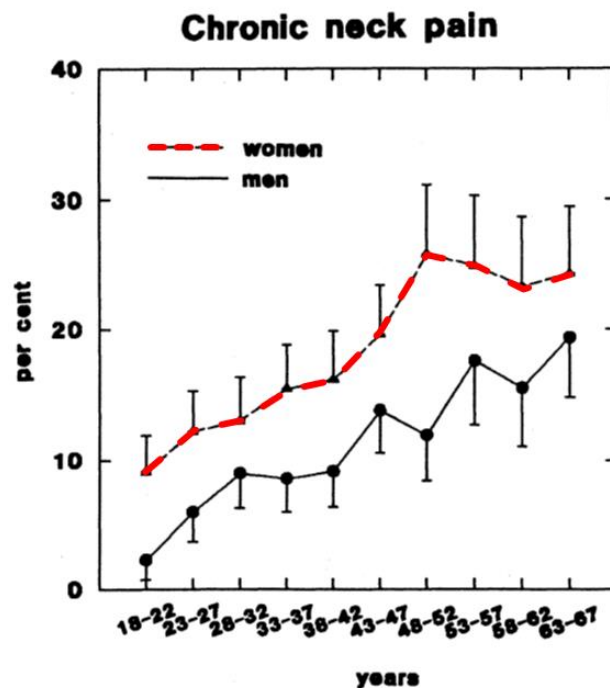


Fig. 1-6 Gender chronic neck pain (>6 months duration) error bars : 95% confidence limits on estimated prevalences.

この様に、むち打ち傷害における男女差は大きな課題である。

### 1.1.2 むち打ち症状について

むち打ち症は、米国の整形外科医 Crowe 氏が交通事故に起因する新たな頸部傷害例の報告として whiplash という言葉を 1928 年に使ったのが最初とされている。彼は、その後 whiplash が医師、患者および弁護士から病気の名前として受け入れられてしまい、問題があったと釈明している。現在では、QTF 会議から、むち打ち関連障害(WAD: whiplash associated disorder)と呼ぶ様に一応は改められた。それによると、「むち打ち症は首へのエネルギー伝達の加速/減速メカニズムである」。後部または側面からの自動車衝突が原因となる可能性が高いが、ダイビングやその他の事故の際にも発生する可能性がある。QTF では、WAD の程度を下記のグレード 0～IV の五段階に分けている。その中で、グレード III が首の愁訴および神経学

的徴候を含む．すべてのグレードで発生する可能性のある症状には，難聴，めまい，耳鳴り，頭痛，記憶喪失，嚥下障害，顎関節症などがある．むち打ち症自体は上述した通り，軽度の傷害が主体であるが慢性化し易いのが問題となっている．大多数は頭痛が発生，多くの患者で肩，胸椎，腕に広がる痛み，ならびに嚥下障害，めまい，かすみ目，耳鳴り，しびれ，感覚異常などの複雑な自覚症状がある．

表 1-1 は多岐に亘るむち打ち症状の内容および頻度も含めて要約した結果である (Meola et al., 1996)．

Table 1-1 Frequent complaints of whiplash injury

Neck and back pain	within 6 hours : 65% 24 hours : 28% 72 hours : 7%
Headaches	<ul style="list-style-type: none"> <li>• muscle tensive type</li> <li>• greater occipital neuralgia</li> <li>• temporo-mandibular joint associated pain</li> <li>• migraine</li> </ul>
Dizziness	<ul style="list-style-type: none"> <li>• vertigo 50%</li> <li>• floating sensation 35%</li> <li>• tinnitus 14%</li> <li>• hearing impairment 5%</li> </ul>
Paresthesias	<ul style="list-style-type: none"> <li>• brachial plexopathy</li> <li>• cervical radiculopathy</li> </ul>
Weakness	<ul style="list-style-type: none"> <li>• brachial plexopathy</li> <li>• cervical radiculopathy</li> </ul>
Cognitive disturbances associated with whiplash injury	<ul style="list-style-type: none"> <li>• memory defects, attentiveness impairment</li> <li>• irritability, nervousness</li> <li>• fatiguability</li> <li>• sleep disturbances</li> <li>• personality changes</li> </ul>
Visual defects associated with whiplash injury	<ul style="list-style-type: none"> <li>• convergences defects</li> <li>• impairment of pursuit or saccadic movement</li> <li>• Horner's syndrome</li> <li>• oculomotor palsy</li> </ul>

図 1-7 は典型的な「むち打ち」損傷後のプロセスの概要を示す(Erik Spangfort, 1985). 彼は, 一般的なむち打ち症状の過程を以下の様に説明している.

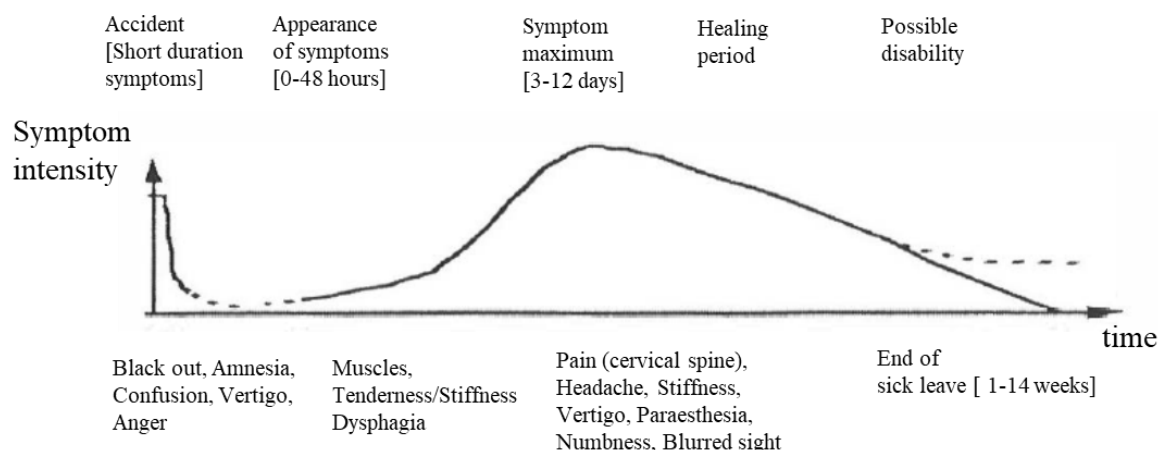


Fig. 1-7 The stages of the neck injury symptoms sustained in a rear-end collision  
(Spangfort, 1985).

衝突直後, 短期間の記憶喪失になる可能性がある. しかし, 一般的にはあまり脳震盪は発生しない. その後, 通常, 無症状期間を経て, 頸部筋の痛みと頸椎の潜行性の痛みとこわばりが 1~2 日程度続く. この症候群の潜行性により, 患者の完全な無症状期間の特定が実際しばしば困難となる. このむち打ち症状の特徴的な経過が, 通常の外傷後の経過とは明らかに異なることが, 患者が後突後 1~数日後にしか医療を受けないのかを説明している. 痛み症候群は, 損傷後 3~12 日で最高になるまで, 絶えず悪化していく. この悪化とともに, 頸椎の可動性が日々低下していく. 重症な場合, 急性疼痛症候群が最大に達したとき, 頸椎のすべての動きは完全にブロックされる. この後, 痛みはゆっくりと減少し, 可動性が回復する治癒期間が続く. 病気休暇期間は, 軽いケースでは平均 1~5 週間, 酷いケースでは 7~14 週間となる. そして, 彼は後突損傷後, 急性痛に苦しむ患者グループでは損傷程度に応じて, 20~75%の慢性的な障害リスクがあると報告している.

## 1.2 本研究の目的

むち打ち傷害が発生した当時には, 自動車後突時の頭頸部の過伸展が原因と考え, 日本では昭和 44 年, 米国でも同年からヘッドレストの義務化がスタートした. 図 1-8 は, 昭和 25 年以降の日本の交通事故死傷者数の推移を示したものである(香川と堺, 2017). ヘッドレストの導入は, 日本の高度成長に伴う自動車保有台数の急増期に相当しているが, それ以降も再び事故死傷者数が増大している状況にある. 図

1-9 は後突事故での頸部障害が軽傷程度（AIS=1）のむち打ち傷害発生頻度について、ヘッドレスト有無および男女で比較した結果を示す(Thomas et al., 1982)．ヘッドレストによる効果は期待したほど見られないことがわかる．従って、むち打ち傷害発生は、後突時のヘッドレスト装着有無の問題だけではないと考えられる．

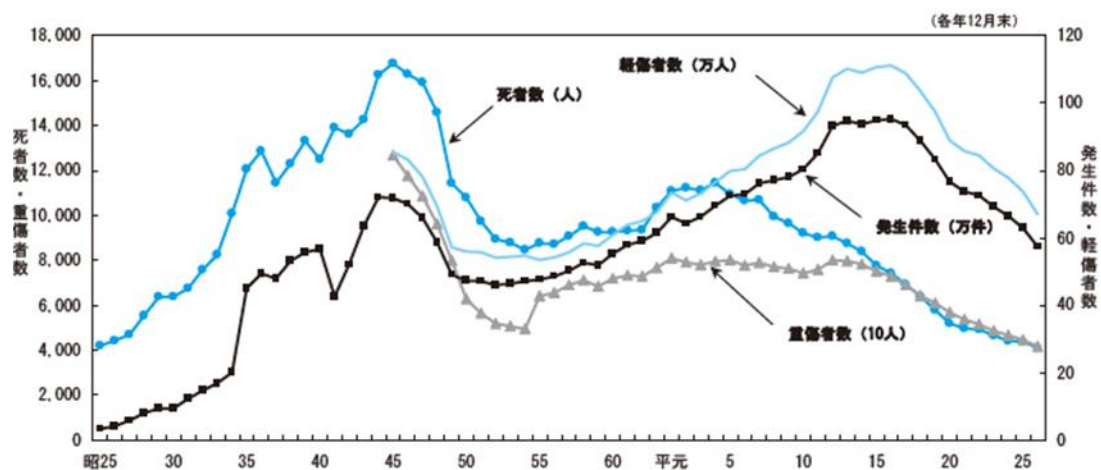


Fig. 1-8 Chronological history in the number of traffic accident casualties in Japan.

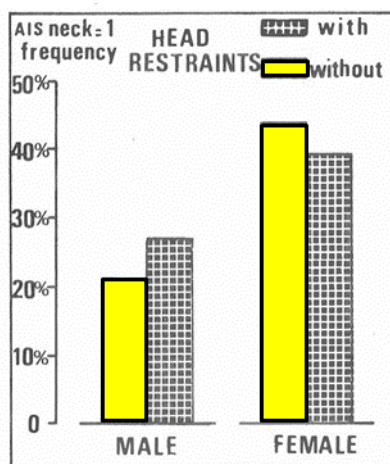


Fig. 1-9 Frequency of AIS = 1 according to head-restraints and sex.

図 1-10 に示す様にむち打ち傷害は、車両同士の衝突で後突された被害車両の乗員に一般的に発生する．むち打ち傷害発生の原因検討のための後突実験の被験者挙

動解析から、頭部がヘッドレスト接触前の後突初期（図 1-11）に日常的な頭部伸展挙動とは異なる特異な頭頸部挙動を示すことが指摘された。

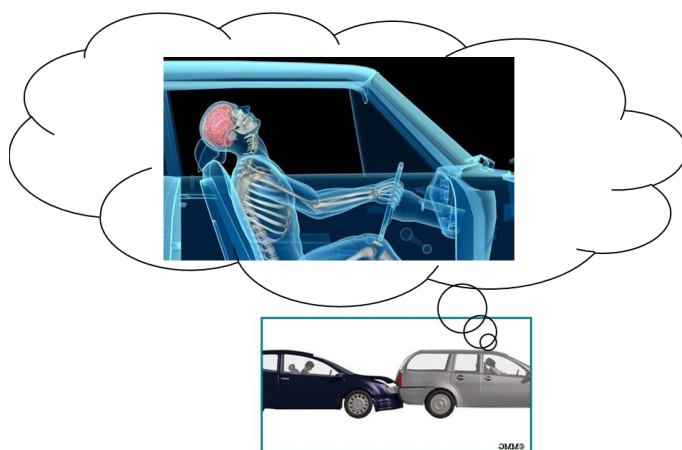


Fig. 1-10 Car to car rear impact (Image courtesy of eOrthopod.com & www.medicalnewstoday.com)('21.07.05).

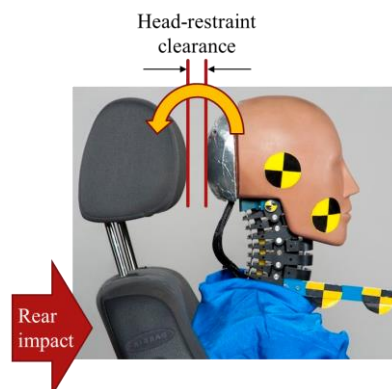


Fig. 1-11 Head-restraint clearance (5 ~ 10 cm) and the definition at the initial rear impact (Image courtesy of businessmotoring.co.uk) ('21.07.05).

むち打ち症状は多岐に亘り、かつ主として軟組織傷害のため、傷害部位の特定が困難であることなど、後突時の特異な変形挙動の中で如何にして損傷を受けるのか？解明できていないことに問題があると思われる。2004 年、WHO は世界の交通事故状況をまとめた報告 **World report on road traffic injury prevention (2004)** の中でも、交通事故での頭部外傷とむち打ち傷害発生メカニズムに対する調査の重要性について述べている。

ここでは、後突初期、すなわち車両の後突後、乗員の頭部がヘッドレストに接触する前の 0.15 s 程度の頭頸部挙動の中に潜在する傷害発生要因の解明に焦点を当てる。これまでに動物、人間・屍体そして被験者を使って後突時のむち打ち傷害発生メカニズムの基礎検討がなされてきた。動物の頭頸部構造は人間と異なり、人体挙動の精度良い解析にはなり難いと思われる。また人間・屍体での代替では、後突時の現実の人体挙動再現性に問題が予想される。被験者を使った後突実験挙動解析が、一番適切と思われるが、実験時に傷害発生させない様な実験条件設定には限界がある。いずれにしても一長一短がある。そこで本研究では、頭頸部の有限要素モデルを開発、後突時の挙動解析を実施、むち打ち傷害発生メカニズムを検討することにした。後突事故は一般的に低速度衝突で、その平均速度は速度変化量  $\Delta V = 20 \text{ km/h}$  程度と報告されている(Eis et al., 2005)。後突初期の頭部移動量は 10 cm にも満たず、頭頸部挙動自体も少ないと推測される。そのため、傷害発生メカニズム解明のためには、後突初期の

頭頸部挙動を精度良く再現することが必要となる。そこで、被験者の後突時の頭頸部挙動データ ( $\Delta V = 5 \text{ km/h}$ ) を使って先ず挙動再現を図る。これまで頭頸部モデルを使った後突挙動解析では、後突後の頭頸部筋反応による筋力だけを考慮するのが一般的である。後述する通り、これまでの著者自身の経験的知識から、後突挙動では後突前の筋力の影響も無視できないと考え、今回 1G 条件下での頭部姿勢保持筋力を先ず求めた。そして、被験者の頭頸部挙動を検証後、むち打ち傷害頻度の男女差要因について、その挙動差から検討する。最終的に、むち打ち症の中でも大きな課題となっている神経損傷発生メカニズム解明のため、頸部神経根に着目した神経損傷の可能性を評価・検討する。

### 1.3 本論文の構成

本論文は、6章で構成されている。

第1章では、研究背景の詳細と研究を述べる。

第2章では、本研究に関係する頭頸部・神経組織に関する研究について述べ、本研究の問題点と課題を明確にする。

第3章では、男性の平均的サイズの頭頸部モデルを使って男性被験者の後突時の頭頸部挙動の再現技術について述べる。後突初期の頭頸部 S-字変形挙動の精度良い再現には後突前の頭部姿勢保持時の頸部の筋力バランスが重要である事を示した。頭頸部挙動の特異性を示す S-字変形挙動の代替指標 ( $S-\theta \text{ max}$ ) を提案した。後突後の筋反応による筋力アップの S-字変形モード低減効果は殆どなく、衝突事前予知システムの方が有効である事を示した。

第4章では、男性モデルをベースに平均的サイズの女性モデルを構築し、3章に準じた手法に基づき、女性被験者の頭頸部挙動の再現技術について述べる。後突前の頭頸部姿勢保持バランスで、男女の頸部の幾何学的サイズの影響も加わり、頭部マス比以上に筋力が小さくなる事を示した。むち打ち傷害頻度の男女差の主な原因は筋力である。また、女性の代替指標 ( $S-\theta \text{ max}$ ) が男性より大きく、女性の傷害頻度の高さの主な原因は筋力である事を定量的に明らかにした。

第5章では、後突初期の頭頸部の S-字変形モードが神経根損傷に与える可能性について述べる。計算環境の制約から、神経根モデルを組み込んだ脊椎ユニット・モデルでの損傷評価となるため、その手法について述べる。動物の軸索、神経根特性を使ったモデルを用いて、先ずは日常伸展挙動で神経根損傷の可能性がない事を示した。次に後突初期の頸部挙動データを使って解析した結果、椎体の神経根への負荷速度が高まると損傷の可能性が発生する事を示した。粘弾性的特性を有する神経根では負荷時の局所性が強く、負荷速度と変形量との間に双曲線的な関係がある。

負荷速度の上昇とともに損傷の可能性が高まることがわかった．今回の一連の解析結果から，後突初期の神経根損傷発生メカニズムを提示し，損傷の可能性を示すことができたものと考え．今回，脊椎ユニット・モデルでの神経根損傷評価のため，今後頭頸部全体での評価が必要と思われる．また，精度の高い定量的な損傷評価のためには，神経根モデルの詳細化が必要である．

第6章では，本論文の結論および考察について述べ，今後の課題についても触れる．

## 第2章 交通事故と解析に関する研究と課題

### 2.1 はじめに

1990 年頃から日本では図 1-8 に示す様に交通死者が年間 1 万人を越え、交通二次戦争と言われる状況となった。そのため、国を挙げての交通安全対策が進められ、交通事故死ゼロを目標とした諸施策が実施されてきた。当時からコンピュータ性能の飛躍的向上もあり、著者も車両の実質安全向上のため、人体 FEM モデルの技術開発に着手した。最初に手掛けたのが後突時の頭頸部挙動や歩行者衝突解析などであった。図 2-1 & 2-2 は、著者が使用した当時の頭頸部モデルを示す(Hasegawa et al., 2003)。

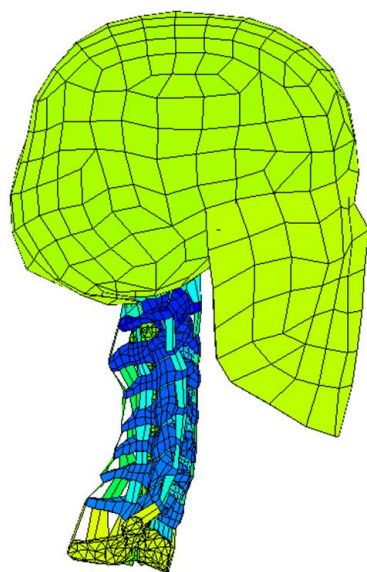


Fig. 2-1 The outline of head-neck model (Hasegawa, et al., 2003).

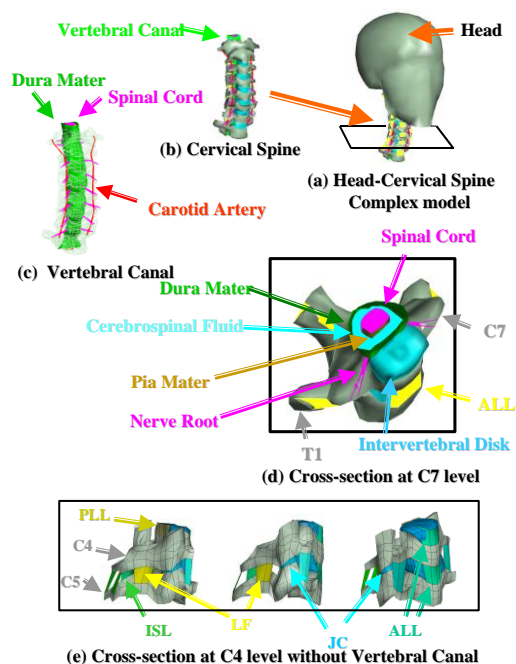


Fig. 2-2 The variety of soft tissue models to evaluate the damage (Hasegawa, et al., 2003).

後突時の頭頸部周囲の軟組織傷害に着目するため、同モデルには主要な靱帯組織を全てモデル化した。しかし、当時のモデルでは、筋力の影響まで考慮しておらず、筋肉モデルは組み込まれていない。そのため、屍体相当の頭頸部モデルとなる。後突時の軟組織損傷評価では、関節包ひずみが最も大きかった。しかし、頭部が過伸展しなければ、損傷ひずみ 0.2 を越える事はなかった。また、当時の頭頸部モデル



で、神経根もビーム要素でモデル化したが、その引張りずみは損傷レベル 0.2 を超える結果は得られなかった。

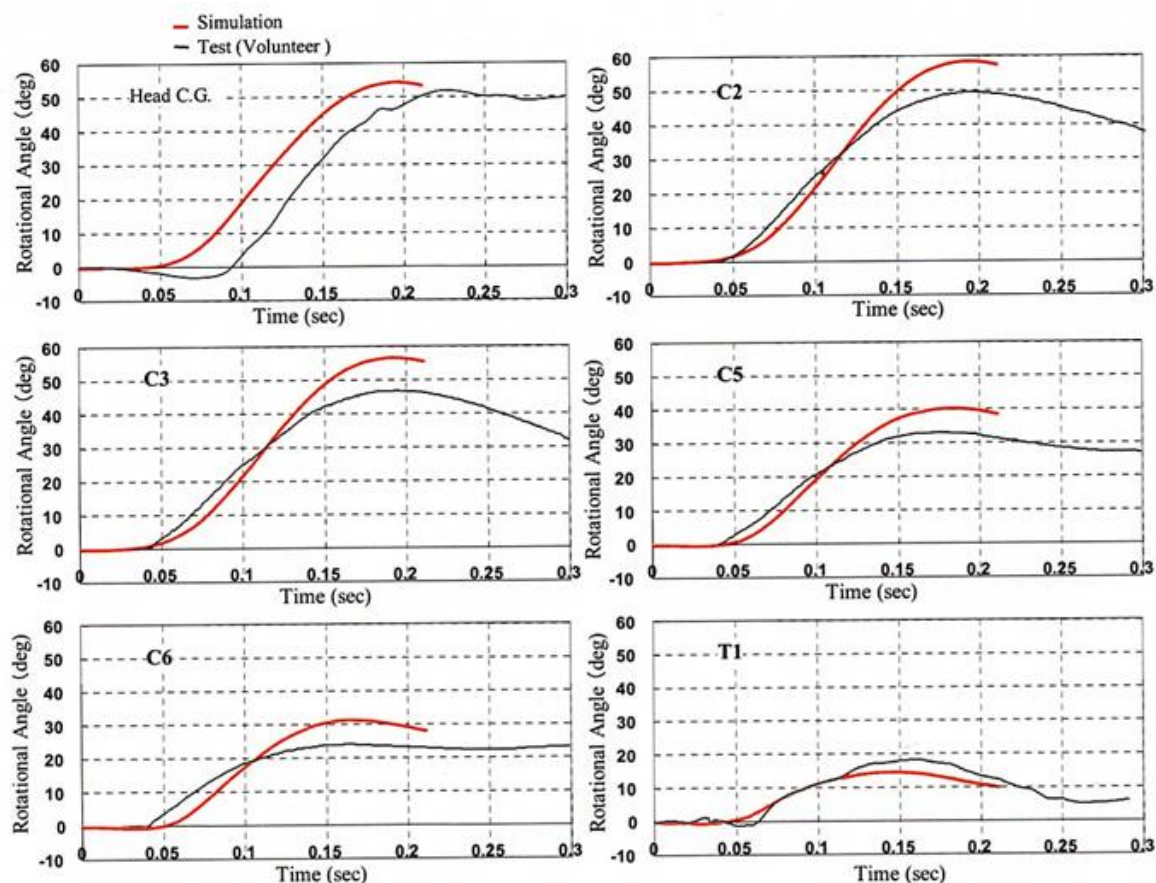


Fig. 2-3 The comparison of Y-rotational time history during rear-impact between computation and volunteer (Hasegawa, 2004).

その後、頭頸部モデルにビーム要素の筋肉モデルを取り込み、後突後の筋反応を考慮した頭頸部挙動解析を実施した(Hasegawa, 2004)。図 2-3 は、被験者の頭部および代表的な頸椎の Y 軸回転履歴と計算結果との比較を示す。後突初期の頭頸部挙動、特に頭部回転挙動の開始が被験者挙動に比べ 50 ms 程度早く、後突初期の頭頸部挙動の精度良い再現には、未だ解決すべき課題がある。頭部回転の開始タイミングには後突前の頭頸部筋力の影響が予想される。そのため、筋肉解剖学書に則った頭頸部筋肉の出来るだけ正確なモデル化が必要と思われる。特に後突時の主要挙動となる伸展および屈曲に影響を及ぼすと思われる筋肉の中で、舌骨筋はこれまで無視されるか、モデル化されても簡略化されるのが一般的であった。これは舌骨が頸椎から分離独立しているのが一因と考えられる。また、精度良い筋力推定には、筋

肉モデルの起始および停止点についても解剖学的位置を反映させる必要があると思われる。

## 2.2 後突事故統計データ解析

後突事故統計データから、むち打ち傷害についての要因（車両重量/後突速度/乗員など）分析した結果についてまとめる。

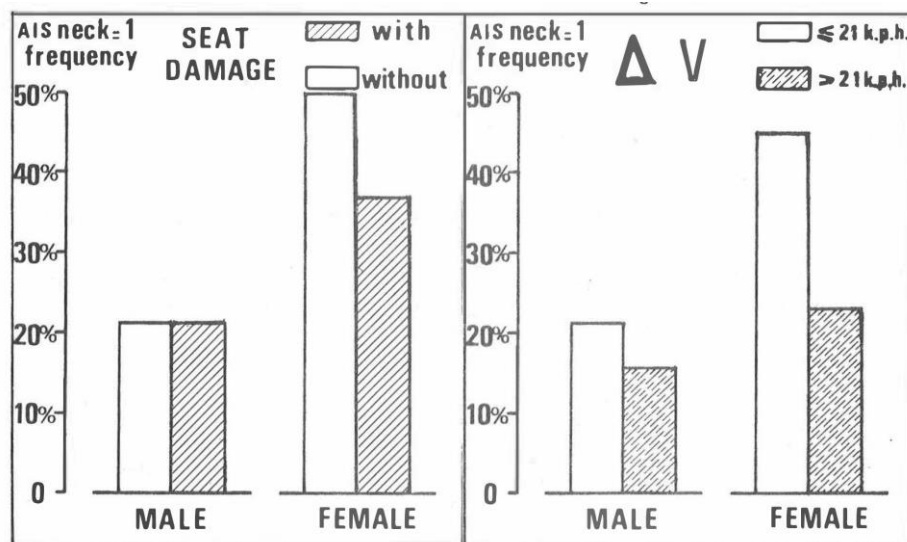


Fig. 2-4 Frequency of AIS neck = 1 according to seat damage and sex. according to V and sex, and Rear-end impact velocity ( $\Delta V$ ) (Thomas et al., 1982).

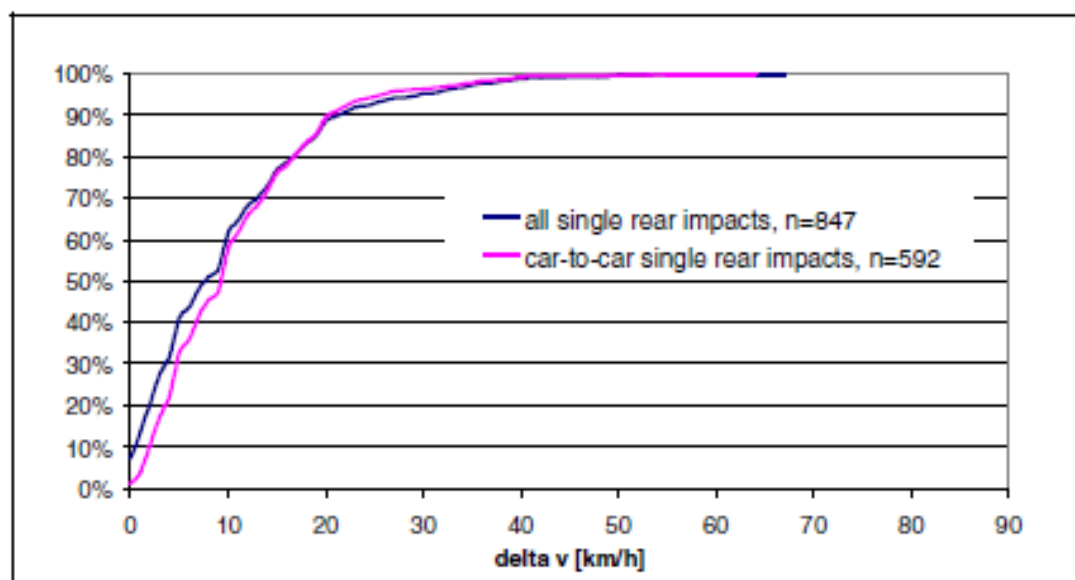


Fig. 2-5  $\Delta V$  of the struck cars in single rear impacts (Eis et al., 2005).

女性の AIS 1 の相対頻度は、 $\Delta V=21$  km/h よりも  $\Delta V>21$  km/h の方が低い結果となっている。女性の場合、むち打ち傷害リスクは主に  $\Delta V$ 、シート損傷、ヘッドレストの影響を受ける（図 2-4）。

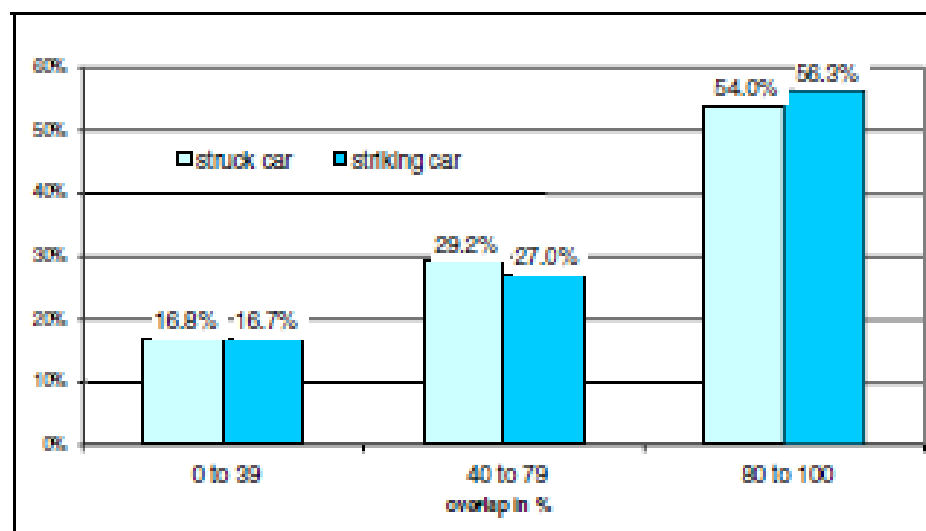


Fig. 2-6 Overlap of the struck car and of the striking car in single rear, car-to-car impacts. (Eis et al., 2005).

単一の後突では、 $\Delta V$  の累積の 90%値は 22 km/h で、 $\Delta V$  の累積の 50%値は 10 km/h である。全後突に比べ、 $\Delta V = 0 \sim 10$  km/h の車同士の衝突の割合がわずかに低い。被害車か加害車かに関係なく、オーバーラップが 80%を超えていた車両が半数以上だった（図 2-5 & 図 2-6）。

車の 90%の空車重量は 1500 kg 以下である。被害車（被後突車）の平均空車重量は 1143 kg である。加害車は平均 1096kg で、被害車よりもわずかに軽い（図 2-7）。

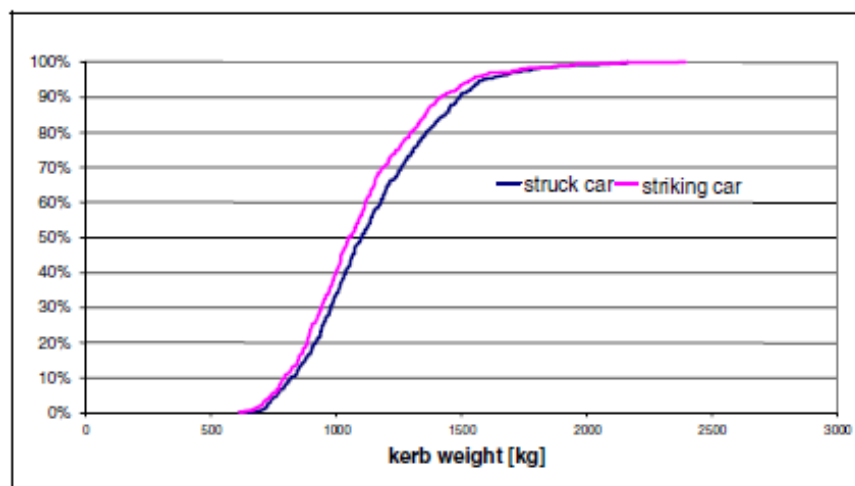


Fig. 2-7 Kerb weight of the struck and the striking car in single rear, car-to-car impacts. (Eis et al., 2005).

身長に関しては，男性の前席乗員への有意な影響は検出できないが，女性の前席乗員の場合，Soft Tissue Neck Injuries (STNI)リスクは身長とともに増加している．女性の身長が高いほど，軟部組織の頸部傷害リスクが高くなる（図 2-8）．

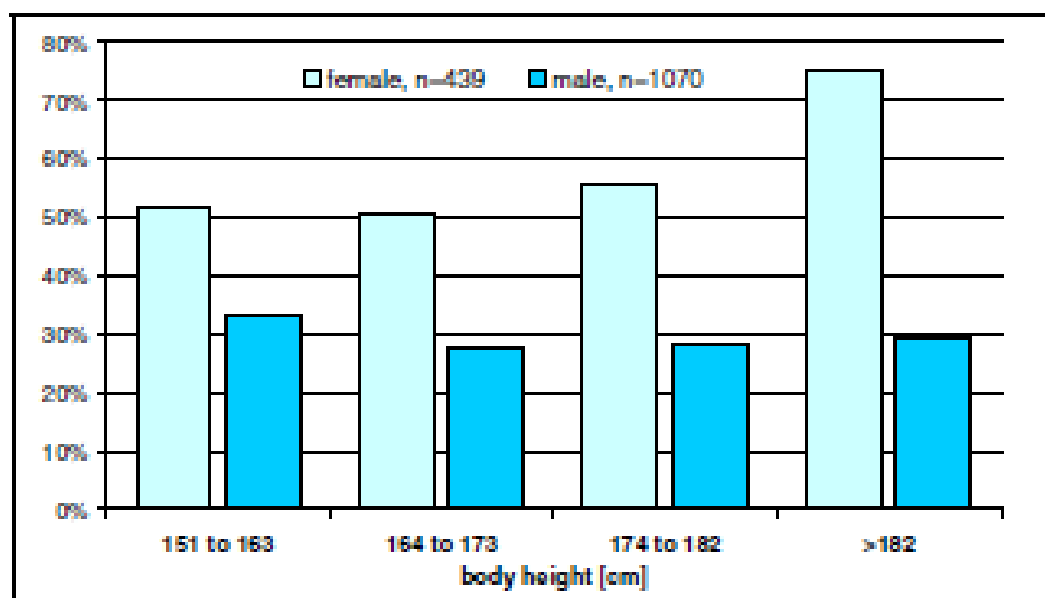


Fig. 2-8 STNI risk of front seat occupants in multiple impacts with at least one rear impact by size and gender (Eis et al., 2005).

## 2.3 後突事故に基づく傷害解析および評価方法

### ・後突ダミーによる後突シート性能試験

スレッドを使った後突シート性能評価試験である。乗員のむち打ち傷害防止のため、乗員の代替物として座乗させた後突ダミーの計測値に基づき、後突時のシート適合性の可否を評価する。速度/加速度などの後突条件は、前節に示した後突事故統計データから決められているようだ。因みに日本の JNCAP (Japan New Car Assessment Program) での後突速度変化量は  $\Delta V = 20 \text{ km/h}$  である。

現在用いられる後突ダミーは、図 2-9 に示す BioRID-II が主流となっている。いずれのダミー形状も男性サイズが基本である。そのため、女性版ダミーを現在技術開発中である。ダミー頸部・機構上の制約のため、頭部は常に前方直視姿勢での評価となる。そのため、実際の後突事故時の乗員姿勢、脇見などの頭部回転姿勢など幅広い形態での評価はできない。特にその頸部および胸部特性は人体特性より剛性大と言われており、現在もその改善作業が継続されている。

- ・試験方法（動的試験条件の妥当性：速度変化/加速度波形など）
- ・後突用ダミー（生体忠実度/再現性検討：体格：男・女性サイズ）



Fig. 2-9 Crash dummies for whiplash injury evaluation (Ministry of Land, Infrastructure, Transport and Tourism Automobile Transportation Bureau, 2005).

### ・後突ダミーによるむち打ち評価基準：

後突ダミーの安全評価基準も多岐に亘っている。現在でも後突むち打ち評価基準に対して世界統一基準(GTR)の制定などの調査/研究が継続中である。

Carlsson が、まとめた後突ダミー評価用のむち打ち評価基準を参考として表 2-1 に示す(Carlsson, 2010).

Table 2-1 Injury Criteria and thresholds (Carlsson, 2010).

Whiplash Evaluation Criteria	Evaluation Formula	Remarks
(1) Neck Injury Criterion (NIC)	$NIC = 0.2 \cdot a_{rel} + v_{rel}^2$	$a_{rel}$ is the relative horizontal acceleration between T1 and the occipital joint, $v_{rel}$ is the horizontal velocity between T1 and the occipital joint.
(2) $N_{ij}$ Criterion	$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$	$F_z$ represents the axial force and $M_y$ represents the flexion/extension bending moment $F_{int}$ and $M_{int}$ are critical intercept values for the force and the moment, respectively. $F_{int}$ (tension) = $F_{int}$ (compression) = 4,500 N, $M_{int}$ (tension) = 310 Nm, $M_{int}$ (extension) = 125 Nm.
(3) $N_{km}$ Criterion	$N_{km} = \frac{F_x}{F_{int}} + \frac{M_y}{M_{int}}$	$F_x$ represents the shear force and $M_y$ the flexion/extension bending moment $F_{int}$ and $M_{int}$ are critical intercept values for the force and the moment. $F_{int}$ (anterior) = $F_{int}$ (posterior) = 845 N, $M_{int}$ (flexion) = 88.1 Nm, $M_{int}$ (extension) = 47.5 Nm.
(4) Intervertebral Neck Injury Criterion (IV-NIC)	$IV - NIC = \frac{\theta_{trauma,i}}{\theta_{physiological,i}}$	$\theta_{trauma,i}$ ; portion of the intervertebral motion under traumatic loading $\theta_{physiological,i}$ ; physiological range of intervertebral motion
(5) Neck Displacement Criterion (NDC)		The criterion is given as corridors of the z- versus angular displacements, and x- versus angular displacements of the occipital condyle (OC) of the head relative to the T1.
(6) Lower Neck Load Index (LNL)	$LNL = \left  \sqrt{(M_{ylower}^2 + M_{xlower}^2)/C_{moment}} \right  + \left  \sqrt{(F_{ylower}^2 + F_{xlower}^2)/C_{shear}} \right  +  (F_{zlower}/C_{tension}) $	$M_i$ and $F_i$ are the moment and force components, respectively. The intercept values are proposed to be $C_{moment} = 15$ , $C_{shear} = 250$ , and $C_{tension} = 900$ for the RID dummy

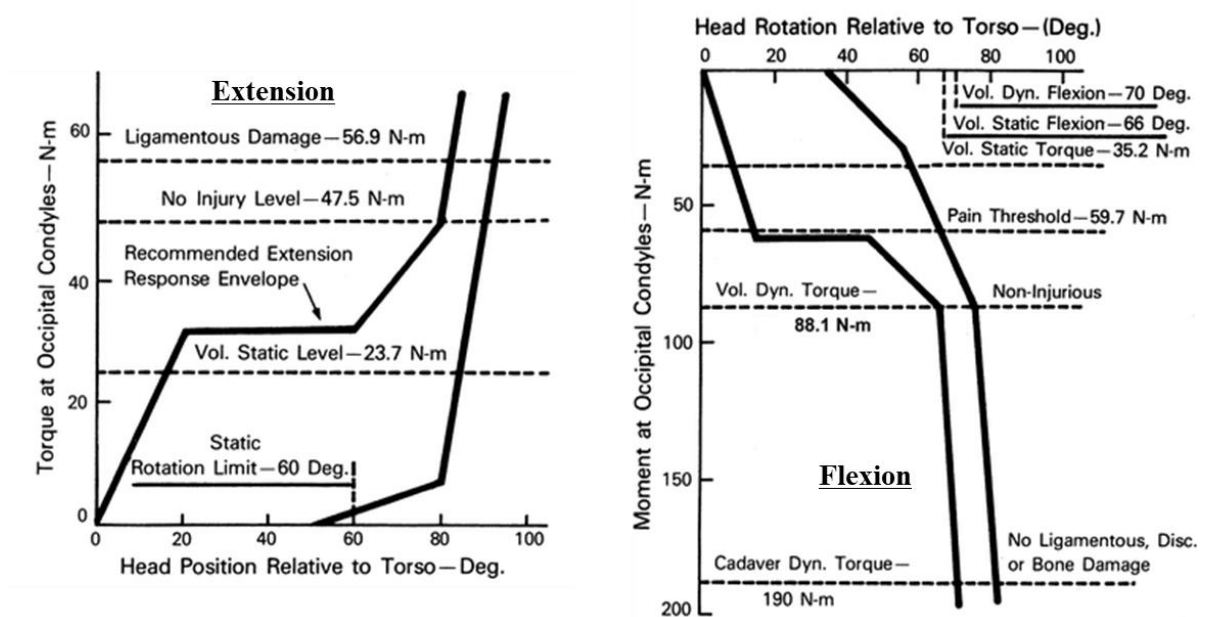


Fig. 2-10 Head-neck response envelope for extension and flexion and various tolerance levels. (Mertz and Patrick., 1971).

これらの大部分は、図 2-10 に示す頸部・伸展および屈曲に関する頭部モーメント・回転特性に基づいている(Mertz and Patrick, 1971)。1970 年代に死体や被験者の実験データを参考に決定された特性で、後突時の頭部・過伸展/過屈曲を反映させたものと言える。後突初期の頭頸部・挙動を特に意識したものではなく、直接参考になるものではないと考える。

表に示すように、むち打ち傷害基準は色々提案されているが、この中で後突初期に着目した基準は、これまでのところ Neck Injury Criterion (NIC) だけである。これについては後で詳しく説明する。

#### ・被験者による後突試験

後突時の乗員挙動解析を目的とした試験で、実際の後突時の頭頸部挙動を詳細に測定できる利点がある。

被験者後突シート・スレッド試験の解析結果から、日常的な頭部伸展挙動では見られない後突初期の特異な頭頸部変形挙動 (S-字変形モード) が確認された。また、後突時の男女には頭頸部挙動差があり、筋反応時間などにも差がある事が確認された。むち打ち傷害を受けるのは生身の人間である事から、これらのデータは傷害メカニズム解析にとって一番貴重な情報と言える。

しかし、人体を使った動的評価試験のため、試験条件の制約は大きく、低速度など一部の条件に限定される。そのため、市場後突事故形態全般をカバーするものではない。

被験者の車対車後突実験では、後突実験後の被験者症状と NIC 値の対応を疑問視した文献例もある。

#### ・人体 FEM モデルを使った後突計算バイオメカニクス解析

1990 年代からコンピュータ性能が格段に向上してきたため、人体形状を出来るだけ忠実に計算モデル化し、衝突時の乗員の実質安全向上に役立てようとする動きが高まった。そして、後突に限らず、前突、側突そして歩行者傷害解析などを含む頭部/胸部/腹部/下肢傷害など多岐に亘る傷害解析が実施されてきた。精度良く解析するには、人体特性データに関する知識/情報が不可欠であり、計算に関わる材料特性の選択など実験結果との検証が重要となる。また精度改善のため、計算に関わる Know-How の蓄積も重要である。

また、人体組織/構造のモデル化、そしてその特性が特定できれば、基本的に精度良く解析可能だが、実物忠実化のためモデル作成を詳細化するほど、計算時間が飛躍的に増大するのが難点である。

## 2.4 頭頸部・神経組織に関する研究例

後突対策として採用されたヘッドレストであるが、その設置後も後突事故でのむち打ち傷害者は依然として期待したほど低下しなかった。そのため、1990年代から、むち打ち傷害発生の原因は後突初期の可能性が高いと思われるようになった。また、むち打ち症状の中でも特に慢性症状が社会的コストの面からも問題視されてきた。このため、慢性的症状と関連性の高い神経性要因が着目され、神経損傷に関わる実験的研究が盛んに行われてきた。表 2-2 に神経根を含む神経組織に関する代表的な実験例とその結果をまとめた。

Table 2-2 Representative studies by experimental tests on nerve-root and nerve.

type of specimens	loading type	remarks
(1) rat/cervical nerve root	quasi-static compression	The stress-threshold for producing persistent pain is 54.6 kPa. (Hubbard, et al., 2008)
(2) rat/nerve root	tension	Threshold strains for complete nerve conduction loss were 16% and 9% at 0.01 mm/sec and 15 mm/sec rate, respectively. (Singh, et al., 2006)
(3) pig/lumbar nerve root	compression	The time-pressure thresholds for the occurrence of edema: rapid onset of compression (0.05-0.1 seconds), 2 minutes at both 50 mm Hg and 200 mm Hg, and following slow onset of compression (the pressure was slowly increased during 15-20 seconds), 2 hours at 50 mm Hg and 2 minutes at 200 mm Hg. (Olmarker, et al., 1989)
(4) Ferret/spinal cord	dynamic compression	When velocity increases, spinal cord injury severity becomes a function of the viscous response (VC), demonstrating the rate sensitivity of spinal cord tissue; V=velocity, C=compression (Kearney, et al., 1988)
(5) cadaver/cervical neural space	daily extension	Intervertebral foramen integrity was significantly altered, when compared with intact upright neutral position. (Nuckley, et al., 2002)
(6) cadaver/cervical neural space	rear impact	Average peak foraminal areas were significantly narrower than baseline. (Panjabi, et al., 2006)
(7) cadaver/cervical neural space	rear impact	Foraminal occlusions were smaller in magnitude than those resulting from normal cervical motion. (Nausdle, et al., 2001)

主な神経に関する実験から判ったことを付記する。

### (1) ～ (3) 神経根準静的実験

動物を使った準静的な圧迫および引張実験で、試験後直ちに神経組織検査と続くため、実験結果に一貫性があり、その結果の正確性は高い。しかし、準静的の評価結果と後突のような動的評価との対応付けは未知である。

### (4) 脊髄動的圧迫実験



実験結果から、脊髓損傷の重症度評価は圧迫速度 (V) または圧迫量 (C) だけの  
場合よりも、速度-圧縮量の積 (VC) との相関が良好である (Kearney, et al., 1988)。

#### (5) ～ (7) 死体を使用した後突・椎間孔スペース評価実験

頭頸部を用いた後突実験であるが、死体であるため、神経組織の損傷評価はでき  
ない。しかし、後突時に神経根が経由する椎間孔スペースの狭小化が確認された  
(Panjabi, et al., 2006; Nuckley, et al., 2002)。

また、図 2-11 に示す死体頭部を使った後突時の椎間孔閉塞の測定結果では、日  
常的な伸展挙動と同程度であり、後突時の頭頸部挙動に起因する直接的な神経学的  
損傷の可能性は低いと報告している (Nausdle, et al., 2001)。そして彼らも上記の  
Kearney らの実験に着目し、速度の影響を考慮したが、彼らの実験での閉塞速度の  
オーダーが 0.18 m/s に過ぎないと報告している。

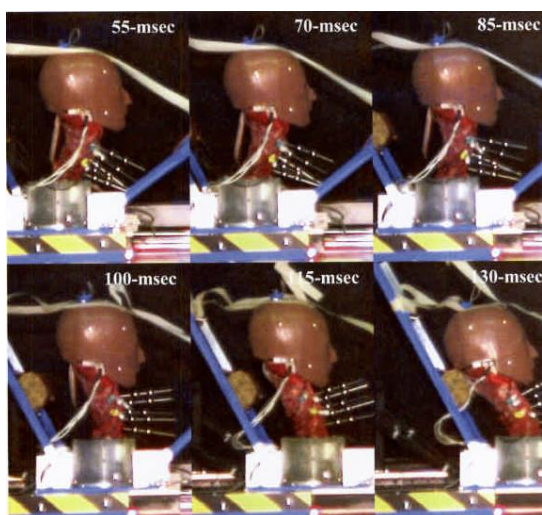


Fig. 2-11 High speed video stills of an 8-g whiplash test (Van Nausdle, et al., 2001)

#### (その他) ブタの神経組織の後突損傷実験

このブタを用いた実験結果から、後突初期の頸部・神経に関する損傷発生メカニ  
ズム説に基づくむち打ち傷害基準 (NIC) が提案された。図 2-12 の様に豚の頭部を  
約 600N で急激負荷し、後突を模擬した。その時の脳脊髄液圧力測定値と、その後  
の頸部から採取した神経組織の変性検査結果と上記液圧変化にむすびつく頭部加  
速度などから下記の NIC 評価基準式 (2-1) が導出された (Boström, et al., 1996;  
Örtengren, et al., 1996)。

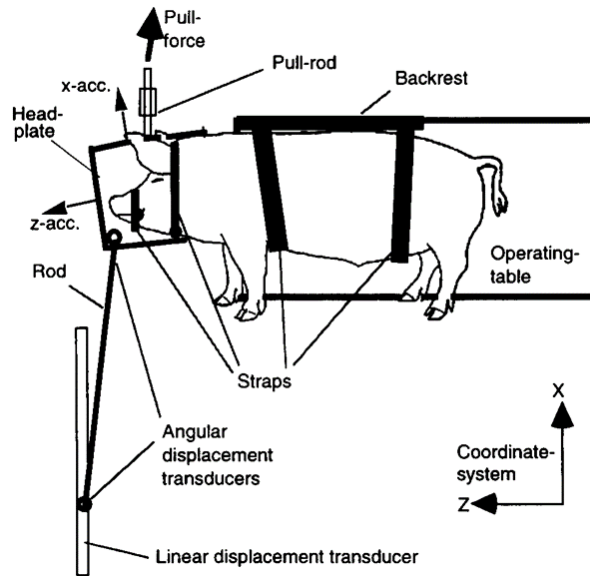


Fig. 2-12 Schematic drawing of the setup for performing simulated whiplash extensions experiments on pigs.  
(Boström, et al., 1996).

後突初期に特有の頭頸部 S-字変形モードが発生し、脳脊髄液などの一次元流動システムの流れ方向が急激に変化してウォーターハンマー現象となる（図 2-13）。この傷害発生メカニズムは、その時発生した一時的な圧力シフトが流動システムを損傷（神経損傷）させるというのが基本的考え方である。

$$NIC = a_{rel} \cdot L + v_{rel}^2 \quad (2-1)$$

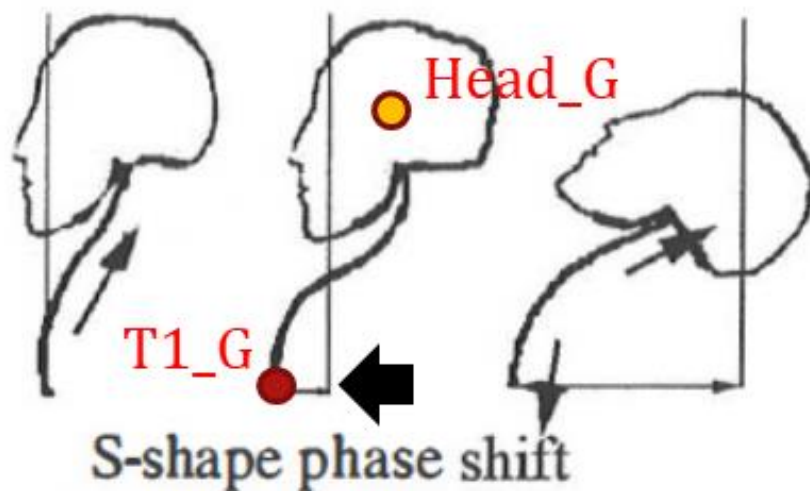


Fig. 2-13 S-shape phase shift for a rearward motion of the head. (Boström, et al., 1996).

ここに、 $a_{rel}$ と $a_{rel}$ は、S-字変形モード発生時の頭部と第一頸椎(T1)での水平方向の相対運動:加速度と速度である。また、 $L$ は首の長さを代表するパラメータである。NIC は、後突初期の神経損傷に着目した唯一のむち打ち評価基準である。そして、1ヶ月以上持続するむち打ち症状の目安は、 $NIC = 15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ とされている。しかし、以下に示す様な課題も指摘されている。

- (1) NIC 基準の提案（1996年）後も、むち打ち傷害者数の大幅な低下は見られない。
- (2) 被験者車両後突実験での NIC 評価と被験者症状が対応していないとの指摘がある。（Croft, et al., 2002; Funk, et al, 2007）
- (3) ブタの圧力測定と実験後の頸部神経組織検査との間の時間差に基づく対応関係の妥当性を疑問視、或いは後突を模擬出来ていないとの声がある。（Yoganandan, et al., 2002; Soltan, et al., 2021）

そのため、後突初期の神経損傷に対して、別のむち打ち傷害発生メカニズムの可能性があると考えられる。

## 2.5 本研究の位置づけと課題

今回着目した神経根損傷の可能性を明確にするには、後突初期の頭頸部の特異的挙動を再現する事が重要である。頭頸部筋力を考慮して後突時の頭頸部挙動を計算解析した研究例はこれまでに多数ある。しかし、それらは後突後に発生する筋反応だけを考慮したものが殆どである。後突前の重力条件下における頭部姿勢・筋力バランスまで考慮して頭頸部挙動を評価した研究例は未だない。また神経根モデルを使って後突時の損傷評価した解析例もこれまでに見られない。そのため、後突時の神経根損傷評価の前に、同モデルの構築、要素サイズの検討、神経根の特性同定などが解決すべき課題となる。

## 2.6 まとめ

後突初期のむち打ち傷害発生メカニズムの解明には、

- ① これまでの後突時の頭頸部挙動解析は後突後の筋反応が主体であるため、後突初期の挙動再現には、後突前の筋力バランス検討が重要と考えられる。
- ② また、後突時の神経損傷の可能性検討として動物を使った神経根圧迫実験結果から、その損傷に至る経緯、圧力、荷重値などの閾値がある程度判っている。し

かし、いずれも準静的な評価結果であり、動的条件下の後突時の神経根損傷の可能性検討は未だ行われていない。

- ③ 屍体を用いた後突時の損傷評価も実施されているが、神経根への直接的損傷評価ではなく、椎間孔スペース変化量評価などの代替評価である。

以上まとめると、後突時の被験者頭頸部挙動データを使用して、後頭時の頭頸部挙動の再現を計算バイオメカニクス的に検討するのが最善であると判断する。また、後突時の神経根損傷評価の様な検討は同計算手法が最も効果的であるとも考えられる。ただし、後突初期のむち打ち傷害発生メカニズムの解明には、精度良い後突時の頭頸部挙動の再現が必要である。また神経根モデルの精度良いモデル化、特性の同定が必要となる。



## 第3章 頭頸部モデル使った男性被験者の後突時の頭頸部挙動の再現技術

### 3.1 はじめに

1990年代に入り，頭頸部の過伸展後の後突初期挙動に着目した傷害判定基準 (Neck Injury Criteria) が提案された (Boström et al., 1996)．この仮説は以下に基づく．後突直後，背中がシートバックで押され，首の下部はそれと共に前方に押し出される．しかし，頭部は慣性で依然その位置に残るため，後突初期には頸部上部～下部が通常の頭頸部伸展挙動と異なる，いわゆるS-字変形モードを強いられる事になる．その時，脳脊髄液など液体部分のウォーターハンマー現象による急激な圧力変化が頸部周囲の神経組織にダメージを与えるというものである．その後は頭部が後方移動する，いわゆる通常の後突時の伸展挙動に移行していく．

現在に到るまでのむち打ち傷害基準および車両対策の経緯，むち打ち傷害者数の推移を見る限り，未だ傷害発生メカニズムが明らかにされたとは言い難く，更に検討が必要と思われる．これまでの傷害メカニズム解明のために，以下の主な手段がとられてきた．しかし，いずれにも一長一短がある．

- (1) 被験者および動物試験による方法：被験者後突実験で頭頸部のS-字変形挙動を報告している例がある (Sato et al., 2014)．事故実態を一番忠実に反映した実験であるが，生体実験のため，衝突速度など実験条件に制約があり，市場事故全体を反映できない難点がある．また動物実験では人体形状，特性との違いによる問題もある．
- (2) 死体実験による方法：死体を使った実験例がある (Grauer et al., 1997)．広範な実験が可能だが，生体との決定的な挙動差がある．
- (3) 有限要素法など計算モデルによる方法：人体バネーマス・モデルを使った解析ソフトMADYMOの例などがある (de Jager, 1996)．広範な実験をカバー出来る利点があるものの，特性値など検証データで裏付けられたモデル構築に難点がある．

これまで，後突のS-字変形モードに着目した研究例 (Stemper et al., 2004; Östh et al., 2017) は数多くある．我々も，むち打ち初期の傷害発生の主な原因は，後突後0.15 s程度の短時間で発生する特異な頭頸部挙動の中にある可能性が高いと考えた．頭頸部有限要素モデルを作成，上記 (1) ～ (3) を参考に，先ずモデルの基礎的検証を実施する．後突後の短時間かつ非日常的な頭頸部挙動の間の傷害発生メカニズム

の解明には，発生タイミングなど被験者の S-字変形挙動の特徴を精度良く再現する必要がある．その後，S-字変形挙動発生に関する要因を明らかにする．また，後突条件をパラメータ・スタディしたむち打ち傷害要因についても検討する．

## 3.2 FE 頭頸部基本モデル

### 3.2.1 基本モデルの概要

FE 頭頸部基本モデルは，平均的な日本人の成人男性 50th%ile サイズとし，そのモデル作成には，データベース（AIST，2017）を用いた．表 3-1 に成人男性の頭頸部・代表寸法に関する 50th%ile 値を示す．

Table 3-1 Main dimension of head-neck.

	Young Male Adults	50th% ile (mm)
1	Head Length	189
2	Head Breadth	162
3	Head Height	239
4	Head Circumference	570
5	Neck Height : (7)-(8)	124
6	Neck Circumference	355
7	Tragion Height	1579
8	Cervical Height	1455

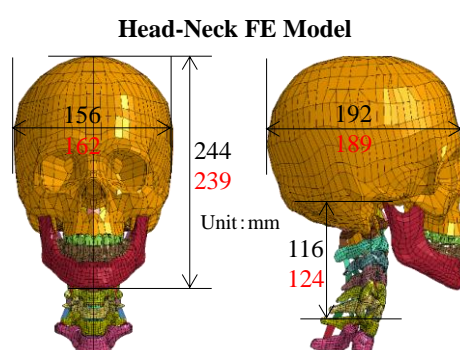


Fig. 3-1 Outline of head-neck FE model.

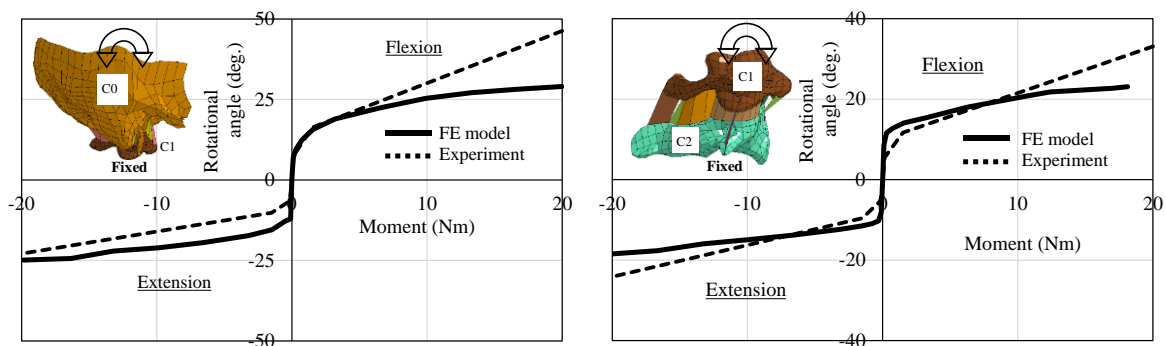
The geometrical dimension is based on Japanese male 50th%ile ( shown in red number) and the FE model (in black).

なお，頸部高についてのデータがないため，耳珠高(後頭顆)から C7 突起高である頸椎高を差し引いた高さで頸部高を定義した．上記，頭頸部寸法データをベースにモデル作成ソフト（Altair Japan, 2017）を使用し，文献（Hasegawa and Shiomi, 2003）を参考に図 3-1 に示す頭頸部 FE モデルを作成した．頭頸部骨部モデルは，頭部(C0)，第一頸椎 C1)，第二頸椎(C2)・・・，第七頸椎(C7)および第一胸椎(T1)までシェル要素で作成，骨折が発生しない低速度後突を想定したため，剛体と仮定した．その他，各頸椎を結合する椎間板，前縦靱帯，後縦靱帯，関節突起関節の関節包，黄色靱帯，棘間靱帯，棘上靱帯，横突間靱帯などの靱帯もシェル要素で構成する．また，椎間板の髄核および線維輪だけをソリッド要素で作成した．全要素数，全節点数は各々 15,931，13,840 である．FE モデルは中央矢状面に対し左右対称とし，頭頸椎部の各質量，慣性モーメントは文献(de Jager, 1996)によるデータを使用した．

### 3.2.2 基本モデルの検証

### (a) 上位椎体ユニットの伸展-屈曲特性

検証解析のために、衝撃解析用ソフト (LS-DYNA3D R810, 2016) を使用した。頸部構造は C0-C1 と C1-C2 の上位頸椎と C2-C3 以下の下位頸椎では幾何学的形状が大きく異なる。また、上位頸椎には椎間板もない特徴がある。主要強度部位である頸椎靱帯特性の同定のため、応力-ひずみ特性を①低負荷での Toe 変形領域 ( $\sigma_1, \varepsilon_1$ ) ②それに続く弾性領域 ( $\sigma_2, \varepsilon_2$ ) の 2 点で代表した。弾性領域の係数として、Yoganandan らが広範に引張り実験測定したデータを使用した (Yoganandan et al., 1998)。後突初期の頭頸部挙動では、軟組織の変形初期の Toe 特性が重要と思われる。そのため、この領域の係数  $E1 = \sigma_1 / \varepsilon_1 = \text{const.}$  (10 kPa) と仮定、モデル長の影響を大きく受ける  $\varepsilon_1$  を調整した。調整後の C0-C1 および C1-C2 ユニットの特性を以下の図 3-2(a)および(b)に示す。両者ともモーメント 10 Nm まで実験結果 (de Jager, 1996) に近い傾向が得られている。



(a) C0-C1 spinal unit

(b) C1-C2 spinal unit

Fig.3-2 Flexion-extension characteristics between FE model and experiment.

### (b) 下位椎体ユニットの圧縮-引張特性および伸展-屈曲特性

C3 以下の各頸椎ユニットの特徴は、頸椎間に椎間板があり、ほぼ相似形状を持つため、今回 C4-C5 ユニットの代表例として検討した。下位頸椎ユニットの伸展-屈曲特性の検証の前に、同特性に非常に影響大と思われる椎間板の圧縮-引張特性を先ず検証する。椎間板の特性は、山田の実験データに基づく脊椎椎間板の引張りおよび圧縮時のひずみ-応力特性を使用した (Yamada, 1970)。椎体間の引張り-圧縮特性 (de Jager, 1996) と比較した結果を図 3-3(a)に示す。ほぼ実験特性に近い結果が得られている。それらのデータを用いて伸展-屈曲特性を検証した結果を図 3-3(b)に示す。いずれの結果も実験結果に近い事が判る。



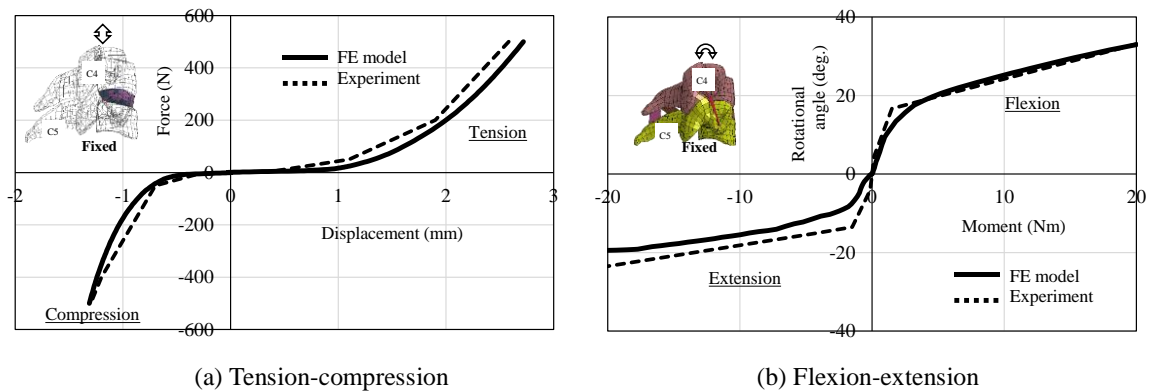


Fig. 3-3 Characteristics of C4-C5 spinal unit between FE model and experiment.

### (c) 後突時の頭頸部特性（筋肉モデルなし）

筋肉なしの頭頸部全体モデル（図 3-1）で後突挙動の検証を行う．しかし，その実験例は少なく，図 3-4(a)に示す Cholewicki らが行った実験と比較，検証する事にした（Cholewicki et al., 1998）．これは頭部代替物（質量:5.5 kg）を持つ筋肉部を除き，主要靱帯組織を含む頭頸部の 1G 条件下のスレッド 2.5 G 相当の後突実験で，彼らも頭頸部の S-字変形モード挙動を指摘している．各頸椎の回転に関する実験データがないため，頭部の伸展角度履歴を比較した結果を図 3-4(b)に示す．実験条件の詳細が不明なため，推測で条件設定した部分もあるが，頭頸部モデルの検証結果は比較的良く一致していると判断できる．

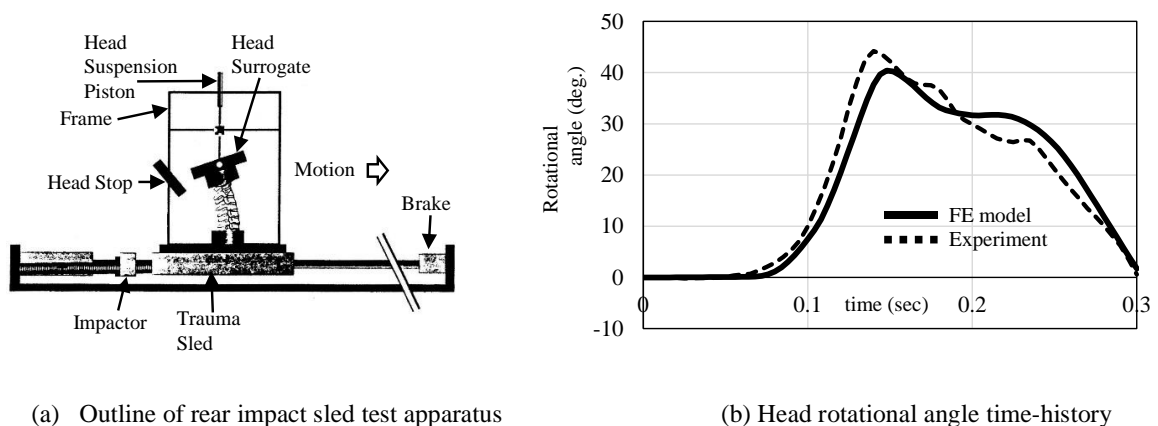


Fig.3-4 Rear impact sled test with head (surrogate) - neck complex of cadaver (Cholewicki et al., 1998)

## 3.3 後突時の頭頸部挙動再現解析

### 3.3.1 頭頸部・筋肉モデルの概要

2章の後突事故統計データでは，後突事故の $\Delta V$ の累積90%値は22 km/h，そして50%値は10 km/hであった．現実のこのような低速度後突時の頭頸部挙動を精度良く再現するには，前述までの死体相当の頭頸部モデル挙動に加え，頭頸部筋肉が活性化した時の筋肉活動の影響を調べておく必要があると思われる．基本モデルに筋肉モデルを追加した頭頸部モデルを図3-5 (a)に示す．

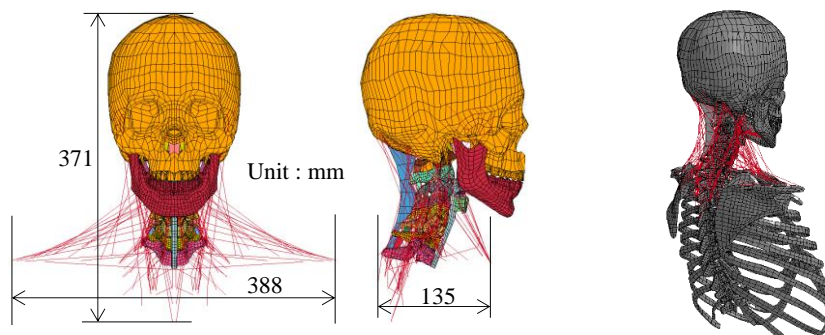


Fig. 3-5 (a) Outline of all neck muscle model (shown by red-line). (b) Origin point of muscles.

本筋肉モデルでは，後突時に主に作用する頭部屈曲-伸展挙動に重要と思われる舌骨筋（M.Hyoid）を出来るだけ忠実にモデル化する事にした．従来の頭頸部・筋モデル化では舌骨筋は重要視されておらず，同モデルは簡略化されるか，あるいは無視されるのが一般的であった．そのため，それらの筋肉の起始および停止点として舌骨および甲状軟骨もモデル化する必要がある．同部位は頸椎と直接結合されておらず，また椎体と舌骨などの間には食道などが介在しているため，それらの部位もモデル化した．また，今回の頭頸部筋肉モデルの多数の起始点は，今回の頭頸部モデルに含まれない胸椎，胸骨，肋骨にある．筋力を精度良く算出するには，その筋肉長，筋肉経路を出来るだけ忠実にモデル化する必要があると考え，図3-5 (b)に示す肋骨などの形状データを付加して筋肉モデルの起始点位置を決定した．

モデル化した筋肉部位は全部で42種類，片側143個のHillタイプ・バー要素で構成される．筋断面積（PCSA, Physiological cross-sectional area）データは文献データに基づく(Jordi et al., 2011)．しかし，一部のデータは記載がないため，画像解析ソフトを使って頸部の筋断面画像データ(Moeller and Reif, 2009)から概算した．今回の筋肉モデルで使ったPCSAデータを含め，筋肉モデルの詳細については付録表3-A1に示す．また，胸鎖乳突筋（SCM, Sternocleidomastoid）など，大きなPCSAを持つ筋肉については複数のバー要素でモデル化した．さらに，筋肉の起始点～停止点を単一の直線バー要素で近似するのが難しい僧帽筋，肩甲舌骨筋については，複数のバー要素を結合してモデル化した．筋肉バー要素モデルには，LS-DYNA3D(Livermore

Software Technology Corp. USA)の MAT\_MUSCLE(MAT\_156)を使用した。筋肉要素全体の力  $F^M$  は、式 (3-1) に示す受動力(passive force)  $F^{PE}$  と能動力 (active force)  $F^{CE}$  の合計となる。 $F^{PE}$  は、筋肉受動要素 (PE)による弾性変形エネルギーの蓄積に基づく発生力、 $F^{CE}$  は、筋肉活性化に基づく筋肉収縮要素(CE)による発生力を表す。

$$F^M = F^{PE} + F^{CE} \quad (3-1)$$

$$F^{CE} = a(t) \times F_{max} \times f_{TL}(L) \times f_{TV}(v) \quad (3-2)$$

$$F_{max} = PCSA \times \sigma_{max} \quad (3-3)$$

ここで、 $a(t)$ は筋肉の活性化レベル、 $L$  は筋肉長、 $v$  は筋肉の収縮速度をおのおの示す。また、 $f_{TL}$ および  $f_{TV}$  はそれぞれ筋肉活性化状態の筋肉の張力-筋長関係、張力-速度関係で、LS-DYNA User's Manual Volume II のデータ(LSTC, 2013)を使用した。また、筋肉の張力-筋長の関係には、SCM の応力-ひずみ特性データ (Yamada, 1970) を使用し、等尺性最大応力  $\sigma_{max}$  を 0.35 MPa (Zajac, 1989) と仮定した。

### 3.3.2 1G 条件下の筋作用の重要性およびその評価方針

以前の後突時の頭頸部筋活性化の経験から、後突時の頭部回転開始タイミングに後突前の頭頸部・筋力の影響が予想された。そのため、重力 1G 条件下での頭頸部・初期中立状態からの姿勢変化で筋肉の影響を評価することにした。頭部の幾何学的特性は、文献(de Jager, 1996)によるデータを使用した。それによると、頭部質量は 4.69 kg、頭部重心位置は中央矢状面にあり、頭部後頭顆 (Occipital Condyle) 位置を座標原点(図 3-6)としたとき、頭部重心の X 座標  $CG_x$  は +23 mm、Z 座標  $CG_z$  は +55 mm、また、Y 軸廻りの慣性モーメント  $I_{yy} = 236 \text{ kg} \cdot \text{cm}^2$  である。全筋肉モデルの筋活性度を脱力状態に近い 0.01 一定と仮定したときの頭部姿勢を計算した。その最終姿勢 (計算時間 1 s) を図 3-7 に示す。頭部初期姿勢での頭部重心位置は後頭顆より前方にあり、1G 条件下では、筋肉弛緩状態の頭部は 27 度屈曲し、居眠りに近い状態となった。

そのため、頭頸部を任意の姿勢で維持するには、必要に応じた頭頸部筋肉を選択し、その筋活性レベルを決定、筋力バランスを図る事が必要となる。これらの筋肉作用の影響を以下の二つのフェーズに分けて検討する。

- ・静的活動フェーズ：数秒～数十秒かけて姿勢保持、或いは動作する日常的な現象

- ・動的活動フェーズ：後突時の頭頸部挙動のようなミリ秒単位の短時間で挙動変化する動的現象

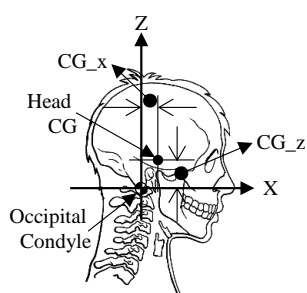
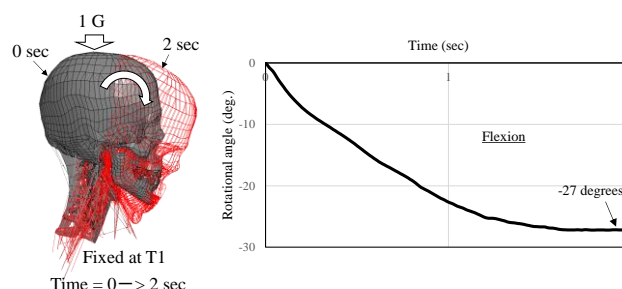


Fig. 3-6 Local coordinate system in head. (The origin of the coordinate axis is the center of the lowest points with left and right occipital condyle.)



(a)Final head posture under 1G (b)Rotational angle time-history of head

Fig.3-7 Final head posture in activity level 0.01 of all muscles under 1G condition. Head maintains the stabilized flexion since 1.5 s.

筋骨格系には、筋肉の冗長性と呼ばれる特徴がある。この特徴のため、筋肉活性化により所定の動きを生じさせるのは非常に複雑なものとなる。しかし、実際には人間など動物は筋肉作用を容易に協調させ、スムーズに活動している。つまり、人間は特定の動作を得るため、何らかの原理の下に、個々の筋肉を取捨選択しているものと思われる。この筋肉選択の生理学的原理を見出すため、何らかの最適化手法を検討するのが合理的と思われる。今回、頭頸部姿勢保持のための筋力バランスを以下の方法で決定する事にした。

- (1) 実験計画法を用いて、筋肉を含む選択した頭頸部因子の影響度を解析する。特性値について分散分析後、有意差のある因子を選定し、頭頸部挙動の要因解明の一助とする。また、それらに基づく回帰式を求め、頭部姿勢保持のための筋力配分を効率的に算出する。(柏村他, 1996)
- (2) 長期(分単位)の姿勢保持では筋疲労を抑えるため、出来るだけ、全体の筋活性化度を小さくするものとする。そのため、筋活性化度は von Rohmert の筋耐力-時間曲線に基づき、比較的長時間持続可能な筋活性化度 0.15 以下と仮定した。(Chaffin et al., 1999)
- (3) 筋力の頭部廻りの回転モーメントは回転半径が大きいほど、筋力少ですむため、優先的に表層筋を選択するものとする。Winters らも、深層筋は脊柱の基礎的な安定装置、表層筋は運動装置と報告している。(Winters and Peles, 1990)

### 3.3.3 筋静的活動フェーズ

#### (a) 頭部中立姿勢保持時の筋力バランス解析（筋緩和状態：Muscle relaxed state）

頭部姿勢保持に及ぼす影響を調査するため、頭部特性を含め、筋肉の活性度を因子とした。主効果の二次特性まで検討するため、三水準とした。今回の後突時の頭頸部挙動は屈曲-伸展挙動が支配的と仮定した。頭頸部筋肉の種類が多いため、同挙動に影響を及ぼすと考えられる筋肉を便宜的にグループ化した。その主要筋肉グループを付録・図 3-A1 に示す。

筋緩和状態の活性度は姿勢保持時の筋疲労の観点から 0.15 以下に設定、水準の幅を 0.05 として、0.15, 0.1, 0.05 の三水準とした。姿勢保持時の筋活性度の時間的変化はないと仮定、活性度一定とした。

今回の頭部特性の因子として、頭部質量、後頭顆に対する頭部重心位置(図 3-9 参照)、そして頭部慣性モーメント  $I_{yy}$  を選択した。その因子の水準設定では、Beier および Yoganandan らが公表した男性の頭部データに基づき、Level 2 は、その平均値とした。そして、Level 1 および Level 3 は、平均値 $\pm\sigma$  ( $\sigma$ : 標準偏差) に設定した (Beier et al., 1980; Yoganandan et al., 2009)。頭頸部は左右対称と考え、頭部重心位置の X-座標値および Z-座標値のみを考慮し、Y-座標値は一定とした。また屈曲-伸展挙動が支配的と考え、頭部慣性モーメントは Y-軸周りのみを考慮、X-および Z-軸周りについては一定値とした。そして頭部特性値は、頭部重心の Y-軸周りの回転角度および X-移動量とした。合計 12 個の因子を 3 水準で割り付けるため L36 直交表を使用した。その因子と水準の概略を表 3-2 に示す。

Table 3-2 Orthogonal array of head geometrical property and activity level of main muscle.

	Head				Activity Level of Muscle							
	(1) Mass (kg)	(2) CG_x (mm)	(3) CG_z (mm)	(4) Iyy (kgcm <sup>2</sup> )								
Level 1	3.9	14.8	57.4	193.42								
Level 2	4.3	17.3	63.0	226.05								
Level 3	4.7	19.8	68.6	258.68								

	Activity Level of Muscle							
	(5) SCM	(6) M.Hyoid	(7) Back_Muscle-1	(8) Back_Muscle-2	(9) Back_Muscle-3	(10) M.trapezius	(11) M.prevertebral	(12) M.suboccipital
Level 1	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05	0.05
Level 2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
Level 3	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15	0.15

これらの計算から、以下の手順 (i) ~ (v) で頭部中立姿勢保持のための筋力バランスを求める。

- (i) 各因子に対して、頭部 Y-回転および X-方向移動について分散分析する。

- (ii) その後、各因子について有意差判定する.
- (iii) それらを変数とした回帰式を作成する.
- (iv) 同回帰式に基づき、頭部初期姿勢保持のための筋活性度を推定する. 尚、本ケースでは、頭部重心位置の移動量および回転角度はともにゼロに相当する.
- (v) 最終的に上記推定データに基づき、姿勢保持状態を計算で確認する.

本来、頭部姿勢が安定する状態まで計算すべきものと思われる. しかし、計算条件によっては、頭頸部安定姿勢の状態を確認するまでに膨大な計算時間が必要となる. 今回 CPU time (6 core, Clock frequency: 3.6GHz)として 1 時間を目処にするため、計算時間 0.7 s で終了、その時の頭頸部状態を便宜的に使用した. 1G 負荷により、計算開始直後、頭部加速度が急激に減少、0.1 s 以後はゼロ近辺で推移、0.7 s での頭部速度は、全ケースで 0.03 ~ 0.1 m/s となった. 各因子の影響度をチェックするため、その時の頭部重心位置の Y-軸周りの回転角度と X-移動量に対し、分散分析した F 検定の結果は以下の通りである. 頭部重心の Y-回転角度は、頭部質量、CG\_x、SCM、M.Hyoid、M.Back\_1、M.Back\_2、M.Back\_3 および M.trapezius が有意( $P<0.03$ ), また頭部重心 X-移動量についても同じ因子が有意( $P<0.01$ )であった. その寄与率を図 3-8 に示す.

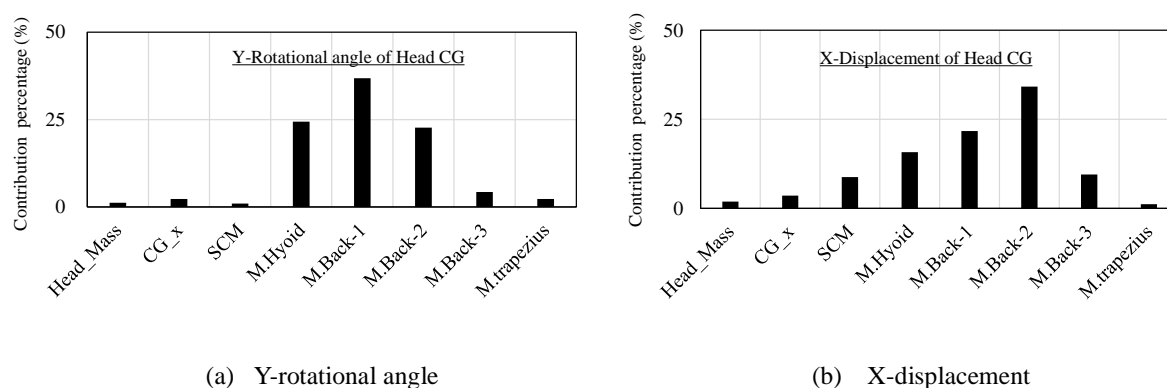
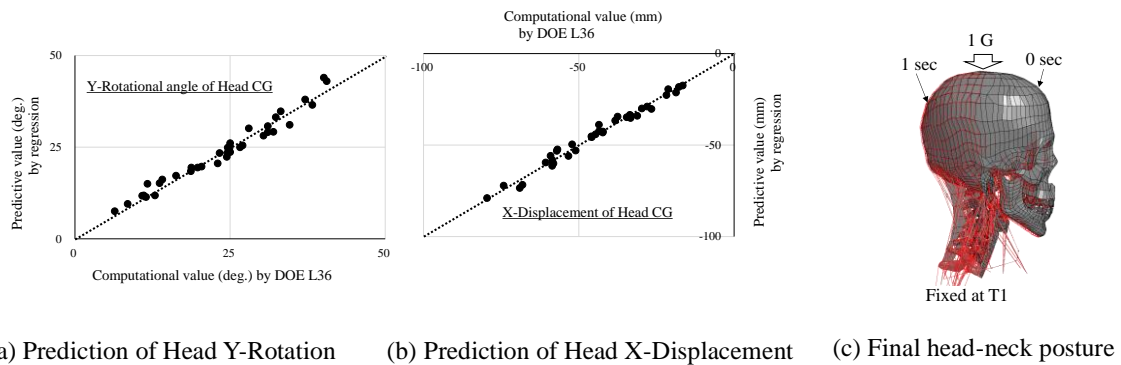


Fig. 3-8 Contribution percentage on ANOVA for characteristic values of Head CG movement.

これをみると、頭部 Y-回転および X-移動ともに、頭部特性より筋 活性度の影響が非常に大きい事が判る. また、SCM は回転よりも移動に対して影響が大きいなど、筋肉の種類により、両者に与える影響が異なる事が判る. 各々について、0.7 s 時点での頭部回転角度および X-移動量について有意な因子による回帰式を以下に示す. また、同回帰式による頭部回転最大角度および移動量と計算結果の比較を図 3-9 (a)および(b)に示す.



(a) Prediction of Head Y-Rotation (b) Prediction of Head X-Displacement (c) Final head-neck posture  
 Fig. 3-9 Relationships between the results of DOE L36 and the prediction by regression expression. It is shown well with the straight dotted line. The final head posture after 1 s is as same as it at the beginning of the computation.

頭部 Y-回転角度の回帰式： $(R^2=0.965)$

Head Y-Rotation Angle ( $\theta$ )

$$\begin{aligned}
 &= -3.46 \times Head_{mass} - 0.73 \times CG_x - 24.64 \times SCM \\
 &\quad -112.46 \times M.Hyoid + 139.59 \times M.Back_1 \\
 &\quad +108.43 \times M.Back_2 + 48.32 \times M.Back_3 \\
 &\quad +36.02 \times M.trapezius + 31.82
 \end{aligned} \tag{3-4}$$

また，頭部 X-移動量の回帰式： $(R^2=0.980)$

Head X-Displacement ( $X$ )

$$\begin{aligned}
 &= +7.24 \times Head_{mass} + 1.55 \times CG_x + 119.63 \times SCM \\
 &\quad +159.95 \times M.Hyoid - 186.76 \times M.Back_1 \\
 &\quad -234.28 \times M.Back_2 - 124.13 \times M.Back_3 \\
 &\quad -47.76 \times M.trapezius - 70.76
 \end{aligned} \tag{3-5}$$

上式を使って，筋緩和状態での頭部の初期中立姿勢維持（頭部重心位置の移動量および回転角度がともにゼロ）のための筋活性度レベルを推定した．頭部質量を 4.0 kg,  $CG_x$  および  $CG_z$  の値は平均値を採用した．前述した通り，評価した特性値は計算時間 0.7 s 時点での値であるため，必ずしも長時間に渡る姿勢安定状態を保障するものではない．今回のケースでは頭部初期姿勢維持が目標となるため，上図 3-9(a),

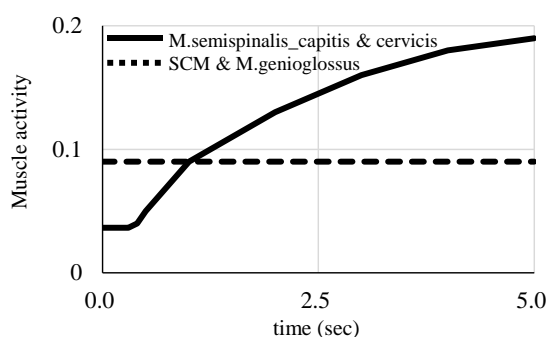
(b)の原点に出来るだけ近いケースの筋活性度値を参考データとした．前述の筋力バランス決定方針に基づき，主要な表層筋から筋活性度を決定した，最初の活性度推定値は以下の通りである： SCM: 0.09, M.Hyoid: 0.09, M.Back-1: 0.05, M.Back-2: 0.05, M.Back-3: 0.038, M.trapezius: 0.05

これらの活性度を用いて計算した時(0.7 s)での頭部重心の X-移動量および Y-回転角度は各々約 12.5 mm, 約 5 度であった．姿勢安定状態を頭部重心位置の Y-回転角度変化が 1°/s 以下, そして X-移動量変化が 1 cm/s 以下と仮定すると, 上記活性度を初期値にして, 主動筋および拮抗筋の関係を反映した回帰式の符号に基づき, 筋活性度を微調整する必要がある．数回計算反復し, 最終的に姿勢保持状態を満足できた筋活性度は以下の通りであった： SCM: 0.09, M.Hyoid: 0.09, M.Back-1: 0.037, M.Back-2: 0.037, M.Back-3: 0.037, M.trapezius: 0.037

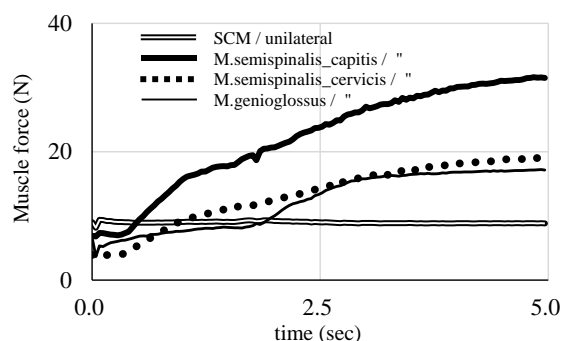
この時の頭部重心位置の X-移動量および Y-回転角度の変化は殆ど見られず, 各々 1.8 mm, 0.6 度と姿勢保持条件を満足した．その時の頭部姿勢（計算開始後 1.0 s）を図 3-9(c)に示す．今回の結果から, 回帰式 (3-4), (3-5) により, 頭部回転および移動量を精度良く予測できる事が判った．今後, 今回の筋肉グループ化に更に検討を加える事により, さらに詳細な影響度が明らかになるものと期待される．

## (b) 頭部伸展時の頭頸部挙動解析

後突時に一般的に見られる頭部伸展挙動について, 日常生活でみられる数秒～数十秒単位の伸展挙動と対比してみる．その頭部伸展挙動再現のため, 前項 (a) での頭部中立姿勢保持後, 主要筋肉の筋活性度を時間と共に変化させる必要がある．



(a) Input data for muscle activity time-history

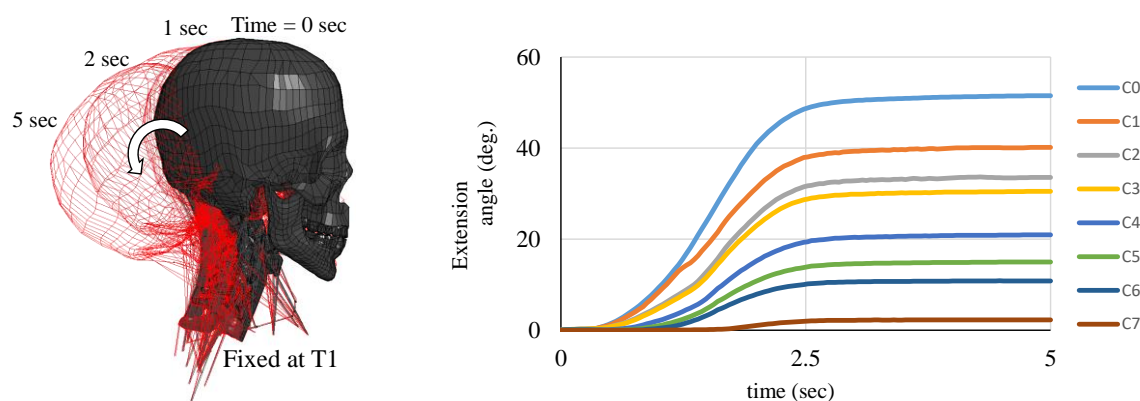


(b) Output data for muscle force time-history

Fig. 3-10 The response of main muscles during head extension. The activity of M.semispinalis\_capitis & M.semispinalis\_cervicis increase with time, while the remaining other muscle is holding activity constant.



伸展挙動に関する EMG 実験データ (Siegmund et al., 2007) を参考に、前述の筋肉グループのうちの M.Back-1 および-3 の筋活性度を 5 秒間、約 0.2 まで上昇させた。その時、用いた活性度履歴と筋力履歴の結果を図 3-10 (a)および(b)に示す。M.genioglossus の筋活性度を一定としたにも関わらず、その筋力履歴のパターンは、活性度を変化させた履歴に近いものとなった。頭頸部の回転挙動と回転履歴を図 3-11 (a)および(b)に示す。



(a) A sequence of head posture during extension (b) Extensional angle time history of head & C-Spine

Fig. 3-11 After holding the head initial posture under 1G, the head is rotated to the extension by the above muscle activity. The head finally holds the same posture, which is about 50 degrees in extension after 2.5 s.

この回転の時間履歴で見ると、伸展時の各頸椎の回転角度は時間の経過とともに頭部、上位頸椎から下位頸椎へと順番に移行、逆 C-字変形モードとなる事が判る。つまり、後突時の頭頸部の特異な現象である S-字変形モードは発生してない。頭部の最大回転角度は約 50 度であった。今回の計算では、約 2.5 秒後に C3-C4 間の棘突起が接触開始、その後伸展回転は抑止傾向となった。頭部 Y-回転速度の最大は約 35 度/s、頭部 X-移動の最大速度は、約 0.07 m/s であった。また後頭頸での合成モーメント履歴は、M.semispinalis\_capitis の筋力履歴とほぼ同じ傾向で、5 秒時点で約 20 Nm であった。

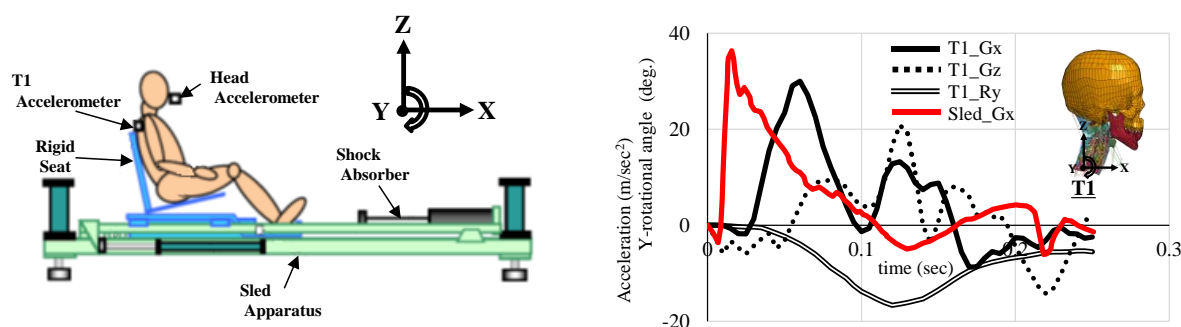
### 3.3.4 筋動的活動フェーズ

#### (a) 被験者スレッド後突実験

Sato らが実施した被験者スレッド後突実験データ ( $\Delta V=5$  km/h) を使って頭頸部モデルの後突挙動を検討した (Sato et al., 2014)。同実験はヘッドレストなしの傾斜した剛体シートに座った男女被験者の後突時の頭頸部の動きを高速ビデオカメラ、X線画像で測定している。X-線撮影装置の画角の制約上、頸部挙動の撮影は衝突後 0.2 s

程度となる。被験者挙動は、マウスピースを介して口および第一胸椎(T1)突起の皮膚表面に取り付けられた 3 軸加速度計および 3 軸角速度計から、頭および T1 加速度が測定された。頭部中立前方視の状態の後突された時の主な頭頸部挙動は、前後-上下運動および Y-軸周りの屈曲-伸展回転と考えられる。

図 3-12 (b)に、男性被験者の T1-X および-Z 方向加速度 (T1\_Gx, T1\_Gz) および Y-回転角度履歴 (T1\_Ry) データを示す。



(a) Outline of test apparatus with volunteer during rear impact

(b) Time-history at T1 with male volunteer tests

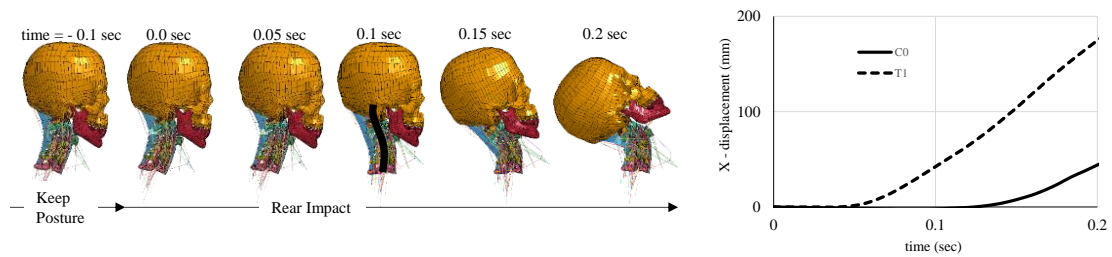
Fig.3-12 Volunteers are subjected to the rear impact tests with velocity change = 5 km/h. (Sato et al., 2014).

### (b) 頭頸部姿勢保持・筋活性度レベルでの後突時の頭頸部挙動解析（筋緩和状態）

3・3・3(a)項で求めた頭部姿勢保持の一定筋力状態で、被験者の T1 部動的条件を用いた後突計算を実施、その頭頸部挙動を検討する。そのため、後突計算に先立ち、1G 条件下で T1 部を固定した状態で 0.1 s 計算し、頭部姿勢状態を確認する。後突時の頭頸部挙動は高々 0.3 s 程度の非常に短時間であり、特に後突初期には頭頸部筋力は姿勢維持時の筋力をそのまま維持すると考えて良いと判断した。

図3-13(a)は、後突時の頭頸部挙動の側面視を示す。後突開始時 (0.0 s) の頭頸部姿勢は、後突前(-0.1s)の頭頸部姿勢を保持している。後突後、0.05~0.1 sでは、T1 部は前方移動、伸展回転を始めるが、頭部はほぼ静止している。この期間中に頭頸部は後突初期特有のS-字変形モードとなる。また、後突開始後、約0.06 sでSCMと顎の接触が始まり、約0.1 sで接触最大荷重が1.5 N/片側となった。0.15 s以後、頭部は伸展を開始、通常の伸展モードに移行していく。

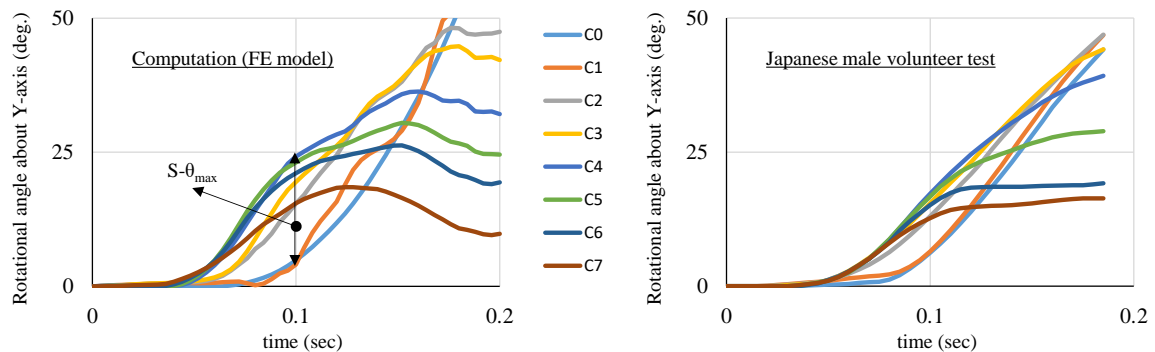
図3-13 (b)は、後突時の頭部およびT1重心のX-移動距離の履歴を示す。後突後0.1 sでのT1移動距離は約40 mmだが、一方、頭部重心は動いていない。



(a) A sequence of head-neck response during rear-impact (b) Time-history of X-displacement at head & T1 C.G

Fig. 3-13 Head-neck model is subjected to rear impact, if the head maintain the initial posture for 0.1 s. Head does not move at all till past 0.1 s, while the neck deforms in S-shape mode. Then, head is extending much more.

また、頭頸部のY軸回転履歴を図3-14(a)に示す。参考までに比較として、男性被験者のX線画像解析した頸椎Y-回転挙動の結果を図3-14 (b)に示す。



(a) Rotational time-history of head & C-spine (FE model) (b) Rotational time-history of head & C-spine (volunteer test)

Fig.3-14 The comparison between FE model and volunteer test. The  $S-\theta_{max}$  is defined for head-neck S-shape mode.

後突計算で、姿勢保持時の一定筋力を仮定しているが、両者の傾向は良く一致している。後突初期の大きな特徴である頭頸部のS-字変形モードは、後突後、0.05 ～0.15 sで発生しており、下位頸椎から順次伸展回転を開始、時間と共に上位頸椎へ移行していく事が判る。

この挙動は、日常的な頭部伸展時の頸椎回転履歴（図3-11 (b)）と大きく異なっており、両者のこの挙動差の中に、むち打ち傷害発生の原因があると考えるのが妥当と思われる。ここで、S-字変形モードを定量的に表す新たな指標として、式(3-6)および図3-14(a)に示す $S-\theta_{max}$ を定義する。

$$S - \theta_{max} = \text{Max}_{i=2,\dots,7} (\theta_{C_i} - \theta_{C_0}) \quad (0 < \text{time} < 0.15 \text{ sec}) \quad (3-6)$$

これは、伸展角度を正としたとき、暫定的に後突後0.15 sまでの頭頸部のS-字変形モード発生時の頭部と各頸椎のY-軸周りの回転角度履歴の最大角度差を示す。この筋緩和状態での後突のケースでは、 $S-\theta_{\max} = 19.4^\circ$ となった。また、前項3・3・3(b)の頭部伸展時のケースは、時間的スケールは別として、 $S-\theta_{\max} = 0^\circ$ となる極端な場合と考えて良い。

### (c) 後突後の筋活性度レベル変化による頭頸部挙動解析

3・3・4(b)項で、後突初期の頭頸部挙動はほぼ姿勢保持筋力で説明できると判断した。しかし、後半になるほど筋緊張の影響が出てくるものと予想される。現に頭部最大Y-回転角度については、前項での結果が約75°に対し、被験者実験データでは約45°と大きく異なる。そこで、後突後の筋緊張を考慮した衝突後半での頭頸部挙動について検討した。Pramuditaらは、後半の頭頸部挙動は筋力の影響が大きく、各頸部の筋活性度を正確に設定する事が重要と報告している (Pramudita et al., 2009)。彼らは、被験者後突実験でSCMおよび脊柱起立筋 (Erector Spinae) の表面筋電図を計測したが、詳細について報告されていない。そのため、ここでも、3・3・2節で述べた方法を用いて、後突開始後の主要筋肉の筋活性度レベル、筋反応時間、持続時間などを因子として頭頸部挙動に与える影響について検討する。後突実験中の筋電波形データ情報は少ないが、Siegmundらが、被験者を使った速度変化 $\Delta V=0.5$  m/sのスレッド後突実験を行っている (Siegmund et al., 2007)。その公表された頭頸部筋肉のEMGデータを参考にする。

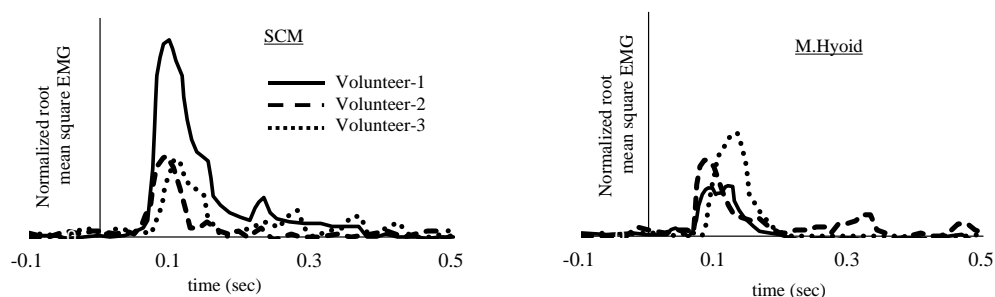


Fig. 3-15 EMG data of volunteer's muscle in rear impact tests (Siegmund, et al., 2007).

図3-15は、その時のSCMと舌骨下筋の筋電波形データである。筋活性度レベルに違いは見られるが、被験者3名とも後突後、0.05～0.1 s程度で筋電波形が立ち上がって

いる．その結果から，SCMおよび舌骨下筋は，全被験者共通して活性化している事が判る．しかし，その他の筋肉では個人差が大きく，共通化した活性化は見られないと報告している．また，むち打ち傷害の実態解明のため，羽成らも，実際の車両を使い，広範な被験者後突実験を行っている．彼らの測定した筋電波形データからも，後突中の被験者のSCMおよびM.Hyoidの筋活性度の急上昇が報告されている（羽成，藤村，1999）．これらの事から，後突後半の主要筋肉としてSCMおよびM.Hyoidを選択して良いと判断した．

Table 3-3 Orthogonal array of muscle activity & response time

	SCM_TS	SCM_TE	SCM_AL	M.Hyoid_TS	M.Hyoid_TE	M.Hyoid_AL
L1	0.05	0.03	0.3	0.05	0.03	0.3
L2	0.075	0.06	0.6	0.075	0.06	0.6
L3	0.1	0.09	0.9	0.1	0.09	0.9

Each factor is described in Fig. 3-18, where TS is the time to start the muscle response, TE is the time to reach the active peak level, and AL\_Peak is the peak level of the muscle activity.

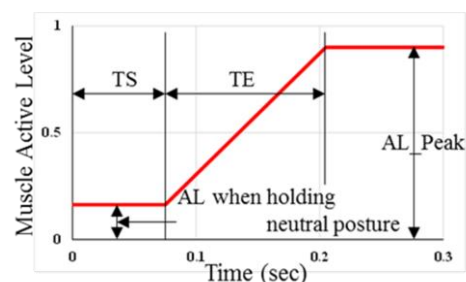


Fig.3-16 Description of factors on muscle.

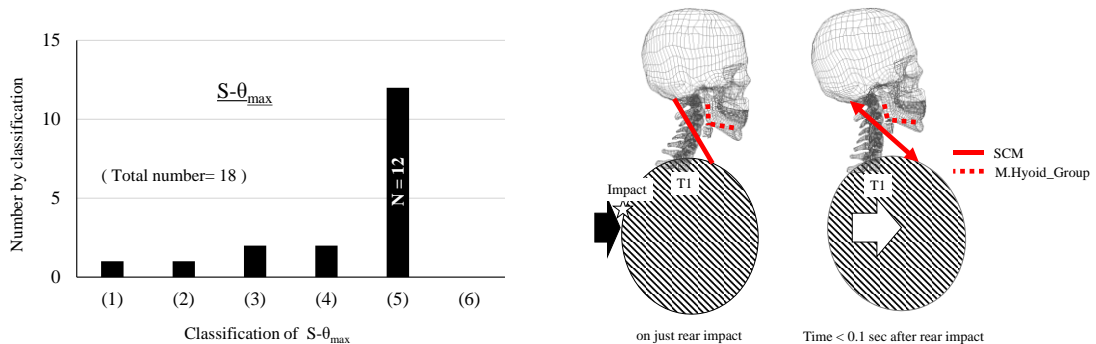
そこで，今回，同筋肉だけに着目し，活性度レベルおよび活性度反応時間を因子とした三水準L18直交実験計画法による計算を実施する．今回の様な後突ケースでは，筋反応時間は音による刺激が支配的と予想される．猪飼らは，音刺激による筋反応時間の測定データでは，同期性放電が生じるまでの最小時間 50 ms と，同期性放電により動作が始まるまでの時間間隔 35 ms を加えた  $50+35 = 85$  ms を反応時間と見積もっている（猪飼，1973）．今回，以下の表 3-3 に示す様に，その値を参考に三水準を決定した．因子の説明を図 3-16 に示す．

後突後の筋反応による筋活性化が頭頸部挙動に与える影響について，(I) 後突初期（～0.15s）および (II) 後突後半（0.15s～）に分けて検討した．特性値として， $S-\theta_{\max}$  および頭部 Y-最大回転角度を選択すると，(I)後突初期では  $S-\theta_{\max}$  ， (II)後突後半では，頭部 Y-最大回転角度のみを考慮すれば良い事が判った．

#### (I) 後突初期（～0.15 s）の $S-\theta_{\max}$ についての検討：

$S-\theta_{\max}$  の結果を棒グラフ化した結果を図 3-17(a)に示す．全て後突後，0.1 s 以内に発生，全て C0-C5 間であった．全 18 個のデータの平均値は， $15.7^\circ$ であった．そのうちの 12 個の結果は， $16^\circ \leq S-\theta_{\max} < 17^\circ$  の範囲に集中している．これ

らのことから、後突後 SCM と M.Hyoid グループの筋反応に関する因子を変化させても、 $S-\theta_{\max}$  は殆ど変化しないと考えて良い。



(a) The bar graph of  $S-\theta_{\max}$  classified in every 1 degree. (b) Basic concept on the SCM action during early rear impact

Fig. 3-17 (a) The classification ( $S-\theta_{\max}$ ) is divided into every 1 degree in  $S-\theta_{\max}$  as follows :

(1)  $S-\theta_{\max} < 13^\circ$ , (2)  $13^\circ \leq S-\theta_{\max} < 14^\circ$ , (3)  $14^\circ \leq S-\theta_{\max} < 15^\circ$ , (4)  $15^\circ \leq S-\theta_{\max} < 16^\circ$ , (5)  $16^\circ \leq S-\theta_{\max} < 17^\circ$ , (6)  $17^\circ \leq S-\theta_{\max}$

(b) The thorax (T1) is pushed by car seat during rear impact, and T1 moves to more forwards, compared to the head which almost keeps same position in the early stage of the impact. So, SCM and M.infra\_hyoid extends, while M.supra\_hyoid tends to shorten, because the neck slightly moves forwards with T1 and the head flexes against the neck.

これらは、全て SCM の反応開始時間 (TS) が 0.075 s より大きい場合であった。一般的な筋反応時間は 0.08 s 程度と言われており、後突後の通常の筋反応時間で筋力上昇させても  $S-\theta_{\max}$  を減少できないことを意味する。図 3-17(a) の分類(1)~(4)の結果は、SCM の反応開始時間が全て 0.05 s の場合であり、この因子だけが 1% 有意であった。特に分類(1)のケースは、 $S-\theta_{\max} = 9.6^\circ$  で、 $SCM_{TS} = 0.05$ ,  $SCM_{TE} = 0.03$  そして  $SCM_{ALPeak} = 0.9$  の場合であった。これらの事から、後突後の筋反応発生タイミングが重要である。SCM および M.Hyoid 両筋肉について、図 3-17(b)で考察する。頭部運動の開始前に、シートからの衝撃作用により胸部 (T1) が前方移動開始、それに伴い SCM の起始点も前方移動、しかし、SCM の頭部付着点はほぼ静止しているため、SCM 自体は伸張され、このタイミングで筋反応を開始すると、SCM 筋力は増大する。その結果、 $S-\theta_{\max}$  に影響する事になる。しかし、一般的な筋反応時間を考慮すれば、このタイミングでの SCM 筋反応開始は難しく、 $S-\theta_{\max}$  には後突前からの筋活性度アップが重要となる。一方、M.Hyoid は、起始点および付着点が頸

部上部～顎部にあるため、後突初期の同筋部は短縮される傾向となる．その結果、そのタイミングで筋活性化しても筋力上昇せず、その後頭部伸展回転が進んでから、その影響が現れてくるものと思われる．

(II) 後突後半（0.15s～）の頭部最大 Y 軸-回転についての検討：

被験者の頸椎回転履歴データが 0～0.18 s までのため、0.3 s までデータのあ  
る頭部 Y 軸-回転履歴に着目した．0.3 s までの頭部 Y-軸最大回転角度につい  
ての寄与度を図 3-18(a)に示す．

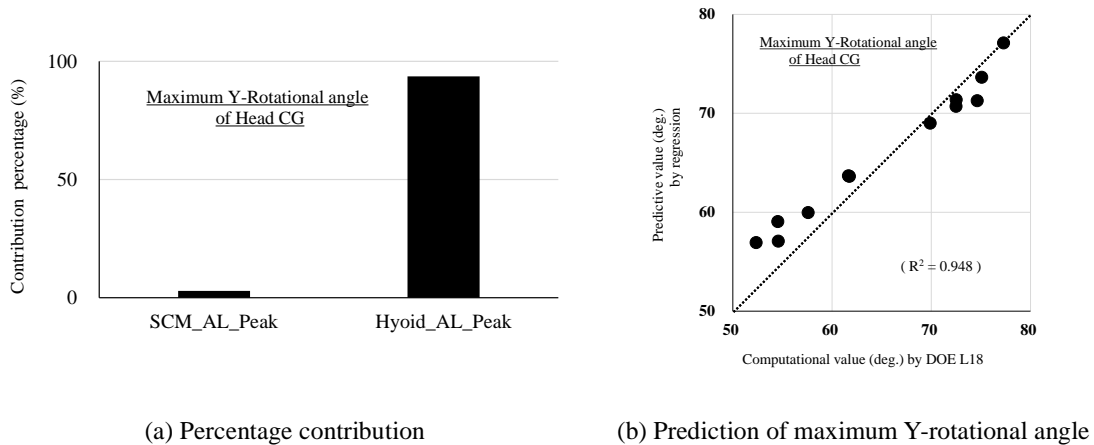


Fig. 3-18 ANOVA results on the maximum Y-rotational angle at the CG of head.

この特性値で評価すると、SCM および M.Hyoid の筋活性度ピーク・レベル  
がともに 1% 有意であったが、M.Hyoid の寄与度が約 95% を占めた．頭部最大  
Y-回転角度に対して、全因子に基づく回帰式( $R^2=0.948$ )を式 (3-7) に示す．そ  
の予測精度は、図 3-18 (b)に示す通りである．

Head Max. Y – Rotation Angle ( $\theta$ )

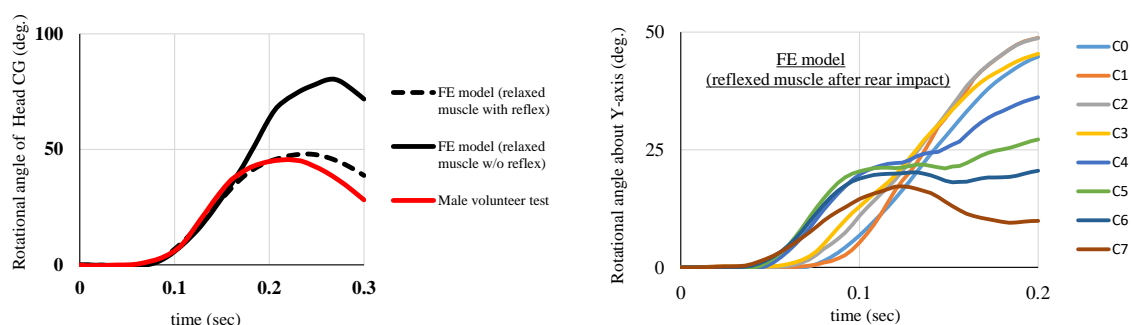
$$\begin{aligned}
 &= 40.03 \times SCM_{TS} + 24.86 \times SCM_{TE} - 7.61 \times SCM_{AL\_Peak} \\
 &+ 35.96 \times M.Hyoid_{TS} + 18.43 \times M.Hyoid_{TE} - 40.43 \times M.Hyoid_{AL\_Peak} \\
 &+ 80.58
 \end{aligned} \tag{3-7}$$

SCM および M.Hyoid とともに、筋活性度大きくなるほど、後突後半の頭部の伸展回  
転を抑止できる．また、筋活性度の反応開始時間および終了時間が早まるほど頭部回  
転は低減する方向だが、その効果は少ない．回帰式(3-7)を使い、SCM および M.Hyoid



の後突後半の筋活性度を変化させ、頭部回転履歴をほぼ一致させた結果を図 3-19 (a) に示す。その時の SCM および M.Hyoid の筋活性度のピーク・レベルは、各々0.6, 0.9 として反応開始時間は各々0.05 , 0.075s に設定した。その結果、頭部最大回転角度は大幅に低減、頭部最大回転角度は 48 度（後突後、0.24 s）となった。

参考までに、後突初期の頸椎回転履歴も図 3-19 (b)に示す。0.15 s までの後突初期の同部筋力は前項 3・3・4(b)の姿勢保持時の筋力（筋緩和状態）とほぼ同じである。従って、後突後、0.15 s までの頭頸部挙動は、前項の姿勢保持の一定筋力のケースとほぼ同じ結果である。つまり、後突後の筋反応に基づく一般的な筋緊張は、後突初期の頭頸部の S-変形挙動に大きな影響を及ぼさないとと言える。羽成らも、後突実験による被験者の頸部筋の筋反応時間は後突後 0.05～0.09 s であり、最大緊張力の発生時間は 0.12～0.15 s であるため、後突初期の頭頸部挙動を制御するのは極めて困難であると報告している。今回の結果は、それを裏付ける結果となっている。



(a) Comparison of rotational time-history of Head CG

(b) Rotational time-history of C-spine

Fig. 3-19 Maximum rotational angle at head CG is greatly reduced by reflexed neck muscles after rear impact. In the early stage (time < 0.15 s) of rear impact, the rotational time-history of c-spine including head is almost same in with and without reflexed neck muscle.

### 3.4 後突時の頭頸部挙動に関するパラメータ・スタディ

#### 3.4.1 頭頸部姿勢保持・筋活性度レベル・アップでの頭頸部挙動解析（筋緊張状態）

前節までに、後突後 0.15 s 程度までの頭頸部挙動は、それまでの姿勢保持筋力の影響が大きい事、そして、後突後の筋反応時間が早いほど、 $S-\theta_{\max}$  が低減する事が判った。そのため、後突前の筋緊張状態が、頭頸部挙動におよぼす影響、すなわち  $S-\theta_{\max}$  への低減効果についても検討する。筋緊張時の主要筋肉として SCM および M.Hyoid を選択する。同筋肉の緊張時活性度を緩和時の活性度より大きな値を初期値に設定し、前述の式 (3-4) を使って満足させる暫定活性度を求める。その活性度を使い、



0.5 s まで計算，前述の姿勢保持条件の満足の有無について姿勢保持状態を確認する．判定を満足しなければ，拮抗筋である Erector Spinae グループの活性度をアップし，再計算する．これを数回繰り返す事により，姿勢保持条件を満足させる事が出来る．今回，姿勢保持筋グループの活性度を 2 ケース設定した．筋活性度の低い緩和状態での反復計算より，いずれも少ない回数で姿勢保持させる事が出来た．主要筋肉の筋力が大きくなるほど，他筋肉との筋力差が大きくなる．その結果，姿勢保持に影響する筋肉が限定され，頭部姿勢の釣り合いが容易になるものと推定する．その筋活性度を以下に示す．M.Hyoid については，代表例として頤舌筋を示す．緩和状態での筋力に比べ，Tensed Case I および II は各々，約 2 倍，3 倍となった．3 ケースの頭頸部回転履歴を比較した結果を図 3-20 に示す．

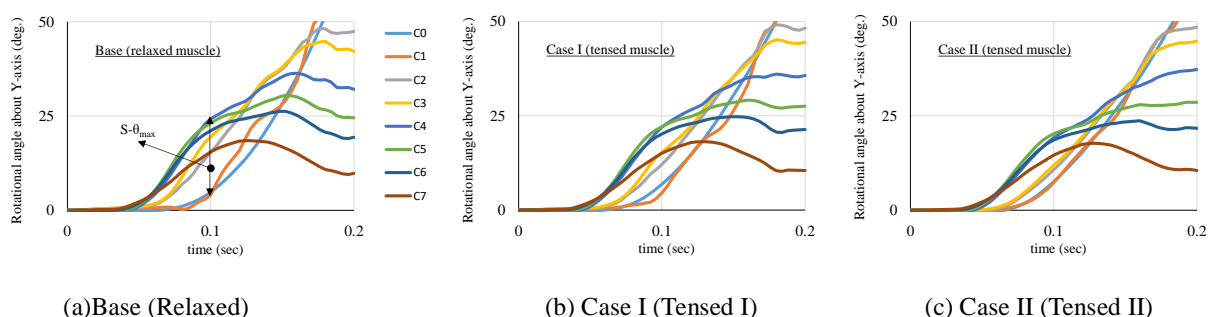


Fig. 3-20 Rotational time-history of C-spine under variable tensed muscle. The more muscle force increases, the more  $S-\theta_{\max}$  reduces.

そして，後突初期の S-字変形挙動の指標である  $S-\theta_{\max}$  と主要頸部筋力との関係を表 3-4 に示す．

Table 3-4 Relationship between  $S-\theta_{\max}$  and the muscle force, for which the head is constant posture before rear impact.

	SCM		M.genioglossus		$S-\theta_{\max}$ (deg.)/time (ms)
	Active Level	Muscle Force (N)	Active Level	Muscle Force (N)	
Base (Relaxed)	0.09	9.7/unilateral	0.09	5.3/unilateral	19.4 / 100
Case I (Tensed I)	0.163	17.5/ "	0.163	10.8/ "	15.8 / 92
Case II (Tensed I)	0.25	26.2/ "	0.28	17.4/ "	13.5 / 92

The time described in  $S-\theta_{\max}$  is the time when it happen.

この結果から，姿勢保持時の筋力が高まるほど， $S-\theta_{\max}$  が減少しているのが判る．後突前の姿勢保持時の筋緊張が非常に高まれば，極端なケース， $S-\theta_{\max}$  がゼロになれ

ば、すなわち S-字変形モードは発生せず、直接、日常的な通常の伸展モード状態（図 3-11 (b)参照）に移行していく事が予想される。この事は、後突初期の頭頸部 S-字変形モードを低減させるには、後突を事前に察知、後突前に頭頸部筋の緊張度を高めておく事が重要な事を示唆している。また、筋緊張状態（Case II）でも、後突開始後、約 0.06 s で SCM と顎の接触が始まった。約 0.09 s での接触最大荷重は 0.45 N/片側となり、筋緩和状態に比べ約 1/3 となった。S-字変形モードの別指標として顎と SCM の接触荷重も今後注目すべきと考える。

### 3.4.2 T1 部境界条件の違いによる頭頸部挙動解析検討（筋緩和状態）

図 3-21 (a)は、後突時の T1 動的負荷条件全てを使ったこれまでの結果を示す。図 3-21 (b)は T1\_Gx+T1\_Ry の組合せ負荷条件を使った計算結果である。左図に比べ、後突後半、回転角度が若干大きくなる傾向があるが、ほぼ同じ結果となった。

図 3-21 (c)は T1\_Gx だけを使った結果である。全負荷条件での結果に近い回転履歴の傾向をもち、T1\_Gx の影響が非常に大きい事が判る。T1\_Gz 単独の結果である図 3-21(d)では、頭頸部の回転は殆ど見られない。

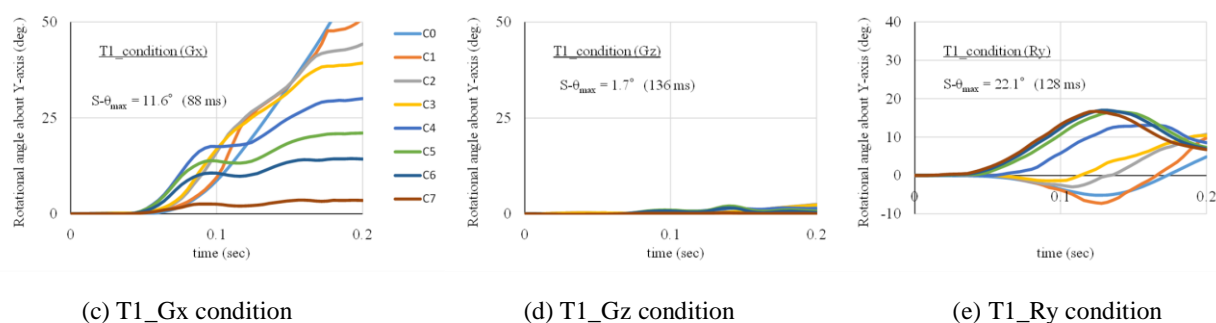
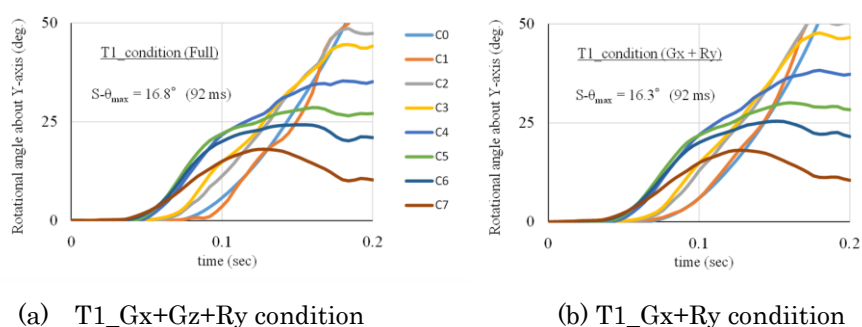


Fig. 3-21 Comparison of Y-rotational angle time-history of head & C-spine, based on the difference of T1 condition.

$S-\theta_{\max}$  で比較してみると、全条件で  $S-\theta_{\max}=16.8^{\circ}$  (at 92 ms)、T1\_Gx+T1\_Ry の組合せ条件では、 $S-\theta_{\max}=16.3^{\circ}$  (at 92 ms) とほぼ同じとなり、この両者の影響が支配的である。T1\_Gx 条件単独では、 $S-\theta_{\max}=11.6^{\circ}$  (at 88 ms) と T1 全負荷条件に比べ、 $S-\theta_{\max}$  は約  $5^{\circ}$  小さくなる。また、発生タイミングは早くなる傾向が見られる。図 3-21(e) は、T1\_Ry 単独の条件を使った計算結果を示す。この条件では、 $S-\theta_{\max}=22.1^{\circ}$  (at 132 ms) と一番大きく、発生タイミングは後半に遅れる傾向がある。また、T1\_Gx と T1\_Ry 単独条件での回転履歴を詳細に比較してみると、以下の特徴がある。

- ・ T1\_Gx 条件：C4～C7 間では、上位頸椎が下位頸椎に対して、伸展回転する。

T1 全条件および T1\_Gx+T1\_Ry 組合せ条件でも同じ傾向である。

- ・ T1\_Ry 条件：C4～C7 間では、上位頸椎が下位頸椎に対して、屈曲回転し、上記条件とは正反対となる。

後突中の背中 (T1) の伸展を示す T1\_Ry 条件は、頭頸部の S-字変形モードを遅延させる方向に作用する、これが、T1\_Gx 単独条件に比べ、T1 全条件 (T1 組合せ条件含む) での  $S-\theta_{\max}$  の増加、時間遅れの原因と思われる。

これらの事から、後突初期の S-字変形モード発生の主原因は、T1\_Gx と判断して良いと思われる。後突により、シートバック構造および背筋を含む体幹部の筋収縮で背中 (T1) の伸展回転を抑止できれば、T1\_Gx 単独条件に近い変形モードに近づく可能性が高いと思われる。 $S-\theta_{\max}$  との頭頸部筋作用との関係をさらに詳細に検討していく予定である。

### 3.5 まとめ

後突時のむち打ち傷害発生メカニズムは未だ明確になっているとは言い難い。メカニズム解明のため、成人男性 50th%ile 頭頸部 FE モデルを開発し、後突初期の被験者頭頸部 S-字変形挙動を再現・検証した。今回の検討で、後突初期の頭頸部挙動には、後突前の頭頸部筋力が強く影響する事が判った。そして、以下の知見を得た。

- (1) 姿勢保持状態：1G 条件下の頭部中立保持には、筋力が支配的、頭部の幾何学的特性の影響は小さい。幾何学特性では、頭部質量の寄与度が高く、次いで頭部重心位置、Y-軸周りの慣性モーメントの順であった。
- (2) むち打ち傷害の代替指標：後突初期の非日常的な頭頸部 S-字変形挙動の程度を示す  $S-\theta_{\max}$  を定義した。日常的な頭部伸展挙動は、 $S-\theta_{\max}=0$  に相当すると考えて良い。
- (3) 後突時の頭頸部挙動について：

(a) 姿勢保持時の筋緩和状態：3・3・4(c)参照

(i) 後突後、通常の 0.08s 程度の筋反応時間で筋緊張させても、頭頸部 S-字変形モード  $S-\theta_{\max}$  の低減は期待できない。

(ii) しかし、通常の筋反応時間による筋緊張でも、その後の頭部最大回転角度などの頭頸部伸展挙動は低減できる。今回検討した SCM および M.Hyoid の低減寄与率は、M.Hyoid が SCM より圧倒的に大きかった。

(b) 姿勢保持時の筋緊張状態：3・4・1 参照

後突前に筋緊張して姿勢保持すれば、S-字変形モード  $S-\theta_{\max}$  を低減できる。そのため、バックミラーなどで後突を事前察知など、センサー検知による乗員への警告システムで後突前に筋緊張させておくのが重要と思われる。

むち打ち傷害評価の代替指標  $S-\theta_{\max}$  を提案したが、これにより、傷害部位を特定できる訳ではない。むち打ち傷害は神経を含む頸部軟組織損傷が原因と考えられており、CT/MRI 検査でも後突後の傷害部位特定が困難と言われている。むち打ち傷害発生メカニズム解明のために、今回の後突時の頭頸部挙動再現技術をベースに指標  $S-\theta_{\max}$  と軟組織損傷との関係、また、簡便な傷害判定基準などについても、今後検討していく予定である。

また、世界的にむち打ち傷害者は男性より女性が多く、慢性症状も多いと言われている。次章で女性に今回の再現手法を適用し、後突時の男女挙動差についての要因を調べる。

Table 3-A1 Neck muscle geometric parameters

Group	Muscle	Number of Muscle	PCSA (mm <sup>2</sup> )	Group	Muscle	Number of Muscle	PCSA (mm <sup>2</sup> *1)
<b>Mprevertebral</b>	M.rectus_capitis_anterior	1	8.0	<b>Mscalenus</b>	M.scalenus_anterior	4	20.5
	M.rectus_capitis_lateralis	1	78.3		M.scalenus_medius	6	30.7
	M.longus_capitis	4	22.3		M.scalenus_posterior	3	29.7
	M.longus_colli-superior_oblique	3	5.9	<b>Mdorsi_proprii</b>	M.splenius_capitis_medial	7	35.7
<b>Msuboccipital</b>	M.longus_colli-vertical	3	25.5		M.splenius_cervicis	3	33.0
	M.longus_colli-inferior_oblique	2	8.8	<b>Merector_spinae</b>	M.iliocostalis_cervicis	3	14.2
	M.rectus_capitis_posterior_major	1	54.1		M.longissimus_capitis	9	8.3
	M.rectus_capitis_posterior_minor	1	90.3		M.longissimus_cervicis	6	26.4
<b>Mtongue</b>	M.obliquus_capitis_superior	1	92.2	<b>Mtransversospinales</b>	M.spinalis_cervicis	4	20.0
	M.obliquus_capitis_inferior	1	171.3		M.semispinalis_capitis	6	91.7
	M.hyoglossus	3	25.5		M.semispinalis_cervicis	4	77.5
	M.genioglossus	3	72.5	<b>Mmultifidus</b>	M.rotator	9	31.6
<b>Msuprahyoid</b>	M.geniohyoid	1	42.1		M.serratus_posterior_superior	3	50.0
	M.mylohyoid	6	10.5		M.levator_scapulae	4	61.1
	M.stylohyoid	1	63.2	<b>Mrhomboid_minor</b>	M.rhomboid_minor	2	335.0
	M.digastric	1	36.3		M.clavotrapezius	3	65.3
<b>Minfrahyoid</b>	M.thyrohyoid	3	20.1		M.acromioclavicular	9	119.7
	M.sternohyoid	1	34.1	<b>Mpectoral_gurdle</b>	M.serratus_posterior_superior	3	50.0
	M.sternothyroid	2	25.7		M.levator_scapulae	4	61.1
	M.omohyoid	1	36.0		M.rhomboid_minor	2	335.0
<b>SCM</b>	M.sternomastoid	1	72.5	<b>Mclavotrapezius</b>	M.clavotrapezius	3	65.3
	M.sterno-occipital	1	↑		M.acromioclavicular	9	119.7
	M.cleidomastoid	1	↑				
	M.cleido_occipital	1	↑				

\*1) the number of muscle &amp; the number of PCSA means unilateral side.

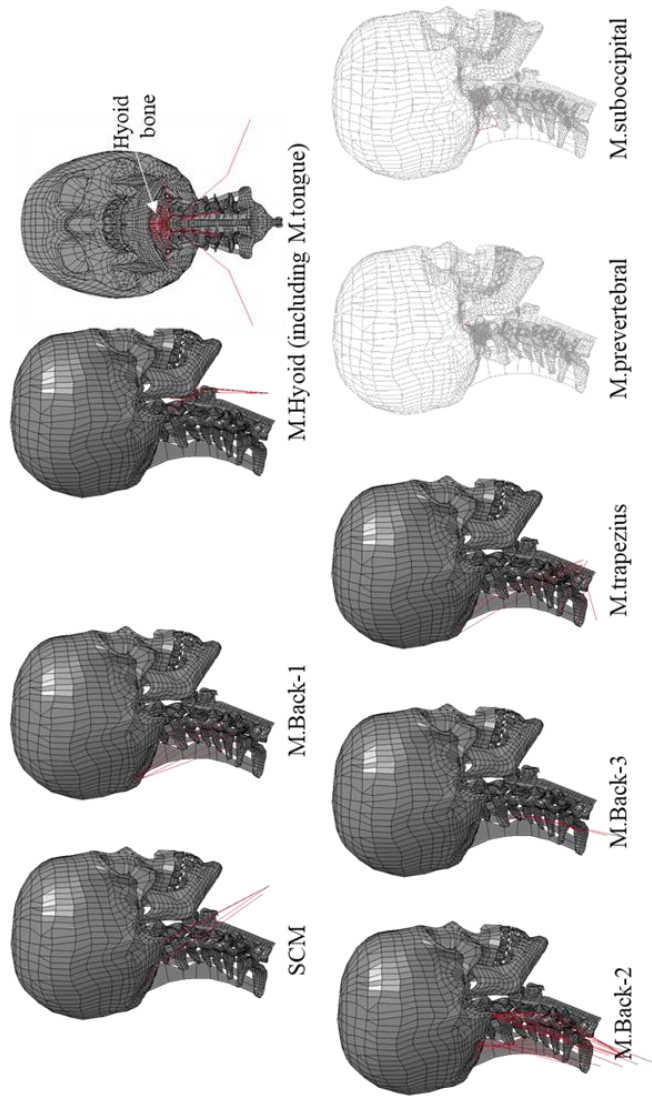


Fig. 3-A1 Grouping of the muscles used as the factors of DOE.

- M.Hyoid Group : M.geniohyoid, M.mylohyoid, M.stylohyoid, M.digastric, M.thyrohyoid, M.sternohyoid, M.omohyoid, M.hyoglossus, M.genioglossus.  
M.Back-1 Group : M.semispinalis\_capitis.  
M.Back-2 Group : M.splenius\_capitis, M.splenius\_cervicis, M.longissimus\_capitis, M.longissimus\_cervicis.  
M.Back-3 Group : M.semispinalis\_cervicis.  
M.trapezius Group : M.acromioclavicularis, M.clavotrapezius.  
M.prevertebral Group: M.rectus\_capitis\_anterior, M.rectus\_capitis\_lateralis.  
M.suboccipital Group: M.rectus\_capitis\_posterior\_major, M.rectus\_capitis\_posterior\_minor, M.obliquus\_capitis\_superior, M.obliquus\_capitis\_inferior.



## 第4章 むち打ち傷害に関する男女差要因

### 4.1 はじめに

むち打ち傷害者の男女頻度差の課題解決に向け、過去、多くの研究者が、むち打ち傷害・男女差に着目した実験・測定を実施してきた。Vasavadaらは、男女頭頸部の幾何学的な形状差および屈曲-伸展特性を測定し、男性より女性の強度が有意に低い事を報告している (Vasavada et al., 2008)。また、Stemperらも、男女の頸椎形状を測定し、椎体の幅および椎間板-椎間関節の深さは男性が有意に大きい事を報告している (Stemper et al., 2008)。この様に、男女の形状差に着目した研究例は見られるが、それに基づく男女の筋力差による頭頸部挙動の違いについて検討した例はないと思われる。我々は、開発済みのJAM50モデルから日本人成人女性50th%ileモデル(JAF50)を作成、頭部姿勢保持時の男女筋力差および、後突時の傷害指標 $S - \theta_{\max}$ に基づく男女差を明らかにし、その要因についても検討した。

### 4.2 JAF50 モデルの概要

日本人の成人女性の頭頸部モデル作成に必要な寸法データは、人体データベース (AIST, 2017)を参考に決定した。表 4-1 に成人女性の主要な頭頸部に関する 50%ile 値を示す。比較のため、成人男性の 50%ile 値も示す。

Table 4-1 Main dimension of head-neck.

The scaling ratio of female to male is about 0.95 for the head, and 0.85 for the neck.

	Japanese Young Adults	Female 50th% ile (mm)	Male 50th% ile (mm)
1	Head Length	180	189
2	Head Breadth	154	162
3	Head Height	229	239
4	Head Circumference	546	570
5	Neck Height : (7)-(8)	107	124
6	Neck Circumference	305	355
7	Tragion Height	1455	1579
8	Cervical Height	1348	1455

なお、頸部高は、耳珠高(後頭顆)から C7 突起高である頸椎高を差し引いた高さで定義した。JAF50 モデルは、JAM50 モデルをベースにスケーリング手法により作成された。モデルの代表寸法を図 4-1 に示す。



表4-1に示される男女の数値から，頭部に関しては，頭長，頭幅，頭高そして頭囲の平均スケール・ファクタ（SF）（女性サイズ/男性サイズ）は，ほぼ一定の0.95，そして頸部については，頸長，頸高そして最大頸囲の平均SFが，ほぼ一定の0.85となった．従って，JAM50モデルのスケーリングは，頭部と頸部に分け，各々のSFを三軸方向に一様に適用し，JAF50モデルを作成した．モデル作成ソフトHyper Works14.0（Altair Japan, 2017）を使用した．

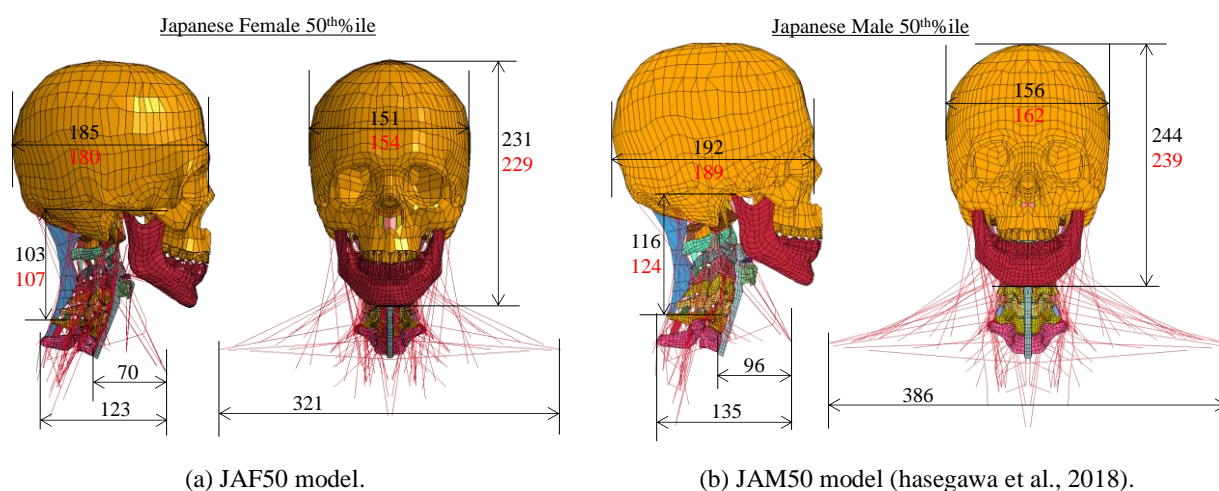


Fig. 4-1 Outline of the head-neck FEM model. The geometric dimension is based on Japanese 50<sup>th</sup>ile value (shown in red number) and the FE mode (in black).

頭部そして頸椎を含む骨部は剛体と仮定し，頭部重心位置に質量と慣性モーメントを付与した．各頸椎は中央矢状面に対称とし，質量，慣性モーメントは文献(de Jager,1996)によるデータを使用し，上記 SF を用いて各々スケーリング ( $0.95^3$ ), ( $0.95^2$ ) 処理し，JAF50 モデル用に変換した．その他，各頸椎を結合する椎間板，前縦靱帯後縦靱帯，関節突起関節の関節包，黄色靱帯，棘間靱帯，棘上靱帯，横突間靱帯，他の靱帯モデルなどのシェル要素に対しては，入力データである板厚データにスケーリング処理 ( $SF=0.85$  倍) した．JAF50 モデルは，JAM50 モデルと同じ全要素数 15,931，全節点数 13,840 であり，モデル化した筋肉部位は全部で 42 個，片側 143 個の Hill タイプ・バー要素で構成される．JAM50 モデルで後突時の頭頸部挙動を検討した結果，筋力の影響が大きい事が判っている．そのため，筋断面積 (PCSA, Physiological cross-sectional area) データについても JAF50 モデルは，JAM50 の同データをスケーリング ( $0.85^2$ ) 処理した値を使用した（長谷川他, 2018）．

#### 4.3 JAF50 モデルによる後突時の頭頸部挙動の検証（筋弛緩状態）

#### 4.3.1 1G 条件下での頭部中立姿勢保持筋力バランスの検討

JAM50 モデルを使った、男性被験者の後突初期の頭頸部挙動再現では、重力 1G 条件下での頭部中立姿勢保持のための頭頸部筋肉活動が重要であることを明らかにした。そして、姿勢保持筋力が後突初期の特異な頭頸部挙動 S-字変形に大きく影響する事も示した。そのため、JAF50 モデルでも、同様に実験計画法(DOE)で頭部中立姿勢保持のための筋力バランスを求めた。今回も頭部特性の因子として、頭部質量、後頭顆に対する頭部重心位置(図 4-2 参照),そして頭部慣性モーメント(I)を選択した。頭部特性データは、文献(Yoganandan et al., 2009)を参考にした。それによると、女性の頭部質量の平均値は 3.5kg である。頭部重心位置は中央矢状面にあり、頭部後頭顆 (Occipital Condyle) 位置を座標原点(図 4-2)とした時、女性の平均的な頭部重心位置 CG\_x は、+23 mm, CG\_z は+60 mm, また、 $I_{yy}=1.19\text{e-}02 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ であった。

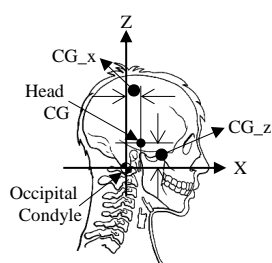


Fig. 4-2 Local coordinate system in head.

The origin of the coordinate axis is the center of the lowest points with left and right occipital condyle.

Table 4-2-1 L36 orthogonal array of head geometrical property.

	Head			
	(1) Mass (kg)	(2) CG_x (mm)	(3) CG_z (mm)	(4) Iyy (kgcm <sup>2</sup> )
Level 1	3.37	19.17	55.8	109.52
Level 2	3.50	23.67	60.5	119.66
Level 3	3.63	28.17	65.2	129.80

Table 4-2-2 L36 orthogonal array of activity level of main muscle groups (continued).

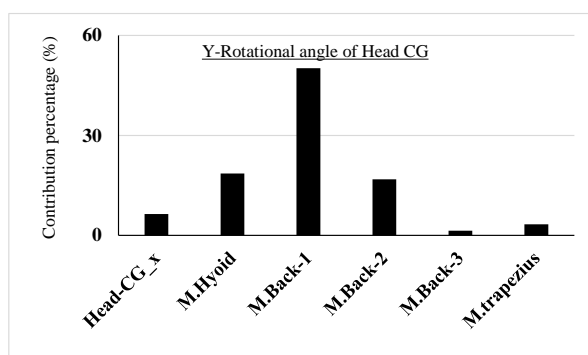
The muscle grouping on each factor is described in Appendix 3A-1.

	Activity Level of Muscle							
	(5) SCM	(6) M.Hyoid	(7) Back_Muscle-1	(8) Back_Muscle-2	(9) Back_Muscle-3	(10) M.trapezius	(11) M.prevertebral	(12) M.suboccipital
Level 1	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01
Level 2	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06	0.06
Level 3	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11	0.11

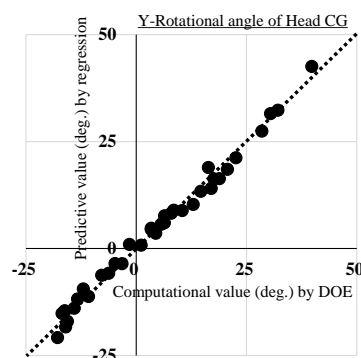
要因の水準設定では、その平均値を Level 2 とし、Level 1 および Level 3 は、平均値 $\pm\sigma$  ( $\sigma$ : 標準偏差) に設定した。頭部重心位置は中央矢状面上にあるため、X-座標値および Z-座標値のみを考慮した。また屈曲-伸展挙動が支配的とし、頭部慣性モーメントは Y-軸周りのみを考慮、X-および Z-軸周りは一定値とし、 $I_{xx}=8.99\text{e-}03 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ そして  $I_{zz}=1.06\text{e-}02 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$ とした。そして DOE による頭部特性値として、頭部

重心の Y 軸周りの回転角度と X-移動量を評価した．その因子と水準を表 4-2-1 に示す．頭頸部筋肉の種類が多いため，屈曲-伸展挙動に影響大と考えられる筋肉毎に便宜的にグループ化した．その主要筋肉グループを付録の図 3-A1 に示す．それらの因子を表 4-2-2 に示す．筋疲労の関係から弛緩状態の筋活性度は 0.15 以下に設定，Level 2 の水準に 0.06 を使用，上下幅を 0.05 とした．後突前の姿勢保持時の筋活性度の時間的变化は少ないと仮定，活性度一定とした．合計 12 個の因子を 3 水準で割り付けるため L36 直交表を使用した．

CPU time (6 core, clock frequency: 3.6 GHz)1 時間を目処にするため，姿勢保持計算時間を 0.7 s で打ち切り，その時の状態を頭部姿勢とした．そのため，必ずしも，その姿勢は時間的に安定した状態を保障するものではない．その時の頭部重心位置の Y-軸周りの回転角度に対し，分散分析した F 検定の結果は以下の通りである．その寄与率を図 4-3(a)に示す．



(a) Contribution percentage of Y-rotation at head CG.



(b) Prediction of Y-rotation by regression equation (4-1).

Fig. 4-3 The analysis results of DOE L36 on factors when holding the head neutral posture.

頭部重心の Y-回転角度は，頭部 CG\_x，そして筋肉グループの M.Hyoid, M.Back\_1, M.Back\_2, M.Back\_3 および M.trapezius が有意( $P < 0.01$ )であった．また頭部重心の X-移動量についての解析結果も，同じ因子が有意( $P < 0.01$ )であった．両者の寄与率は若干異なるが，定性的な傾向はほぼ同じであった．これらの結果から，頭部回転および X-移動ともに，頭部特性より筋肉の影響が大きいことが判る．0.7 s 時点での頭部回転角度に対する回帰式 (4-1) を示す．同回帰式による頭部・予測 Y-回転角度と L36 計算結果の比較を図 4-3(b)に示す．目標の頭部姿勢を適当に試行錯誤した筋活性度から求めるより，同回帰式を指針として活性度推定に活用する方が効率的であると考えた．同回帰式を満足させる筋活性度推定には，先ず頭部特性値を固定，筋活性度の満たすべき条件として (1) 筋疲労の観点から 0.15 以下，(2) 筋力を出来るだけ少なくするため，モーメント・アームの大きな頭部表層筋から選択していく方針を採

用した（長谷川他, 2018）. 前述した様に, 回帰式による頭部回転角度は計算終了時間 0.7 s 時点で姿勢安定した状態を必ずしも保障するものではない. そのため, 回帰式を使った筋活性度推定の反復で頭部姿勢の安定状態を最終的に確認する必要がある.

頭部回転角度予測式: ( $R^2=0.989$ )

Head Y-Rotation Angle ( $\theta$ )

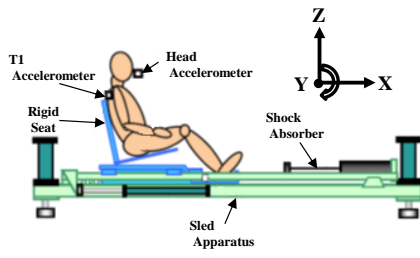
$$\begin{aligned} = & -7.89 \times Head_{mass} - 1.26 \times CG_x - 0.85 \times SCM \\ & -158.78 \times M.Hyoid + 271.03 \times M.Back_1 \\ & +148.77 \times M.Back_2 + 42.53 \times M.Back_3 \\ & +72.86 \times M.trapezius + 32.75 \end{aligned} \quad (4-1)$$

頭部質量,  $CG_x$  および  $CG_z$  は女性平均値である Level 2 の値を使用した. 目標とする頭部初期姿勢は Y-回転角度ゼロ, X-移動量ゼロである. 上式を使って, 最初に見積もった活性度は以下の通りであった. : SCM: 0.06, M.Hyoid: 0.06, M.Back-1: 0.06, M.Back-2: 0.06, M.Back-3: 0.06, M.trapezius: 0.05, M.prevertebral: 0.06, M.suboccipital: 0.06. 上記の筋活性度を使った姿勢保持計算の頭部重心の Y-回転角度および X-移動量は各々約  $4^\circ$ , 約-5 mm であった. この活性度をベースに調整し, 最終的に得た姿勢保持状態の筋活性度は以下の通りであった. : SCM: 0.09, M.Hyoid: 0.09, M.Back-1: 0.056, M.Back-2: 0.04, M.Back-3: 0.0001, M.trapezius: 0.04, M.prevertebral: 0.05, M.suboccipital: 0.05. この時の姿勢保持計算での頭部重心位置の回転角度および移動量は, 計算時間 0.7 s 時点で各々  $-0.002^\circ$ , -1.6 mm となり, ほぼ初期姿勢保持を確認できた.

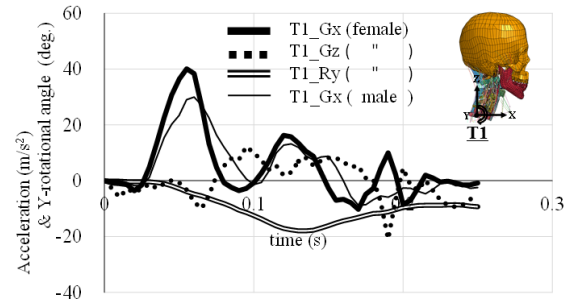
#### 4.3.2 女性被験者・後突実験データでの JAF50 モデルの挙動検証

Sato らが実施した被験者スレッド後突実験データ ( $\Delta V=5$  km/h) を使って JAF50 モデルの頭頸部挙動を検討した(Sato et al., 2014). 同実験は傾斜したヘッドレストなしの剛体シートに座った男女被験者の後突時の頭頸部の動きを高速ビデオカメラ, X 線画像で測定した. また後突時の被験者挙動として, 第一胸椎(T1)部の加速度と回転角度を使用した. 頭部中立前方視の状態の後突された時の主な頭頸部挙動は, T1 部の前後-上下運動および Y-軸周りの屈曲-伸展回転と考えられる. 図 4-4 (b)に, 女性被験者の T1 加速度 ( $T1\_Gx$ ,  $T1\_Gz$ ) および Y-回転角度履歴 ( $T1\_Ry$ ) データを示す.

参考までに男性被験者の T1\_Gx 加速度だけを一緒に示す。男女被験者は同じ後突条件だが、胸部質量の違いにより女性被験者の T1\_Gx のピーク加速度は男性に比べ高く、発生タイミングも若干早いと考えられる：女性の T1\_Gx のピーク加速度は、約  $40 \text{ m/s}^2$  (55 ms) ,男性は約  $30 \text{ m/s}^2$  (60 ms) であった。



(a) Test apparatus in the rear impact.



(b) Time-history at T1 of the volunteer.

Fig. 4-4 The outline of the rear impact test with volunteer ( $\Delta V=5 \text{ km/h}$ ) (Sato et al., 2014).

女性被験者の T1 部の動的条件を用いて JAF50 モデルの後突計算を実施，その頭頸部挙動を検証する．後突時の筋肉モデルの状態は，4・3・1 節で求めた筋弛緩状態とする．後突現象が高々  $0.3 \text{ s}$  程度と非常に短時間であり，後突時の頭頸部筋力は筋弛緩状態をそのまま保持すると考えた．後突計算に先立ち，1G 条件下で  $0.3 \text{ s}$  まで計算し，頭部姿勢がほぼ一定状態にある事を確認した．その筋弛緩状態での JAF50 モデルと女性被験者の後突時の頭頸部の Y-軸回転履歴を図 4-5 (a)および(b)に示す．

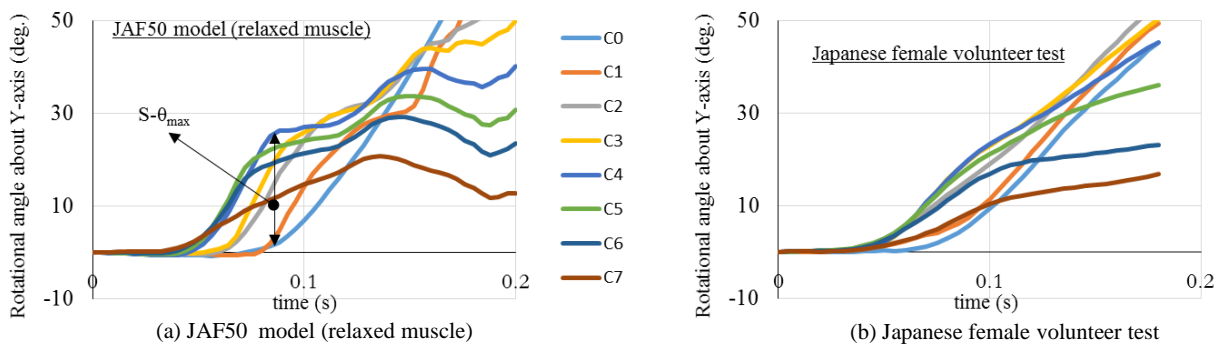


Fig. 4-5 The comparison between JAF50 model and volunteer female. The  $S-\theta_{\max}$  is defined for head-neck S-shape mode.

ここに、C0 は頭部重心位置、C1 は第一頸椎、C2 は第二頸椎、以下同様に、C7 の第七頸椎まで続く。また、第3章で定義した後突初期のS-字変形モードの定量的な指標  $S - \theta_{\max}$  を上図4-5 (a)に示す（長谷川他, 2018）。これは伸展角度を正としたとき、暫定的に後突後 0.15 s までの頭頸部のS-字変形モード発生時の頭部と各頸椎のY-軸周りの回転角度履歴の最大角度差で再度提示する。

$$S - \theta_{\max} = \text{Max}_{i=2,\dots,7} (\theta_{C_i} - \theta_{C_0}) \quad (0 < \text{time} < 0.15 \text{ s}) \quad (4-2)$$

このケースで両者を比較すると、JAF50では、 $S - \theta_{\max} = 24.0^\circ (88 \text{ ms})$ 、女性被験者では $S - \theta_{\max} = 14.3^\circ (90 \text{ ms})$ となり、ともにC0-C4間で発生した。JAF50の $S - \theta_{\max}$ は被験者と比べ大きい、挙動の時間履歴は定性的に良く合っていると判断した。その差の主な原因は、筋弛緩状態での姿勢保持時の筋活性度レベルが未だ低いと思われる。その精度向上には、被験者実験データに裏付けられた頭部姿勢保持時の筋活性度の測定などが不可欠となる。一例として姿勢保持時の額部圧縮実験データでの検証などが考えられ、今後の課題である。

#### 4.4 後突時の頭頸部・男女挙動差の検討（筋弛緩状態）

##### 4.4.1 後突時の男女挙動差の比較

後突での男女挙動差の比較のため、男性被験者のスレッド後突実験データ（ $\Delta V = 5 \text{ km/h}$ ）で検証した男性被験者とJAM50モデルの結果を図4-6 (a)および(b)に示す（長谷川他, 2018）。

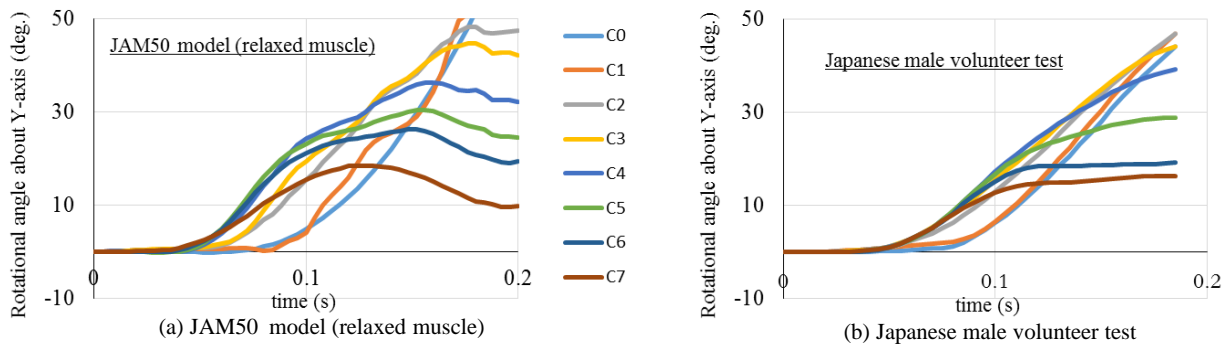


Fig. 4-6 The comparison between JAM50 model and volunteer male.

被験者後突時の頭頸部挙動の大きな特徴である頭頸部のS-字変形モードは、男女モデルでも後突後 0.15 s 以内に発生している。男女被験者とJAF50とJAM50モデルで、 $S-\theta_{\max}$  に対する男女差を図4-7に示す。男女モデルの $S-\theta_{\max}$ が被験者に比べ、かなり大きい。その原因は、姿勢保持時の筋活性度レベルが未だ低いためと思われる。しかし、 $S-\theta_{\max}$  の男女差の傾向、女性の発生タイミングが男性に比べ早いなど定性的に良く合っていると判断した。

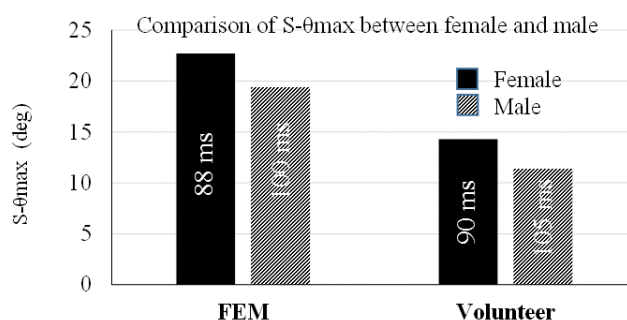


Fig. 4-7 Comparison of  $S-\theta_{\max}$  by gender difference.

The  $S-\theta_{\max}$  in female is greater than male in both test and computation. The numbers in the bar graph indicate the time when  $S-\theta_{\max}$  occurred.

#### 4.4.2 姿勢保持時の男女筋力差の比較・評価

4.4.1節で後突初期のむち打ち傷害指標 $S-\theta_{\max}$ に関して男女差がある事を示した。同指標は後突前の姿勢保持筋力の影響を大きく受ける事が既に判っている。

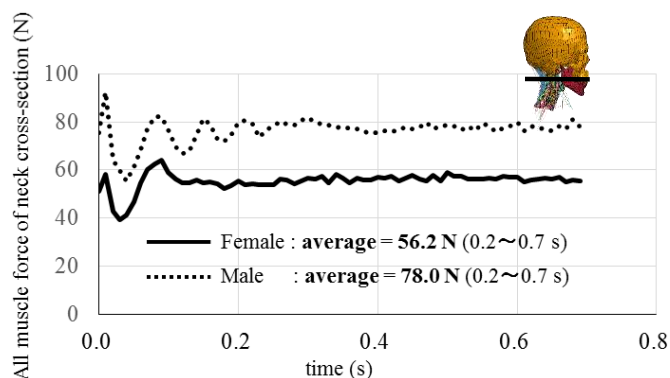


Fig. 4-8 Comparison of muscle force between female and male when holding the neutral head posture.



そのため、後突前の姿勢保持筋力について、男女各々の頸部上部断面（C2位置）での全筋肉の断面力を調べた。図4-8は、4・3・2節の後突計算で用いた筋活性度（筋弛緩状態）での姿勢保持時の男女筋力を示す。

JAF50モデルの平均筋力は56.2 N，一方JAM50モデルは78 Nであった。  $S - \theta_{\max}$ の男女差の主な原因は、これらの筋力差と考えると良く、男性より女性の  $S - \theta_{\max}$  が大きいのは、後突前の姿勢保持筋力が男性より小さいためと考えると良い。頭部姿勢は、頸部に対して後頭顆を支点とした頭部質量と筋力の釣り合いから決まり、その時の筋力は概ね頭部質量に比例すると考えると良い。従って、男女の筋力差は頭部質量差に基づく事になり、男女筋力比は頭部質量比（=男性/女性）に比例し、本ケースでは1.2倍（=4.3 kg/3.5 kg）程度となる筈である。しかし、上述した通り、その筋力比（=JAM50/JAF50）は約1.4倍となり、男女筋力比が頭部質量比以上に大きい事が判る。このため、男女筋力比が頭部質量比以上となる理由について4・5節で検討する。

#### 4.5 簡略化頭頸部モデルによる男女筋力差の要因検討

これまでの詳細な FEM モデルを使った姿勢保持の検討では、1 秒程度計算する必要がある、現在の計算環境では、少なくとも1 時間以上の CPU 時間が掛かる。多数の筋肉モデルが要因として関わる条件では、効率的な要因検討が必要となる。そのため、今回簡略化頭頸部モデルを用いた。そのモデルの側面視を図 4-9 に示す。

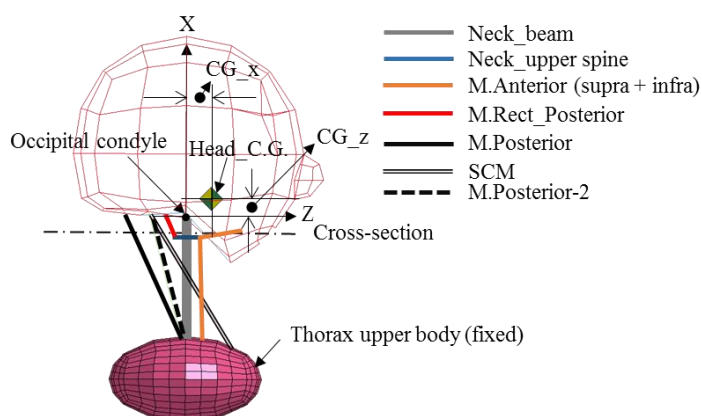


Fig. 4-9 Outline of the simplified head-neck model.

In the initial state, the head was viewed horizontally forward, and the neck was upright. It is divided into 5 equal beam elements. The occipital condyle is consisted of one point between head and upper neck. It is constrained in translational directions, and set free to rotate about all directions.



同モデルは、頤骨と椎間板で構成される全頤部（全長 105 mm）を 5 個の等間隔ビーム要素で構成した。頤部と頤部の結合部位(occipital condyle)は一点結合し、その拘束条件を次の様に仮定した。その並進成分は全方向拘束、そして元々人間の上位頤部は低モーメント-回転特性であることを考慮し、全方向を回転自由とした。4・3・1 節の姿勢保持時の要因分析結果も考慮して、出来るだけ筋肉モデルを簡略化、頤部の伸展-屈曲特性に影響が大きく、頤部に停止部位を持つ筋肉モデルだけを考慮した。後頤部に M.Posterior, M.Posterior-2, そして M.Rect\_Posterior の 3 種類の筋肉モデルを設定し、それらの配置は頤部中央矢状面に対称とした。また、頤部の並進運動で重要となる SCM もモデル化した。頤部前部には中央矢状面のみに位置する M.Anterior(supra/infra)をモデル化、合計 5 種類の筋肉モデルで構成した。検討する簡略化頤頤部モデルは、倒立振り子にほぼ近い頤部初期姿勢を保持させる筋力バランス制御の問題となる。その頤部ビーム要素モデルの弾性特性は、椎間板の平均的な値  $E=4 \text{ MPa}$  を採用した (Yamada, 1970)。モデルの初期状態は、頤部が水平前方視そして頤部は直立とした。この簡略化モデルでは、男女の頤部形状の違いをビーム要素の特性値の数値データ変更で表現でき、詳細 FE モデルの場合に比べ、男女の形状差を示すスケーリングが大幅に簡略化できる利点がある。また、3 水準の DOE L18 における要因数は最大 5 個であるため、今回のケース（表 4-3 参照）では、頤部長を一定とした。

Table 4-3 Dimensions of the neck muscle & beam model.

The values in Table.4-3 mean the data of male (SF = 1.0). The neck beam is assumed to be circular cross-section. The local coordinate systems is defined as follows. The r-axis is positive in downwards along the neck beam, the s-axis is positive in rearwards against it. And the right-hand system is used for the t-axis.

	PCSA of muscle (mm <sup>2</sup> ) average male	Neck_Beam	Average male size
SCM	290	Radius (mm)	24.1
M.Supra_Anterior	500	Area (mm <sup>2</sup> )	1824.7
M.Infra_Anterior	360	Iss (mm <sup>4</sup> )	2.65E+05
M.Posterior	550	Itt (mm <sup>4</sup> )	2.65E+05
M.Posterior-2	250	Irr (mm <sup>4</sup> )	5.30E+05
M.Rect_Posterior	144		

- (A) DOE による検討方法：頤部保持の筋力バランスを検討するため、これまでの詳細モデルと同様、従来の DOE (L18)を用いた。その要因として全筋肉の筋活性度レベル、そして男女差を表すため、頤椎と筋肉の断面積の SF を選択した。日本

人の平均的な男性サイズを  $SF=1.0$  と仮定，女性のそれを  $SF=0.85$  とした．表 4-3 は，男性の場合の頸部および筋肉の断面積を示す．頭部重心位置は通常後頭顆より前にあり，その後頭顆は一点支持の回転自由条件である．計算開始時の瞬間的な 1G 負荷により，頭部は揺動し易く，一旦頭部姿勢が変化すると，筋活性度を時間的に変化・調整して元の姿勢に戻す必要がある．しかし，回帰式により見積もった筋活性度は，時間変化のない一定値を前提としている．この条件下で，この DOE 手法での姿勢保持は非常に難しいことが判った．

(B) PID 制御による検討方法：上記の問題点解決のため，頭部姿勢を随時チェックしながら筋活性度を制御する PID 制御法を応用した．この方法は，図 4-10 に示すように目標とする姿勢と各計算時刻でのその差を評価し，それに基づいて次の時間ステップの筋活性度を予測し，目標姿勢に近づけていく．そのため，上記の DOE 手法(A)に比べ，事前に筋活性度の時間履歴データが不要である．代わりに計算開始時の初期値，目標値との差の評価式(4-3)と筋活性度の予測式(4-4)が必要となる．

$$e(t) = Target - y(t) \quad (4-3)$$

$$u(t) = K_p \cdot e(t) + K_i \cdot \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \cdot \frac{de(t)}{dt} \quad (4-4)$$

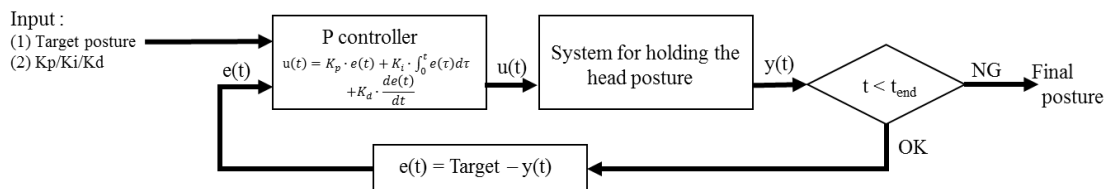


Fig. 4-10 Controller model for holding the head-neck posture.

ここに， $t$ ：時間， $t_{end}$ ：終了時間， $y(t)$ ：各時間での制御すべき計算値， $Target$ ：制御すべき目標値， $e(t)$ ：各時間での目標値と計算値との差， $K_p$ ， $K_i$ ， $K_d$ ：制御のための比例係数値， $u(t)$ ：各時間での筋活性度の予測値である．

この手法では，PID 制御のため，Andersson が Load Curve Method (LCM) と呼ぶ LS-DYNA の標準的なキーワード：\*DEFINE\_CURVE\_FUNCTION キーワードと

functions を使用した (Andersson, 2013). Target は, 今回のケースでは初期の頭部姿勢であり, 頭部回転角度 0 °である. 時間変化のない静止姿勢での筋力バランスが目標のため, 我々は, PID 制御のうちの P 制御だけを考慮した. つまり, 以下の様に簡略化される.

$$u(t) = K_p \cdot e(t) \quad (4 - 5)$$

頭部伸展-屈曲回転では, M.Anterior と M.Posterior が主動筋と拮抗筋の関係にある.  $K_p$  を余り大きく設定すると, 目標の回転角度達成前に, 主動-拮抗関係がバランスせず, 頭部の周期的な振動が発生する場合があります.  $K_p$  の設定には注意が必要である. 頭部振動の発生源となる計算初期の急激な 1G 負荷の影響は計算開始から 0.1 s 程度である. そのため, 計算初期には  $K_p$  が小さく, その後増加し, 最終的には一定値となる様な Sigmoid 関数を適用した. 筋力差の検討で用いた DOE L18 の要因と水準を表 4-4 に示す.

Table 4-4 Orthogonal array of head geometrical property and activity level of main muscle groups.

The scale factor (SF) means the multiply value for the area of the neck beam and muscle. SF=1 corresponds to the male data, and SF=0.85 to female. The muscle active level means the muscle force balance of all muscles holding its posture when SCM is set to the active level.

	(1) Head_Mass kg	(2) Scale Factor: Neck_Beam	(3) CG_x mm	(4) Scale Factor: Muscle	(5) Activity Level of Muscle: SCM
L1	3.5	0.85	20	0.85	0.1
L2	4.0	1.0	30	1.00	0.2
L3	4.5	1.15	40	1.15	0.3

全 18 ケースで, 頭部の平均回転角度は-0.0052 °, 最大は 0.00262 °, 最小は-0.02 °と全ケースで殆ど頭部回転ゼロとなった. 2 秒までの姿勢保持計算の CPU 時間は, 10 秒程度/ケースであり, 目標を達成可能な筋活性度を効率的に求められた. 頭部重心位置での X-移動量について分散分析した結果を図 4-11 に示す.

頸椎の SF の寄与率が全体の約 3/4 を占め, 次に SCM の筋活性度レベルで約 10% 程度だった. 頭部質量を除き, 全て 1% 有意であった. これらの因子を使った頭部重心での X-移動量に関する回帰式 ( $R^2=0.983$ ) は以下の通りであった.

*Head X – Displacement (mm)*

$$= 1.30 \times Head_{mass} - 35.0 \times Neck - Beam_{SF} + 158.5 \times CG_x + 8.0 \\ \times Muscle_{SF} + 22.06 \times AL_{SCM} + 24.0 \quad (4-6)$$

上式の符号から、頭部前方移動を大きく減少させるのは **Neck-Beam** の **SF** であり、反対に増加させるのは **SCM** の筋活性度が一番大きかった。成人男女の乗車中に取り頭頸部姿勢の公表データがあるかどうか不明である。そのため、男女で同じ姿勢を取ると仮定して男女の筋力差について検討する。式(4-6)を使って、男女で同じ姿勢保持（頭部回転ゼロかつ頭部重心の X-移動量が前方へ約 1 cm と仮定）させたときの全筋肉の断面力を図 4-12 に示す。

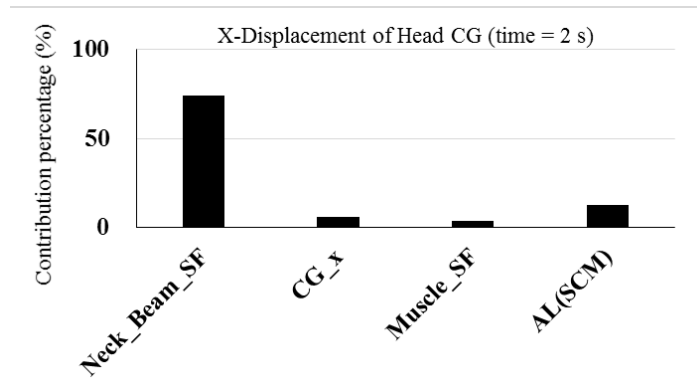


Fig. 4-11 Contribution percentage on X-displacement.

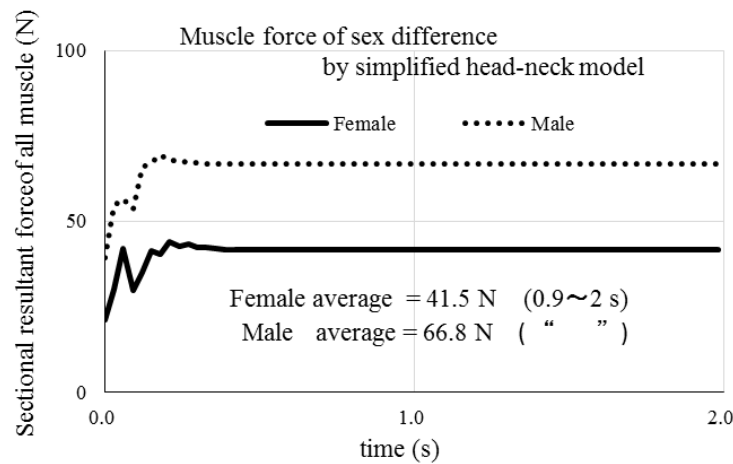


Fig. 4-12 Comparison of muscle force between female and male when holding the neutral head posture.

この時の男女の筋力比(=男性/女性)は、約 1.6 (= 66.8 N/41.5 N) であった。この簡略化頭頸部モデルでの男女の頭部質量比は 1.14 (= 4.0 kg/3.5 kg) であり、この簡略化頭頸部モデルでも、詳細モデル同様、男女の筋力比は質量比以上である事が確認できた。次に、図 4-13 に示す概略モデルを使って、そのメカニズムについて考察する。

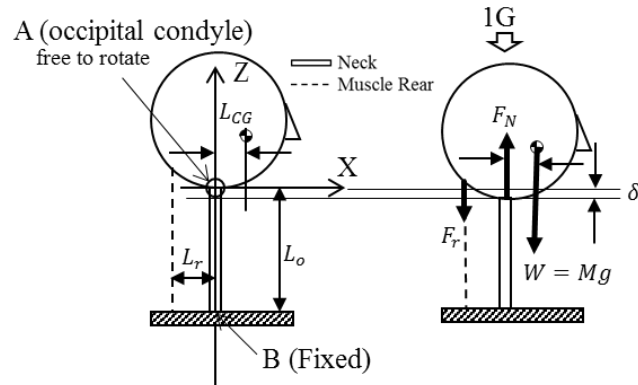


Fig. 4-13 Schematic illustration for holding the head posture using the simplified model.

首圧縮時の荷重 $F_N$ として、柱の座屈荷重を前提するのが一般的かも知れない。しかし、今回の頭部中立姿勢保持を前提としたケースでは、殆ど姿勢変化がないと仮定できると考え、軸圧縮モデルに単純化した。頸部長が $L_o$ 、断面積 $A$ の変形体で、その弾性係数を $E$ とする。筋力 $F_r$ と頭部質量 $M$ による頸部たわみを $\delta$ とすると、頸部の軸力 $F_N$ は軸圧縮の式 (4-7) となる。

$$F_N = \frac{AE}{L_o} \delta = k\delta \quad (4-7)$$

また、頭部重心周りのモーメントの釣り合いから、式 (4-8) が得られる。ここで仮に頸部が剛体と仮定すると、頸部を支点とした頭部質量と筋力のモーメントの釣り合いとなる。そのため、筋力は頭部質量だけで決まる。

$$F_N \times L_{CG} = F_r \times (L_r + L_{CG}) \quad (4-8)$$

しかし頸部は一般的には変形体のため，以下のエネルギーの釣り合いの式 (4-9) が成立する．

$$F_r \times \delta + W \times \delta = \int_0^\delta F_N d\delta = \frac{1}{2} F_N \delta \quad (4-9)$$

ここに， $L_{CG}$  および  $L_r$  は，後頭顆 (A) ～頭部重心そして，後頭顆～筋肉停止点までの各々，X-方向距離である． $G$  は重力加速度である．

これらの式から， $F_r$ ， $F_N$  は，ともに頭部質量  $M$  と頸部断面積  $A$  に比例，頸部長  $L_o$  に逆比例すると考えて良く，式(4-10)の関係が成立する．

$$F_r \propto M \times \frac{A}{L_o} \quad (4-10)$$

男女の筋力比を求めるため，上式(4-10)を適用する．今回の例では，頭部質量比は 1.14 (=4.0/3.5)，頸部長は同じとしたため，頸部長比は 1.0，また頸椎の断面積比は 1.384 (=1.0/0.85<sup>2</sup>) となる．つまり，男女の筋力比は，約 1.6 倍 (=1.143×1.0×1.384) と見積もられる．頭部中立姿勢保持のための男女筋力比では，その頭部質量比より，頸椎断面積比の影響が大きい事が判る．因みに JAM50 モデルと JAF50 モデルにも上記関係を適用すると，同モデルでの頸部長比は 0.85 であるため，男女の筋力比は，約 1.4 (=1.2/0.85) 倍となる．詳細モデルでの男女筋力比は前述した通り，約 1.4 倍であったので，ほぼ一致している．つまり，男女の頭部中立姿勢保持時の筋力比は概略，次の関係で与えられると考えると良い．

$$\text{男女の筋力比} \propto \text{頭部質量比} \times \text{頸椎断面積比} \times (1/\text{頸部長比})$$

このため，男女の筋力比は，頸部形状差による頸部軸荷重の影響を受け，女性は男性に比べ，頭部質量比以上に筋力が小さくても頭部姿勢を保持できる．つまり，女性は男性より頸部剛性が小さいため，同じ頭部姿勢を維持するのに頸部変形を考慮して筋力を弱める必要があることを意味する．本研究では，女性モデルとして平均的な女性サイズを対象とした．さらに小柄な女性の場合には，上述の関係から，男女の筋力比が 2 倍程度にもなることが予想される：男女頸部の周長比が 0.7 程度とすると，同部面積比は約 2 倍となり，頭部質量比と頸部長比に変化がなくても筋力比は 2 倍程度となる．

#### 4.6 むち打ち傷害指標 $S - \theta_{\max}$ に対する男女筋力差の検討（筋緊張状態）

簡略化頭頸部モデルを使って、姿勢保持時の男女筋力差の要因が明らかにできた。本章では、JAF50、JAM50 モデルを使って、男女のむち打ち傷害指標  $S - \theta_{\max}$  と筋緊張状態との関係について検討する。要因として、頸椎および頸部筋肉の男女の断面積比（SF）、男女被験者の T1\_Gx 履歴、ここでは、そのピーク値で代表、そして頭部姿勢保持時の SCM の筋活性度レベルを使う。

SCM は頭部屈曲-伸展運動の基点としての機能を持ち、頸部筋の緊張状態のベースとなるため代表筋肉として選択した。頭部 Y-軸回転の主動および拮抗筋である M.Hyoid と M.Back-および M.Back-2 が筋活性度を調整し、Y-軸回転をバランスさせると考えた。再び、DOE を使った L8 計算を実施した。その要因と水準を表 4-5 に示す。

Table 4-5 Orthogonal array of factor on L8 DOE.

The scale factor 0.85 means the female geometrical property ratio to the scale factor (1.0) of male. Here, T1\_Gx means the acceleration time-history data at T1. In this table, the level shows the peak value of them. The muscle active level means the muscle force balance of all muscles holding its posture when SCM is set to the active level.

	(1) Gender (Scaling Factor)	(2) T1-Gx (m/sec <sup>2</sup> )	(3) Active Level (SCM)
Level 1	0.85	30	0.09
Level 2	1.0	40	0.25

要因の性別についての水準は頸椎と筋肉の断面積のスケールファクター（SF）で表現、Level 2 は男性に対応する。水準 Level 1 の SF=0.85 は平均的な女性である。

要因 T1\_Gx の水準は図 4-4(b)に示す T1 部の X-加速度履歴である。要因の筋活性度レベルは、主要筋肉 SCM の筋活性度レベルを示す。SCM 筋活性度をその値に固定、5 章(B)の LCM 法を応用して、頭部回転ゼロを目標値とした。M.Hyoid と M.Back-および M.Back-2 の筋活性度をバランスさせ、L8 全ケースで、頭部初期姿勢の回転角度ゼロを達成できた。

図 4-14(a)に、その寄与率を示す。

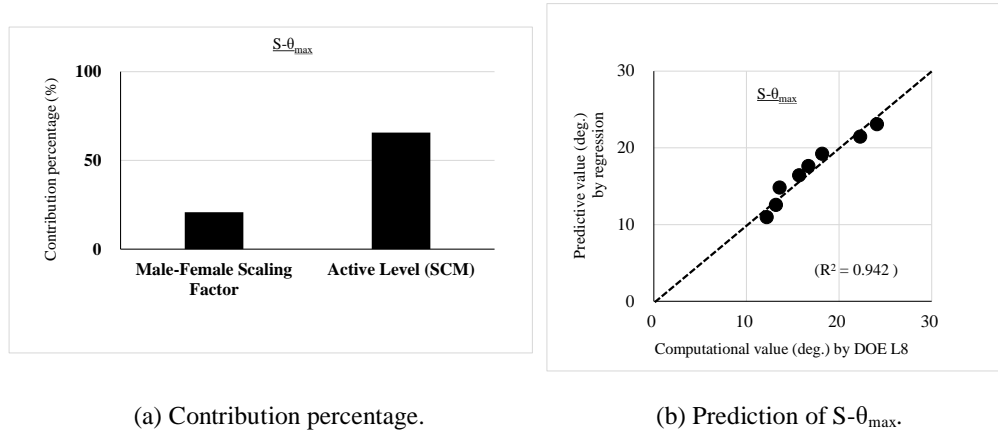


Fig. 4-14 The factorial analysis results of DOE L8 on  $S - \theta_{\max}$ .

The contribution percentage on  $S - \theta_{\max}$  for the gender geometric difference and activity level (SCM) is about 65%, and 20%, in each.

女性は男性に比べ、胸部質量が小さいため、図 4-4(b)に示す様に T1\_Gx 履歴でピーク加速度が男女差となって現れる。そのため、当初  $S - \theta_{\max}$  に対する T1\_Gx の寄与率は高いと考えた。しかし、 $S - \theta_{\max}$  に対する要因 T1\_Gx の有意差はなかった。SCM 筋活性度の寄与率が約 65% (1%有意) と一番大きく、男女の頸囲比に相当するスケーリング比が約 15% (5%有意)、そして誤差は 10%程度であった。これらの L8 の結果から、以下の  $S - \theta_{\max}$  に対する回帰式(4-11) を得た。図 4-14(b)は、回帰式に基づく予測値と L8 での計算値の比較を示す。回帰式 ( $R^2=0.942$ ) は、比較的良く予測できている事が判る。

$$S - \theta_{\max}(\text{deg}) = -25.7 \times \text{Gender} + 0.16 \times T1 - Gx - 41.6 \times \text{Active Level}(\text{SCM}) + 42.2 \quad (4-11)$$

回帰式(4-11)は、むち打ち傷害指標  $S - \theta_{\max}$  に関して、筋肉を含む頸部の男女形状差と SCM で代表した緊張状態での筋活性度の間の関係式と考えられる。これを用いて、 $S - \theta_{\max}$  に対する男女差について検討する。ここで、むち打ち傷害の閾値を仮に  $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}}$  とすると、むち打ち傷害が発生しない条件は、以下で推定できる。

$$(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}} \leq -25.7 \times \text{Gender} + 0.16 \times T1 - Gx - 41.6 \times \text{Active Level}(\text{SCM}) + 42.2$$



この関係を男女について適用すると、

① 男性のケースでは、Gender = 1.0, T1-Gx = 30 であるから、

$$(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}} \leq -25.7 \times \text{Gender} + 0.16 \times \text{T1-Gx} - 41.6 \times \text{Active Level (SCM)} + 42.2 = 21.3 - 41.6 \times \text{Active Level (SCM)}$$

② 女性のケースでは、Gender = 0.85, T1-Gx = 40 であるから、

$$(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}} \leq -25.7 \times \text{Gender} + 0.16 \times \text{T1-Gx} - 41.6 \times \text{Active Level (SCM)} + 42.2 = 26.8 - 41.6 \times \text{Active Level (SCM)}$$

ここで、4・3・2節の後突被験者実験データを参考に、暫定的に $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}}$  を $15^\circ$ と設定すると、むち打ち傷害を発生しない男女の筋活性度レベルの条件は、各々以下で示される。男性のケースでは、Active Level (SCM)  $\geq 0.15$ 、そして女性のケースでは、Active Level (SCM)  $\geq 0.28 \approx 0.3$  となる。上記した筋活性度で、男女共に $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}}$  ( $=15^\circ$ ) を満足するかどうかを検証した。先ず上で得られた SCM の筋活性度を使って、姿勢保持できる主動および拮抗筋の筋活性度履歴を求めた。その時の姿勢保持筋活性度データを使って後突計算を実施、その時の頭頸部回転履歴の結果を図 4-15 に示す。

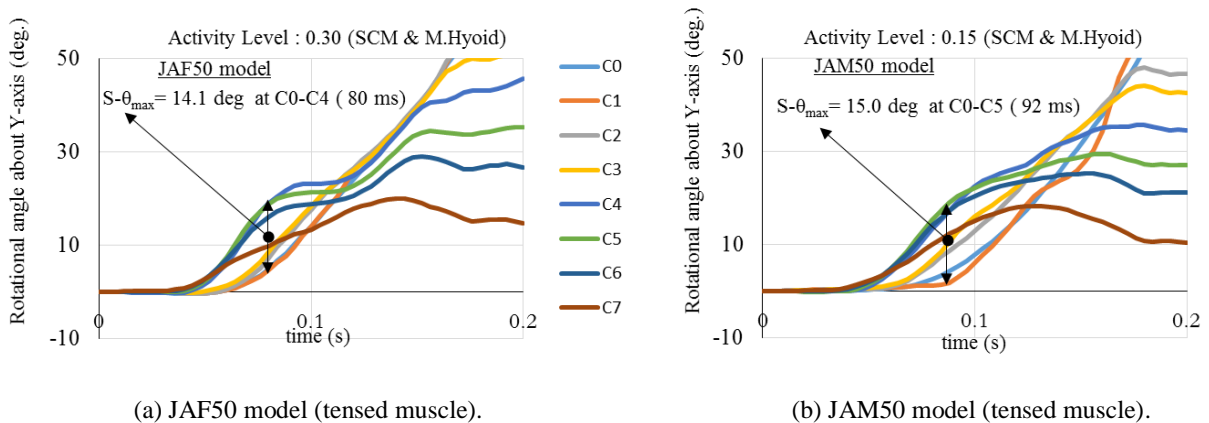


Fig. 4-15 The comparison of Y-rotational angle time history of gender with tensed muscle.  $S - \theta_{\max}$  of female and male is nearly 15 degrees both. The timing of it is earlier in female than in male.

後突計算で得られた男女の $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}}$  は、男性では、 $15.0^\circ$  (92 ms at C0-C5) そして女性は $14.1^\circ$  (80 ms at C0-C4) であった。ほぼ予測通りのむち打ち傷害閾値を満たす結果が得られた。因みに、被験者（筋弛緩状態）の後突実験データから $S - \theta_{\max}$ を見積もると、 $(S - \theta_{\max})_{\text{male}} = 11.3^\circ$  (105 ms) そして $(S - \theta_{\max})_{\text{female}} = 14.3^\circ$  (90 ms) であった。これまで乗車中の乗員に関する筋活性度データを見た事はない。筋疲

労の観点から、乗車中の乗員の筋活性度は男女同じ 0.15 以下と仮定しても良いであろう。上記の $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}} = 15^\circ$ で、むち打ち傷害発生の有無を判断すると、男性のケースに必要な筋活性度は、ほぼ筋疲労のない範囲内で対応可能である。一方、女性のケースも、後突前は同じ筋疲労のない筋活性度 0.15 以下である。しかし、筋反応による活性度上昇が、後突後 50 ms 程度遅れる事を考慮すると、後突直後に傷害回避可能な筋活性度 0.3 まで急激上昇させるのは非常に困難である。これらの結果だけから、むち打ち事故での男女差をすべて結論付けるには無理があるが、筋力の観点から、女性は男性に比べ、むち打ち傷害を受け易いと言える。今回の研究では、 $(S - \theta_{\max})_{\text{threshold}}$  を暫定的に決めた。その閾値について、男女差の有無なども含め、今後さらに検討していく必要がある。姿勢保持のため、今回、限定した筋肉を対象に LCM 法による筋力調整を実施し、その有効性を確認できた。今後、実際の頭頸部を対象とした多数の筋肉構成での調整も検討していく必要がある。

#### 4.7 まとめ

後突時のむち打ち傷害者数は依然として多く、また、男女の傷害頻度の違いに関しても、その要因が未だ明確になっているとは言い難い。そのため、既存の頭頸部 JAM50 モデルをベースに JAF50 モデルをスケーリング処理で作成し、後突時の男女の挙動差について検討を行った。その結果、以下の結論を得た。

1. 筋弛緩状態での JAM50 と JAF50 で、むち打ち傷害指標  $S - \theta_{\max}$  を比較すると、JAF50 の方大きい事が判った。同指標は、男女のむち打ち傷害頻度差を示す傷害評価指標としても期待できる。
2. 上記の結果を、後突前の姿勢保持時の筋力で比較すると、JAM50 の方が JAF50 より大きく、その筋力比は、 $JAM50 : JAF50 = 1.37 : 1$  であった。つまり、男性に比べ、女性は姿勢保持時の筋力が小さいため、 $S - \theta_{\max}$  が大きくなると言える。
3. 姿勢保持時の男女の筋力比は頭部質量比以上であり、頸部形状比にも関係する事が判った。その関係は、概略、以下の通りである：

$$\text{男女の筋力比} \propto \text{頭部質量比} \times \text{頸椎断面積比} \times (1/\text{頸部長比})$$

4. 男女同じ条件の後突計算で、筋力と  $S - \theta_{\max}$  の関係から、 $S - \theta_{\max}$  ( $=15^\circ$ ) を達成するには、JAF50 の SCM 筋活性度は JAM50 の約 2 倍程度必要であることが判った。

後突時の  $S - \theta_{\max}$  と筋力との関係を検討し、男女差を明らかにできた。今後、 $S - \theta_{\max}$  の閾値レベルについて更に検討する必要がある。そのためには、傷害部位の特定そ

してその関連付けが必要となる．次章で後突時の神経根圧迫損傷の可能性について検討する．

## 第5章 神経根モデルを組み込んだ脊椎モデルの構築

### 5.1 はじめに

本章では，後突初期の頭頸部 S-字変形モード中に可能性のある傷害発生部位について検討する．むち打ち傷害は多岐に亘っている．そのため，傷害部位の特定が難しく，長期に亘る慢性疼痛が課題と言われてきた．一般的に痛みには急性疼痛と分類される侵害受容性疼痛と炎症性疼痛，そして末梢や中枢神経の神経障害から発生する慢性疼痛として分類される神経因性疼痛がある．物理的損傷やウイルス感染などによる神経障害は，一次知覚神経，脊髄，上位脳における可塑的变化を介して痛みの伝達を増幅するため，その病態が治癒した後も痛みが持続する事が知られている．表 5-1 に神経線維の種類を示す．痛みを伝達する神経線維は二種類あり，A $\delta$  線維は損傷を受けたとき，最初の鋭い痛みを伝え，C 線維はその後のじわじわとした鈍い痛みを伝える．

図 5-1 は，神経線維が損傷を受けた時の脱髄，それに続く神経間の混線（エファプス），神経異常発芽（スプラウティング）により脊髄後角に誤入力が発生し，慢性疼痛に至るという仮説を示す（Devor and Seltzer, 1999, Ueda, 2008）．

Table 5-1 Types of nerve fibers.

Classification	Myelinated sheath	Diameter ( $\mu\text{m}$ )	Velocity (m/s)	Function
A $\alpha$	Yes	12~20	70~120	Proprioception
A $\beta$	↑	5~12	30~70	Touch, pressure
A $\delta$	↑	2~5	12~30	Pain and temperature
C	No	0.5~2	0.2~2	Pain

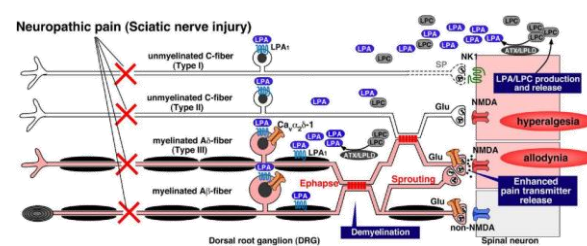
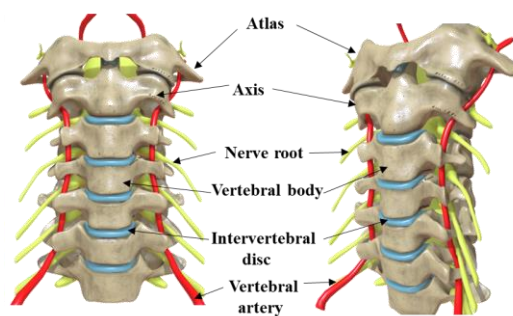


Fig.5-1 Working hypothesis of neuropathic hyperalgesia and allodynia (Ueda, 2008).

そのため，今回傷害部位として，むち打ち傷害に多く関わる神経自体に着目した．しかし，低速度での後突時の損傷に限定すると脊髄自体の損傷の可能性は低いと考えられる（Nuckley et al., 2002, 2003）．そのため，下記の理由から図 5-2 に示す頸部・神経根を注目部位と考えた．



(a) Front oblique view

(b) Top view

Fig.5-2 Frontal-lateral view of the cervical spine. Reproduced with added labels from work by DrJanaOfficial, CC BY-SA 4.0 (<https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0>), from Wikimedia Commons.

- (1) 神経根は脊髄から出て各椎体間の狭小な椎間孔を經由して身体の各部位に到る神経の主要経路である。
- (2) 頭部伸展時には、椎間孔スペースが更に狭小化する事が報告されている (Nuckley et al., 2002, Vasavada et al., 2008)。また、死体・頭頸部を使った後突実験で椎間孔スペースの狭小化が指摘されている (Panjabi et al., 2006)。
- (3) ネズミ等を使った動物実験で神経根圧迫時の神経損傷が報告されている (Hubbard et al., 2008)。
- (4) ブタの馬尾・神経根の圧迫実験で、圧力上昇速度が大きいほど神経根・浮腫の発生は早い事が確認されている (Olmarker et al., 1989)。

後突初期のむち打ち傷害評価基準として、頭頸部挙動に基づく脊髄液などの液圧変化と神経組織の損傷を関連付けた Neck Injury Criterion (NIC) が既にある (Boström et al., 1996)。しかし、被験者を使った車両後突実験の結果ではNIC傷害判定に対して、更なる検討、検証の必要性も指摘されている (Croft et al., 2002)。そのため、我々は別の視点から、椎体による神経根圧迫損傷の可能性について検討する。

## 5.2 神経根モデルの概略

### 5.2.1 神経根の概要

神経根は中枢神経と末梢神経を繋ぐ前根と後根から成る。前根は遠心性（運動神経）で伝達，後根は求心性（感覚神経），むち打ち傷害の様な痛みに関しては後根が伝達している。脊髄自体は、周囲の軟組織、つまり三つの髄膜（軟膜，硬膜そしてクモ膜）と歯状靱帯で保護されている。そして、硬膜が椎間孔に到るまで神経根と神経節を包み、クモ膜下腔を含め脊髄液が満たされている。全後根の求心性神経の約 70% は無髄性であり、大部分は侵害受容器である (Wall, 1984)。同じ神経組織ではあるが、

神経根は末梢神経より強度的に弱いと言われている (Nicholson and Winkelstein, 2011). 神経根の弾性は末梢神経にほぼ匹敵するが, その強度および剛性値は神経の各々 10%, 20% である. 神経根は神経内膜, 神経線維, および髄鞘で構成され, 末梢神経にある神経上膜と神経周膜がない. その違いが強度差の大きな原因と推定され, 神経内膜自体は荷重負担能力として余り寄与していない (Beel et al., 1986).

### 5.2.2 神経根基本モデルの概要

我々は後突時の頸部・神経根の圧迫損傷の可能性に着目したが, これまでに同部をモデル化, 計算評価した例は殆どなく, 頸部・神経根をモデル化した腕神経叢損傷の解析事例 (Mihara et al., 2018) を唯一知るだけである, しかし, 同神経根モデルも軸索などを考慮した複合モデルではない. そのため, 本神経根モデルは軸索を取り巻く間質液を含む神経細胞外マトリクスを表現したソリッド要素, 神経根長軸に沿った C 線維を模擬した軸索ビーム要素, そして外表面を覆う硬膜を表現したシェル要素から成り, いずれも共有節点でモデル化した最初の簡易的検討モデルである. その神経根モデルの概要を図 5-3 に示す.

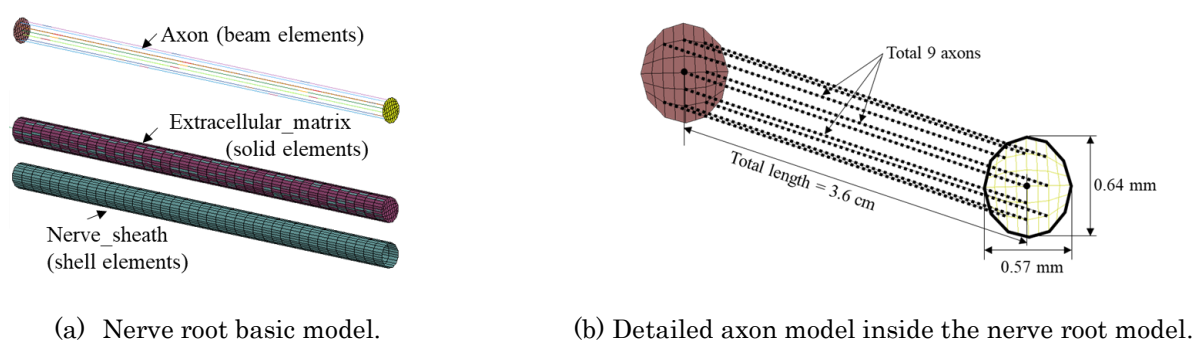


Fig. 5-3 The outline of basic nerve root model.

神経根内部の軸索モデルの参考例とした, ブタなどの実際の頸部・神経根の組織断面写真を図 5-4 に示す (Tamura and Sakaya, 2018). その断面積  $100\mu\text{m}^2$  当たり 81 本と推定し, 神経根基本モデルの断面積から軸索数を 2200 個と見積もった. 現在の計算環境 (6 CPU で要素数制限 2 万要素) を考慮すると同レベルの軸索数のモデル化は非現実的と考えた. そのため, 本モデルは軸索損傷評価計測用の合計 9 本の軸索ビーム要素から成る簡易版であり, 定性的な評価検討となる. 神経根モデルは平均直径 0.6 mm のほぼ円形で, その全長は 3.6 cm である. その断面を 12 角形で近似した面積は  $0.27\text{mm}^2$  であった. また, 軸索を円形と仮定, その直径を  $1.7\mu\text{m}$  としたときの断面積は  $2.27\mu\text{m}^2$  であった. 合計要素数は, 11,199 であった.



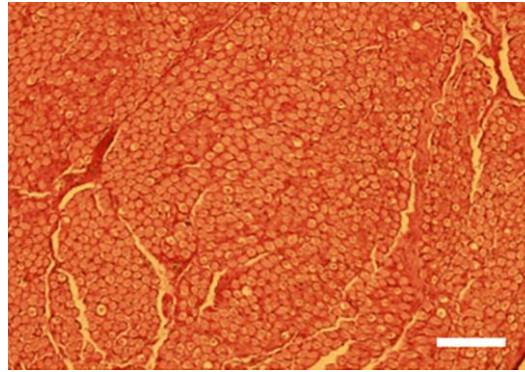


Fig. 5-4 Representative samples of histological cross sections harvested from porcine cervical nerve roots (objective 10X; scale bar = 100  $\mu$  m) (Tamura et al., 2018).

次に、細胞外マトリクス部分および硬膜の材料モデルについて説明する。今回の検討では、神経組織とそれらを取り巻く細胞外マトリクスの複合体モデルとした。そして、上述の神経根圧迫時のひずみ測定用として一部に軸索ビーム要素を使用した。これら全てを考慮した複合体脳組織モデルの傷害検討では超弾性体モデル Ogden モデル (MAT\_OGDEN\_RUBBER in LS-DYNA3D) が一般的に使用されている。Rashid らも、Ogden モデルを使ってブタの脳組織の引張、圧縮そして剪断実験結果を検討している (Rashid et al., 2012)。彼らは等方性非圧縮性条件下での引張応力を剛性パラメータおよび剪断係数と関連付けた脳モデルの入力パラメータ値を求めている。脳組織は一般的に粘弾性特性を有すると考えられている。ここでは Ogden モデルの代わりに、5・3・3 節での理論的検討で弾性的変形および粘性的流動の影響を別個に扱える材料モデル (MAT\_ELASTIC\_WITH\_VISCOSITY) を使った。そのため、Rashid らが求めた特性値を参考にして、複合体モデルの弾性係数は  $E = 0.4 \text{ MPa}$  そして粘性係数は  $\mu = 2500 \text{ Pa} \cdot \text{s}$  とした。

神経根の主な強度的支持構造は硬膜と考えられる。ヒトの脊髄硬膜に関する引張強さのデータがあり、頸部の背側硬膜の縦方向に対する横方向の強度比は 0.07 と異方性が大きいと報告されている (Yamada, 1970)。しかし、これ以上の詳細なデータがないため、本検討では硬膜の特性として、ブタの硬膜の引張実験結果を参考にした (Tamura et al., 2020)。硬膜として使用した応力-ひずみ特性を図 5-5 に示す。初期特性をみる限り、円周方向の特性は長手方向より剛性が 4 倍以上も高い。硬膜の材料特性には MAT\_FABRIC を用いた。同モデルの要素軸方向のひずみ-応力特性データの入力機能を使って、図 5-5 に示す硬膜特性の異方性データを与えた。

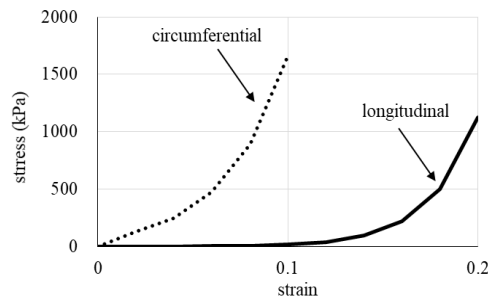


Fig. 5-5 Stress-strain characteristics of porcine dura matter (Tamura et al., 2020).

### 5.2.3 神経根基本モデルの基本特性

#### 5.2.3.1 軸索モデルの引張特性

神経線維の物理特性については、PC-12 細胞のデータがあるが、応力-ひずみ特性データとしてなかったため、イカの同特性で代用する。イカは他の動物に比べ軸索（無髄）が太いため、神経に関する多くの基礎検討で使用されており、その引張実験データが紹介されている（Galbraith, 1988, Galbraith et al., 1993）。その荷重-変位データを図 5-6 に示す。引張速度は動的な 5 mm/s と準静的な 0.05 mm/s の二種類である。

この実験データから若干速度依存性がある事がわかる。これらのデータから同定した軸索の引張時の応力-ひずみ特性を図 5-7 に示す。初期の軸索断面積および初期長さが明確に書かれていないため、同文献の内容から軸索直径を 0.5 mm と推定し、またイカの軸索を 3.5 cm 離して糸で縛ったとあるので、その値を初期長とした。また、上述したように軸索には若干速度依存性があるが、本検討では、軸索の応力-ひずみ特性を 5 mm/s 引張時の同特性で代表させた。また、同実験では 0.15 以降のひずみデータがないため、それ以降は、図 5-7 中の破線で直線近似した。

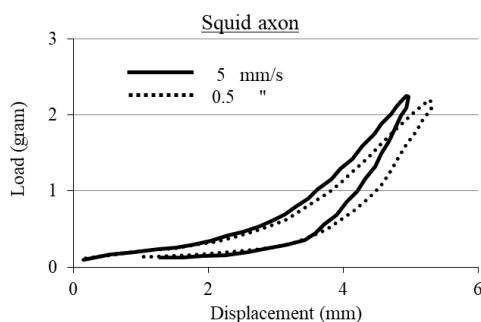


Fig. 5-6 Force-displacement test data of squid axon.

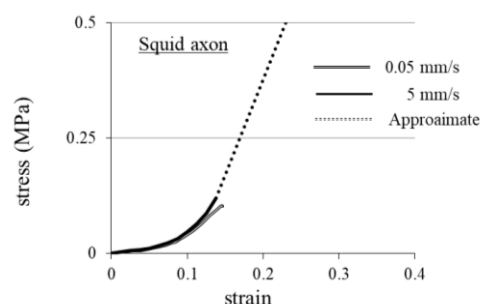


Fig. 5-7 Stress-strain characteristics of squid axon.



### 5.2.3.2 神経根モデルの引張特性

ラット腰部の神経後根の引張実験データを参考 (Singh et al., 2006) にして, 神経根モデルの検証を実施した. 前述したように, 実物とモデルの神経根内の軸索数には少なくとも 200 倍以上の違いがある. そのため, 推定した 2200 本を軸索ビーム要素 9 本で代表するため, 断面積が等価となるように設定した.

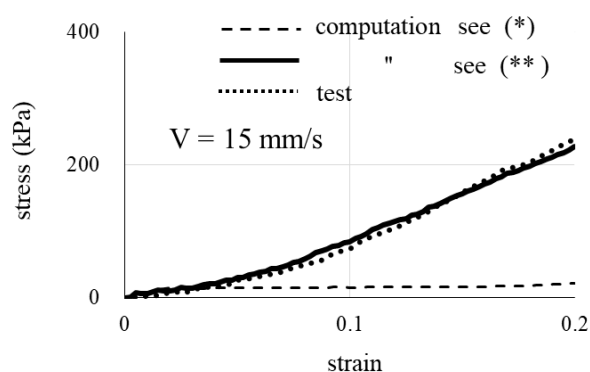


Fig. 5-8 Tensile stress-strain characteristics of basic nerve root model.

(\*) The nerve root model have 9 axon beam models, and each has  $2.27 \mu\text{m}^2$  in cross-sectional area.

(\*\*) The same axon models as above, but each cross-sectional area has  $(2200 / 9) \times 2.27 \mu\text{m}^2$ .

Singh らは引張実験での動的 (引張速度 15 mm/s) および準静的 (0.01 mm/s) 応力-ひずみ特性の結果を報告している. 試験片の詳細については不明部分も多いが, 腰部神経根の直径は L4~L6 レベルで 0.5~0.75 mm, その長さは 12 mm と判断した. 基礎検討用の神経根モデルもその長さに調整, 断面もその直径に合わせて縮尺した. また神経後根の硬膜は除去されたとあったため, 神経根モデルからも除去した. 図 5-8 は, 軸索の断面積調整した神経根の引張速度 15 mm/s での応力-ひずみ特性の計算結果 (\*\*) と実験結果の比較を示す. 当初, 軸索数が 2200 本相当の断面積調整をしなかった結果 (\*) に比べて, 神経根モデルの引張時の応力-ひずみ特性は実験に近い特性が得られた. 神経根の引張特性に対して, 神経根内部の軸索数の影響が大きいことがわかった.

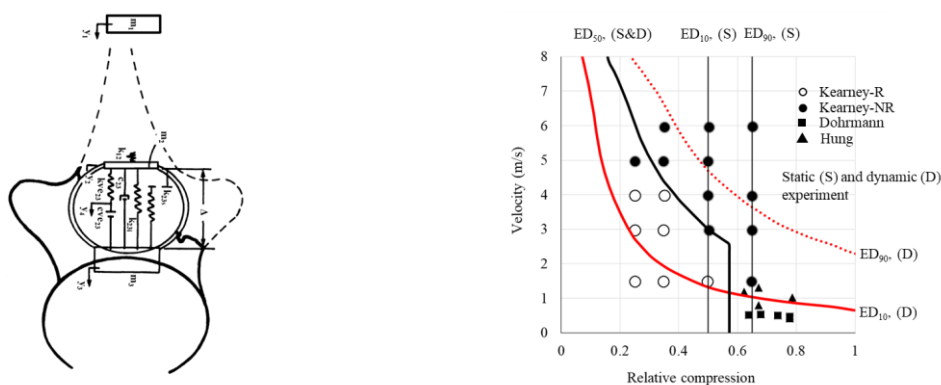
## 5.3 神経根基本モデルの圧迫基礎検討

### 5.3.1 神経組織の圧迫実験例

頸部・神経根は狭い二つの椎骨間スペースに配置されており, 後突時の椎骨間の相対運動が椎間孔形状を変化させ, 潜在的に神経根を圧迫する可能性がある. そのため, 多数の研究者が, 動物を使った神経根の圧縮実験を実施してきた. そして, 圧力

や荷重などの神経根損傷に対する評価指標の提案が行なわれてきた。ラットを使った準静的圧縮では、荷重 38 mN 以上では持続性のある神経損傷が発生すると報告されている (Hubbard et al., 2008)。またブタを使った圧縮実験で、圧力が 200 mmHg ( $\approx$  26.7 kPa) になると軸索伝導が完全に遮断されると報告されている (Olmarker et al., 1989)。そして、彼らは圧迫速度を速めると、神経の伝導速度が著しく低下する事も報告した。

また脊髄の動的圧迫実験を実施し、脊髄損傷程度と衝突速度、圧縮量との関係を調査した実験結果の例を図5-9に示す (Kearney et al., 1988)。彼らは、脊髄損傷の重症度が脊髄の圧迫速度、圧迫量、および持続時間について独立して制御できないため、これらの要因間の相互作用が完全には解明されていない事を問題提起し、イタチの切開した胸部・脊髄上に錘を落下させ、その損傷程度を調査した。圧迫実験は圧縮率 (脊髄・直径の25%, 35%, 50%または65%) と衝突速度 (1.5 m/s  $\sim$  6 m/sで5段階) を変えて実施された。その結果を図5-9 (b) に示す。低速度では、脊髄の機能的および解剖学的損傷は脊髄の最大圧迫量によって精度良く予測出来る。しかし、速度が増加すると、脊髄の圧縮量と圧縮速度の積で定義した粘性応答 (VC) の双曲線的な関係から、損傷に至る圧迫量が少なくなる事を報告している。



(a) The drop weight test on the spinal cord. (b) The spinal tolerance between compression and velocity.

Fig. 5-9 Interaction of contact velocity and cord compression in determining the severity of spinal

### 5.3.2 神経根基本モデルの圧迫速度に関するパラメータ・スタディ検討

我々も、速度を変えた圧迫負荷計算を実施し神経根の圧迫速度と変形の関係について検討した。図 5-10 は、計算で使用した神経根圧迫計算モデルで、インパクト形状などの配置を示す。インパクト形状は円柱を使用した。圧迫速度は一定とし、準静的に近い 1.5 mm/s から高速度の  $1.5 \times 10^3$  mm/s までの 10 段階とした。図 5-11 は、

圧迫速度を変えたときの神経根の吸収エネルギー量とインパクト変位量の関係を示す。圧迫速度が低速度から、速度が上昇するにつれ、同じ変位に対する神経根の吸収エネルギー量は大きくなる。これは神経根の持つ粘弾性特性による速度依存性の影響である。

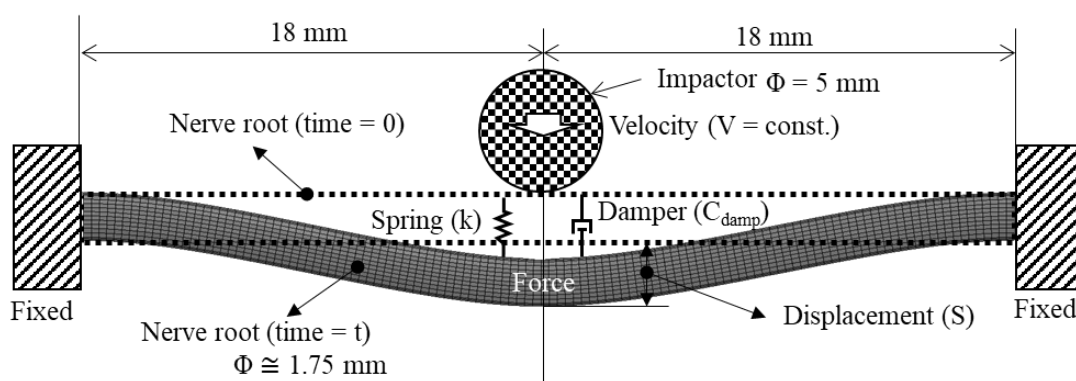


Fig. 5-10 Outline of impactor applied on nerve root.

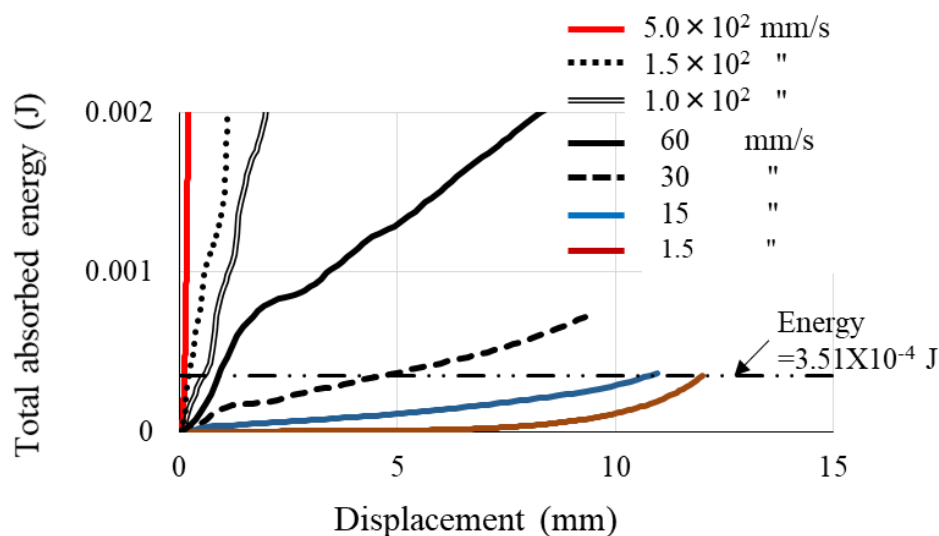


Fig. 5-11 Force-displacement with impactor different velocity.

図 5-12 は圧迫速度 1.5 mm/s, 150 mm/s, そして  $1.5 \times 10^3$  mm/s で神経根のエネルギー吸収量  $E = 2.0 \times 10^{-5}$  J に達した時の変形状態の比較を示す。

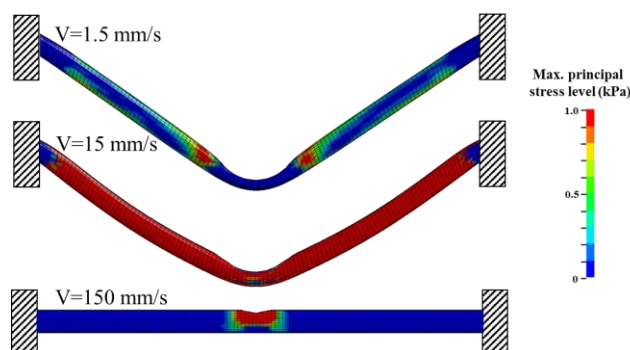


Fig. 5-12 Comparison of impactor displacement at the same deformation energy absorbed.

低速度での圧迫では、粘性の影響は殆どなく、吸収エネルギーの大部分は変形エネルギーである。速度に依存した粘性による局所的な変形がないため、内部の軸索モデルのひずみも場所によらず、神経根で全体的に一様なひずみ分布となる。

図 5-13 は、神経根の吸収エネルギー量を一定 ( $EA = 3.51 \times 10^{-4}$  J) とした時のインパクト速度と変位の関係を示す。

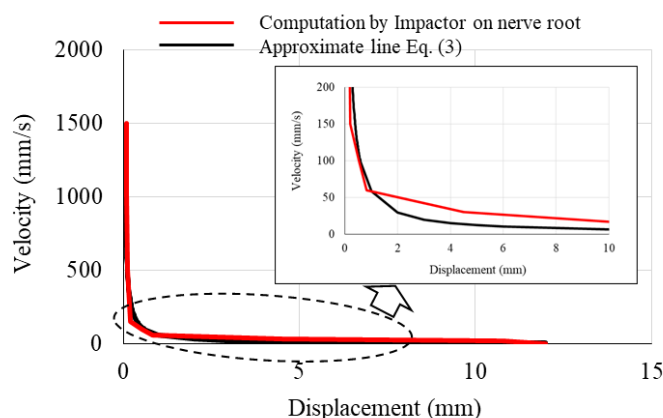


Fig. 5-13 Hyperbolic relationship between impactor velocity and impactor displacement at the same deformation energy absorbed.

因みに、同エネルギー量は準静的引張時の神経根損傷ひずみ 0.2 までの変形吸収エネルギー量である。圧迫速度と同曲線が交差する変位で囲まれる矩形面積が吸収エネルギー量を意味している。図 5-13 の赤い曲線は、圧迫速度を変え、上記エネルギー量 ( $EA = 3.51 \times 10^{-4}$  J) に達した時の変位との図 5-11 の対応関係を示す。低速度の

圧迫では、速度が非常に小さいため、同じエネルギー量に至るには、その分変位が大きくなる。圧迫速度が上昇すると、同エネルギー量に至るまでの変位が少なくて済む事を意味している。これらの結果は、脊髄の損傷評価として提案された **Viscous Criterion (VC)** を裏付けたものと言える。

また、硬膜特性の影響をみるため、インパクト速度 **150 mm/s** の条件下で硬膜特性を円周方向と長軸方向で各々の特性を用いたケース (a) と円周方向にも長軸方向の特性を用いたケース (b) で比較した。図 5-14 に示す様に硬膜強度が高いケース (a) の方が、負荷部境界と周囲との変形速度差は大きい。そのため、粘性的な影響を大きく受け、インパクト荷重は増加、負荷部のひずみレベルが高くなったと考える。最下段は、軸索ひずみ 0.2 に達した時の比較である。軸索のひずみ分布からも判るように円周方向の拘束が強まるケース (a) の方が軸索損傷の可能性が高まる事が判った。

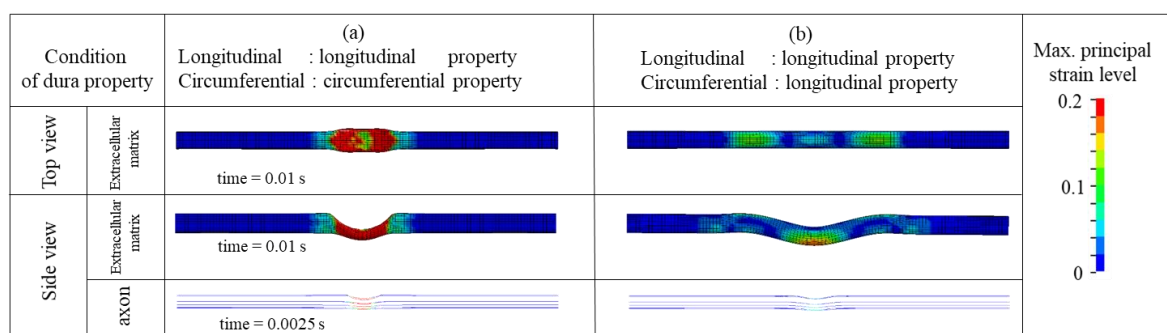


Fig. 5-14 Max. principal strain contour of nerve root and axon under the loading condition at  $V = 150$  mm/s.

### 5.3.3 神経根圧迫の理論的検討

これまでの結果から、神経根への動的圧迫では粘弾性による速度依存性の影響が大きい事が判った。負荷速度が大きいほど、変形の局所性が強まり、その発生荷重も大きくなる。そこで、エネルギー保存則を基礎として、粘弾性モデルによる圧迫速度と変形との関係を推定した。圧迫検討の模式モデルを図10に示す。インパクト圧迫時の神経根の粘弾性特性をバネ定数： $k$  およびダンパー係数： $C_{damp}$ とする。その時、任意の時間： $t$  でのインパクト荷重  $F(t)$  は、バネによる弾性荷重とダンパーによる粘性荷重から成る次式 (5-1) で与えられる。

$$F(t) = C_{damp} \cdot v(t) + k \cdot s(t) \quad (5-1)$$

ここに、 $v(t)$ ：インパクト速度、そして $s(t)$ ：変位である．エネルギー保存則から、圧迫時の神経根のエネルギー吸収量は摩擦などによる熱エネルギー（ $dQ$ ）と変形エネルギー（ $dU$ ）の合計から成ると考えて良い．両者のエネルギーは、ダンパー荷重とバネ荷重とその変形量から各々求められる．ここで、圧迫速度  $v(t)=V$ （＝一定）とした時の神経根損傷エネルギー $E_o$ が一定と仮定すると次式（5-2）が得られる．

$$\begin{aligned} E_o = dQ + dU &= \int_0^S F \cdot ds = \int_0^S k \cdot s ds + \int_0^S C_{damp} V \cdot ds \\ &= \frac{1}{2} k \cdot S^2 + C_{damp} \cdot V \cdot S \quad (\because V = const.) \quad (5-2) \end{aligned}$$

ここで、準静的な負荷条件下での圧迫を想定し、その時の損傷までに至る変形エネルギーを $E_o$ とすると、上式（5-3）は圧迫速度  $V$  と圧迫変位が双曲線に近い関係を表す．因みに、バネ定数は低速度圧迫  $V=1.5$  mm/s で見積もった時の  $k=0.75$  N/m として変位12 mm までの吸収エネルギー量  $E_o = 3.51 \times 10^{-4}$  J の時の式（5-3）から求めた圧迫速度  $V$  と変位  $S$  の関係は図13に示す黒線となった．圧迫計算のパラメータ・スタディの結果に定性的に合うように設定すると、 $C_{damp}$  の値は 6.0 J/s となった．これらを使用すると、動的負荷時の圧迫速度と圧迫変位の関係は、大略、式（5-3）で推定できると考えて良い．

$$\therefore V = \frac{E_o}{(C_{damp} \cdot S)} - \frac{1}{2} \frac{k}{C_{damp}} \cdot S \quad (5-3)$$

#### 5.3.4 軸索損傷に対する基礎検討

##### ひずみ-ひずみ速度間の双曲線的関係の仮説

動的圧迫時の神経根損傷評価では、速度の影響が大きいことがわかった．内部の軸索にも当然その影響が及ぼされ、同様な双曲線的な関係が成立するものと思われる．軸索の引張実験の結果から、ひずみ0.15を超える負荷条件下では、ひずみ速度を高くすると軸索損傷の閾値を低下させると報告した例もある（Nakadate et al., 2017）．

そこで、周囲の粘性に富む細胞外マトリクスに囲まれた長い軸索は、周囲の速度に影響された局所的な変化を受けて損傷が発生すると考えた．前節の粘弾性モデルの

エネルギー保存則を軸索ビーム要素に適用し、同モデルを図5-15に示すバネとダンパーでモデル化した。

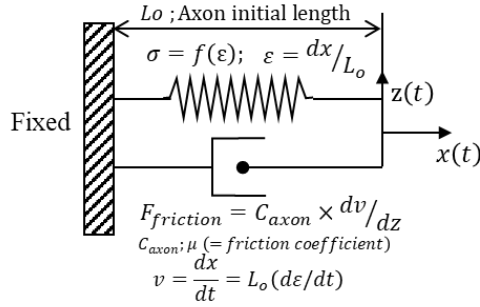


Fig. 5-15 Spring-damper model for axon under tension.

そのときの軸索のひずみとひずみ速度の関係は次式 (5-4) で与えられる。

$$\begin{aligned}
 \dot{\epsilon} &= \frac{1}{C_{axon} \cdot \pi D} \left( \frac{E_{failure}}{L_o^2 \epsilon} - \frac{\pi D^2 E}{8 L_o} \cdot \epsilon \right) \\
 &= \frac{1}{C_{axon} \cdot L_o} \left( \frac{E_{failure}}{SA_o \cdot \epsilon} - \frac{1}{8} D \cdot E \cdot \epsilon \right)
 \end{aligned} \tag{5-4}$$

軸索部はバネ・モデル、細胞外マトリクス部を含む周囲の粘性部を考慮したダンパーでモデル化している。引張条件を想定した。式 (5-4) の第一項はダンパー部の粘性荷重の影響、そして第二項はバネ部の影響である。ここに、 $D$ ：軸索の直径、 $L_o$ ：軸索の長さ、 $SA_o$ ：軸索の表面積、 $E$ ：軸索のヤング率、 $C_{axon}$ ：ダンパー係数そして  $E_{failure}$ ：軸索の単位体積当たりの損傷エネルギーを示す。ここで、前述したイカ軸索の引張時の応力-ひずみ特性で破損ひずみを 0.2 および 0.3 とした時の単位体積当たりの変形損傷エネルギー  $E_{failure}$  は各々  $3.61 \times 10^{-11}$  J そして  $7.97 \times 10^{-11}$  J であった。

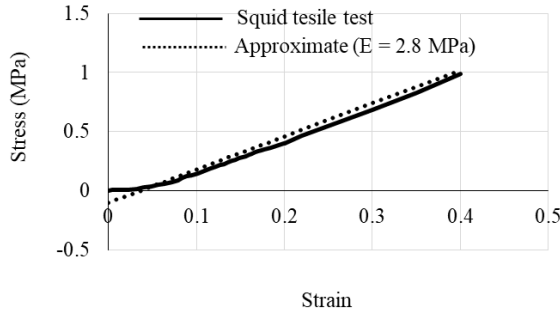


Fig. 5-16 Approximate stress-strain characteristics for the injury prediction of squid axon.

図 5-16 に示すように，イカのヤング率はほぼ直線で近似でき， $E = 2.8 \text{ MPa}$  であった． $C_{axon} = 0.25 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ，軸索モデルの直径と長さは，各々 $D = 1.7 \times 10^{-6} \text{ m}$ ， $L_o = 3.0 \times 10^{-4} \text{ m}$  であった．これらの値から破損ひずみ 0.2 と 0.3 での変形損傷エネルギーからひずみ速度とひずみの関係を図 5-17 に示す．

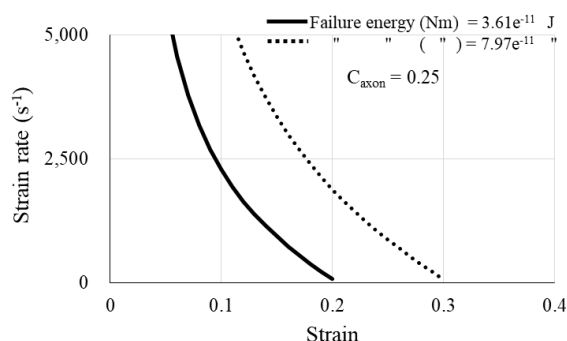


Fig. 5-17 Hyperbolic relations of the different deformation energy absorbed at failure.

この図から損傷ひずみ 0.2 の場合，ひずみ速度が 500 程度になると，損傷ひずみは 0.17 まで低下すると推定出来る．従って，ひずみ速度レベル ( $< 100/\text{s}$ ) 程度では，損傷ひずみ低下量の補正まで考慮する必要性は少ないと考える．これらの結果から，前節の神経根圧迫時のインパクト速度×変位と同様な双曲線的な関係になる．従って，損傷エネルギーが一定と仮定すると，ひずみ速度が大きくなるほど，損傷ひずみとして準静的な閾値より小さく評価すべきである事がわかる．また，ひずみ-ひずみ速度の関係式には軸索の寸法諸元が含まれている．

図 5-18 は，軸索の直径を変えた場合のひずみとひずみ速度の関係を示し，軸索の直径が増えるとひずみの減少幅は低下する傾向となることがわかる．

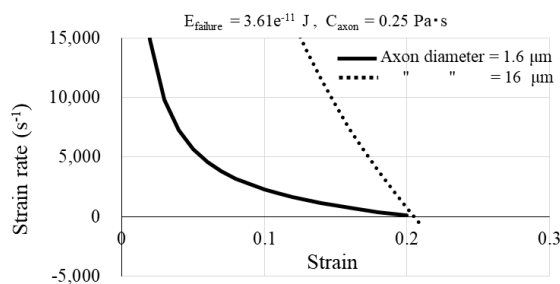


Fig. 5-18 Hyperbolic relations between strain-rate and strain with the different axon diameters.



最近, traumatic axonal injury (TAI) の研究では, 性差による軸索構造と TAI に対する反応を調べている (Dollé et al., 2018). 男性の脳の軸索は, 女性の軸索よりも平均して大きいことが示唆されている. 軸索サイズなどの形態の潜在的な違いが, いくつかの軸索が機械的損傷を受けやすい傾向があることを示唆しており, 性差による平均的軸索サイズの違いが, 動的荷重にさらされた軸索の機械的脆弱性の違いを表す可能性を高めると言われている.

また, 粘性係数 ( $C_{axon}$  係数) が高まると, ひずみとひずみ速度の関係は更に双曲線的な関係が強まる傾向となり, 損傷ひずみに関する感度が増す事もわかった. 粘弾性的挙動の強い材料の動的負荷時の損傷評価では, 準静的な応力-ひずみ特性データから, ひずみ速度を考慮したひずみベースで判断すべきと考える. 次章で後突時の神経根損傷評価について検討する.

## 5.4 後突時の神経根損傷への応用

### 5.4.1 神経根を組み込んだ C4-C5 spinal unit モデル (nerve-spinal unit モデル) の概略

本来は頭頸部全体モデルに全頸椎の神経根モデルを組み込み損傷評価すべきである. しかし, 頸椎全体に渡っての全モデル構築は, 脊髓～椎間孔間スペースが狭小なため, ベースとなる全形状データがあっても構築には時間が非常に掛かる. また, 計算環境の制約もあり, 頸部の中央に位置し, 後突時の変位が大きいことが予想される頸椎 C4-C5 spinal unit を代表的な部位と考えた. そして, 同部位だけの脊髓～椎間孔間の簡易的な神経根モデルを作成, 損傷評価する事にした.

神経根端部境界処理のため, 脊髓モデルと神経根に隣接する椎骨動脈もモデル化した. 神経根モデルは前節の基礎検討用の神経根基本モデル同様, 内部にビーム要素の軸索部, 鞘部を示すシェル要素そして内部の神経組織も含む細胞外マトリクスから成るソリッド要素でモデル化した. また神経根損傷に与える要素サイズの影響もみるため, 図 19 に示すように左神経根モデル (平均要素サイズ 0.66 mm ) に比べ, 右神経根モデルは約 1/4 に詳細化した.

今回の検討では, 内部の軸索モデル数は左神経根ではモデル要素サイズの関係上 1 本そして右側は合計 5 本である. nerve-spinal unit モデル端部の断面積は, 神経根基本モデルとほぼ同じのため, 軸索数を 2200 と仮定し, 軸索モデル 5 本の断面積が等価になるように調整した. 材料特性については, 神経根基本モデルと同じである. 図 5-19 の左側は, 以前の頭頸部 FEM モデル (長谷川他, 2018) から切り出した C4-C5 spinal unit モデルを示す.

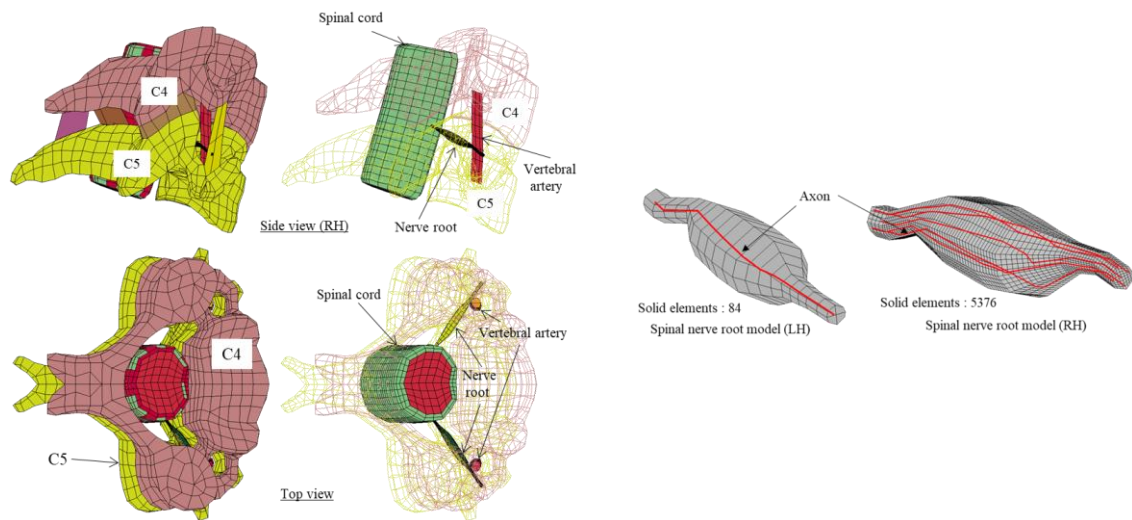


Fig. 5-19 C4-C5 nerve-spinal unit model in which includes nerve model, axon (red lines), and so on.

脊髓モデルの前面および背面は、それぞれ C4 および C5 への隣接部分を tied contact を使って結合した。

C4-C5 spinal unit モデルを使った後突相当の条件を負荷するため、後突計算での頭頸部モデルの C4 および C5 重心位置の X-, Z-変位および Y-軸廻りの回転角度データを先ず出力した。その後、図 5-20 に示すように後突相当の C4-C5 相対変位および Y-軸廻りの回転角度を算出した。

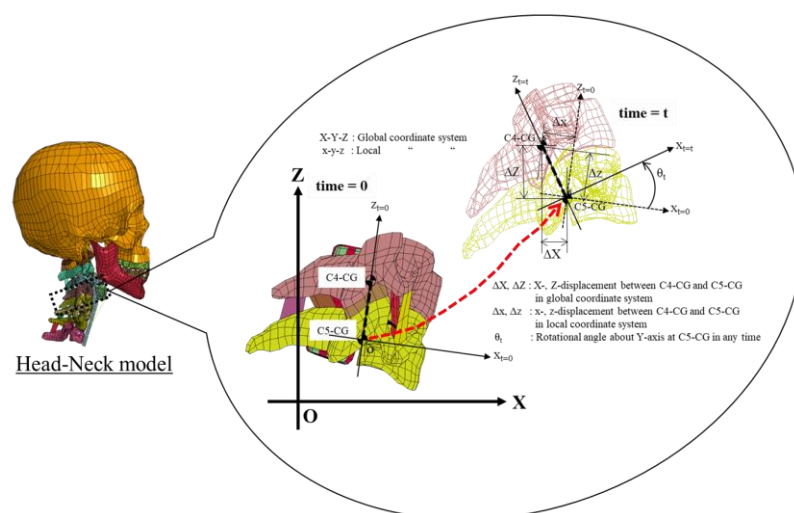


Fig. 5-20 Relative movement between C4 and C5 in rear impact.

その後突相当の条件を上記 C4-C5 spinal unit 部モデルに入力し、後突時の神経根に与える影響を調べた。従って、C4-C5 unit の挙動は X-Z 平面内の並進運動と Y-軸廻りの回転だけに限定される。図 5-20 は下位頸椎 C5 を固定した例で、グローバルな X-Y-Z-座標系から下位頸椎 C5 に固定した局所的な x-y-z-座標系へ変換したデータを使って計算する。C4-C5 間に配置される神経根は、脊髓を出て下降しながら椎間孔から外側へ出ていくため、基本的に Z-方向に対して非対称となる。そのため、評価すべき頸椎挙動に応じて、固定する椎体を考慮した方が良いと考えた。図 5-20 の説明では、固定すべき頸椎を一般化するため、上位頸椎を  $C_i$  として下位頸椎を  $C_{i+1}$  で示した。

$$\Delta x = \Delta X \cos \theta_5 + \Delta Z \sin \theta_5 \quad (5-5)$$

$$\Delta z = -\Delta X \sin \theta_5 + \Delta Z \cos \theta_5 \quad (5-6)$$

$$\Delta \theta = \theta_4 - \theta_5 \quad (5-7)$$

## 5.4.2 nerve-spinal unit モデルによる損傷検討

### 5.4.2.1 日常的な伸展および屈曲挙動での検討

後突時の神経根損傷検討前に、先ず日常的な頭頸部伸展挙動での神経根について調べた。その検討に使用した頸椎伸展角度履歴データを図 5-21 (a) に示す（長谷川他, 2018）。

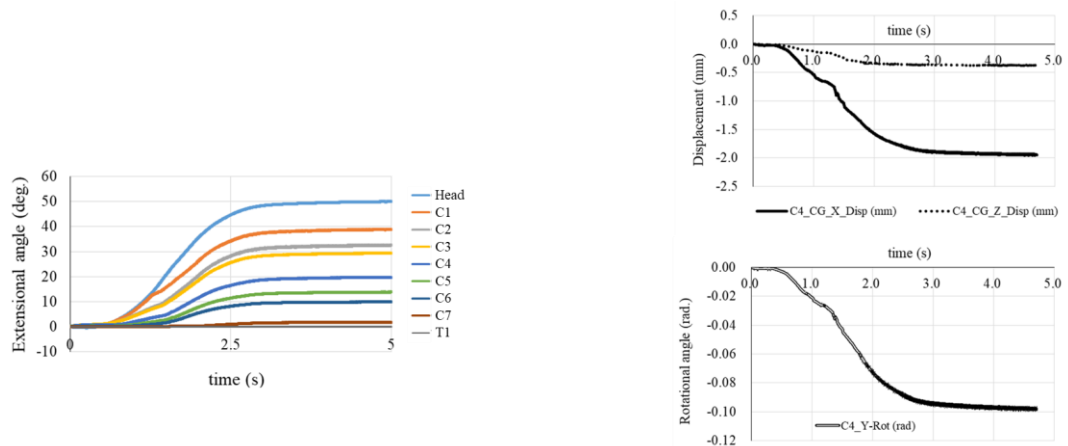
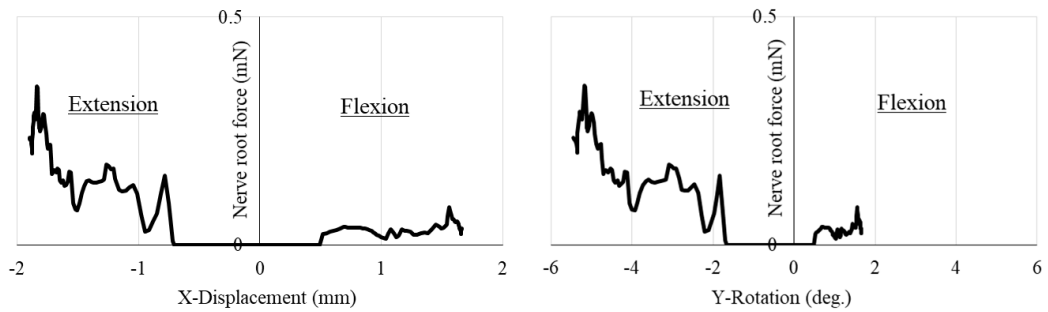


Fig.5-21 (a) Head-neck rotational angle time-history (b) The relative movement between C4 and C5. during the daily head extension

同データは、1G 条件下で頭頸部筋肉を活性化させ、5 秒かけて伸展、屈曲挙動させた結果である。伸展回転後、約 2.5 秒で頭部は約 50 度となり、各頸椎の回転もほ

ば終了している．日常的な伸展挙動では通常頭部が回転し始め，その後頸椎下位に向かって回転していく．そのため，5.4.1 節の C4-C5 unit モデルの相対挙動解析では下位頸椎 C5 の固定が妥当と考えた．その伸展時の C4-C5 椎体間の相対変位と回転角度履歴データを図 5-21 (b) に示す．相対回転角度は最大 0.1 rad (約 6°) そして前方変位は伸展で約 2 mm ，屈曲では約 1.6 mm だった．比較のため屈曲挙動についても検討した．日常的な伸展-屈曲挙動で計算した神経根に与える C4-C5 圧迫荷重を図 5-22 に示す．左図は神経根の圧迫荷重と前方変位そして右図は Y-軸廻りの回転角度の関係を示す．



(a) Contact force – X-displacement at C4\_CG. (b) Contact force – Y-angle at C4\_CG.

Fig. 5-22 Contact force between C4 and nerve-root in the extension and flexion behavior.

5.1 節で触れた様に，神経根への圧迫荷重は，屈曲挙動に比べ，伸展挙動の方が大きかった．このことは，頭部屈曲時より伸展時に椎間孔スペースが狭くなる事実と一致する (Nuckley et al., 2002, Vasavada et al., 2008)．

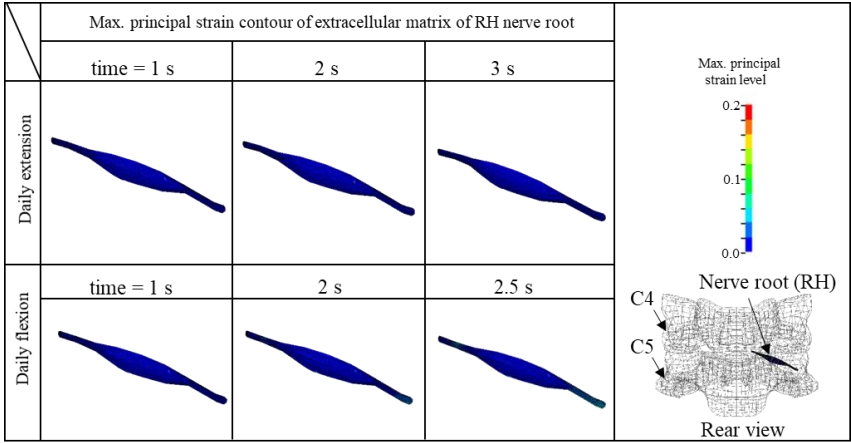


Fig. 5-23 Representative max. principal strain contour of extracellular matrix.

荷重ピーク・レベルは屈曲では 0.1 mN 程度，伸展時には 0.35 mN 程度と約 4 倍の差があった．また，ラットの神経根圧迫実験で得られた損傷荷重の閾値 34.08 mN よりかなり低かった．そして，神経根の圧力ピーク・レベルは，伸展では 3.3 kPa，一方屈曲では 2.2 kPa だった．いずれにしても，神経根には損傷に至るレベルの結果は見られなかった．図 5-23 は，伸展および屈曲時の軸索の最大ひずみと代表的な細胞外マトリクスの最大主ひずみコンター図を示す．伸展および屈曲ともに，神経根端部付近でのひずみが高く，伸展では 3 s で 0.15，屈曲では 2.5 s で 0.1 レベルであった．いずれも問題ないレベルで推移している．なお，これ以降，最大主ひずみコンターのレベル表示は全て同じである．

#### 5.4.2.2 後突初期挙動での神経根損傷の可能性検討

##### 男性被験者・後突データでの検討（AM50）

男性被験者の  $\Delta V = 5$  km/h の後突実験データ（Sato et al., 2014）を使って後突計算した頭頸部挙動に基づいて，神経根損傷の可能性検討を実施する．後突計算で得られた頭頸部の伸展回転履歴を図 5-24 に示す．この時の  $S-\theta_{max}$  は後突後 0.1 s で  $19.4^\circ$  であった．以前提案した，むち打ち傷害指標（ $S-\theta_{max}$ ）で注目すべき損傷発生タイミングは後突後～0.15 s 程度と考えられ，その時の神経根圧迫損傷について検討する．因みに，このケースでの後突被験者のむち打ち傷害状況は不明である．後突事象では，先ず被害者の背中がシートバックを介して押し出されるが，頭部は静止状態のままで，下部頸椎から上方に向かって前方運動し始めると考えて良い．

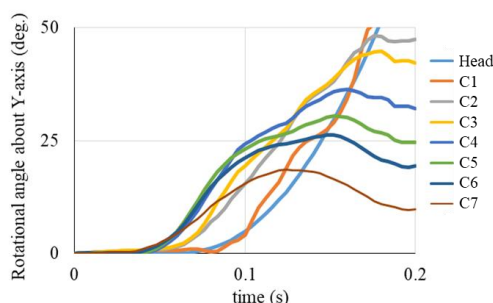


Fig.5-24 Y-rotational angle of C-spine computed using male volunteer's rear impact condition.

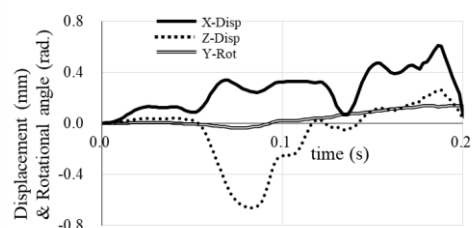


Fig.5-25 Relative motions of C5 to C4 computed using male volunteer's rear impact.

そのため，日常的な伸展/屈曲挙動の場合とは異なり，ここでは C4 を固定，C5 に相対的負荷条件を設定した．AM50 後突計算結果から算出した C4-C5 unit 部の相対的挙動を図 5-25 に示す．後突初期（～0.2 s）での X-および Z-変位は最大で 0.6 mm

程度，また Y-回転角度は 0.13 rad.であった．前節で説明したように，要素サイズの粗密の影響を比較検討するため，左右の神経根モデルは異なる．

図 5-26 は，C5 椎体と左右神経根との接触荷重履歴を示す．左右神経根の接触荷重の違いは，粗密要素サイズに基づく変形の違いによるものである．図 5-27 に C5 椎体の速度履歴を示す．後突後 0.1 s 付近で C5 と神経根の接触荷重は二山波形を形成し，後半では最大 167 mN に達した後，直ぐ低下している．0.1 s 後も C-5 変位はほぼ一定で推移しているため，この荷重低下の原因は C-5 速度の影響と考えて良いと思われる．

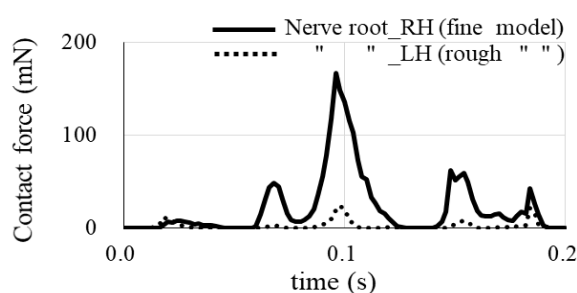


Fig.5-26 Contact force time-history of nerve roots.

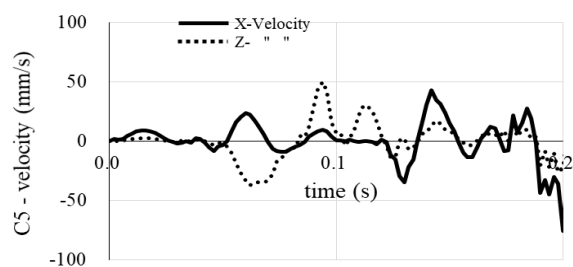


Fig.5-27 X- and Z-velocity time-history at C5.CG.

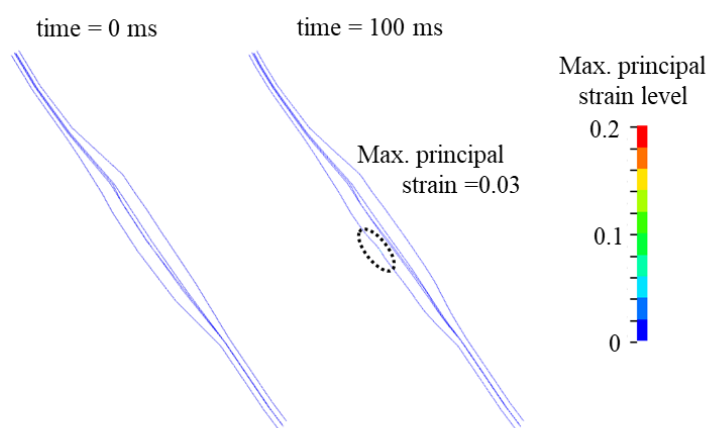


Fig. 5-28 Max. principal strain contour of axon on the nerve root.

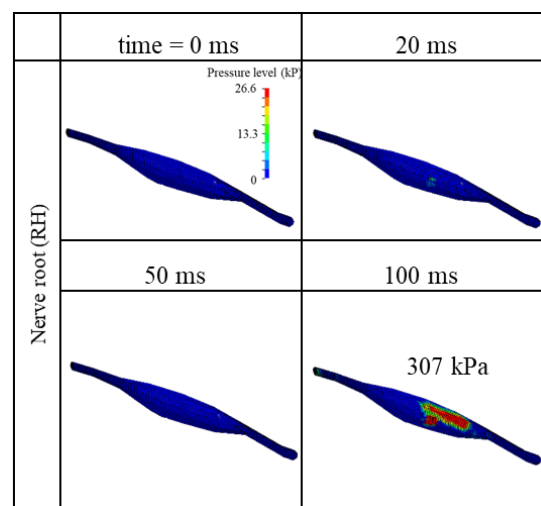


Fig.5-29 Representative pressure contour of RH nerve root.



インパクトの神経根圧迫基礎検討で示したように神経根の粘弾性特性により、圧迫速度が大きくなる程、圧迫荷重は大きくなり、その変形領域は局所化される事が判っている。神経根荷重に与える C-5 速度の影響をみると、0.1 s 付近での最初のピークは、X-方向速度の影響、後半のピークは、Z-方向速度の方が大きいことが推定される。しかし、これは、あくまで C5 重心位置での速度である。神経根に直接負荷を与える付近の速度で評価すべきと考え、次節で考察する。図 5-28 は軸索の最大主ひずみ分布を示す。参考までに、図 5-29 に代表的時間の細胞外マトリクスの圧力分布を示す。今回の結果でみる限り、後突後 0.02 s で圧力は既に 39 kPa に達し、Olmarker らの指摘する基準 27 kPa を超えた。0.1 s では、最大 307 kPa となった。軸索を取り巻く神経細胞外マトリクスの最大主ひずみ分布も評価した。図 5-30 は、代表的な時間での神経細胞外マトリクスの最大主ひずみ分布を示す。ひずみコンター表示レベルは図 28 と同じである。上段は上方から見た C5 椎体と右側神経根の変形状況と最大主ひずみのコンター図で参考までに 0.2 s まで示す。中段は神経根表面を覆う鞘部のコンター図を示す。

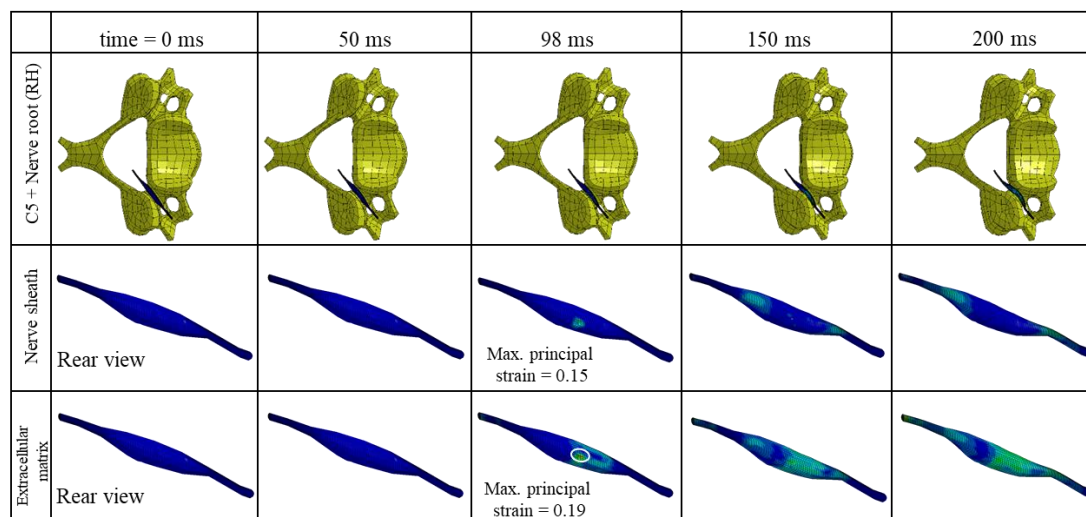


Fig. 5-30 Max. principal strain contour of RH nerve root at representative time.

(upper row: relation between C5 and nerve-root, middle row: Max. principal strain contour of nerve sheath, lower row: Max. principal strain contour of extracellular matrix).

0.1 s 付近で最大ひずみ 0.15 となったが、それ以外では、殆ど小数点以下二桁台のひずみレベルで推移した。一方、内部の神経根細胞外マトリクスの最大主ひずみは 0.1 s 付近で、ひずみ 0.2 程度の部位も見られた。また、0.15 s 以降でも 0.2 レベルのひずみが見られた。このように衝撃負荷を受けた場合、神経根表面の鞘部で損傷

に至らなくとも、内部では損傷の可能性があることがわかる。また、細胞外マトリックスのひずみ速度は 0.094~0.134 s で二桁のオーダーであり、最大ひずみ速度は後突後 0.1 s で 109 /s だった。

### 女性被験者・後突データでの検討 (AF50)

後突時の神経根損傷の男女差を検討するため、女性被験者の後突実験データ (Sato et al., 2014) を使って神経根圧迫損傷について検討した。ただし、計算には AM50 と同じ nerve-spinal unit モデルを使用した。同様に、女性被験者の後突計算結果から算出した C4-C5 unit 部の相対的挙動データを用いた (長谷川, 久保田, 2019)。

AF50 後突計算で得られた頭頸部の伸展回転履歴を図 5-31 に示す。この時の S- $\theta_{\max}$  は後突後 0.088 s で 24.1°であった。

また、図 5-32 は後突計算結果から算出した C4-C5 unit 部の相対的挙動データを示す。AM50 に比べ、AF50 の X-および Z-相対挙動の振幅が大きい。特に X-変位には、AM50 では見られない二山波形が見られる。

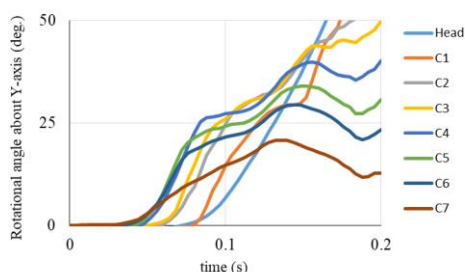


Fig. 5-31 Y-rotational angle of C-spine computed using female volunteer's rear impact condition.

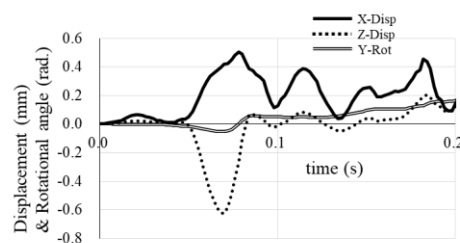


Fig.5-32 Relative motions of C5 to C4 computed using female volunteer's rear impact.

図 5-33 は、C5 椎体と左右神経根との接触荷重履歴を示す。AM50 に比べ、ピーク荷重は約 2 倍大きく、発生タイミングも約 10 ms 早い。

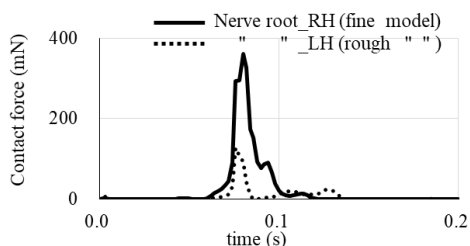


Fig.5-33 Contact force time-history of nerve roots.

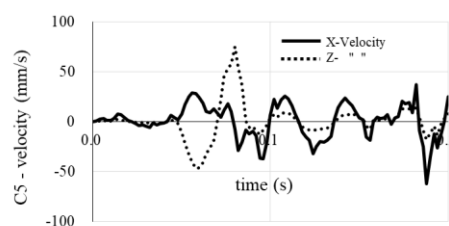


Fig.5-34 X- and Z-velocity time-history at C5.CG.



図 5-34 は C5 椎体の速度履歴を示す．後突後 0.1 s まで AM50 と比較すると，X-および Z-速度ともに振幅が大きく，発生タイミングも早い．

図 5-35 は軸索の最大ひずみを示す．軸索の最大主ひずみは，0.08 s で 0.18 となった．これは AM50 のひずみの約 6 倍であった．そして細胞外マトリクスの代表的な圧力コンターを図 5-36 に示す．圧力値も，後突後 0.072 s で Olmarker らの基準値 27 kPa を越え，最大圧力値は，0.08 s で発生し 2.4 MPa であった．

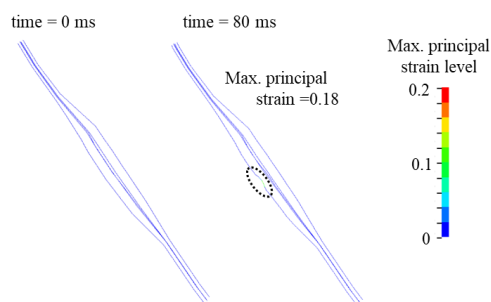


Fig. 5-35 Max. principal strain contour of axon on the nerve root.

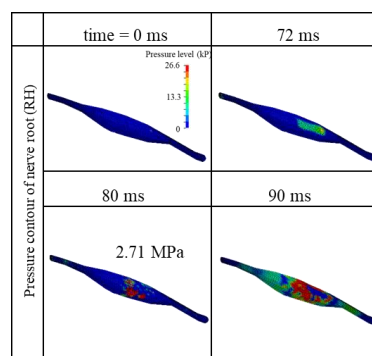


Fig.5-36 Representative pressure contour of RH nerve root.

図 5-37 は，代表的な時間での神経細胞外マトリクスの最大主ひずみ分布を示す．細胞外マトリクスの最大主ひずみは 0.082 s で 0.43 となった．また，0.15 s 以降でも 0.18 レベルのひずみが継続した．この様に AF50 の後突条件では，AM50 の後突条件に比べ，神経根損傷の可能性が高くなることがわかった．

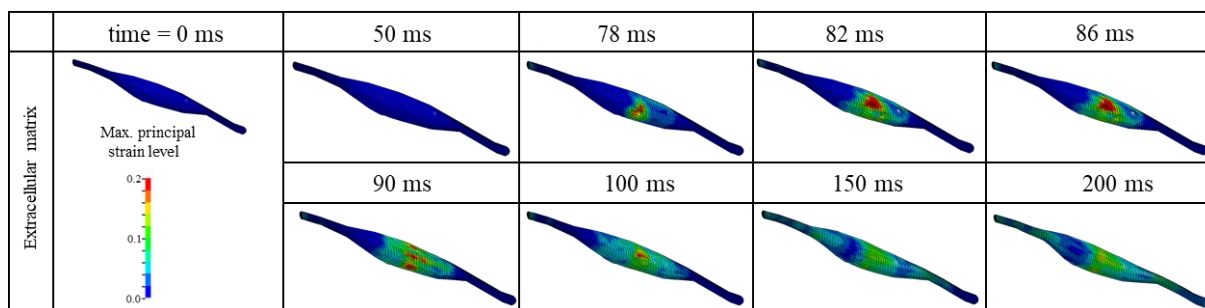


Fig. 5-37 Max. principal strain contour of RH nerve extracellular matrix at representative time.

神経根に直接的に圧迫負荷を与えるのは椎体の椎間孔部分と考えて良い．従って，神経根へ与える負荷速度として椎間孔領域を考えるのが一番適切である．図 5-38 に示す概念図の例では，椎間孔領域の点 P は C5 重心より，X-方向で 4 mm 前方，Z-方向で 6 mm 上方にあった．椎間孔の点 P の X-および Z-方向の並進速度は重心位置

と同じである．しかし，点 P には，並進速度成分以外に Y-軸回転と初期角度  $\theta$  の影響が加わる．後突初期 0 ～ 0.05 s にかけて，AM50 および AF50 は共に負の Y-軸廻りの回転（屈曲）が発生している．男女の C5 Y-軸回転履歴の比較を図 5-39 に示す．後突後，0～0.1 s で比較すると，AF50 は AM50 に比べ，伸展回転開始時間が早い．その後の屈曲開始時間も早く，かつ立ち上がりも早い．今回  $\theta$  の影響は考慮していないが，図 5-40 に回転速度の影響を加味した点 P と重心位置での X-および Z-速度を比較した．重心位置では，Z-方向速度が最大であったが，点 P では，X-方向速度が最大になっていることがわかる．この様に，椎体点 P の速度には，椎体の Y-軸回転速度の影響が大きく寄与する．今回の検討では，後突挙動を X-Z 面内の並進運動，そして Y-軸廻りの回転に制限した．実際の後突挙動では，一般的に 6 自由度運動であることを考慮すれば，椎間孔周囲の挙動は更に複雑なものと考えられる．

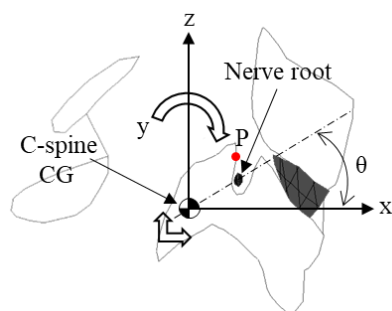


Fig. 5-38 Schematic relationship of the movement between C-spine CG and intervertebral foramen point (P) under nerve root loading in rear impact.

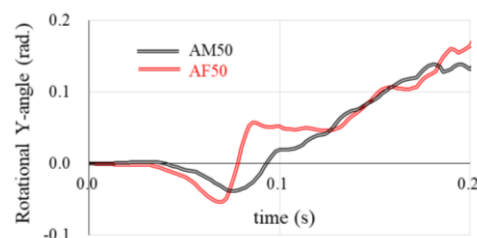


Fig. 5-39 Comparison of Y-rotational angle time-history at C5\_CG between AM50 and AF50 rear impact condition.

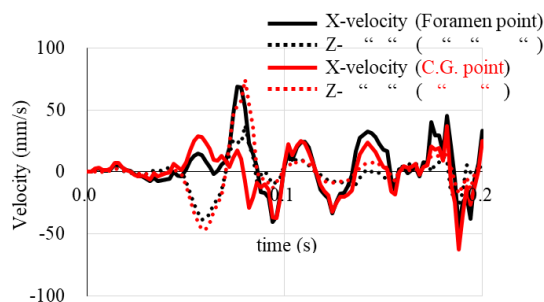


Fig. 5-40 Velocity time-history in the different positions of C-spine.

### 筋緊張状態での検討（AF50）

これまで筋緩和状態について神経根損傷の男女差を検討してきた．ここでは，AF50の筋緩和/緊張状態での神経根損傷に与える影響を比較・検討する． 4.6 節で示した

男女/SCM の筋活性度などを因子とした回帰式 (4-11) を使って、この筋緊張状態を求めた。そのときの頭部姿勢保持条件は、後突前の SCM 筋活性度が 0.25 であった。回帰式による推定  $S-\theta_{\max}$  は、 $16.5^\circ$  であったが、後突計算結果での  $S-\theta_{\max}$  は後突後 0.08 s で  $15.7^\circ$  であった。

そのときの AF50 後突計算で得られた頭頸部の伸展回転履歴を図 5-41 に示す。そしてその結果から算出した C4-C5 相対挙動データを図 5-42 に示す。

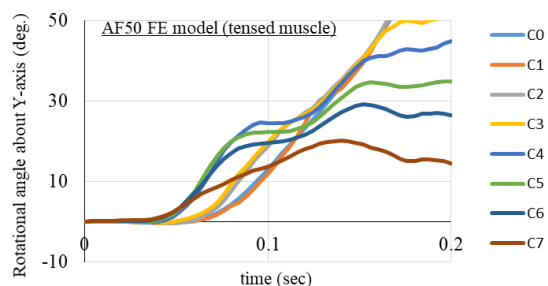


Fig. 5-41 Y-rotational angle of C-spine computed using female volunteer's rear impact condition.

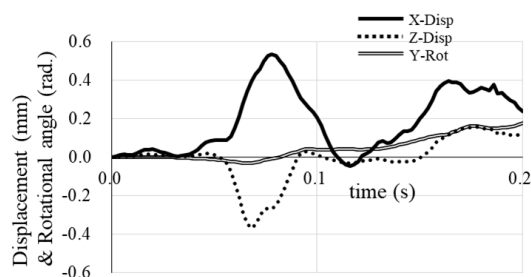


Fig.5-42 Relative motions of C5 to C4 computed using female volunteer's rear impact.

図 5-43 は、C5 椎体と左右神経根との接触荷重履歴を示す。ピーク荷重は 270 mN で、AF50 の筋緩和状態に比べ、ピーク荷重は約 3/4 に低下、発生タイミングも 5 ms 程度早まった。

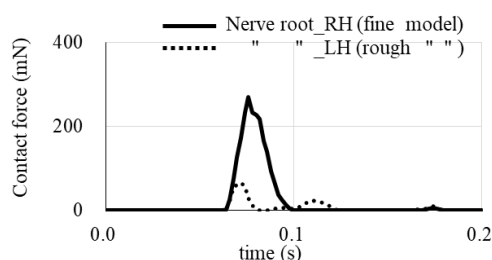


Fig.5-43 Contact force time-history of nerve roots.

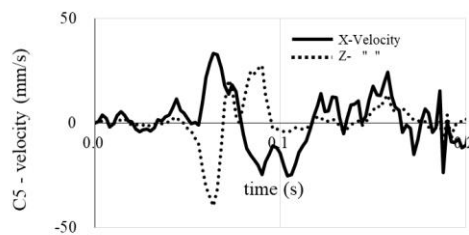


Fig.5-44 X- and Z-velocity time-history at C5\_CG.

図 5-44 は C5 椎体重心位置の速度履歴を示す。後突後 0.1 s まで AF50 の筋緩和状態と比較すると、X-速度のピーク・レベルはほぼ同じだが、筋緩和状態の方が若干タイミングは早い。一方、Z-ピーク速度は筋緩和状態の方が約 3 倍大きかった。

図 5-45 は軸索の最大ひずみを示す。軸索の最大主ひずみは、0.076 s で 0.033 となり、AM50 のひずみとほぼ同レベルであった。そして細胞外マトリクスの代表的な圧

力コンターを図 5-46 に示す．最大圧力値は，0.076 s で発生し 317 kPa で，これも AM50 の圧力とほぼ同レベルであった．また，細胞外マトリクスの最大主ひずみも 0.074 s で 0.22 となり，AF50 の筋緩和状態に比べほぼ半減した．

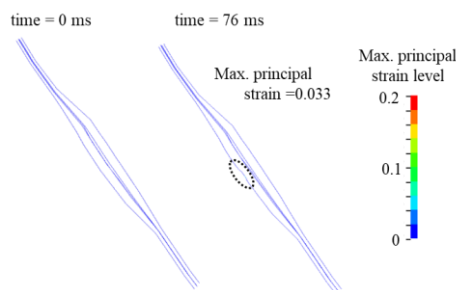


Fig. 5-45 Max. principal strain contour of axon on the nerve root.

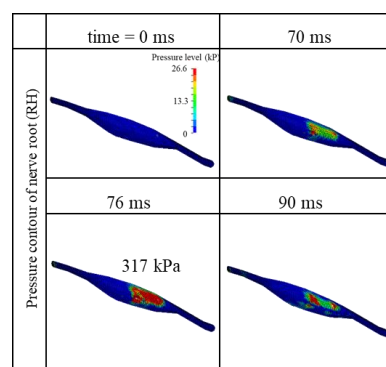


Fig.5-46 Representative pressure contour of RH nerve root.

前節で神経根損傷は神経根近くの椎体速度で比較した方が良いことがわかっているので，図 5-47 に右側神経根近くでの椎体の X-速度および Z-速度の比較を示す．

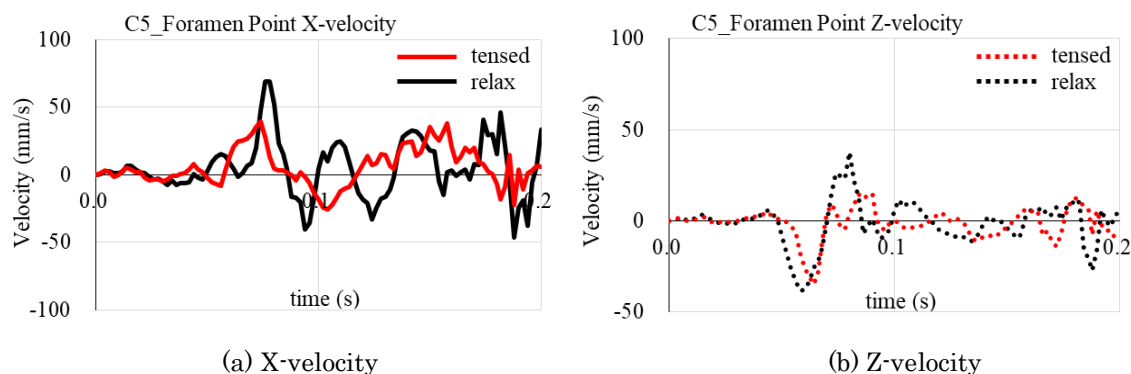


Fig. 5-47 The comparison of C5 velocity at foramen point near nerve-root, in which shows the state of tensed muscles in red line, and relaxed muscles in black line.

筋緊張状態の方が筋緩和状態に比べ，X-およびZ-速度共に低下しているのがわかる．筋緊張状態と筋緩和状態で，C5 重心位置での X-速度はほぼ同じであるため，神経根近くの椎体速度の差は Y-軸廻りの回転速度の違いと考えて良いと思われる．後突前の筋緊張状態により後突初期の椎体の Y-軸回転速度が減少し，その結果神経根への X-方向圧迫速度の低下につながったと思われる．

今回のケースでは，神経根損傷に対して，筋緊張が椎体の Y-軸回転速度へ影響する可能性が高いことがわかった．しかし，このことが他の椎体ユニット間でも

一般的に成立するか確認する必要がある．後突時の椎体ユニット間の相対挙動データは各々異なるため，今後更に評価・検討が必要である．

前述した 2.4 節の屍体・頸部を使った椎間孔閉塞評価実験で，Nausdle らは後突時の神経損傷の可能性を検討した．しかし，後突時の椎間孔閉塞量は日常的な伸展時と同程度であり，閉塞速度も 0.18 m/s と直接的な神経組織の圧迫損傷の可能性はないと結論付けている (Nausdle, et al., 2001)．これまでの一連の C4-C5 ユニットの計算結果では，後突時の圧迫量が日常的伸展挙動より少ない 1 mm 未満でも圧迫速度が 0.1 m/s 程度あれば，神経根損傷の可能性があると推定できる．屍体実験による実際の神経損傷評価には限界があり，彼らが実験実施した当時，本方法の様な計算バイオメカニクス的手法による神経根解析結果を参考にできれば，また違った判断になったかも知れない．今後さらにモデル改善などを実施，検証精度を高める必要があるが，今回の被験者挙動の再現，広範な実験検証を通じた一連の傷害解析により，今回提示したむち打ち傷害発生メカニズムは解明できたと考える．

#### 5.4.2.3 後突時の神経根損傷予測法の検討

神経根の圧迫基礎検討同様，nerve-spinal unit モデルを用いて，神経根に対する椎体 C5 の圧迫速度：X-および Z-速度に関してパラメータ・スタディ検討した．図 5-48 は変形エネルギー  $3.51 \times 10^{-3}$  J に達した時の椎体圧迫速度と変位の関係を示す．

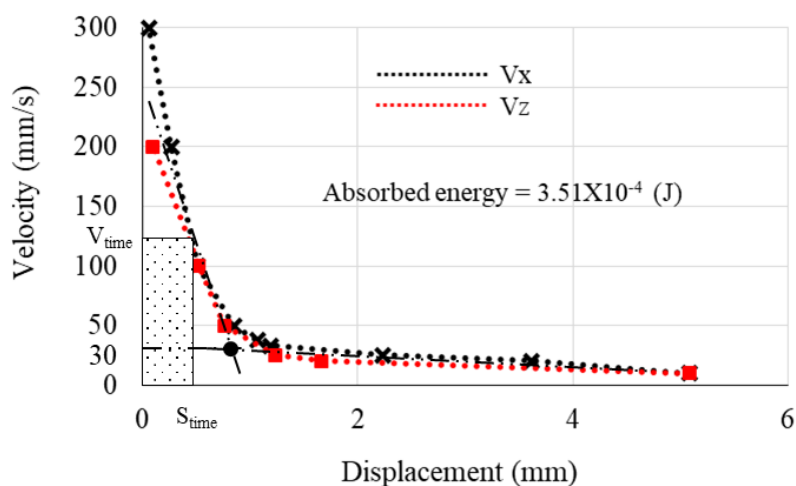


Fig. 5-48 Hyperbolic relationship between C5 velocity and C5 displacement.

X-および Z-速度ともに，両者の間に 5・3・2 節と同様な双曲線的な関係が成立した．双曲線より上方領域は神経根損傷あり，下方領域は損傷なしを意味している．図

5-48 の双曲線部分を上下の二点鎖線で直線近似したときの交点の圧迫速度は約 30 mm/s であった。この圧迫速度を変曲点として、速度が増加すると、神経根損傷までの変位は小さくなり、限りなくゼロに近付いていく。

この速度と変位の関係を応用すると、神経根モデルがなくても、後突時の椎体速度から、ある程度神経根損傷が予測可能と考えられる。以下にその考え方を示す。図 5-48 示す水玉領域の面積は、ある一定圧迫速度  $V_{time}$  で変位したときの神経根の変形エネルギー量に相当したものと見なしても良い。圧迫速度一定を仮定しているので、変位軸の変位  $S_{time}$  を  $V_{time}$  で除した値は、それに要した時間  $time = S_{time} / V_{time}$  となる。後突時に適用した場合、椎体速度  $V_{time}$  の時間履歴から、神経根損傷を判定したい時間内の平均速度を先ず求める。次に、その速度値と時間間隔から神経根変形量を見積もり、その時間内の神経根変形エネルギー相当量が概算出来る。最終的に、その推定エネルギー相当量と損傷エネルギーとの比較により損傷の可能性を判定すれば良い。筋肉付き頭頸部 FEM モデルを開発し、頭頸部姿勢保持筋力調整を通じて、後突時の頭頸部挙動再現を実施した。後突時の男女挙動差を明らかにし、同データを使って、今回神経根圧迫損傷予測までの一連の手法を提示できた。

## 5.5 結 論

後突初期のむち打ち傷害について、これまで脳脊髄液の圧力変化による神経損傷発生メカニズムが提案されている。本論文では椎体圧迫負荷時の神経根損傷の可能性について、神経根内圧力とともに検討した。計算圧力値の変動は大きく、 $\Delta V=5 \text{ km/h}$  相当の条件下でも基準圧力値の 100 倍を超す結果があり、本指標を用いた評価は必ずしも適切ではない可能性が高い様に思われる。後突初期～0.15 s 程度のタイミングで C4-C5 椎体からの圧迫負荷時の神経根損傷について検討した結果、これまでの一連の報告を通じて後突初期の神経根の圧迫損傷発生メカニズムを解明できたと考える。また、神経組織を含む粘弾性特性を有する生体軟組織の動的負荷時の損傷評価に対して、速度および、ひずみ速度を考慮した評価についても提示した。

1. 今回の神経根モデルは、イカ軸索・引張実験の応力-ひずみ特性、そしてラット腰部神経根・引張実験の応力-ひずみ特性で検証した。
  - ・ブタの頸部神経根・断面画像から神経根モデル断面内の軸索数を 2200 本と推定した。9 本の軸索数から成る神経根モデルで引張検証するため、軸索の合計断面積で等価調整した。

2. 神経根モデルのインパクト圧迫に関する基礎検討では、エネルギー保存則を適用し、損傷時の変形エネルギー一定と考えると圧迫速度と神経根変位との間に双曲的な関係がある事がわかった。
  - ・生体特有の粘弾性挙動の影響により、圧迫速度が大きくなるほど、損傷は局所的になり、変位が小さくても損傷の可能性がある。
  - ・また、神経軸索に同じくエネルギー保存則を適用すると、ひずみとひずみ速度の間に同様の双曲線的な関係が成立する。
3. 神経根モデルを組み込んだ C4-C5 unit の FEM モデルを使った解析により、神経根への圧迫速度が高まると損傷の可能性がある。
  - ・頭頸部 S-字変形挙動のない日常的な頭部伸展挙動では、神経根損傷の可能性がない事を確認した。
  - ・次に、男性被験者の後突挙動データ ( $\Delta V=5 \text{ km/h}$ ) で解析した結果、神経根への椎体負荷速度が高くなると神経根損傷の可能性があることがわかった。
  - ・同様に女性被験者の後突挙動データでも解析した結果、AF50 の神経根ひずみは AM50 の約 2 倍となり、神経根損傷の可能性が高いことがわかった。
4. 椎体圧迫速度に関するパラメータ・スタディの結果、圧迫速度と神経根変位にも双曲的な関係が成立する。神経根損傷に関する速度の影響が大きく変わる圧迫速度は、約  $30 \text{ mm/s}$  となった。

## 第 6 章 結 言

### 6.1 結 論

後突初期のむち打ち傷害について、これまで脳脊髄液の圧力変化による神経損傷発生メカニズムが提案されている。本論文では、それに代わり、後突時に椎体が神経根を直接圧迫し神経損傷に至る可能性について検討した。先ず平均的男性サイズの頭頸部 FEM モデル（AM50 モデル）を構築した。同モデルを使って、後突前の頭部姿勢を筋力バランスさせることで、被験者の後突時の頭頸部挙動を再現できた。後突初期の頭頸部挙動は主に頭部姿勢保持筋力の影響に支配されることを確認した。そして、後突初期に見られる特有の頭頸部 S-字変形挙動を評価する新たなむち打ち傷害指標（ $S-\theta_{max}$ ）を提案した。次に、男性より、むち打ち傷害頻度の高い女性に対し、上記 AM50 モデルをスケーリングした平均的女性版頭頸部 FEM モデル（AF50 モデル）を作成し、同様な手法にて女性被験者の後突挙動を再現した。

むち打ち傷害指標（ $S-\theta_{max}$ ）の結果を男女で比較すると、

$$(S-\theta_{max})_{\text{女性}} > (S-\theta_{max})_{\text{男性}} \text{ となった。}$$

また、後突前の頭部姿勢保持で筋緊張状態にすると、

$$\text{後突時の } (S-\theta_{max})_{\text{筋緩和}} > (S-\theta_{max})_{\text{筋緊張}} \text{ であることもわかった。}$$

後突初期の（ $S-\theta_{max}$ ）発生タイミングは、後突後 0.15 s 程度である。最終的に、このタイミングでの後突中の C4-C5 椎体挙動での神経根損傷について検討した結果、圧迫速度が高まると神経根損傷の可能性があることを確認できた。これまでの結果を通じて後突初期の神経根圧迫損傷発生メカニズムを合理的に説明できた。今後車両の自動ブレーキなどの自動制御技術の向上に伴い、事故の低速度化が進むものと考えられる。今回の一連の手法は、筋力が無視できない低速度衝突時の精度良い傷害評価に役立つものと考えられる。

第 3 章では、以下の知見を得た。

- （1）頭部姿勢保持状態：1G 条件下の頭部中立保持では、頭部の幾何学的特性（頭部質量、頭部重心位置、Y-軸周りの慣性モーメントなど）の幾何学特性の寄与度は小さく、筋力が支配的である。
- （2）むち打ち傷害の代替指標：後突初期特有の頭頸部 S-字変形挙動の程度を示す  $S-\theta_{max}$  を定義した。S-字変形挙動のない日常的な頭部伸展挙動は、 $S-\theta_{max} = 0$  に相当する。



(3) 後突時の頭頸部挙動について：

(a) 姿勢保持時の筋緩和状態：

- (i) 後突後、通常の 0.08s 程度の筋反応時間で筋緊張させても、S-字変形モード  $S-\theta_{\max}$  の変化は殆どない。
- (ii) 通常の筋反応時間による筋緊張は、その後の頭部伸展による最大回転角度低減に寄与する。今回検討した SCM および M.Hyoid の低減効果を比較すると、M.Hyoid  $\gg$  SCM であった。

(b) 姿勢保持時の筋緊張状態：

後突前の筋緊張状態は、S-字変形モード  $S-\theta_{\max}$  の低減に寄与する。

むち打ち傷害評価の代替指標  $S-\theta_{\max}$  を提案したが、これにより、傷害部位を特定できる訳ではない。後突時の頭頸部挙動再現技術をベースに指標  $S-\theta_{\max}$  と軟組織損傷との関係、また、簡便な傷害判定基準などについても、今後検討していく必要がある。

第4章では、後突時の男女差について、 $S-\theta_{\max}$  と筋力の関係を明示でき、以下の知見を得た。

1. 筋弛緩状態での JAM50 と JAF50 で、むち打ち傷害指標  $S-\theta_{\max}$  を比較すると、 $(S-\theta_{\max})_{\text{女性}} > (S-\theta_{\max})_{\text{男性}}$  となった。  
同指標は、男女のむち打ち傷害頻度差を示す傷害評価指標として期待できる。
2. 後突前の姿勢保持時の筋力を比較すると、JAM50:JAF50=1.37:1 であった。  
女性は姿勢保持時の筋力が小さいため、 $S-\theta_{\max}$  が大きいと考えられる。
3. 姿勢保持時の男女の筋力比は頭部質量比以上で、頸部形状比にも関係し、  
男女の筋力比  $\propto$  頭部質量比  $\times$  頸椎断面積比  $\times$  (1/頸部長比)
4. 男女同じ後突条件で、筋力と  $S-\theta_{\max}$  の関係から、 $S-\theta_{\max}$  ( $=15^\circ$ ) を達成させるには、JAF50 の SCM 筋活性度は JAM50 の約 2 倍程度必要となる。

今後、更に  $S-\theta_{\max}$  の閾値レベルについて検討し、傷害部位と関連付けられればと考える。乗車中の乗員は色々な姿勢を取ることが考えられる。頭部とヘッドレスト位置が適切でなければ、後突時にヘッドレストが頸部を直撃する状況も考えられる。被験者を使ったこれらの実験評価は傷害の危険性が高く、被験者試験を期待するのは困難である。これらのケースで、本モデルを使って後突時の頭頸部挙動を評価・検討し、今後の傷害低減対策に役立てられればと考える。

第5章では、粘弾性的特性を有する神経組織では、局所的な変形に与える速度の影響が大きい事を示した。損傷に至るまでのひずみまでの変形エネルギーが一定と考えると、理論的モデルを使って速度と変形は双曲線的な関係が成立すること示した。

この考えを後突初期の椎体と神経根に適用し、圧迫負荷時の神経根損傷の可能性を確認した。そして、後突時の神経根損傷の可能性低減のためには、椎体の負荷速度を抑える必要があることがわかった。

神経根を単純なバネ・ダンパー並列モデルで模擬して神経根の損傷について理論的に考察した。損傷エネルギーが一定で、変形と粘性による熱損失エネルギーなどの保存則が成立すると考えると、動的な神経根圧迫時の損傷メカニズムには負荷圧迫速度と変形量の間に双曲線的な関係が成立する。つまり、負荷圧迫速度が大きくなると、変形量は小さくても損傷に至る可能性がある。そして以下の知見を得た。

1. 神経根モデルのインパクト圧迫に関する基礎検討では、エネルギー保存則を適用し、損傷時の変形エネルギー一定と考えると圧迫速度と神経根変位との間に双曲的な関係がある事を示した。
  - ・生体特有の粘弾性挙動の影響により、圧迫速度が大きくなるほど、損傷は局所的になり、変位が小さくても損傷の可能性はある。
  - ・また、神経軸索に同じくエネルギー保存則を適用すると、ひずみとひずみ速度の間に同様の双曲線的な関係が成立する。
2. 神経根モデルを組み込んだ C4-C5 unit の FEM モデルを使った解析により、神経根への圧迫速度が高まると損傷の可能性のある事を示した。
  - ・頭頸部 S-字変形挙動のない日常的な頭部伸展挙動では、神経根損傷の可能性がない。
  - ・次に、男性被験者の後突挙動データ ( $\Delta V=5$  km/h) で解析した結果、神経根への椎体負荷速度が高くなると神経根損傷の可能性はある。
  - ・同様に女性被験者の後突挙動データでも解析した結果、AF50 の神経根ひずみは AM50 の約 2 倍となり、女性の方が神経根損傷の可能性が高い。

## 6.2 今後の課題と展望

最後に、今回用いた神経根モデルが現実の神経根を忠実に反映したモデルでない簡易版であり、そのため、傷害評価については定性的検討に留まること、定量的評価検討には更なるモデル改善および検証が必要であることを付記しておく。

また、今回用いた検討では、C4-C5 nerve-spinal unit モデルでの神経根損傷評価に終わった。

今後、頭頸部全体モデルに全神経根モデルを組み込み、

- (1) 標準的な頭部姿勢条件下での後突時の神経根損傷評価を実施する。
  - (2) 標準姿勢での後突条件のパラメータ・スタディ計算を実施、後突条件と神経根損傷の関係を把握、後突時のむち打ち評価基準について検討する。
  - (3) 衝突前後の筋力の影響を考慮することにより、実際の後突事故状況に対応した頭頸部姿勢での神経根損傷評価について幅広く検討する。
- ・後突時の筋力の重要性が明らかになり、その頭部姿勢保持の筋力バランスは頭部中立前方視の標準姿勢とは異なることが十分予想される。実際の後突事故時の乗員姿勢は頭部側屈、脇見などの頭部回旋など様々な姿勢を取っている。神経根は元々狭いスペースに配置されており、頭部を振じるだけで、スペースは更に狭まっている事が予想される。また、頸部・前湾/直立/後湾姿勢など頸部姿勢の個人差の検討も必要と思われる。

今回の簡易版モデルでの検討では、精度良く定量評価する上で未だ多くの課題がある。今後さらなるモデル詳細化の検討、そして神経根、神経組織の様なマイクロ/ナノ・レベルの評価にはマルチ・スケール的な手法も加え、妥当性検証の継続が必要である。

今回の検討で、後突初期の頭頸部挙動には、後突前の頭頸部筋力が強く影響する事が判った。さらに精度の良い頭頸部挙動を実現するには、多くの EMG データが必要と思われる。しかし、測定困難な筋肉も多く、開発した現モデルを使って、深、浅層筋グループの影響、また詳細な頭頸部の主動、拮抗作用などの関係についても更に検討を加えていく必要がある。

スポーツでも無防備状態にいるときの背面からの攻撃は、自動車の後突事故同様、頸部傷害の危険性が高くなるものと思われる。今後、スポーツ傷害の視点からの検討も必要と思われる。

また、交通傷害、スポーツ傷害などでは、脳損傷を主体とした神経に関わる障害は多岐に渡り、今後も重大な損傷部位である。粘弾性特性を有する神経など生体組織の動的負荷時の損傷では、速度の影響が重要である。生体組織の動的負荷時の損傷を精度良く評価するため、更なる研究・検証が必要と考える。今後、生体実験や計算解析を含めた更なる医工連携を図っていきたい。

## 参考文献

- [1] AIST, Human body dimension database 1991-92, available from <<https://www.dh.aist.go.jp/database/91-92/data/list.html>>, (accessed on 1 August, 2017) (in Japanese).
- [2] Altair Japan, HyperWorks 14.0 (2017).
- [3] Andersson, S., Active muscle control in human body model simulations: Implementation of a feedback control algorithm with standard keywords in LS-DYNA, Chalmers University of Technology, Master's thesis (2013).
- [4] Beel, J. A., Stodieck, L. S. and Luttges, M. W., Structural Properties of Spinal Nerve Roots: Biomechanics, Experimental Neurology, Vol.91 (1986), pp.30-40.
- [5] Beier, G., Schuller, E., Schuck, M., Ewing, C.L., Becker, E.D. and Thomas, D.J., Center of gravity and moments of inertia of human heads, IRCOBI Conference Proceedings (1980), pp.218-228.
- [6] Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H. A., Häland<sup>1</sup>, Y., Lövsund, P., Seeman, T., Suneson, A., Säljö, A. and Örtengren, T., A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma, IRCOBI Conference Proceedings (1996), pp.123-136.
- [7] Carlsson, A., Initial studies of dynamic responses of female and male volunteers in rear impact tests, Thesis 2010:01, Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology, ISSN 1652-8565.
- [8] Carlsson, A., Addressing female whiplash injury protection: A step towards 50th percentile female rear impact occupant models. Thesis 2012, Department of Applied Mechanics, Chalmers University of Technology, ISSN 978-91-7385-671-3.
- [9] Chaffin, D. B., Andersson, G. B. J. and Martin, B. J., Occupational biomechanics 3rd (1999), pp.48-50, John Wiley & Sons, Inc..
- [10] Cholewicki, J., Panjabi, M. M., Nibu, K., Babat, L. B., Grauer, J. N. and Dvorak, J., Head kinematics during in vitro whiplash simulation, Accident Analysis and Prevention, Vol.30, No.4 (1998), pp.469-479.

- [11] Croft, A. C., Herring, P., Freeman, M. D. and Haneline, M. T., The neck injury criterion: future considerations, *Accident Analysis and Prevention* 34 (2002), pp.247-255.
- [12] de Jager, M., Mathematical head-neck models for acceleration impacts (1996), pp.39-47, Thesis Technische Universiteit Eindhoven.
- [13] Devor, M., and Seltzer, Z., Pathophysiology of damaged nerves in relation to chronic pain, *Textbook of pain*, (1999) Wall, P. D. and Melzack, R. , (eds), Churchill Livingstone, pp.129-164.
- [14] Dollé, J-P., Jaye, A., Anderson, S. A., Ahmadzadeh, H., Shenoy, V. B. and Smith, D. H., Newfound sex differences in axonal structure underlie differential outcomes from in vitro traumatic axonal injury, *Experimental Neurology*, 300 (2018), pp.121–134.
- [15] Eis, V., Sferco, R. and Fay, P., A detailed analysis of the characteristics of European rear impacts, *ESV 19th Conference* (2005), Paper No.05-0385.
- [16] Funk, J. R., Cormier, J. M., Bain, C. E., Guzman, H. and Bonugli, E., An evaluation of various neck injury criteria in vigorous activities, *IRCOBI Conference Proceedings* (2007), pp.233-248.
- [17] Galbraith, J. A., The effects of mechanical loading on the electrophysiology of the squid giant axon, *University of Pennsylvania, Thesis* (1988).
- [18] Galbraith, J. A., Thibault, L. E., and Matteson, D. R., Mechanical and electrical responses of the squid giant axon to simple elongation, *Journal of biomechanical engineering, ASME* (1993).
- [19] Grauer, J. N., Panjabi, M. M., Cholewicki, J., Nibu, K. and Dvorak, J., Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels, *Spine*, Vol.23, No.21 (1997), pp.2489-2494.
- [20] Gunnar Bovim, Harald Schrader, and Trond Sand, Neck Pain in the General Population, *Spine*, Vol.19, No.12 (1994), pp.1307-1309.
- [21] 羽成守, 藤村和夫, 検証 むち打ち損傷-医・工・法学の総合研究 (1999), pp.59-88, ぎょうせい.
- [22] Hasegawa, J. and Shiomi, A., A study of whiplash injury occurrence mechanisms using human finite element model, *18th ESV Conference* (2003), Paper No.195.

- [23] Hasegawa, J., A study of Nneck soft tissue injury mechanisms during whiplash using human FE model, IRCOBI Conference Proceedings (2004), pp.321-322.
- [24] 長谷川純爾, 中楯浩康, 青村茂, 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 (後突時の頭頸部・初期挙動再現のための要因検討), 日本機械学会論文集, Vol.84, No.865 (2018), DOI:10. 1299/transjsme. 18-00184.
- [25] 長谷川純爾, 久保田直行, 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 (むち打ち傷害に関する男女差についての要因解明) , 日本機械学会論文集, Vol.85, No.875 (2019), DOI:10. 1299/transjsme. 19-00059.
- [26] Hubbard, R. D., Chen, Z. and Winkelstein, B. A., Transient cervical nerve root compression modulates pain: load thresholds for allodynia and sustained changes in spinal neuropeptide expression, Journal of biomechanics, Vol.41 (2008), pp.677-685.
- [27] 猪飼道夫編著, 身体運動の生理学 (1973), pp.85-87, 杏林書院.
- [28] Jordi, B., Patrick, A. F., Riender, H. and Dirkjan, V., Muscle parameters for musculoskeletal modelling of the human neck, Clinical Biomechanics, Vol.26 (2011), pp.344-351.
- [29] 香川栄一郎, 堺正仁, 交通事故による いわゆる “むち打ち損傷” の治療期間は長いのか—損害賠償を含む心理社会的側面からの文献考証—, 共済総合研究, 第75号 (2017), pp.98-121. (<http://www.jkri.or.jp/>) (参照 2021-07-05)
- [30] 柏村孝義, 白鳥正樹, 干強, 国府田勲, 実験計画法, 数理計画法を用いた構造最適化, 日本機械学会論文集 A 編, Vol.62, No.601 (1996), pp.2180-2185.
- [31] 木下義彦, AEB による追突事故低減効果の分析, 交通事故総合分析センター, 第 21 回 交通事故・調査分析研究発表会論文集 (2018).
- [32] Kearney P. A., Ridella S. A., Viano D. C. and Anderson T. E., Interaction of contact velocity and cord compression in determining the severity of spinal cord injury. Journal of neurotrauma, vol.5, No.3 (1988), pp.187-208.
- [33] 警察庁交通局, 交通事故発生状況, 2021-07-05, <https://www.npa.go.jp/publications/statistics/>, (参照日 2021-07-05).
- [34] Livermore Software Technology Corporation, LS-DYNA User's Manual, Volume I & II R8.0 (2013).
- [35] Mihara, A., Kanchiku, T., Nishida, N., Tagawa, H., Ohgi, J., Suzuki, H., Imajo, Y., Funaba, M., Nakashima, D., Chen, X. and Taguchi, T., Biomechanical analysis of brachial plexus injury: Availability of three dimensional finite

- element model of the brachial plexus, *Experimental and Therapeutic Medicine*, Vol.15 (2018), pp.1989-1993.
- [36] Mertz, H. J. and Patrick, L. M., Strength and response of the human neck, SAE Paper #710855.
- [37] Meola, G., V. Sansone, V., The neurological point of view, *Spine, Whiplash injuries; Diagnosis and treatment* (1996), Cesarani, A., Alpini, D., Boniver, R., Claussen, C. F., Gagey, P. M., Magnusson, L., and Ödkvist, L. M., (eds), Springer-Verlag, pp.38-41.
- [38] Moeller, T. B. and Reif, E., Pocket atlas of sectional anatomy, *Computer Tomography and Magnetic Resonance Imaging, Volume 1: Head and Neck*, 3rd edition (2009), Medical Sciences International Ltd..
- [39] Nakadate H., Kurtoglu E., Furukawa H., Oikawa S., Aomura S., Kakuta A. and Matsui Y., Strain-rate dependency of axonal tolerance for uniaxial stretching, *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 61 (2017), pp. 53-65.
- [40] 中嶋太一, 佐藤房子, 張替毅, ヘッドレスト評価試験における頸部傷害低減性能基準の検討, *Japan Research Journal*, 2017, 0602, pp.1-7.
- [41] Nicholson, K. J. and Winkelstein, B. A., Nerve and nerve root biomechanics, *Neural tissue biomechanics( Studies in mechanobiology, tissue engineering and biomaterials)* Bilston L. E. (eds), Springer, (2011).
- [42] 日本損害保険協会, 自動車保険データにみる交通事故の実態 2002;人身事故・物損事故の件数と経済的損失額 (2002) .
- [43] Nuckley, D. J., Konodi, M. A. and Raynak, G. C., Neural space integrity of the lower cervical spine, *SPINE*, Vol.27, No.6 (2002), pp.587-595.
- [44] Nuckley, D. J., Van Nausdle, J. A., Raynak, G. C., Eck, M. P., Perry, C. E., Harrington, R. M. and Ching, R. P., Examining the relationship between whiplash kinematics and a direct neurologic injury mechanism. *International Journal of Vehicle Design*; vol.32, Vo.1 (2003), pp.68-83.
- [45] Olmarker, K., Rydevik, B., and Holm, S., Edema formation in spinal nerve roots induced by experimental, graded compression : An experimental study on the pig cauda equine with special reference to differences in effects between rapid and slow onset of compression, *SPINE*, Vol.14, No.6 (1989), pp.569-573.
- [46] Örtengren, T., Hansson, H. -A., Lövsund, P., Svensson, M. Y., Suneson, A. and Säljö, A., Membrane leakage in spinal ganglion nerve cells induced by

- experimental whiplash extension motion: A study in pigs, *Journal of neurotrauma*, Vol.13, No.3 (1996), pp.171-180.
- [47] Östh, J., Mendoza-Vazquez, M., Sato, F., Svensson, M., Linder, A. and Brodin, K., A female head-neck model for rear impact simulations, *Journal of Biomechanics*, Vol. 51 (2017), pp.49-56.
- [48] Panjabi M. M., Maack T. G., Ivancic P. C. and Ito S., Dynamic intervertebral foramen narrowing during simulated rear impact, *SPINE*, Vol.31, No.5 (2006), pp.E128-E134.
- [49] Pramudita, J. A. , 宇治橋貞幸, 小野古志郎, 江島晋, 佐藤房子, 山崎邦夫, 金岡恒治, 頭頸部有限要素モデルの構築と後突衝撃による椎体間ひずみ応答の解析, *日本機械学会論文集 A 編*, Vol.75, No.759 (2009), pp.1549-1555.
- [50] Rashid, B., Destrade, M. and Gilchrist, M. D., Hyper-elastic and viscoelastic properties of brain tissue in tension, *Proceedings of the ASME 2012 International Mechanical Engineering Congress & Exposition (2012)*, IMECE2012-85675, pp. 921-929.
- [51] Sato, F., Nakajima, T., Ono, K., Svensson, M., Brodin, K. and Kaneoka, K., Dynamic cervical vertebral motion of female and male volunteers and analysis of its interaction with head/neck/torso behavior during low - speed rear impact, *IRCOBI Conference Proceedings (2014)*, IRC-14-31.
- [52] Siegmund, G. P., Blouin, J-S., Brault, J. R., Hedenstierna, S. and Inglis, J. T., Electromyography of superficial and deep neck muscles during isometric, voluntary, and reflex contractions, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.129 (2007), pp.66-77.
- [53] Siegmund, G. P., Soft tissue neck injuries and other important things, *IRCOBI Conference Proceedings (2018)*, IRC-18-01.
- [54] Singh, A., Lu, Y., Chen, C. and Cavanaugh, J. M., Mechanical properties of spinal nerve roots subjected to tension at different strain rates, *Journal of Biomechanics*, Vol.39 (2006), pp.1669-1676.
- Soltan, N., Crompton, P. A., Svensson, M. Y. and Siegmund, G. P., Validating a device for whiplash motion simulation in a porcine model, 2021 The Ohio State University Injury Biomechanics Symposium (\* This paper has not been peer-reviewed).



- [55] Spangfort, E., Klinisk Bedömning av Whiplash patienten. In: Nackskadesymposium, Åre Sjukhus, 12 febr., pp. 71-77, FOLKSAM FoU, R 0619, S-10660 Stockholm, Sweden (1985).
- [56] Spitzer, W. O., Skovron, M. L., Salmi, L. R., David Cassidy, J., Duranceau, J., Suissa, S., and Zeiss, E., Scientific monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: Redefining “whiplash” and its management, *Spine*, Vol.20, No.8S (1995).
- [57] Stemper, B. D., Yoganandan, N., Pintar, F. A. and Gennarelli, T. A., Effects of reflexive cervical muscle contraction on whiplash kinematics and injury, *IRCOBI Conference Proceedings* (2004), pp.269-282.
- [58] Stemper, B. D., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J., Meyer, M. A., DeRosia, J., Shender, B. S. and Paskoff, G., Anatomical gender differences in cervical vertebrae of size-matched volunteers, *SPINE*, Vol.33, No.2 (2008), pp.E44-E49.
- [59] Tamura, A. and Sakaya M., Dynamic tensile behavior of fiber bundles isolated from spinal nerve roots: effects of anatomical site and loading rate on mechanical strength, *Journal of Engineering and Science in Medical Diagnosis and Therapy*, Vol.1, Issue 3 (2018), 031001 (6 pages).
- [60] Tamura, A., Hasegawa, J. and Koide, T., Comparative analysis on traumatic brain injury risk due to primary and secondary impacts in a pedestrian sideswipe accident, *ASCE-ASME Journal of Risk and Uncertainty in Engineering Systems, Part B: Mechanical Engineering*, Paper No: RISK-17-1030, Vol.4, No.4, (2018).
- [61] Tamura, A., Yano, W., Yoshimura, D. and Nishikawa, S., Mechanical characterization of spinal dura using a PD-controlled biaxial tensile tester, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Vol.20, No.05, 2050023 (2020).
- [62] Thomas, C., Faverjon, G., Hartemann, F., Tarriere, C., Patel, A., and Got, C., Protection against rear-end accidents, *IRCOBI Conference Proceedings* (1982), pp.17-29.
- [63] Ueda, H., Peripheral mechanisms of neuropathic pain-involvement of lysophosphatidic acid receptor-mediated demyelination, *Molecular Pain*, Vol.4, No.11 (2008).

- [64] Vasavada, A. N., Danaraj, J. and Siegmund, G. P., Head and neck anthropometry, vertebral geometry and neck strength in height-matched men and women, *Journal of Biomechanics*, Vol.41 (2008), pp.114-121.
- [65] Wall, P. D., Introduction: Textbook of Pain, (1984), Wall, P. D., Melzack, R. , (eds), Churchill Livingstone, pp.1-16.
- [66] Winters, J. M. and Peles, J. D., Neck muscle activity and 3-D head kinematics during quasi-static and dynamic tracking movements, *Multiple Muscle Systems; Biomechanics and Movement Organization*, edited by Jack M. winters, Savio L-Y. Woo (1990), pp.461-480, Springer-Verlag.
- [67] Yamada, H., *Strength of biological materials* (1970), Williams & Wilkins.
- [68] Yoganandan, N., Pintar, F. A. and Kumaresan, S., Biomechanical assessment of human cervical spine ligaments (1998), SAE # 983159.
- [69] Yoganandan, N., Pintar, F. A. and Gennarelli, T. A., Biomechanical mechanisms of whiplash injury, *Biomechanical mechanisms of whiplash injury, Traffic Injury Prevention*, Vol.3 (2002), pp.98-104.
- [70] Yoganandan, N., Pintar, F. A., Zhang, J. and Baisden, J. L., Physical properties of the human head: mass, center of gravity and moment of inertia, *Journal of Biomechanics*, Vol.42 (2009), pp.1177-1192.
- [71] Zajac, F., Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control, *CRC Critical Reviews Biomedical Engineering*, Vol.17, Issue 4 (1989), pp.359-411.

## 謝辞

先ずは学位審査の労を賜りました主査の東京都立大学・久保田直行教授，副査の同・藤江 裕道教授，坂元尚哉準教授，ならびに信州大学・中楯浩康準教授に対し，ここに改めてお礼申し上げます。

会社時代から，むち打ち傷害発生メカニズムについて検討してきましたが，納得までには至りませんでした。退社して直ぐ拝見した神経組織の紹介記事（首都大学東京・青村茂教授と中楯浩康助教）がご縁で，その後，両先生の下で研究を続けることになりました。本研究スタートに際し，お世話になりました両先生には深く感謝しております。慣れない学生生活でお世話になった当時の青村研究室の皆様、秘書の松岡恵子様にもこの場を借りて厚くお礼申し上げます。また本研究テーマ着手時に日本自動車研究所（江島晋様，佐藤房子様）からのモデル貸与，計算情報提供などのご厚意なくしては研究スタートも覚束なかったものと感謝しております。

しかし，その後，病氣療養のため自宅で研究継続する事になり，計算環境構築では以下の各社のご便宜，ご厚意により何とか切り抜ける事ができました。①米 LSTC からの計算ソフト LS-DYNA3D，②Altair Japan からのモデル作成ソフト Hyper-Mesh，③イワタシステムサポート：workstation 購入など，大変感謝しております。その結果，新たに研究を再スタートする事が可能となりました。

その後，久保田研究室へ移籍し，この日に至りました。久保田先生からの寛大かつ的確な御指導の下，温い中にも力強い励ましを受け，何とかこの日を迎えることが出来たと深く感謝しております。研究以外でも満期退学に際し，単位取得などで和田一義準教授にもお世話なり，只管恐縮しております。これまで研究継続できたのは，長年にわたる多くの方々のご支援を頂いたからこそと秘書の島田みづほ様を始め，研究室の皆様に改めて厚くお礼申し上げます。

本テーマの発端となった人体 FEM モデル技術開発でお世話になった当時のトヨタ自動車，豊田中央研究所の皆様にもお礼申し上げます。特に当時から情報交換など協力頂いた現鳥取大学・田村篤敬教授には，筆舌に尽くしがたいほどお世話になりました。親身なアドバイスなくしては，恐らく途中で研究断念したものと深く感謝しております。

最後に，愚痴も言わずに，長年にわたり私の好き勝手に自由にさせてくれた妻の易子にも，この学位は二人に捧げてくれた証であるとお礼を言います。本当にありがとう！思えば長きにわたる試練に対し、それにも負けず乗り越えて，どこかの女子選手じゃないけれど、そんな自分に出来るなら，自分で自分をほめてやりたい！と……