

◆특집◆ 인체 운동 분석

후방 추돌 시 머리지지대의 강도에 따른 부상 정도 분석

김영은*, 김수택**

Analysis of Whiplash Injury according to Headrest Stiffness during Low-Speed Rear Impact

YoungEun Kim*, SooTaek Kim**

Key Words : Low-speed rear impact (저속후방추돌), Headrest stiffness(머리지지대강도), Human model (인체모델), Capsular ligament (관절낭인대), Facet contact force (후관절 접촉력)

1. 서론

자동차 사고 중 치명적인 사고는 대부분 정면 충돌에 의해 발생되며 일부 측면 충돌에 의해 발생되기도 하나 후방 추돌에 의해서는 매우 드물게 발생되고 있다. 그러나 부상을 동반하는 사고의 약 반 정도는 후방 추돌에 의해 발생되고 있다. 후방 추돌에 의한 운전자의 목 부상은 대개 25km/h¹ 이하의 저속에서 발생하는 소위 편타성 상해(whiplash injury)로 인해 발생되고 있다. 편타성 상해는 목의 경직, 쑤심, 두통, 어깨 결림, 어지러움증 등의 임상적 증상을 보이기도 한다. 편타성 상해에 대한 상해 메커니즘은 그 동안 여러 연구자들에 의해 제안되어 왔으며 대표적으로 목의 과도 신전(hyperextension), 인장(tension)을 동반한 굴전(flexion), 척주관(spinal canal)의 압력 증가, 후관절(facet joint)의 충격(impingement) 등이 상해의 요인으로 제시되어 왔다. 최근에는 관절낭인대

(capsular ligament)의 염좌(strech)가 연구자들에 의해 통증의 주 요인으로 지목되고 있다.

이와 같은 편타성 상해는 머리지지대의 위치와 자동차의 시트 특성에 따라 큰 영향을 받고 있음이 이미 알려져 있다. 머리 지지대의 위치에 따른 안전도 평가는 이미 RCAR 에 의해 제안된 방법이 일반적으로 사용되고 있으며, 이에 따라 추돌 시 머리 지지대의 위치가 자동 조절되도록 한 능동형 머리지지대(active head restraint)가 사용되고 있다.

머리지지대의 위치에 따른 영향 분석에 비해 시트의 강성도 특성에 따른 안전도 평가는 중요성에도 불구하고 상대적으로 많은 연구가 수행되어 있지 못한 상태이다. 시트 강성도에 따른 운전자의 거동 변화는 Svensson 등², Haland 등³에 의해 더미를 이용한 실험에서 분석되었다. Watanabe 등⁴은 시트 뒷쪽의 강성도가 크고 아랫쪽이 낮은 경우에서 가장 크게 아랫쪽 목에서 모멘트가 발생되고 있음을 역시 더미를 이용한 실험을 통해 제시하고 있다. 이에 반하여 NIC(Neck Injury Criterion) 값은 위, 아래 모두 큰 강성도를 갖는 시트에서 가장 크게 발생되고 있었다.

최근 상세 목 모델을 포함한 MADYMO 모델을 이용한 해석에 의하면 목의 연부조직(soft tissue) 상해 가능성은 머리지지대와 머리가 접촉한 후 앞

* 단국대학교 기계공학과
Tel. 02-709-2561, Fax. 02-790-9661
Email yekim@dankook.ac.kr

** 단국대학교 학부-대학원 연계과정
생체역학, 특히 orthopedic biomechanics 중에서 spine biomechanics, 충격에 따른 인체안전도분석 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

으로 되 튀겨나가(rebound) 목에서 굴전이 시작 하려는 경우에서 가장 크게 높아짐을 알 수 있었다. 따라서 기존의 연구에서 행하여진 시트 강성도 차이도 목 부상에 영향을 미칠 수 있으나 이 보다는 머리지지대의 강성도 차이가 더 큰 영향을 줄 수 있음을 예측 할 수 있었다. 그러나 이에 대한 실험적 또는 해석적 분석이 아직 시행된바 가 없어 본 연구에서는 후방 충돌 시 머리지지대의 강성도 변화가 목 상해에 미치는 영향을 분석 하고자 하였다.

2. 모델링

2.1 인체 및 시트 모델

본 연구에서 사용된 해석적 운전자 모델은 이미 모델의 타당성이 확보된 MADYMO⁵의 인체

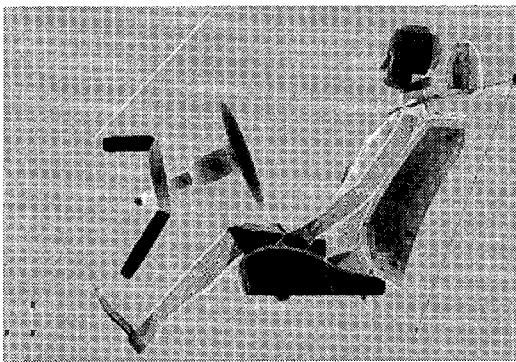
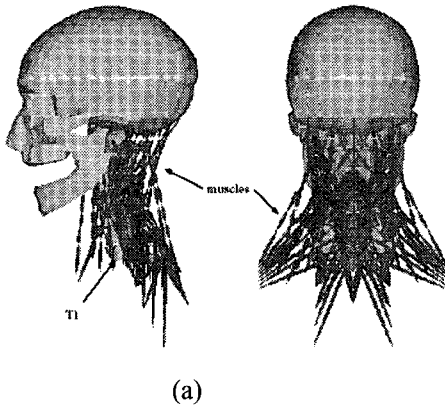


Fig. 1 (a) Detailed neck model (b) Occupant on the seat model

모델에다 목 부분의 모든 요소들을 고려한 상세 목 모델⁶(detailed neck model)을 대체 결합시킨 형태의 모델이 사용 되었다. 모델 50% 성인남자를 대상으로 모델링 되었으며, Fig.1 의 (a)는 상세 목 모델을 (b)는 시트에 인체 모델이 앉혀진 형태를 각기 보여주고 있다. 시트 모델링은 실제조건과의 적합성을 고려하여 실제 자동차 시트형태로 모델링 된 버켓 형태의 시트를 사용하였으며 시트 등받이 각도는 20° 로 설정하고 시트 쿠션의 각도를 10° 로 하였다. 머리지지대의 위치는 머리와 머리지지대의 전후 및 상해 간격이 80-40mm 인 상태로 고정 하였다. 시트벨트도 모델링 시 고려 하였으며 인체 모델과 미끄럼 마찰이 발생토록 하였다.

2.2 시트 및 머리지지대의 물성치

시트 및 머리구속장치에 적용된 물성치는 자동차 시트 폼에서 측정된 힘-변위관계의 값⁷ 을 사용하였다. 머리지지대의 강성도 변화에 따른 운전자의 상해 가능성 분석을 위해 시트의 물성치는 그림에서 제시된 값으로 고정 하였으며, 머리지지대의 강성도를 시트 강성도에 각기 1/4, 1, 4 배로 설정하여 각기 계산토록 하였다.

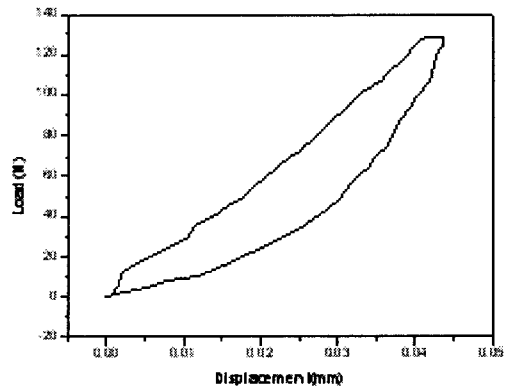


Fig. 2 Loading-unloading curve of seat foam

2.3 해석에 사용된 가속도 형상

더미를 이용하여 충돌에 따른 상해 가능성분석을 위해 이미 RCAR 에서는 대표 가속도 형상을 제시하고 있다. 그러나 여러 종류의 실차를 이용하여 실제 사고 분석을 수행한 결과에서는

RCAR 에서 제시된 가속도 보다는 약간 큰 크기의 가속도가 발생하고 있다. 따라서 본 연구에서는 Sundarajan 등⁸이 사용한 가속도 형상의 평균값을 사용토록 하였다. Fig. 3 은 시간에 따른 평균 가속도 형상을 보여 주고 있으며, 가속도는 시트의 바닥 면에 가하도록 하였다.

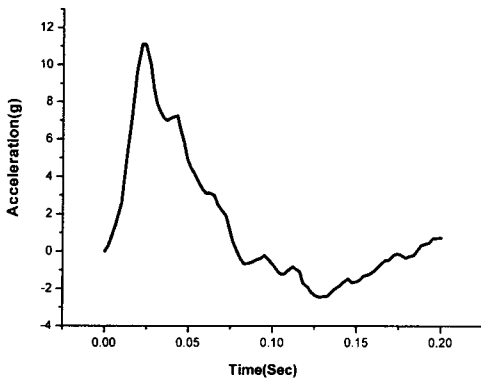


Fig. 3 Typical seat acceleration pulse

3. 해석 결과

3.1 추돌에 따른 경추 운동분절의 회전량

후방 추돌에 의한 머리와 경추부의 각 운동 분절에서의 응답특성을 살펴 보면 Fig. 4,5 와 같이 나타나고 있다. 그림은 Fig. 2 에서 제시되고 있는 시트와 머리지지대의 물성치를 대입하여 계산된 결과를 보여주고 있다. 추돌이 발생하여 머리가 머리지지대에 접촉 하기 전까지 경추부의 대부분인 C3-C7 의 경추들은 후방으로 전이(translation)운동이 발생되고 있으며 머리와 C1 사이에서는 굴전이 일어나고 있다. 반면에 C1/C2 사이에서는 약간의 신전이 발생되다가 머리지지대와 접촉이 시작되면서 굴전이 발생되고 있었다. 머리지지대에 최대 접촉이 일어난 후에는 다시 신전 상태로 되돌아 가고 있다. 머리와 머리지지대가 접촉 하는 동안 경추부의 아래 추체 (C5-C7)에서는 신전이 발생하고 있으며 윗쪽 추체(C2-C4)에서는 굴전이 발생하여 경추는 S 자를 뒤집어 논 형태를 취하게 된다. 머리지지대로부터 되 튀겨나가(rebound)면서 머리-C2 에서는 신전이 일어나며 나머지 부분에서는 굴전이 발생하게 된다.

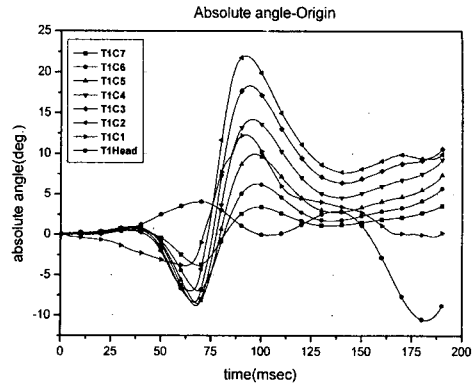


Fig. 4 Absolute angular motions with respect to T1

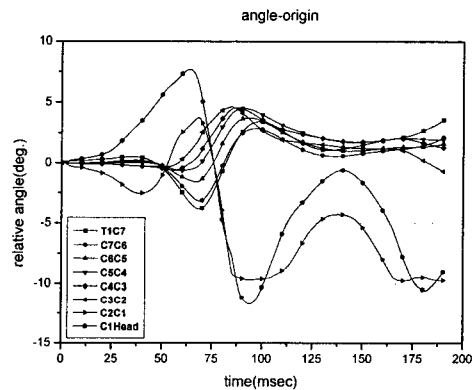


Fig. 5 Motion segment angular motions after impact

3.2 머리 지지대의 강성도에 따른 변화

머리지지대의 강성도를 Fig. 2 에서 제시된 값을 각기 4 배로 증가 시키고 1/4 배로 감소 시켜 이에 따른 응답 특성을 비교한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

3.2.1 운동분절의 회전량 변화

머리지지대의 강성도를 증가 시킨 경우에는 머리지지대와 머리가 접촉 하는 동안 C5-C7 에서의 신전량이 다소 감소 하였으며 머리지지대를 되 튀겨나간 직 후의 머리-C2 에서의 신전량도 4 도 정도 감소하고 있었다. 반면에 머리지지대의 강성도를 1/4 로 줄인 경우에는 이 값이 2 도 증가하고 있었다.

3.2.2 척추 요소에서의 변화

머리지지대와 머리가 접촉 하는 동안 머리/C1 에서는 앞의 운동량 변화에서 보듯이 굴진 상태에서 신전으로 변화 하면서 후관절에서의 접촉력이

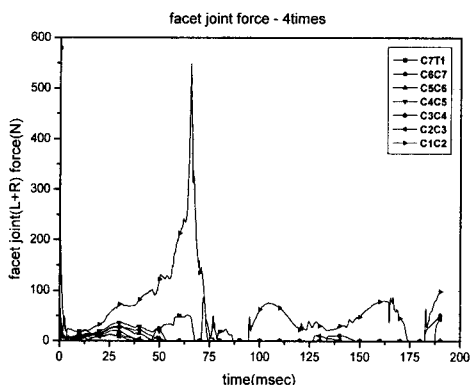


Fig. 6 Facet contact force variation

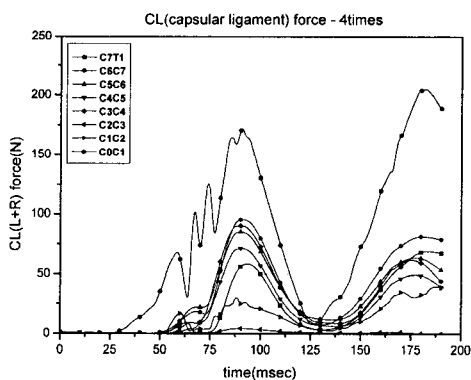


Fig. 7 Variation of capsular ligament tensile forces

크게 증가 하게 된다. Fig. 6,7 에서는 후관절에서의 접촉력 변화와 관절낭 인대의 인장력을 각기 나타내고 있다. 위의 경우는 머리지지대의 강성도 4 배로 증대시킨 경우에 해당되며 Fig. 2 에서와 같은 강성도에 경우에는 후관절 양쪽에서 발생하는 총 접촉력이 500N 에서 420N 으로 감소 하며 강성도를 1/4 로 줄일 경우는 395N 으로 더욱 줄어 지게 된다. 그러나 전체적인 변화는 강성도의 크기 관계없이 유사한 형태를 보이고 있었다.

지금까지의 결과에서 예측되듯이 전체적인 변화량은 크게 나타나고 있지 않았지만 머리와 머리 지지대의 접촉 시간이 강성도가 4 배인 경우(52-

82ms), 1 배의 경우(52-91ms), 1/4 인 경우(42-98ms) 로 각각 변화 시킴에 따라 각 운동 분절에서의 최대 반력의 발생 시기도 변화하게 된다. Fig. 8 에서는 C4/C5 사이의 추간판에서 발생하는 전단력의 변화를 보여주고 있다. 그림에서 보듯이 추간판의 최대 전단력은 머리가 머리지지대를 뒤겨나간 바로 후에 발생되며 머리지지대의 강성도가 작아 짐에 따라 그 크기가 증대되고 있다.

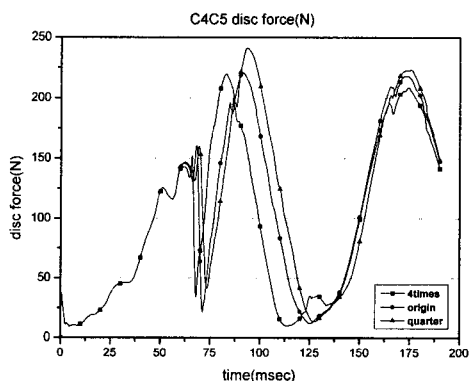
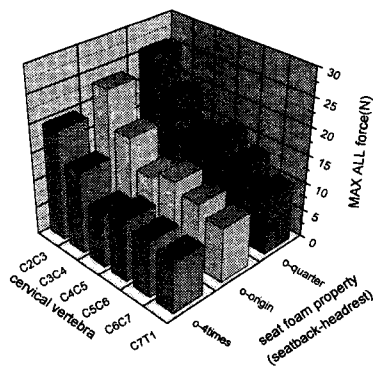
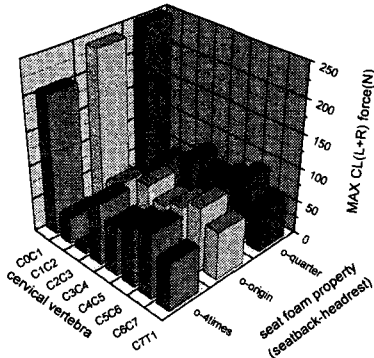


Fig. 8 Disc shear force variation at C4/C5 level

Fig. 9 의 (a),(b)는 머리가 머리지지대와 접촉 하는 동안에 각 인대(전방인대, 관절낭인대)에서 발생하는 인장력의 최대값을 머리지지대의 강성도에 따라 비교하여 각기 보여 주고 있다. 머리 지지대의 강성도가 작아짐에 따라 인대의 인장력이 증대되고 있음을 볼 수 있다. 전방 인대의 경우 경추부의 윗쪽에 위치한 인대에서 상대적



(a) Anterior longitudinal ligament



(b) Capsular ligament

Fig. 9 Maximum ligament forces at each motion segment with respect to headrest stiffness

으로 큰 인장력이 발생하고 있으며 머리지지대의 강성도가 작아짐에 따라 특히 C5/C6 사이에 위치한 인대에서 인장력이 증대되고 있음을 보이고 있다 한편 편타성 상해의 주요인이 되고 있는 관절낭 인대의 최대 인장력은 머리/C1 사이에 위치한 인대에서 가장 큰 값들이 발생되고 있으며 C2/C3 와 C5/C6 사이의 인대에서도 큰 인장력이 발생되고 있다. 머리지지대의 강성도가 작아짐에 따라 인대의 최대 인장력도 다소 증가함을 나타내고 있다.

Fig. 10 은 머리지지대와 머리가 접촉 하는 동안 후관절에서 발생하는 최대 접촉력을 보여 주고 있다.

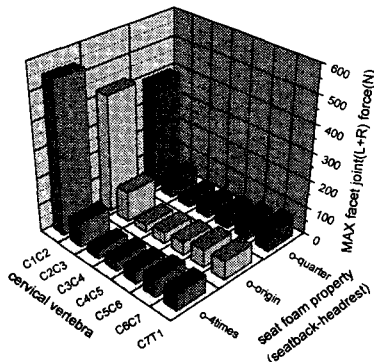


Fig. 10 Maximum facet contact at each level

그림에서 접촉력은 양 후관절에서의 접촉력의 합을 나타내고 있다. 머리와 C1 사이에 위치한 후관절에서 가장 큰 값이 나타나고 있으며 C1/C2 에서 다음으로 큰 값이 생성되고 C3 아래로는 밑으로 내려갈수록 점차 증가된 값을 보이고 있다. 후관절의 접촉력은 앞서 분석된 척추 각 요소에서의 반발력과 달리 머리지지대의 강성도가 큰 경우에서 가장 큰 값을 보이고 있었다.

4. 토의

머리지지대가 없는 경우 편타성 상해는 경추가 S 자 형태로 되어 커브의 형태가 변하는 C4/C5/C6 사이에서 많은 부상이 야기되고 있다. 사체를 이용한 in-Vitro 실험⁹에 의하면 전중인대의 경우 상대적으로 큰 인장력이 이 부분에서 발생되고 있다. 또한 같은 형태의 실험¹⁰에서 측정된 윤상인대(annulus) 화이버의 파단 가능성도 역시 같은 부위에서 발생하고 있었다. 그러나 머리지지대가 있는 경우에는 이와는 상당히 다른 형태의 추체 운동이 발생되고 있다.

위의 경우 와 달리 머리지지대가 있는 경우는 다른 형태의 목 운동이 계산되었다. 사체를 이용한 in-Vitro 시험 결과⁸에서는 머리와 머리지지대가 접촉을 시작 하는 시간이 본 연구의 결과 보다 늦게 나타나고 있었다. 이와 같은 원인은 시트의 초기 각도가 22.5° 로 본 모델보다 다소 크고, 본 연구에서는 고려하지 않았던 몸통과 시트의 접촉 후 시트의 회전 때문으로 여겨진다. 그러나 머리가 머리지지대에 접촉한 상태에서는 본 연구의 결과와 같이 경추부가 편타성 상해의 대표적 형태인 S 자 형태를 보이고 있지 않고 있다. 또한 머리가 머리지지대에 접촉 하면서 후관절에서 미끄럼 접촉이 크게 증대되고 있음을 고속 X-ray 를 이용하여 보여 주고 있었다. 본 연구 결과에서도 Fig. 7 에서 볼 수 있듯이 관절낭 인대의 인장이 이 시기에 크게 증가하고 있음을 볼 수 있었다. 관절낭 인대는 후관절을 싸고 있는 형태를 취하고 있기 때문에 후관절에서 미끄럼 접촉이 증가함에 따라 관절낭 인대의 인장도 증대되게 된다. 머리지지대의 강성도가 1/4 로 감소 하게 되면 머리/C1 의 관절낭 인대의 인장력은 4 배 강성도 경우 보다 약 25% 정도 증대 하게 된다. 그러나 C1-T1 사이의

경추부에 위치한 관절낭 인대에서의 인장력의 변화는 큰 차이가 없었다. 실험적 결과에 의하면 후관절이 평균적으로 4.8mm 이상 미끄러졌을 경우 관절낭 인대의 파단이 시작되나 본 연구의 결과는 이 보다는 매우 작은 값이 계산되고 있다. 같은 현상이 전종인대(ALL)에서도 발생하고 있다. 따라서 기존의 시트 강성도에 따른 부상 가능성 연구 결과와 달리 머리지지대의 경우는 강성도가 감소함에 따라 부상 가능성이 증대 되고 있음을 알 수 있었다. 그러나 후방 충돌 시 의 또 다른 상해 원인으로 제시되고 있는 후관절의 윤활막 (articular cartilage) 손상의 경우는 Fig. 10 에서 보듯이 큰 강성도 경우에서 조금 더 가능성이 있어 보인다. 시트만의 강성도 차이에 따른 부상 가능성은 큰 강성도의 시트에서 훨씬 크게 나타나고 있어 머리지지대의 경우와는 대조되는 경향을 보이고 있다. 따라서 보다 안전한 시트 및 머리지지대의 강성도 분포는 추가적인 계산 결과를 통해 확인 되어야 할 것이다.

5. 결 론

상세 목 모델을 포함한 MADYMO 인체 모델을 이용하여 머리지지대의 강성도 변화에 따른 충돌 시의 목 부상 가능성을 해석하였다. 기존의 시트 강성도에 따른 목 부상 가능성과 달리 머리지지대의 경우에는 대체적으로 낮은 강성도의 머리지지대에서 부상 가능성이 크게 나타나고 있다. 그러나 후관절 윤활막의 부상 가능성은 반대로 나타나고 있었다. 본 연구에서 사용된 시트 모델은 몸통과의 접촉 시 시트의 회전을 고려치 않아 실제 경우와는 약간 다른 응답 특성을 보이고 있다. 추후 시트의 부분별 강성도 차이와 머리지지대의 강성도 차이를 함께 고려한 모델을 이용하여 본 연구와 같은 계산을 수행 할 경우 지금보다 보다 안전한 시트 모델을 제시 할 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 2004 년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.

참고문헌

1. Ichberger, A., Geigl, B.C., Moser, A., Fachbach, B. and Steffen, H., "Comparison of Different Car Seats regarding Head-neck Kinematics of Volunteers during Rear End Impact," IRCOBI, pp.153-164, 1996.
2. Svensson, M., Loevesund, P., Haland, Y. and Larsson, S., "The Influence of Seat-back and Head-restraint Properties on the Head Neck Motion during Rear Impact," Accident Analysis and Prevention, Vol. 28, pp. 221-227, 1996.
3. Haland, Y., Lindh, F., Fredriksson, R. and Svensson, M., "The Influence of the Car Body and the Seat on the Loading of the Front Seat Occupants neck in Low Speed Rear Impact," 29th ISATA, 1996.
4. Watanabe, Y., Ichikawa, H., Kayama, O., Ono, K., Kaneoka, K. and Inami, S., "Influence of Seat Characteristics on Occupant Motion in Low-speed rear Impact," Accident Analysis and Prevention, Vol. 32, pp. 243-250, 2000.
5. TNO, Madymo Model manual, Version 6.2, 2004.
6. Horst M., "Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading-modeling and validation," Ph.D. Thesis, Technische Universiteit Eindhoven, 2002.
7. Welcher, J.B. and Szabo, T.J., "Relationships between Seat Properties and Human Subject Kinematics in Rear Impact tests," Accident Analysis and Prevention, Vol. 33, pp. 289-304, 2001.
8. Sunadarajan, S., Prasad, P., Demotopoulos, C.K., Tashman, S., Begeman P.C., Yang, K.H. and King, A.I., "Effect of Head-Neck Position on Cervical Facet Stretch of Post Mortem Human Subjects during Low Speed Rear-End Impacts," Stapp Car Crash J., Vol. 48, pp.331-372, 2004.
9. Ivancic, P.C., Pearsom, A.M., Panjabi, M.M. and Ito, S., "Injury of the Anterior Longitudinal Ligament during Whiplash Simulation," Eur. Spine J., Vol. 13, pp. 61-68, 2004.
10. Panjabi, M.M., Ito, S., Pearsom, A.M. and Ivancic, P.C., "Injury Mechanism of the Cervical Intervertebral Disc during Simulated Whiplash,"

Spine , Vol. 29, pp. 1217-1225, 2004.