

要 旨

本論文では側突時の頭頸部挙動のコンピュータシミュレーションについて報告する。先行研究を参考に側突解析のための数値モデルを開発し、側突時の筋活動の影響について解析した。

この結果、衝突を事前に予期し、身構えるような行動をとった際には筋活動の影響が大きいことがわかった。これより、実際の事故状況をシミュレーションするためには、筋のモデル化が重要であることが示された。

キーワード 側突, 頸部, シミュレーション, 筋, 人体モデル

Abstract

Numerical analyses of the head and neck responses during side impact are presented in this paper. A mathematical human model for side impact simulation was developed based on the previous studies of other researchers. The effects of muscular activities during severe side impact were analyzed using this model.

This study shows that the effect of muscular activities is significant especially if the occupant is prepared to resist the impact. This result suggests that the modeling of muscles is important for the simulation of real accident situations.

Keywords Side impact, Neck, Simulation, Muscle, Human model

1. はじめに

側突は前突に次ぎ、傷害発生率の高い事故要因である。側突では頭部傷害が最も多い。また、Wayne State Universityで実施した屍体実験の約三分之一では頸部傷害も観察されている。このため、側突時の頭頸部傷害の低減は重要な課題であり、保護デバイスも開発されてきている^{1,2)}。

側突時の頭頸部傷害を低減するには、衝突時の挙動を知ることが重要である。しかし、側突時の頭頸部挙動は、前突や後突と比べ複雑である。これは、頸部の軸に対し頭部重心位置が偏心しており、側突時には側方の曲げだけでなく、屈曲、伸展、あるいはねじれを伴う三次元的

な挙動を示すためである。さらに、側突時には筋の影響も前突や後突に比べ大きいと思われる。

2. 数値モデル

側突時の頭頸部挙動解析にはMADYMOを用い、二つの先行研究を参考にモデルを開発した。一つはHuangら³⁾のWayne State側突モデルであり、特に側突時の胸部応答解析のために開発された。モデルの胸部は他部位よりも詳細にモデル化されているが、頸部は単純にモデル化されている。もう一つは、van der Horstら⁴⁾の頭頸部モデルである。これは頸部の筋を含む詳細なモデルである。

Wayne State側突モデルは屍体実験データにより検証されている。頭頸部モデルは前突、側突について検証されているが、比較的低速な筋活動の影響を含んだボランティア実験データに対して検証されている。そこで、頭頸部モデルを筋活動の影響のない屍体実験データで検証し、これら二つのモデルを基に、Fig. 1に示す新しいモデルを開発した。

3. 筋活動の影響

実際の事故状況では、衝突中の乗員に何らかの筋の応答が起こるため、生体の応答を推定するにはシミュレーションにおいて筋活動を考慮する必要がある。

本研究では、筋活動を二つに大別して考えた。一つは筋反射のような衝突発生後に生じる筋活動であり、もう一つは衝突前にすでに始まっている筋活動である。後者は、事前に衝突を察知し、身構えた状態を想定している。実際には、頭部は衝突車両の方向を向いている場合が考えられるが、主に筋活動の影響を解析するため、このような顔の向きによる回転は考慮しなかった。

3.1 筋反射

衝突中の筋反射は筋の伸張、伸張速度、あるいは身体他部位からの何らかの信号により引き起こされると考えられる。前者は伸張反射であり、生理学的に応答が解明されている。後者は体性感覚による反射であるが、十分に解明されていない。しかし、Szaboら⁵⁾はボランティアによる実験の結果より、低速な後突では、頸部の筋の収縮が始まる時期は筋の応答の時間遅れを考慮すれば、腰椎に作用する加速度と相関があることから、腰椎の加

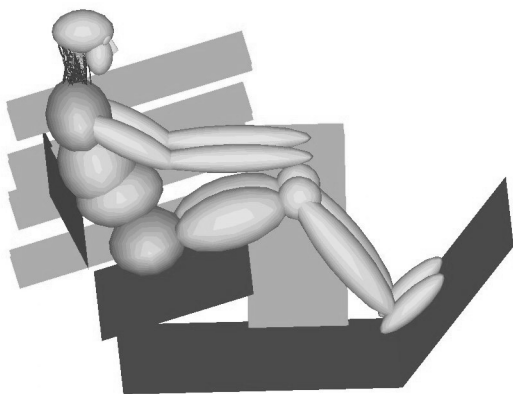


Fig. 1 Mathematical model.

速度が頸部の筋収縮のトリガと考えられると報告している。

3.1.1 伸張反射

MADYMOでは筋張力は以下のように計算される⁶⁾。

$$F = F_{CE} + F_{PE} \quad (1)$$

ここで、

$$F_{CE} = A \cdot F_{max} \cdot f_H(V_r) \cdot f_L(l_r) \quad (2)$$

$$F_{PE} = F_{max} \cdot f_p(l_r) \quad (3)$$

である。 F_{CE} は収縮要素(Contractile Element: CE)による力、 F_{PE} は並列弾性要素(Parallel Elastic Element: PE)による力である。パラメータ A は筋活動の状態を定義する筋の神経刺激による活性化状態である。最大活性化状態を $A = 1$ 、活性化されていない状態を $A = 0$ で定義する。パラメータ F_{max} は最大等尺性筋力である。パラメータ l_r 、 V_r は正規化された筋長および筋伸張速度である。関数 f_H 、 f_L 、 f_p はそれぞれ収縮要素の活性化時の力-速度関係、力-筋長関係、並列弾性要素の受動的な力-筋長関係を表す。

モデルに筋活動を組み入れるために、活性化状態 A をそれぞれの筋に対して時間の関数として定義する。MADYMOでは伸張反射をシミュレートすることができないため、以下の手順により伸張反射をシミュレートした。

手順1: 筋の受動的な応答のみでシミュレーションを実施する。

手順2: 各筋の反射のタイミングを決定するために、手順1の結果より筋の伸張、伸張速度を解析する。

手順3: 伸張反射の時間遅れを考慮して、活性化状態を時間関数として定義する。

手順4: 活性化状態をモデルに組み入れて能動的な応答をシミュレートする。

反射の時間遅れについては様々な研究^{7,8)}が行われており、頸部の筋の反射時間は25~90msec、収縮時間は25~100msecと報告されている。これより、van der Horstら⁴⁾の仮定と同様に、反射時間を25msec、収縮時間を55msecとした。

3.1.2 体性感覚による反射

Szaboら⁵⁾はボランティアを用いたテストにより、頸部の筋活動は腰椎の加速度によって引き起こされると報告している。つまり、筋活動は伸張情報だけでなく、他の身体領域からの情報によっても引き起こされると考えられる。本研究でも同様に、他の身体領域の加速度が頸部の筋を活性化させると仮定し、シミュレーションを行った。

3.2 衝突前筋活動

実際の事故状況では、乗員は衝突を事前に察知して身構える場合が考えられる。そのような場合には、乗員の頭頸部は頸部の筋の張力により明らかに硬化し、衝突後の応答に影響を与える。

この衝突前の筋活動を考慮するためには、初期条件として頭部を特定の姿勢に保持できる各筋の張力の平衡状態を定義する必要がある。そこで、衝突前の筋活動状態を、筋張力による関節モーメントを最小にする最適化により仮定した。

頸部の筋が作用する全ての関節モーメントについて考慮すべきであるが、単純化のため、頸部両端の二つの関節についてのみ考慮した。両端の関節モーメントが最小になるような場合には、頸椎の他関節の回転は小さいと考えた。

Fig. 2に筋群の模式図を示す。最適化計算にはMicrosoft Excelを用い、以下のように行った。

(1) 頭部 - 第一頸椎 (C1) 関節モーメントの最適化

関節モーメントは以下の式で示される。

$$M_1 = F_1(A_1) \cdot l_1 + F_2(A_2) \cdot l_2 + F_3(A_3) \cdot l_3 + F_4(A_4) \cdot l_4 \quad (4)$$

ここで、 M_i は関節モーメント、 F_i は筋張力、 l_i はモーメントアーム、 A_i は筋の活性化状態を表す。

モデルでは、筋は左右対称であるため、左右の筋が同じ張力を発生するとき、頭部の側方への曲げやねじりは生じない。このため、矢状面内のモーメントのみを考慮した。

式(4)をモーメントが最小となるように最適化する。式(1)~(3)より、等尺筋筋張力はその活性化状態にのみ依存するため、最適化変数は活性化状態 A_i となる。

ここで、すべての筋活動がない場合 ($A = 0$) には、モ

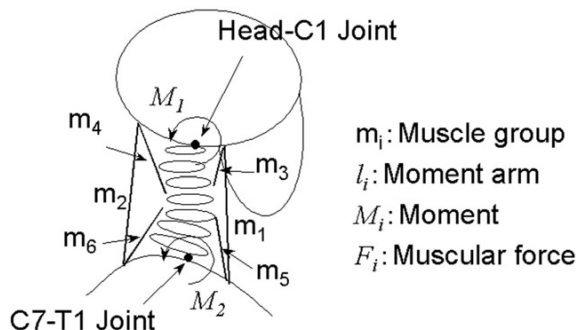


Fig. 2 Scheme for optimization method.

メントは0となり、最適化条件が満たされ、目的とする解が得られない。モデルでは屈筋群に比べ伸筋群の方が多いため、目的とする条件では、屈筋群の活動は伸筋群より大きくなければならない。そこで、 A の初期値を屈筋群では1、伸筋群では0として、最適化計算を実行することで目的とする解が得られるものと考えられる。

(2) 第七頸椎 (C7) - 第一胸椎 (T1) 関節モーメントの最適化

関節モーメントは以下の式で定義できる。

$$M_1 = F_1(A_1) \cdot l_1 + F_2(A_2) \cdot l_2 + F_5(A_5) \cdot l_5 + F_6(A_6) \cdot l_6 \quad (5)$$

頭部 - C1関節と同様に最適化を行う。筋群 m_5 と m_6 は下位頸椎のみで作用するが、筋群 m_1 と m_2 は頸椎全体に作用する。そのため、活性化状態 A_1, A_2 は先の最適化で求められた値を用い、最適化変数から除外した。そのため、最適化変数は下位頸椎でのみ作用する筋群 m_5 と m_6 の活性化状態 A_5, A_6 のみである。

これより、すべて筋で活性化状態を仮定することができる。しかし、衝突前の筋活動により頸部が圧縮され、頭部と頸部の相対位置は初期条件に対して変化する。そのため、初期条件と同様に頭部を直立に保つために、活性化状態 A の値をわずかに修正する必要があった。

4. 結果と考察

4.1 モデルの検証

頭頸部モデルは屍体を用いたスレッドテスト (速度 6.7m/s, 9m/s) の結果を用いて検証した。実験結果と良く一致するようにモデルのパラメータを修正した。Fig. 3, Fig. 4に頭部の角加速度の比較を示す。スレッド速度が9m/sの時には良く一致するが、6.7m/sではピークの加速度が実験に比べ、シミュレーションでは小さくなっている。

Wayne State側突モデルは、Huangら³⁾によって同様の屍体実験データにより検証されているため、本研究では検証は省略した。

4.2 筋の影響

4.2.1 筋反射

Fig. 5, Fig. 6に筋活動のない場合と伸張反射を考慮した場合の頭部回転の比較を示す。図より伸張反射の影響は小さいことがわかる。これは伸張反射における筋応答の時間遅れが大き過ぎるためである。

Fig. 7, Fig. 8に筋活動のない場合と体性感覚による筋反射の生じた場合での比較を示す。今回はT1の加速度を筋反射のトリガとして用いた。この反射では伸張反射より影響が大きかったが、十分に衝突に抵抗するには筋の応答の遅れが大き過ぎると思われる。

伸張反射と体性感覚による反射の違いは筋活動の開

始タイミングだけである。本研究の場合では、伸張反射による筋活動の開始時間は16～31msec、加速度がトリガとなる反射では15msecであり、スレッドテストをシミュレートした場合には両者には明確な違いが生じなかった。

4.2.2 衝突前筋活動

Fig. 9に通常の状態（弛緩状態）と衝突前筋活動のある状態（緊張状態）での頭頸部の位置の違いを示す。衝突前筋活動時の頸部は筋張力により圧縮されているが、頭

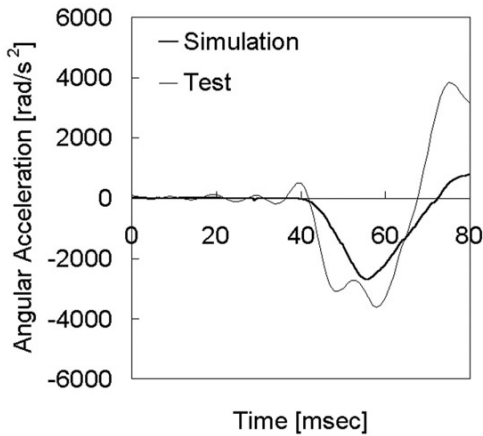


Fig. 3 Comparison of head angular acceleration. (6.7m/s)

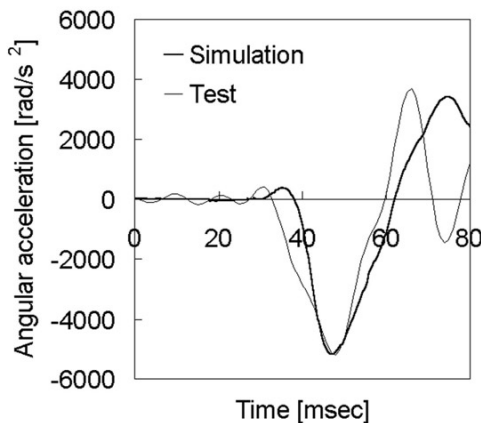


Fig. 4 Comparison of head angular acceleration. (9m/s)

部の位置はほぼ同一であり、頭部を直立状態に保っていることがわかる。

Fig. 10, Fig. 11に頭部回転角の比較を示す。衝突前筋活動時には、頸部の各筋は衝突に抵抗し、頭部挙動に影響を与えるのに十分な筋張力を発生し、筋反射よりも影響が顕著である。この衝突前筋活動は、頸部の筋が頭部を直立状態に保持ができる最大の張力を仮定しているため、この時の筋の影響は最大となる。実際の衝突事故では、筋活動が最大になるとは限らないため、頭頸部の挙動は筋活動のない状態と衝突前筋活動時との範囲内になると思われる。

筋の影響はすべての条件で、衝突速度の増加とともに減少する。つまり、重度の衝突では筋反射の影響は小さくなる。しかし、スレッド速度が9m/sの時、筋反射による頭部回転角度の減少は10%以下であったが、衝突前応

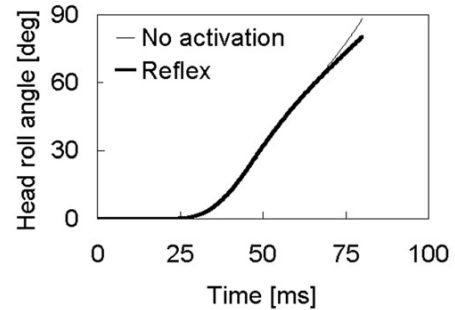


Fig. 5 Comparison of head rotation. (Stretch reflex, 6.7m/s)

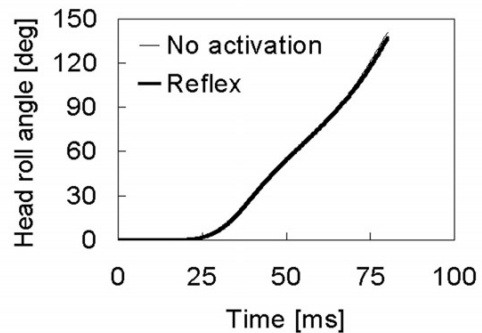


Fig. 6 Comparison of head rotation. (Stretch reflex, 9m/s)

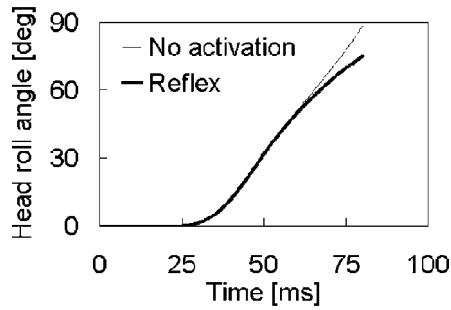


Fig. 7 Comparison of head rotation. (Reflex due to acceleration, 6.7m/s)

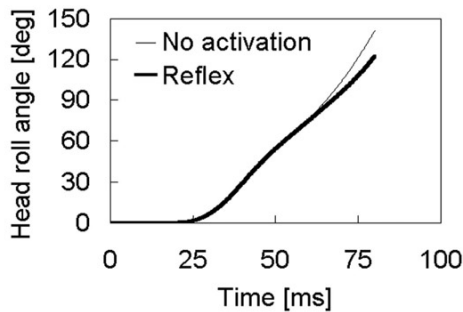


Fig. 8 Comparison of head rotation. (Reflex due to acceleration, 9m/s)

答では約30%であり、重度の衝突条件でも衝突前筋活動時には完全には筋の影響を無視できないことがわかる。

本研究で開発したモデルは、頭頸部の全体的な挙動解析には使用できるが、全体的挙動での検証しか実施していないために、より詳細な挙動などの解析には信頼性が不足していると思われる。さらに、モデル中の各関節での椎間板、靭帯の特性は同一であり、今後は改良していくべき課題である。しかし、現時点では、このようなモデルのパラメータに使用する動的なデータが入手できない上に、セグメントレベルでのモデルの検証のための実験データもほとんどない。

5. 結論

本研究では、側突時の頭頸部挙動のコンピュータシミュレーションによる研究により、以下の結論を得た。

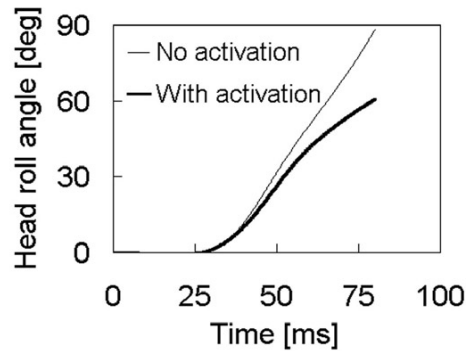


Fig. 10 Comparison of head rotation. (Pre-activation, 6.7m/s)

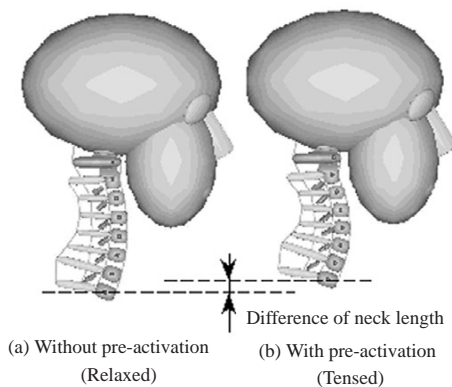


Fig. 9 Comparison of head and neck positions with and without pre-activation.

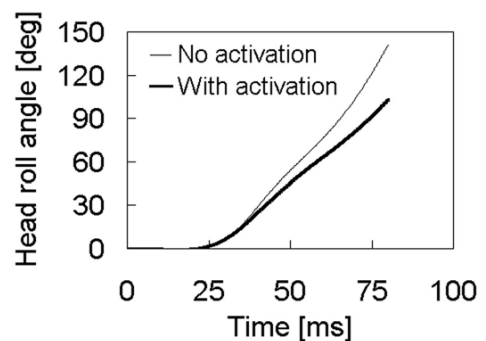


Fig. 11 Comparison of head rotation. (Pre-activation, 9m/s)

- (1) 側突をシミュレートするための数値モデルを開発した。
- (2) モデルを用いて、以下のような頸部の筋が頭頸部挙動に与える影響について解析した。
 - ・伸張反射による筋反射
 - ・他の身体領域からの情報による筋反射
 - ・衝突前の筋活動
- (3) 衝突前筋活動の頭頸部挙動に与える影響は大きい。
- (4) より詳細な解析のためには、モデルパラメータを定義するために動的かつセグメントレベルでの詳細なデータが必要である。

謝辞

本研究はWayne State Universityにおいて実施したものである。King教授をはじめ、Bioengineering Centerのスタッフの多大な協力を得た。ここに謝意を表す。

参考文献

- 1) Kompaß, K. and Digges, K. : "Benefits of Inflatable Tubular Structure", 16th ESV Conf., No.98-S8-O-14(1998)
- 2) Öhlund, A., Palmertz, C. and Korner, J. : "The Inflatable Curtain(IC), A New Head Protection System in Side Impacts", 16th ESV Conf., , No.98-S8-W-29(1998)

- 3) Huang, Y., King, A. I. and Cavanaugh, J. M. : "A MADYMO Model of Near-side Human Occupants in Side Impacts", Trans. of the ASME J. Biomech. Eng., 116(1994), 228 ~ 235
 - 4) Van der Horst, M. J., Thunnissen, J. G. M., Happee, R. and Wismans, J. S. H. M. : "The Influence of Muscle Activity on Head-neck Response during Impact", Proc. of the 41st Stapp Conf., (1997), 487 ~ 493
 - 5) Szabo, T. J. and Welcher, J. B. : "Human Subject Kinematics and Electromyographic Activity during Low Speed Rear Impacts", Proc. of the 40th Stapp Conf., (1996), 295 ~ 315
 - 6) TNO : MADYMO Theory Manual Version 5.2, (1996)
 - 7) De Jager, M. K. J. : "Mathematical Head-neck Models for Acceleration Impacts", (1996), PhD Thesis, University of Eindhoven
 - 8) Tennyson, S. A. and King, A. I. : "A Biodynamic Model of Human Spinal Column", SAE Tech. Pap. Ser., No.760771, (1976)
- (2001年3月1日原稿受付)

著者紹介



速水則行 Noriyuki Hayamizu
 生年：1969年。
 所属：人体モデリング研究室。
 分野：衝突安全に関する研究。