鞭打ち損傷に関する生体力学的研究

堤 定美*¹・吉田 宏昭*²

1. 緒 言

自動車の追突事故に限らず、歩行時やスポーツ競技中でも、人体に後方からの強い衝撃がかかれば、外傷性頸部症候群、いわゆる鞭打ち損傷が発生する。日本における統計データによると、自動車事故による受傷者の約半数は後方追突によるものであり、後方追突事故患者の9割は頸部に傷害を受けている¹⁾。追突速度が時速5kmという低速でも、約40%の人に頸部損傷が発症するといわれている²⁾。鞭打ち損傷の症状は、めまい・頭痛など複雑多岐にわたり、傷害が微視的な部分で生じるために臨床病理ないし解剖学的に認知することが難しい。鞭打ち損傷の原因や発生メカニズムはまだ不明な点が多い。よって、本研究では、鞭打ち損傷の発生メカニズムを解明するため、新しく生体疑似頸部モデルを作製しそれを用いた実験的解析、および有限要素法を用いたコンピュータシミュレーションを行っている。

鞭打ち損傷のメカニズムを解明するために、これまで数多くの研究がなされてきた。代表的な研究例は、Mertz・PatrickらによるHybrid IIIダミーの開発およびそのダミーを用いた追突実験である³⁾。しかし、このダミーは時速55kmという自動車の高速前方衝突の安全基準用に製造されており、このダミー頸部は硬く頑丈すぎるため、低速でも生じる鞭打ち損傷の解析には不適當である。また、ボランティア試験も数多く行われているが、ボランティアは追突に対して警戒し、頸部周辺の筋肉を硬直させて身構えるのが当然であり、かつ倫理上の問題もある⁴⁾。よって、低速後方追突解析専用の頸部モデルが必要であり、本研究で

は、より生体の挙動に近い生体疑似頸部モデルの作製を試みた。

実験的解析ではモデル内部の応力などを求めることは困難である。内部応力などを求めることにより、鞭打ち損傷の発症部位や現象を具体的に知ることができると考えられる。したがって、内部応力などを求めるために、数値モデルなどを用いてシミュレーションを行う必要がある。そこで、本研究では、有限要素法を用いてシミュレーションを行い、鞭打ち損傷の発症部位などを検証した。

2. 方 法

2.1 新しい生体疑似頸部モデルの作製

新しく作製した生体疑似頸部モデルは、頸椎・靱帯・椎間板と頸部周辺の軟組織から構成され、各要素は生体頸部の物性値に近い高分子人工材料で代替した(図1)。本モデルは筋肉要素を含んでいないが、刺激による筋肉の反射

図1 生体疑似頸部モデル

*¹ 京都大学再生医科学研究所シミュレーション医工学分野(〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町53) 教授, 工博. 昭和42年3月, 京都大学工学部機械工学科卒業. 専門は, 生体力学, 生体材料, シミュレーション医工学. 国際標準化機構/外科用インプラント部門日本代表委員長.

*² 京都大学再生医科学研究所シミュレーション医工学分野(〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町53) 研修員, 工博. 平成12年, 京都大学大学院工学研究科高分子化学専攻博士後期課程単位認定退学. 専門は, 生体力学, シミュレーション医工学.

図2 靱帯と3次元織物の応力ひずみ曲線

時間は約80～150ms, 反応時間は約150～250msかかるので, それ以内の早い現象では筋肉の作用は無視できると判断し, 筋肉要素は考慮していない⁵⁻⁶⁾。

頸椎の代替物として, SYNTHES社の椎体模型をもとに, ポリウレタンにて複製した椎体模型を用いた。

靱帯の代替物としては3次元織物(Cubic-eye・HA6003, ユニチカ)を選択した。引張試験を行い, 静的な生理学的負荷領域ではひずみが5%以下の領域であり, 5%ひずみ時でのヤング率は3.7MPaという結果を得た⁷⁾。文献値によると, 前縦靱帯のヤング率は約6.6MPaとやや高い⁸⁾。靱帯は頸部挙動を規定するという重要な役割を果たしているので, 生体力学的適合性, つまり, 高分子材料が強度よりもむしろ力学的挙動, ここでは大きな範囲での変形特性が互いに一致することが重要である。図2に示すように生体軟組織の応力ひずみ曲線は非線形性挙動を示すが, この3次元織物も生体とほぼ一致する非線形性の特性をもつので, この3次元織物を代替物として用いることは妥当であるとした。

椎間板の代替物としては, シリコンゴム(デントシリコンV・TRS-7, トクヤマ)を選択した。引張試験から, ほぼ1MPaのヤング率を得た。文献値によると, 椎間板の線維輪のヤング率は2MPaであるから, このシリコンゴムを用いることは妥当であるとした⁹⁾。生体頸部の周囲軟組織を考慮し, 無色透明のシリコンゴム(型取り用RTVゴムKE1603, 信越化学工業)で包埋した¹⁰⁾。

2.2 実験的解析

まず, 生体疑似頸部モデルの力学的妥当性を検討しなければならない。すなわち, 生体疑似頸部モデルが追突時の人間の状態を再現できているかどうかを評価するために, 頭蓋骨と第1頸椎が接する後頭頸における回転角とモーメントとの関係により評価を行った。この評価法は振り子試験と呼ばれ, ダミー頸部の標準検定試験でもある³⁾。

妥当性を検討したうえで, 鞭打損傷の発生メカニズムを解明するため, 生体疑似頸部モデルを用いて実験的解析を行った。実験は台車を用いて行い(図3), 各頸椎にマ-

図3 生体疑似頸部モデルを用いた台車試験

カーをつけ, 高速度カメラで1msごと撮影した。追突速度は5kmと11kmの2条件で行い, 時速5kmにおいて, ヘッドレストレイントの有無について実験を行い, 各頸椎の変位挙動を求め, 時速11kmではヘッドレストレイントを用いて, 各頸椎間の変位挙動を追跡した。

2.3 コンピュータシミュレーション

本研究では有限要素法を用いたが, この有限要素法とは, ある物体を単純な形状と同一の物性の小部分である要素に分割し, ひとつ1つの要素の強度特性を方程式を用いて近似的に表現した後, 物体を構成する要素全体の方程式が成立する解を求めることにより, 物体の変形挙動や応力分布を推定しようとする方法である。

本有限要素モデルは, 平均的成人男性のX線写真から構築し, 頭部から第2胸椎に至るモデルである(図4)¹¹⁾。生体頭頸部の主な部分, 頭蓋骨・大脳皮質・下顎骨・歯・頸椎と胸椎・靱帯・椎間板・その他の軟組織をモデル化しており, 特に, 靱帯の応力ひずみ曲線には非線形性を導入している。要素数は約2000, 節点数は約1000である。また, この有限要素モデルは擬3次元モデルであり, 3層から構成されている。すなわち, 海綿骨と椎間板の層, 皮質

図4 生体に関する頭頸部の有限要素モデル

図5 振り子試験による回転角とモーメントの関係

骨の層、横突間靱帯の層の重ね合わせからなる。

有限要素法の解析プログラムとして、SRAC社製汎用有限要素プログラムCOSMOS/Mを用いた。時速5kmの台車試験で得られたダミー胸部の経時的な軌跡を本モデルの第2胸椎にたどらせる荷重・拘束条件を与え、追突時から150ms後までの衝撃解析を行った。有限要素モデルにはヘッドレストレイントはないものとした。

3. 結 果

3.1 振り子試験による妥当性の検討(実験的解析)

回転角とモーメントの関係を示す(図5)³⁾。ボランティアと死体のデータは文献値、ダミーと頸部モデルは時速5kmでの振り子試験のデータである。グラフは右にあるほど柔らかいモデルであることを示している。

死体は、筋肉による緊張がないため、曲線は右側に寄っている。しかし、ボランティアは、追突に対して警戒をし、筋肉硬直があるため、左側にシフトしている。よって、後方追突に対して無警戒のドライバーの状態曲線は、この2つの曲線の間に存在するのではないかと考えられる。

生体疑似頸部モデルは、ダミー頸部より柔らかく、死体よ

図7 ヘッドレストレイントがない場合の各頸椎の変位挙動(時速5km)

図8 ヘッドレストレイントがある場合の各頸椎の変位挙動(時速5km)

りも硬いことから、後方追突時のドライバーの状態曲線に近いモデルとみなせる。

3.2 生体疑似頸部モデルを用いた実験的解析(時速5km)

図6に追突時速5kmの台車試験における生体疑似頸部モデルの各頸椎の変位挙動結果を示す。図7、8はヘッドレストレイントがない場合とある場合の胸部に対する各頸椎

の変位挙動である。Y軸の正の方向は水平方向を、負の方向は垂直方向を表している。

ヘッドレストレイントがない時、垂直方向の変位に注目すると、110ms以降に他の頸椎には見られない大きな変位が第2頸椎に見られる。ヘッドレストレイントの装着により、最大変位量が約4割低減した。

3.3 生体疑似頸部モデルを用いた実験的解析(時速11km)

追突時の高速ビデオカメラ撮影像を見ると、追突後70msで頭部は後方回転を始め、100ms後にヘッドレストレイントに接触し、胴

図6 ヘッドレストレイント装着時における生体疑似頸部モデルの挙動(時速5km)

図9 各頸椎間の水平方向の変位挙動(時速11km)

図10 上下方向の各頸椎間の挙動変位(時速11km)

体はシートバックの反力により前方へ押し出されていた。その後、110msで第5と第6頸椎間でせん断変位が見られ、続いて130msで第2と第3頸椎間でもせん断変位が観測された。

図9、10に、追突時速11kmにおける生体疑似頸部モデルの各頸椎間の変位挙動を示す。追突後50msまでは、第3と第4頸椎間の変位のみ異なり、第3頸椎のみ後方に回転し、他の頸椎は移動しなかった。50msから100msまでは、第4と第5頸椎間のみ前方に回転し、他の頸椎間は後方移動または後方回転を行った。100msから150msまでは、第5と第6頸椎間は110msまで後方回転し、その後前方移動を行い、第2と第3頸椎間は130msまで後方移動し、その後前方移動した。

3.4 コンピュータシミュレーションの結果

図11は、150msまでの全体挙動であるが、頸部はその下端に加えられた前方に向かう荷重により、追突後およそ100msまではその長さ方向に伸長し、頭部はその慣性のため追突前の位置と角度とをほぼそのまま保持している。

図11 有限要素モデルの挙動(時速5km)

図12 140msにおける圧縮応力分布(時速5km)

100ms以降、頭部に達した衝撃により頭部は後方に回転を始め、頸部は第3頸椎周辺で大きく屈曲するという挙動を示した。

次に、150msまでの引張応力(最大主応力)の解析結果を図12に示す。鞭打ち損傷の傷害部位は主に軟組織であるから、軟組織に生じた応力に注目するため、靱帯などの軟組織の層のみ図示した。最初、胸椎周辺に見られたのち、前縦靱帯に生じた引張応力の集中は時間の経過に従って頭部方向に向かって移動した。

圧縮応力(最小主応力)に関しては、追突後140ms付近で第3頸椎周辺の前縦靱帯、後縦靱帯、および黄色靱帯に強い応力集中が認められた。

4. 考 察

後方追突解析専用の頸部モデルは、我々の他にオランダのTNOはTRID II¹²⁾、スウェーデンのチェルマーズ大学でも頸部モデルを開発している。しかし、これらのモデルでは、各頸椎は別々に可動せず、生体頸部に近いとは言い難い。ところが、我々の生体疑似頸部モデルは3次元織物で各頸椎が連結されているため、各頸椎が生理学的な可動性を有するという従来にない特徴をもち、現段階ではより生体に近いモデルであると評価できる。

時速5kmでの生体疑似頸部モデルを用いた台車試験と有限要素法を用いたコンピュータシミュレーションの結果

を総合すると、台車試験において、第2頸椎の変位挙動が他の頸椎よりも著しく異なっており、シミュレーション結果からは、第3頸椎周辺に応力集中が見られた。したがって、有限要素解析は生体疑似頸部モデルを用いた結果とよく一致しているといえる。つまり、時速5kmという低速においては、第2および第3頸椎周辺が最も鞭打ち損傷を受傷しや

すい部位であると考えられる。

自動車の後方追突時において生体頸部は、頭部と体幹という2つの大きな重量物を結ぶバネとして位置づけされる。体幹が変位すると頭部はその慣性のため、その位置に止まるので頸部は引き延ばされて引張応力を示し、衝撃が頭部に到達すると、胴体に引きつけられた頭部により頸部は縮められて圧縮応力を示した。胴体に加えられた衝撃は各頸椎を連結する靱帯を中心として伝達されるため、応力分布は第2から第3頸椎周辺の靱帯を中心とした軟組織において見られた。

時速11kmでの台車試験において、50msまでの変位挙動で第3と第4頸椎間のみ後方に回転した。これは台車からの衝撃により頭部が揺れて発生した現象であり、第3頸椎周辺で損傷が生じる可能性がある。

50msから100msまでに関して、第4と第5頸椎間のみ前方移動し、他の頸椎間は後方移動と後方回転を行った。よって、頸部でS字形が形成されていることを示しており、この現象は頭部が回転せずに後方へ移動するために生じていることがボランティア試験などでも確認されている。

100msから150msまででは、110msに第5と第6頸椎間に130msに第2と第3頸椎間に移動方向の変化が起きている。この移動方向の変化が椎間板間にせん断変位として観察されたと考えられる。せん断変位が発生するのは、生体疑似頸部モデルが従来の頸部モデルに比べ、柔らかいため初めて観察されたとされる。頭部が後方移動している間、胴体はシート反力により前方移動を行う。そのため、下位頸椎は前方へ、上位頸椎は後方へ移動するため、第5と第6頸椎間にせん断変位が生じる。次に、頭部はヘッドレストレイントに接触し、慣性により後方に留まるが、胴体は前方移動を続け、頸部全体が前方移動するため、上位頸椎にせん断変位が生じる。この瞬間的に生じるせん断変位(せん断現象)により、神経や血管などの軟組織が損傷を受け、鞭打ち損傷の症状を引き起こしているのではないかと考えている。

鞭打ち損傷の発生メカニズムは、従来の研究では過伸展と過屈曲やS字型現象が鞭打ち損傷の原因と推察されてきた。本研究でもこれらの現象は確認されたが、更に、この椎体間のせん断変位が最も重要な原因の一つであると考えている。

5. 結 論

時速5kmの生体疑似頸部モデルを用いた実験的解析の

変位挙動結果と有限要素法によるシミュレーションの応力分布結果から、低速では第2頸椎と第3頸椎周辺が最も鞭打ち損傷を受傷しやすい部位であると思われる。

時速11kmの実験的解析より、椎体間のせん断変位が鞭打ち損傷発生の重要な要因の一つであり、瞬間的なズレにより神経などの軟組織に損傷が生じると考えられる。

また、本研究で得られた実験的解析とシミュレーションの研究成果を利用し、鞭打ち損傷低減シートの開発を行っている。

謝 辞

最後に、本研究に際して、ダミーや台車試験など多くのデータを提供して頂いたダイハツ工業株式会社技術開発部車両技術開発室ボディグループの方々に感謝する。

文 献

- 1) 交通事故総合分析センター, (1997)
- 2) 事故調査データ, 日本自動車研究所, (1986, 1992)
- 3) Mertz, H. Patrick, L.: "Strength and Response of the Human Neck", SAE Paper No. 710855(1971)
- 4) Kaneoka, K., Ono, K., Inami, S., Yokoi, N., Hayashi, K.: "Human cervical spine kinematics during whiplash loading", International Conf. New Frontier Biomech. Eng., No.97-205, 265, (1997)
- 5) 吉村寿人: 人体生理学提要, 光生館(1981), p.165
- 6) 猪飼道夫: 運動生理学入門, 杏林書院(1963), p.128
- 7) Noyes, F. R.: "Functional properties of knee ligaments and alterations induced by immobilization", *Clin. Orthp.* **123**, 210(1977)
- 8) 赤石文洋ら: 下位頸椎における前縦靱帯および後縦靱帯の力学的研究, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **15**, 109(1994)
- 9) 鳥取部光司ら: 腰椎分離症の力学的検討, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **15**, 99(1994)
- 10) 堤 定美, 吉田宏昭, 宮島陽一: 追突事故による頸部鞭打ち挙動に関する衝撃解析, 日本機械学会論文集(C編), **63**, 607, 791(1997)
- 11) Tsutsumi, S., Doi, K.: "Pseudo 3D Computer Simulation for Pathogenesis and Rehabilitation of Cervical Spine Deformity by Malocclusion" *Int. J. Industrial Ergonomics.*, **9**, 137(1992)
- 12) Thunnissen, J. G. M., van Ratingen, M. R., Beusenberg, M. C., Janssen, E. G.: "A dummy neck for low severity rear impacts", 15th ESV Conf., paper NO. 96-S10-O-12(1996)
- 13) 宮島陽一, 吉田宏昭, 村瀬晃平, 奥村秀樹, 堤 定美: 頸部鞭打ち損傷に関する力学的研究, 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **17**, 123(1996)
- 14) 吉田宏昭, 宮島陽一, 堤 定美: 頸部鞭打ち損傷に関する力学的研究(第2報), 日本臨床バイオメカニクス学会誌, **18**, 203(1997)
- 15) Yoshida, H., Tsutsumi, S.: "Experimental analysis of a new flexible neck model for low-speed rear-end collisions", *Accident Analysis & Prevention*, **33**, 305(2001)

*

*

*

*

*