

08 3次元人体FEMモデルを用いた衝撃による頸部挙動解析と傷害予測



追突事故による衝撃と頸部傷害の発生との関係を調べるために、3次元人体有限要素モデルを用いた衝撃シミュレーションを行い、頸部挙動と頸部傷害基準値について調べた。衝撃が斜め後方から作用すると、頸部に横方向への曲げと振れが加わり、さらに、軟組織の応力分布解析の結果から、真後ろから追突されるよりも軟組織のダメージが増加する危険性が示唆された。しかし、斜め方向からの衝撃に対して、頸部傷害基準値（NIC）は減少し、応力解析の結果とは逆の傾向を示した。今後、頸部の3次元的挙動を考慮した新しい傷害予測が必要であり、3次元人体モデルを用いたシミュレーションが有効な手段になると期待される。

姜 有峯

京都大学再生医科学研究所 ナノ再生医科学研究センター
シミュレーション医工学研究領域
bong@frontier.kyoto-u.ac.jp

田中正利

京都大学再生医科学研究所 ナノ再生医科学研究センター
シミュレーション医工学研究領域
masatnk@frontier.kyoto-u.ac.jp

吉田宏昭

(独)産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センター
hiro-yoshida@aist.go.jp

堤 定美

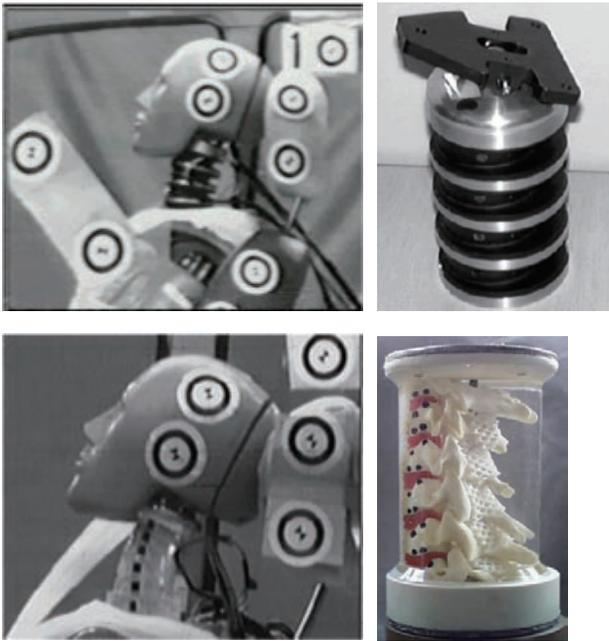
京都大学再生医科学研究所 ナノ再生医科学研究センター
シミュレーション医工学研究領域
tsutsumi@frontier.kyoto-u.ac.jp

交通事故とむち打ち傷害

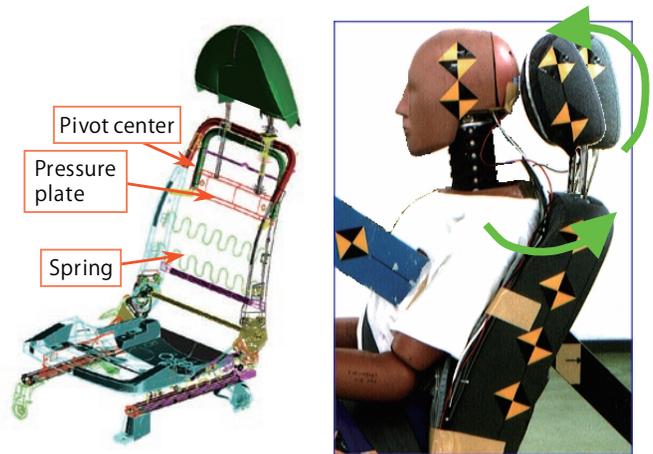
近年、日本の交通事故による受傷者数は増加の一步をたどっており、その数は年間約120万人と報告されている。中でも、最も多いのが頸部への傷害であり、その数は全体の半数の約60万人といわれている¹⁾。頸部傷害の中でも、いわゆる「むち打ち傷害」は、頸部痛、頭痛を始め、視覚・聴覚障害、四肢の麻痺などさまざまな症状があるにもかかわらず、X線・CT、MRIなどの画像診断によっても受傷部位が特定できず、いまだに発生原因が不明であり、さらに、完治までに2年以上の長期を要する場合もある。むち打ち傷害は追突事故の際に最も多く発生し、時速5 km程度の低速での衝突にもかかわらず発生する場合もある。追突事故では、乗員が衝突に対して無防備な状態で衝撃を受けるためと考えられる。発生原因が特定できないため、有効な治療法はなく、症状に合わせた対処療法が一般的となっており、日常生活に支障をきたし、長期に渡る場合には周囲の理解を得られない場合や、訴訟問題にまで発展するなど、深刻な社会問題となっている。

むち打ち傷害の発生メカニズムの解明に関する研究

むち打ち傷害の発生原因を解明するために多くの研究がされてきた。古くは、Macnabらが動物実験を行い、衝撃によって頭一頸部が後方へ大きく反り返り、筋肉や韧带などの軟組織が受傷するという説を唱えた。そこで、頸部の後方伸展を防ぐために座席にヘッドレストが付けられたが、傷害数はほとんど減少しなかった。これは、むち打ち傷害が頭一頸部の後方過伸展によるものだけではないことを示唆している。その後、ダミー人形や死体頸椎を用いた実験から、頭部がヘッドレストに接触する前に、頸椎が複雑に挙動する結果、軟組織が受傷するという説が唱えられた。しかし、車両の衝突実験で最も一般的に用いられているHybridダミー人形は、元来、高速での衝突実験用に用いられるため、頸部が硬質ゴムとアルミニウムによって作られており、生体に比べて剛性が高く、形状も解剖学的形状とはまったく異なるといった問題がある。そのため、追突実験用として、よりフレキシブルな特性を持つTRIDモデルやBioRIDモデ



■ 図-1 Hybrid-III ダミーモデル (上) と K-D ネックモデル (下) を用いた車両追突実験



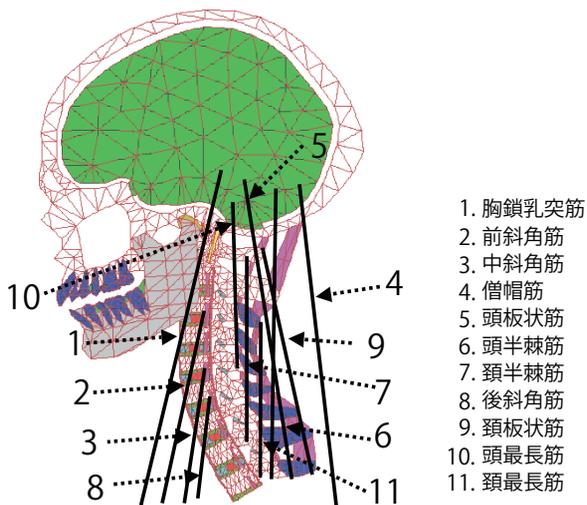
■ 図-2 むち打ち低減シート

ルなどが開発され、追突時の頸部挙動再現が進められている。死体を用いた実験では、死体が自ら姿勢を保つことができないといった問題や、倫理上の点などから実験が困難である。そこで、ボランティアによる生体での実験も行われているが、ボランティアは衝突を意識してしまうため、筋肉が硬直し、実際には衝突に対して無防備な乗員とは異なる。衝突に対して無意識となるような工夫をして実験が行われているものの、倫理上の点から傷害を起こすほどの衝撃で実験を行えないため、傷害部位を特定できるまでには至っていない。そこで我々の研究グループでは、より生体に近い形状と特性を持ち、衝突に対して無防備な状態の頸部挙動を再現するための新しい生体力学頸部モデルである「K-D ネックモデル」を開発し、従来の Hybrid ダミー人形の頸部と置き換えて追突実験を行った (図-1)。その結果、追突の衝撃によって、胸部はシートによって前方に押し出されるが、頭部は慣性によって元の位置にとどまろうとするために生じる頭部-胸部間の前後方向へのずれが、椎体間にきわめて速い速度で前後方向へのずれを発生させることが観察された²⁾。この椎体間のずれによって発生するせん断応力が、筋肉や靭帯・神経を始めとする軟組織を損傷させるメカニズムであると考えた。そこで、背中とシートが接触する反動でヘッドレストが前方に移動して椎体間のずれを抑える機構を備えた、新しいむち打ち傷害低減シート (図-2) の開発に成功し、現在、多くの車両で搭載され始めている。

近年、車両に対する安全意識が高まり、事故時の衝撃

によって人体が受ける傷害を最小限にするために、むち打ち低減シートやエアバッグの装備を始めとするさまざまな対策がなされている。こうした傷害に対する安全対策において最も重要なのは、衝撃によって人体が受ける傷害程度の予測である。たとえば、衝撃による頭部傷害は、衝撃に対する頭部の力学的応答と傷害の相関関係として HIC (Head Injury Criterion: 頭部傷害基準値) という規格が国際的に定められている。しかし、むち打ち傷害の場合、発生原因が不明であるため、さまざまな規格が提案されているが、明確な基準はまだない。むち打ち傷害の発生原因を解明する研究において、ダミー人形では、頸部の挙動は観察できるが、どの部位にどの程度の衝撃が加わるか測定することが難しい。また、ボランティアにおいても、むち打ち傷害は X 線・CT、MRI などで診断できないため、実験後に損傷部位を特定できない。そこで、コンピュータシミュレーションによって構築された人体モデルを用いて、衝撃による頸部挙動を再現し、軟組織に発生する詳細な応力分布解析から、頸部傷害の発生原因を解明する研究が進められている。

従来のシミュレーションモデルは、頭-頸部矢状断面の 2 次元有限要素モデルもしくは、単純な楕円体を積み重ねた 3 次元マルチボディモデルが主流であった。しかし、2 次元有限要素モデルでは前後方向の 2 次元的挙動しか解析できず、マルチボディモデルは形状が生体とまったく異なるといった問題があった。近年、画像化技術の進歩によって、生体構造の詳細な 3 次元画像化が可能となり、人体形状を模した詳細な 3 次元有限要



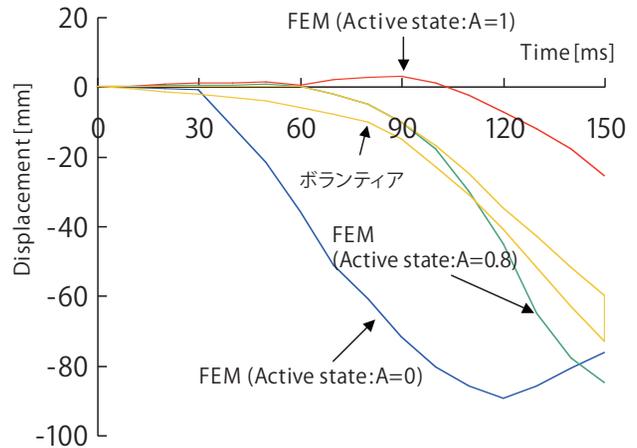
■ 図-3 頭一頸部疑似3次元有限要素モデル

素モデルが構築されるようになった。我々は、むち打ち傷害の発生原因の解明と頸部傷害を低減する対策を提案するために、3次元人体有限要素モデルを用いたコンピュータシミュレーションによって衝撃時の頸部挙動を再現・検証する研究に取り組んでいる。

有限要素解析モデルによる衝撃シミュレーション

我々の研究グループでは、K-D ネックモデルを用いた実験とともに、有限要素モデルによる数値シミュレーションを行ってきた。頭一頸部の矢状断面における疑似3次元有限要素モデル（図-3）を作成し、衝撃入力時における頸椎周辺軟組織の応力分布解析を行い、実験で観察された椎体間のずれが生じた部位の周辺軟組織において高い応力の発生が確認された。さらに従来のシミュレーションでは考慮されていない筋肉の収縮力を考慮した要素を導入し、より生体に近い状態でのシミュレーションを進めてきた。筋肉の活性状態を変化させて解析を行った結果、筋肉要素の活性係数を変化させることで、ボランティアに近い状態の特性にも対応できるモデルが構築できた（図-4）³⁾。

本研究では、さらに3次元的な頸部挙動と応力解析を行うために、3次元人体有限要素モデル THUMS (Total Human Model for Safety, 豊田中央研究所) (図-5) を用いて、車両の追突を想定した有限要素衝撃解析を行った。THUMSは事故や転倒時における衝撃入力時の人体



■ 図-4 FEMとボランティアによる追突時の頭部一胸部間の相対水平移動量比較



■ 図-5 3次元人体有限要素モデル THUMS

挙動を再現し、衝撃によって受ける傷害を評価するために、人体形状、骨の強度や軟組織の柔軟性など、人体の力学特性を模擬して構築された有限要素モデルである。頸椎部分についても、解剖学的形状を模して構築されており、椎骨、椎間板、靭帯、筋肉などが詳細にモデル化されている。

従来のダミー人形や死体・ボランティア、シミュレーションモデルを用いた研究では、真後ろからの衝突しか想定されていない。また、乗員姿勢は真直ぐ前を向いた状態で衝撃を受けた際の前後・上下方向における2次元的な挙動のみが観察されている。しかし、実際の事故では衝突方向は真後ろだけとは限らない。さらに、事故時に乗員が真直ぐ前を向いているとは限らないため、

頸部は複雑な3次元挙動を示すと考えられる。我々は、こうした頸部の3次元的な挙動がむち打ち傷害の発生原因に影響を与えているものと考え、従来の真後ろからの追突を想定した場合、斜め後方から追突を受けた場合を想定したシミュレーションを行い、頸部挙動を調べた。

右斜め後方15、30、45度方向から時速8kmで追突を受けた場合を想定した衝撃を入力し、真後ろから追突を受けた場合との頸部挙動を比較した。解析は、衝撃入力時から200ms後まで行った。解析コードは非線形動的解析ソフトLS-DYNA Ver.970を用いた。



頸部傷害基準値 NIC (Neck Injury Criterion)

衝撃による頸部傷害程度を予測する基準値として、最も一般的なものがBoströmらによって提案されたNIC (Neck Injury Criterion)である。NICは、頭部がヘッドレストに接触する前に、頭部と胸部間の相対的な加速度変化によって、脊柱管内の髄液圧に急激な圧力勾配が生じて傷害を及ぼすと仮定して設定された値である。NICは下記の式によって求められる。

$$NIC(t) = 0.2 \cdot a_{rel}(t) + (V_{rel}(t))^2 [m^2/s^2]$$

ここで、

$$a_{rel}(t) = a_x^{T1}(t) - a_x^{Head}(t)$$

：頭部—胸部間の前後方向相対加速度

$$v_{rel}(t) = \int a_{rel}(t) dt$$

：頭部—胸部間の前後方向相対速度

NICは $15 m^2/s^2$ を超えないことが推奨されている。



シミュレーションによる 全身挙動結果

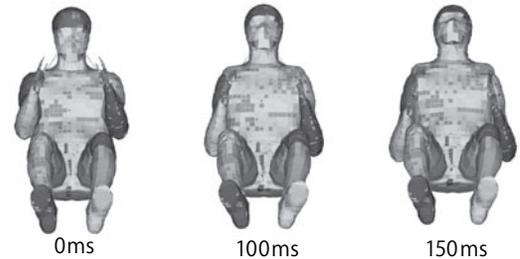
全身挙動に関するシミュレーション結果を図-6に示す。真後ろからの追突では頭—頸部は従来の研究結果と同様に、後方への伸展挙動が見られた。斜め方向からの追突では、衝撃によって、体の左側が前方に押し出され、体が時計回りに回転させられるような挙動を示した。頭—頸部は後方に伸展しながら右方向に倒れている。



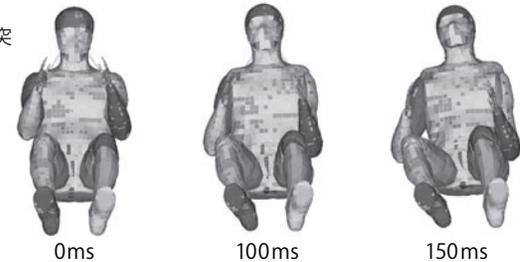
頸椎挙動と応力分布解析結果

頸椎挙動を詳細に調べるために、近接する椎体間の相対回転角を求めた。真後ろからの追突では、後方への伸展のみが作用しているのに対して、斜め後方からの追突

真後ろ



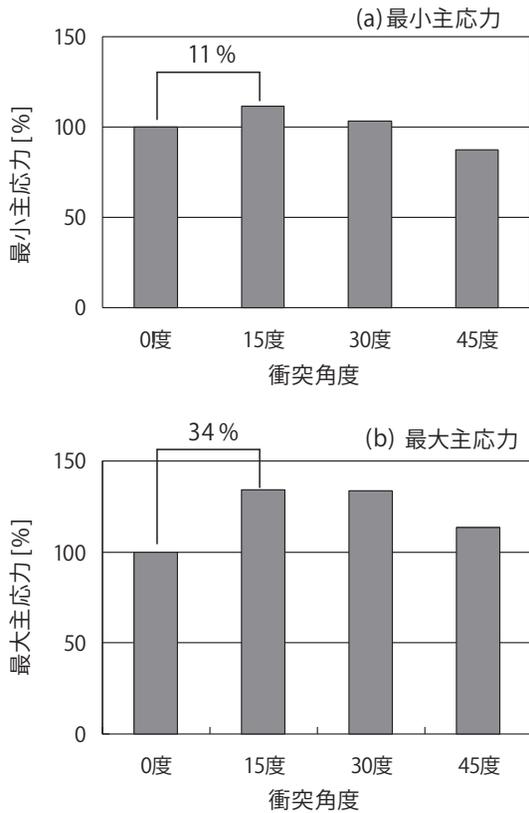
30度衝突



■図-6 斜め後方追突時のシミュレーション結果

では横方向への曲げと頸椎軸周りの捩れが発生していた。横方向の曲げを示す回転角は、上部頸椎よりも下部頸椎で大きく発生しており、下部頸椎に大きな負荷が作用することが示唆された。頸椎軸周りの捩れ角は、衝突角度が15度の場合、下部頸椎の方が大きく、30度の場合には上部頸椎の方が大きかった。これは、頭部の質量の影響によるものと考えられる。しかし、衝突角度が45度の場合、曲げ、捩れともに30度の場合よりも椎体間の回転角は減少していた。これは、45度の場合、体全体の動きが大きくなり、頸椎の回転が緩和されたためと考えられる。

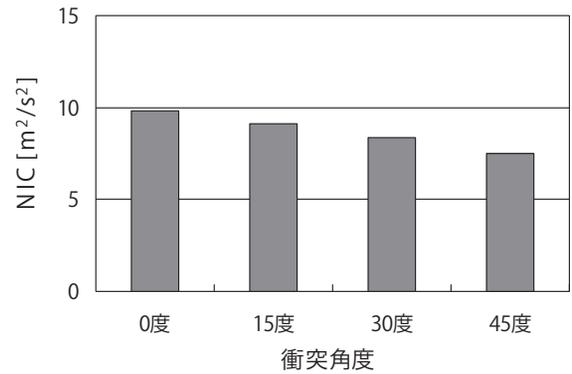
こうした頸椎の曲げや捩れによる軟組織の損傷を検討するために、周辺軟組織の応力分布について調べた。特に、臨床においてむち打ち症との相関関係が強いとされる椎間関節に発生する応力に注目した。図-7に第6—第7頸椎の椎間関節軟骨に発生した最大応力値の比較を示す。横方向曲げ角の大きかった下部頸椎の椎間関節では、真後ろからの追突に比べて10%以上の圧縮応力とせん断応力の増加が見られた。また、圧縮応力とともに引張応力も増加しており、最大34%もの増加が見られた。下部頸椎同様、上部頸椎においても椎間関節における応力の増加が見られ、特に捩れ角の大きかった衝突角度30度の場合、27%の応力増加が見られた。これらの結果から、斜め方向の衝撃によって、軟組織への負荷が増大し、損傷の危険性が高まることが示唆された。



■ 図-7 第6—第7頸椎の椎間関節軟骨に発生した最大応力値の比較

NIC との相関関係

シミュレーション結果より求めた NIC は、真後ろからの追突では $9.8 \text{ m}^2/\text{s}^2$ 、斜め後方追突では衝突角度 15, 30, 45 度の順に 9.8, 9.1, 8.4, 7.5 [m^2/s^2] と、減少する傾向を示した (図-8)。これは、衝撃が斜め方向に作用した場合、前後方向の頭部加速度応答が減少したためである。すなわち、斜め後方からの追突では、頸部傷害の危険性が減少するという結果を示している。しかし、前後方向への衝撃は減少するものの、横方向への衝撃が加わった結果、頸椎には曲げと捩れという挙動が加わり、軟組織に発生する応力は増加するため、損傷の危険性はかえって高まる可能性がある。また、本シミュレーションで想定した時速 8km の衝突によって、実際の追突事故の 70% で頸部の受傷が報告されている。しかし、本シミュレーション結果では、NIC は $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ を超えなかった。時速 10km での衝突においても NIC が $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ を超えず、また、15 を超えなくても傷害が発生した場合も報告されている⁴⁾。NIC は傷害の発生原因として髄液の圧力上昇と仮定し、前後方向のみの加速度から計算された値であり、さらに、どの部位における傷害と相関しているかについては検証されていないためである。傷害基準値に関する研究では、死体頸椎を用いた実験によって、



■ 図-8 衝突角度に対する頸部傷害基準値 (NIC)

頸椎の伸展挙動による椎間板の損傷を判定する基準値を提案した研究例において、その際の NIC との相関関係を調べた結果、NIC が 8.7 という値でも椎間板に損傷が見られたとの報告もある⁵⁾。

3次元有限要素モデルによって、衝撃による頸部挙動シミュレーションを行い、頸部傷害との相関関係について検討した。3次元モデルによって、衝撃の方向を考慮した頸部の複雑な3次元挙動を調べることができた。むち打ち傷害の発生原因として、さまざまな原因が考えられるが、頸部の伸展・曲げ・捩れといった複雑な3次元挙動が瞬間的に発生し、神経や血管を始めとする軟組織に目に見えないほどの微小な傷害が加えられる。また、衝撃の方向によって、そうした瞬間的な挙動の発生する部位が変わるため、さまざまな症状を引き起こし、むち打ち傷害の発生原因を複雑にしていると考えられる。現在、我々は3次元モデルによる衝撃シミュレーションを活用することで、頸部の3次元挙動を考慮した新しい傷害判定基準(案)を提唱すると同時に、むち打ち傷害を低減するための新しい衝撃緩和対策についても検討している。

謝辞：この研究の一部は(株)豊田中央研究所の支援、ならびに日本損害保険協会・交通事故医療研究助成金により実施された。

参考文献

- 1) 警察庁交通局：平成 15 年中の交通事故の発生状況，13，(2004)。
- 2) Yoshida, H. and Tsutsumi, S. : Experimental Analysis of a New Flexible Neck Model for Low-Speed Rear-End Collisions, *Acc. Anal. & Prev.*, Vol.33, pp.305-312 (2001)。
- 3) Yoshida, H. and Tsutsumi, S. : Finite Element Analysis Using Muscles Elements and Experimental Analysis with a New Flexible Neck Model of Whiplash Injuries in Rear-End Collisions, *SAE paper 2002-01-0021* (2002)。
- 4) Croft, A. C., Herring, P., Freeman, M. D. and Hanline, M. T. : The Neck Injury Criterion : Future Consideration, *Acc. Anal. & Prev.*, Vol.34, pp.247-255 (2002)。
- 5) Panjabi, M. M., Ito, S., Ivancic, P. C. and Rubin, W. : Evaluation of the Intervertebral Neck Injury Criterion Using Simulated Rear Impacts, *J. Biomech.*, Vol.38, No.8, pp.1694-1701 (2005)。

(平成 17 年 11 月 10 日受付)