

저속 추돌시 충돌방향에 따른 목상해 해석

조 휘 창*¹⁾ · 김 영 은²⁾

서일대학 자동차과¹⁾ · 단국대학교 기계공학과²⁾

A Study on Influence of the Impact Direction on the Neck Injury during Low Speed Rear Impacts

Huichang Jo*¹⁾ · Youngeun Kim²⁾

¹⁾Department of Automotive Engineering, Seoil College, Seoul 131-702, Korea

²⁾Department of Mechanical Engineering, Dankook University, Seoul 140-714, Korea

(Received 1 August 2006 / Accepted 18 September 2006)

Abstract : MADYMO human model with the detail neck was used to investigate the reaction force of neck and neck injury from rear impact directions. In the validation simulation, head acceleration, thorax acceleration and the global kinematics of the head and neck were correlated well with experimental data. Acceleration data from three 15 km/h low speed car rear impact pendulum tests(rear-end, offset, oblique) were used to simulate the model. In the simulation results, the reaction force on the facet joint and discs in the oblique rear impact were higher than rear-end, offset rear impacts. Further research is still needed in order to neck injury analysis about different crash parameters.

Key words : Human model(인체모델), Neck injury(목상해), Rear impact direction(추돌방향), Low speed rear car impacts(저속차량추돌), Oblique rear impact(경사추돌)

1. 서 론

최근 들어 정면충돌 시에는 운전자 보호 장치(air bag)의 장착으로 의료비 부담이 경감되고 있으나 추돌에서는 목의 연부조직 상해(soft tissue neck injury : STNI)로 의료비가 지속적인 증가를 보이고 있다. 연부조직 상해는 추돌시 상대적으로 저속인 상태에서 발생하며 최근의 발생빈도는 지난 10~20년 전보다 기하급수적으로 증가하여 개인뿐만 아니라 사회적으로도 많은 비용이 소요되고 있다.

일본의 경우에서는 2002년 자동차 사고로 인한 전체 부상자 113만 명중 45.8%에 해당하는 52만 명이 목부 상해를 입었고 차대차 사고 시 목부 상해로

지급된 보험금 3,170 억 엔 중 60.8%에 해당하는 1,928억 엔(약 19.3천억 원)이 추돌로 발생하였다. 차량사고 중 치명적인 사고의 49.1%는 정면충돌에 의해 발생하나 승객 상해의 43.5%는 추돌시 발생하고 1996년 기준시 추돌로 인한 상해 중 목상해는 82.3%¹⁾로 2003년도 국내에서의 상황과 유사한 발생빈도를 보이고 있다.

지금까지 목상해에 대한 규명을 위해 더미를 이용한 실험, 지원자를 대상으로 한 in-vivo 실험,^{2,3)} 사체를 이용한 in-vitro 실험⁴⁾들이 있고 수학적 모델을 이용한 방법으로는 집중질량(lumped parameter) 해석과 유한요소(FE) 해석이 수행되고 있다.

Tencer 등⁵⁾은 지원자(volunteer)실험과 집중질량 해석결과를 비교하여 추돌시 헤드레스트와 운전자

*Corresponding author, E-mail: johui@seoil.ac.kr

머리위치에 대한 연구에서 헤드레스트가 가까우면 목 상하의 전단력과 경추간(C7-T1)의 전단변위량이 감소하는 것으로 나타났다. Dauvilliers 등⁶⁾은 경추와 머리(머리-T1), 추간관, 인대, 추간관절을 모델링하여 정면, 측면 충돌시 머리 거동을 지원자 응답과 비교하였고, Hallidin 등⁷⁾도 마찬가지로 목과 머리를 모델링하여 FE 해석으로 압축하중시의 목상해에 대해 실험결과와 비교하였다.

실제로 차량 충돌시 충돌방향이 다양하게 나타나고 있으나 지금까지의 연구들은 정후면 충돌 위주의 연구가 행해지고 있으며 그 외의 충돌방향에 따른 목상해 연구들은 미미한 상태이다.

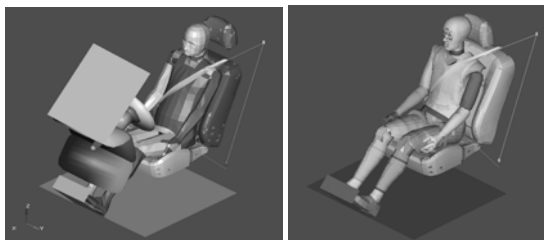
본 연구에서는 각종 연부조직을 모두 포함시킨 전체 경추에 대한 상세 목 모델을 이용하여 충돌방향 별 즉 정후면(rear-end), 오프셋(offset)과 경사(oblique) 충돌영역에서 목상해 발생의 주요인인 연부조직에 대한 경추 각 요소의 거동 및 반력을 분석하였다.

2. 모델링 및 시뮬레이션

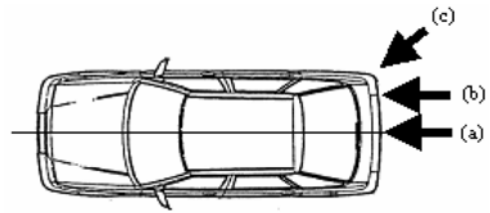
운전자 모델은 미국성인 50th percentile 남자를 대상으로 모델링 된 MADYMO의 인체모델에다 목 부분의 모든 요소들을 고려한 상세 목 모델⁸⁾(detailed neck model)을 대체 결합시킨 형태의 모델을 사용하였다. 아울러 RID-2 더미와 상관관계를 검토하기 위해 동일조건하에서 RID-2 더미모델을 이용하여 모델링 하였다.

Fig. 1은 상세 목 모델이 결합되어 있는 인체모델과 RID-2 더미모델을 보여주고 있다.

시트의 모델링은 실제조건과의 적합성을 고려하여 자동차에 적용된 시트형상으로 하고 시트 등받이 각도는 20°으로 시트 쿠션의 각도는 10°으로 하



(a) Human model (b) RID-2 dummy model
Fig. 1 Simulation model



(a) Rear-end (b) Offset (40%) (c) Oblique (45도)
Fig. 2 Directions of rear impact

여 일반적인 운전자세범위에서 모델링 하였다.

본 연구에서의 저속 충돌방향은 정후면, 오프셋, 경사충돌의 3가지 경우로 구분하여 시뮬레이션을 실행 하였으며 Fig. 2는 이를 나타낸다. 여기에서 사용된 가속도 변화는 실제 차량을 대상으로 펜들럼 충격기를 이용하여 15 km/h 정후면, 40% 오프셋, 45도 경사 충돌 시험을 통해 구했다.

3. 결과 및 토의

3.1 모델검증

모델의 타당성 검증을 위해 지원자를 이용한 시험에 사용된 별도의 가속도 변화(충돌속도 9.5 km/h)⁹⁾를 시뮬레이션 모델에 입력하여 해석하였다.

인체모델에서 머리 무게중심의 가속도는 전반적으로 실험결과와 유사한 형태를 보였으며 RID-2 더미모델에서는 최대값이 실험치보다 낮게 나타났다. 이는 인체모델과 RID-2 더미모델간의 목 요소별 물성치와 모델형상 그리고 운전자 착좌자세등의 차이에 기인한 것으로 보인다.

흉부 가속도는 전체적인 값의 영역에서 실험결과와 유사하나 산포가 심하게 나타났으며, RID-2 더미모델에서는 인체모델이나 실험치보다 최고치 발생 시점이 선행되어 나타났는데 이도 인체모델과 RID-2 더미모델의 착좌자세, 모델과 실험시 지원자의 신체적 크기, 시트 물성치 차이 등에 기인한 것으로 판단된다. 해석결과 전반적인 거동형태가 비교적 충돌실험에서 운전자의 거동과 유사하게 나타내고 있음을 보여주었다. Fig. 3은 머리와 흉부의 가속도 변화를 나타낸다.

3.2 충돌방향에 따른 거동특성

각 충돌방향에 대한 모델의 거동을 살펴본 결과

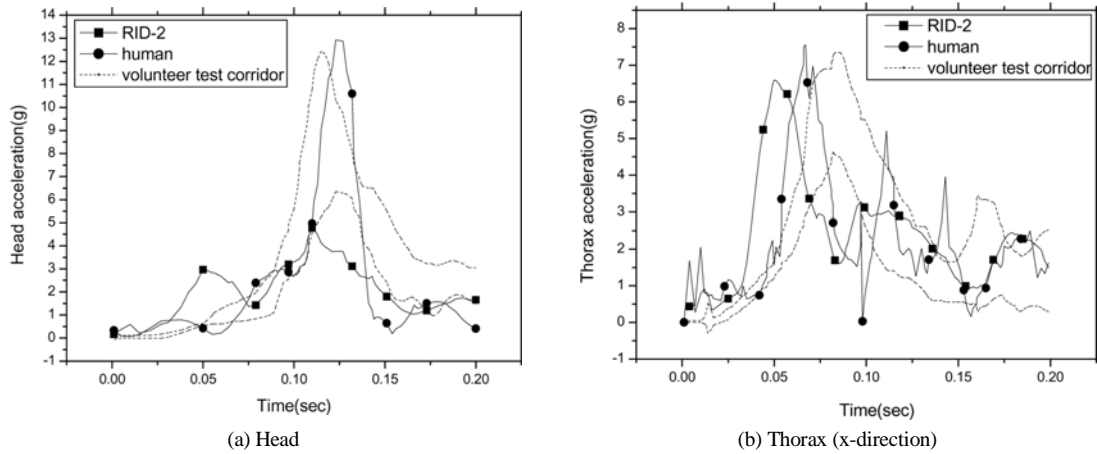


Fig. 3 Variation of head and thorax acceleration

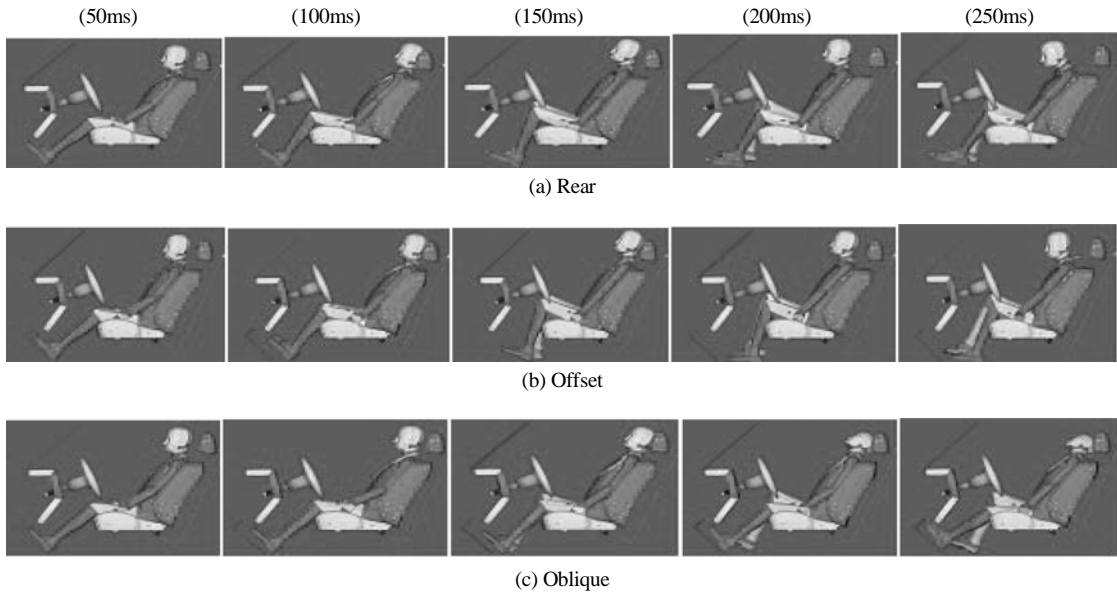


Fig. 4 Motion with respect to rear impact directions

정후면에서는 75ms, 오프셋은 95ms, 경사는 120ms에서 각각 헤드레스트와 접촉이 일어났다.

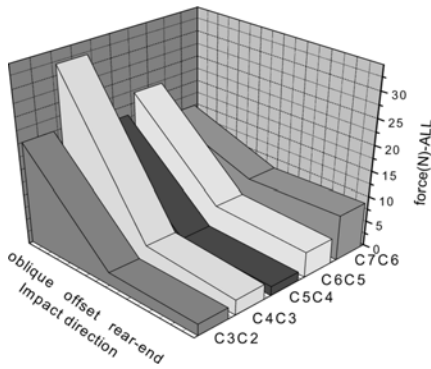
이와 같은 접촉시점의 차이는 충돌방향에 따라 머리 이동거리와 충돌가속도 차이에 따른 현상으로 특히 경사 충돌에서는 헤드레스트와 접촉 후 측방향으로 미끄러지면서 접촉시간이 길게 나타났다. 충돌방향에 따른 모델의 거동을 Fig. 4에 나타내고 있다.

Fig. 5에서 부터 Fig. 9까지의 그림들은 인체 목의 각종 요소에서 최대 발생 반력을 각기 보여주고 있

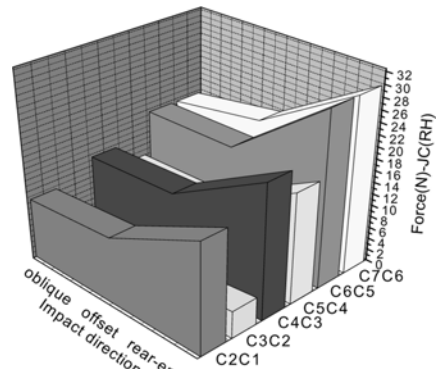
다. 최대 발생 반력은 헤드레스트와의 접촉 전후에서 발생하게 되는데 이때의 값을 발췌하였다.

추체의 전면에 있는 긴 인대로 제1경추(C1)에서 미골까지 이어지는 전종인대(ALL)는 정후면과 오프셋 충돌에서 거의 유사한 낮은 값을 보인 반면 경사충돌에서는 전반적으로 높게 나타났다. 이는 경사충돌 시 헤드레스트의 측면과 미끄럼 접촉으로 신전이 발생하여 C3/C4에서 가장 높게 나타났다.

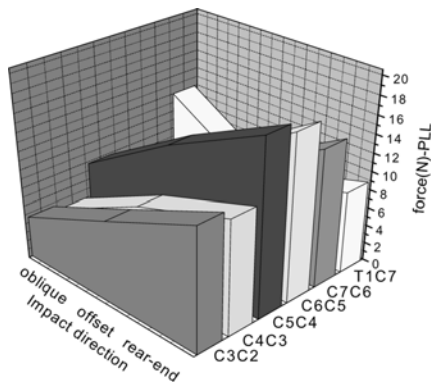
추체의 후면에 있는 인대로 제2경추(C2)에서 미골에 이르는 후종인대(PLL)에서는 전종인대와는



(a) Anterior longitudinal ligament (ALL)

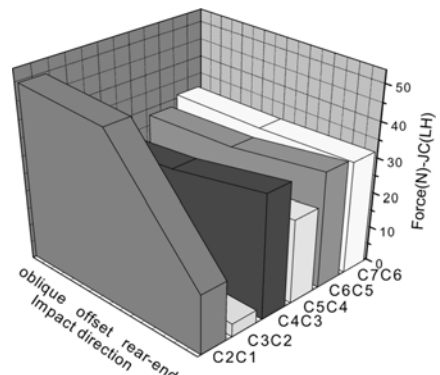


(a) Joint-capsular (RH)



(b) Posterior longitudinal ligament (PLL)

Fig. 5 Ligament force with respect to rear impact directions



(b) Joint-capsular (LH)

Fig. 6 Joint-capsular ligament force with respect to rear impact directions

반대로 정후면에서 가장 높고 오프셋, 경사추돌순으로 나타났다. 이는 앞에서와 마찬가지로 추돌 후 헤드레스트와 접촉에 의한 반발력이 상방향으로 나타나는데 경사추돌에서는 헤드레스트와 미끄럼 접촉 때문에 상대적으로 작게 나타났다.

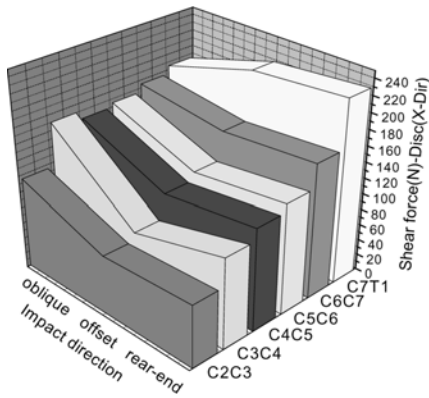
추간판과 같은 관절낭으로 싸여있어 추골사이의 운동성을 제한하고 있으며 추간관절을 둘러싸고 있는 관절낭 인대(joint-capsular)는 정후면 추돌 시 왼쪽 C1/C2에서 상대적으로 낮게 나타난 반면 오프셋, 경사추돌에서는 높게 나타났다. 좌측 관절낭 인대에서는 정후면 추돌시 서로 비슷한 반력을 보였으나 오프셋 및 경사추돌에서는 C1/C2에서 증가하는 현상을 보였다. 이는 오프셋과 경사추돌시 머리부의 왼쪽 굽힘 거동에 기인한 것으로 보인다.

시뮬레이션 결과에서 나타난 최대 반력은 각 인대의 파단강도^{10,11)}에 이르기까지 대부분의 경우 여유가 있으나 경사 추돌시 C3/C4, C4/C5 전중인대에

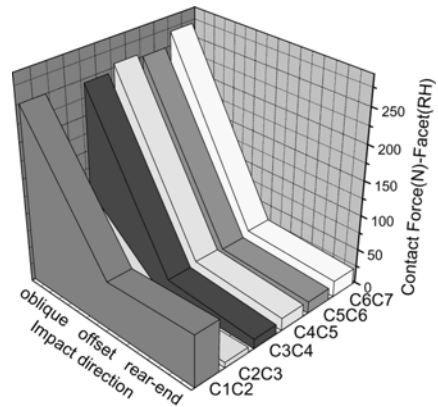
서는 파단강도인 45~50 N에 근접하여 손상이 초래될 수 있음을 예측할 수 있다.

추간판(disc)의 전후방향(x-dir.)과 좌우방향(y-dir.)의 전단력은 정후면과 오프셋에서 유사한 경향을 보였으나 경사추돌에서는 상대적으로 높게 나타났으며, 이는 추돌 시 목의 측방 굽힘에 의한 전단력의 증가로 보인다. 인장력(z-dir.)은 추돌방향에 따른 영향이 적으나 경사추돌시 머리부의 측방 굽힘과 과도신전으로 C2/C3 추간판에서 높게 나타났다.

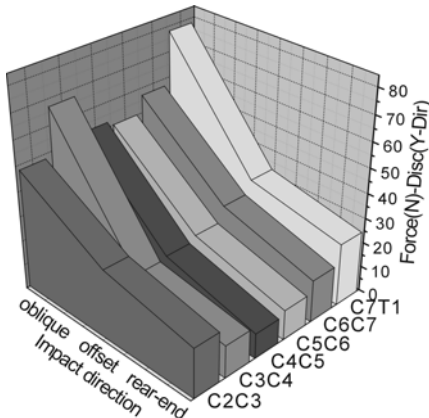
Fig. 8은 후관절(facet joint)에서의 접촉력을 나타낸 것으로 C1/C2 좌우에서 상대적으로 높게 나타났으며, 경사추돌에서는 왼쪽보다 오른쪽에서 높게 나타났는데 이는 머리부의 측방 굽힘과 헤드레스트와의 미끄럼 접촉에 기인한 것으로 판단된다. 추돌 방향에 따른 전반적인 거동은 정후면 및 오프셋 추돌에서는 거의 유사한 거동과 반력을 보였으나 경



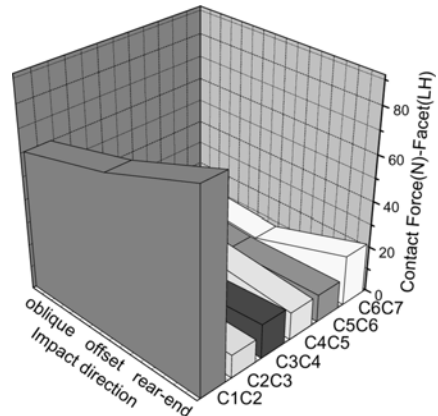
(a) Disc force (x-dir.)



(a) Facet joint contact force (RH)



(b) Disc force (y-dir.)



(b) Facet joint contact force (LH)

Fig. 7 Maximum disc shear force with respect to rear impact directions

Fig. 8 Maximum facet contact force at each cervical vertebra with respect to rear impact directions

사추돌에서는 머리부의 측방 굽힘 및 헤드레스트와 미끄럼 접촉으로 편심에 의한 접촉력이 크게 발생하였다.

Fig. 9에서는 목에 연결돼 있는 각종 근육에서의 최대반력으로 추돌방향에 따른 영향은 적게 나타났으나 승모근(trapezius)은 위 경추부 일수록 높게 나타났다.

목상해 정도를 나타내는 NIC(neck injury criterion) 값은 인체모델에서 정후면 추돌은 최대 $18\text{m}^2/\text{s}^2$, 오프셋추돌은 $38\text{m}^2/\text{s}^2$, 경사추돌은 $79\text{m}^2/\text{s}^2$ 로 추돌방향이 중심에서 벗어남에 따라 헤드레스트의 구속력 저하로 상해치가 높아짐을 알 수 있으며, RID-2 더미모델에서는 정후면 과 오프셋추돌에서 $15\text{m}^2/\text{s}^2$, 경사추돌에서 $10\text{m}^2/\text{s}^2$ 로 나타났고 Fig. 10에서 이를 보여주고 있다.

다음은 인체모델과 RID-2 더미모델의 목부에 발생하는 변위량, 가속도와 반력을 비교하여 두 모델 간의 상관관계를 검토하였다.

머리와 T1과의 상대변위량은 모든 추돌방향에서 인체모델보다 RID-2 모델에서 높게 나타났으며, 머리 각가속도는 반대로 모든 추돌방향에서 RID-2 더미모델보다 인체모델에서 높게 나타났다.

인체모델에서의 머리중심부의 전후방향(x) 가속도는 정후면과 오프셋 추돌에서는 유사하나 경사추돌에서는 작은 가속도 값을 보였다. 이는 머리가속 장치와의 접촉시점이 정면보다 오프셋 추돌에서 지연되어 나타나고 경사추돌에서는 미끄럼 접촉에 기인한 것으로 판단된다. 최대 가속도는 정후면 과 오프셋 추돌시 인체모델은 $220\text{m}/\text{s}^2$, RID-2 더미모델

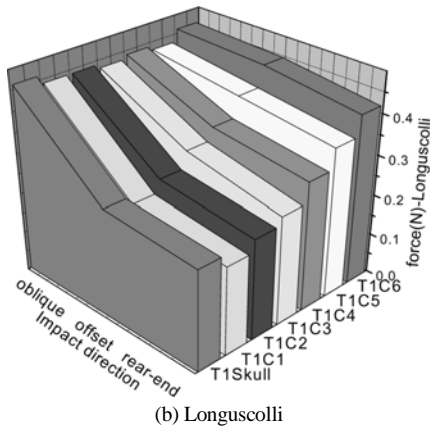
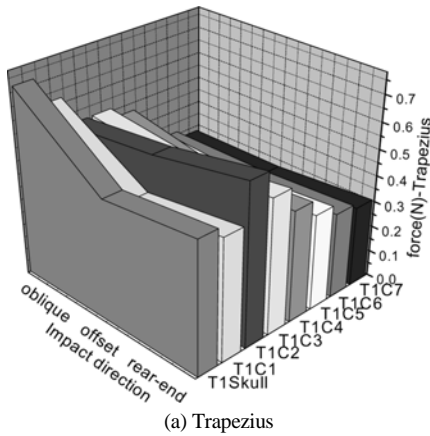


Fig. 9 Maximum muscle force with respect to rear impact directions

은 160m/s^2 로 Fig. 11, 12, 13에 이를 나타내었다.

전반적으로 추돌방향에 따른 목부 반력의 변화는 서로 유사한 경향을 나타냈다. 목하부의 전후방향 반력은 인체모델에서는 뒷방향(-x)으로 RID-2 더미 모델에서는 앞방향(x)으로 발생하였으며, 목 상부에서는 두 모델이 유사한 값을 보였다. 상하방향의 반력은 목 상하부에서 인체모델은 상방향(z)으로 RID-2 더미모델은 아랫방향(-z)으로의 반력이 발생하여 서로 상반된 결과를 보였다.

이는 두 모델간의 목의 구조 및 형상, 각 부위의 물성치 차이에서 오는 원인도 있겠지만 인체모델에서는 각 요소간의 위치 자유도가 있어 실제 착좌자세에 근접한 모델링을 할 수 있는 반면에 RID-2 더미모델에서는 H-point의 각도에 따라 착좌자세가 일정하게 정해지게 된다. 이에 따라 시트 등받이나

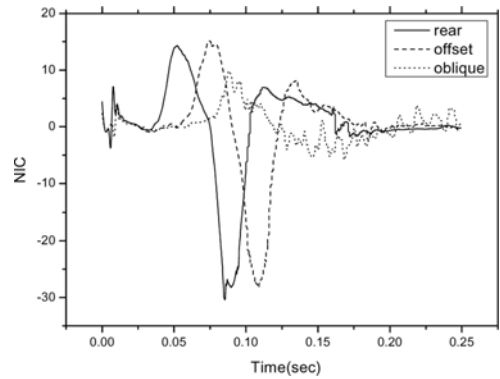
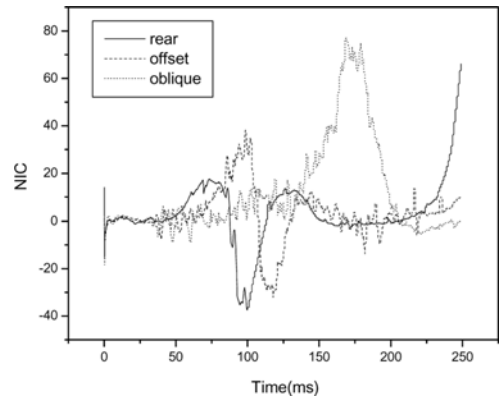


Fig. 10 NIC with respect to rear impact directions

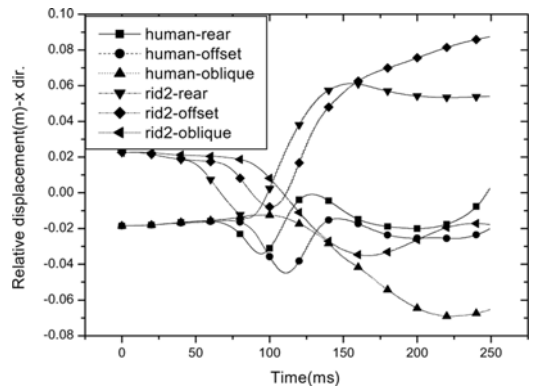


Fig. 11 Relative displacement between head and T1 with respect to rear impact directions

머리구속장치와의 거리와 운전자 자세 영향으로 실제 착좌자세와는 차이가 발생하였다. 그 결과 목 상하부에서 발생하는 반력이 상반되게 나타난 것으로 보이며 이때의 결과를 Fig. 14에서 보여주고 있다.

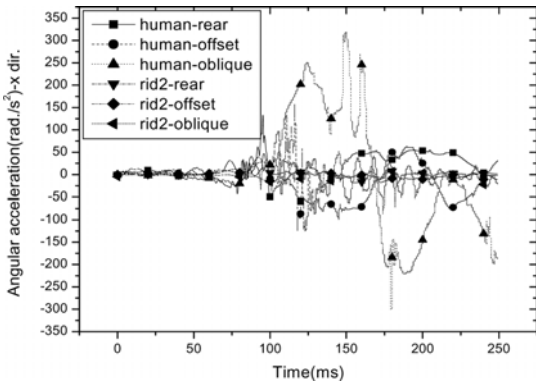


Fig. 12 Head angular acceleration with respect to rear impact directions

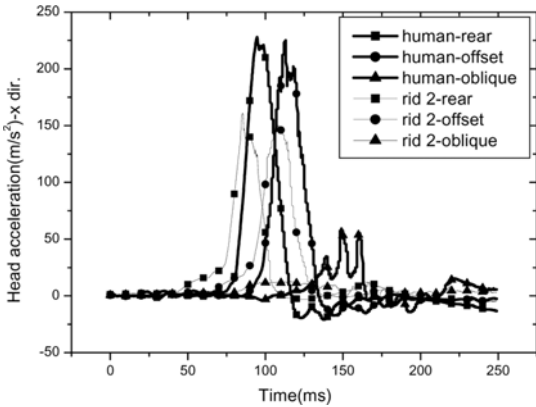
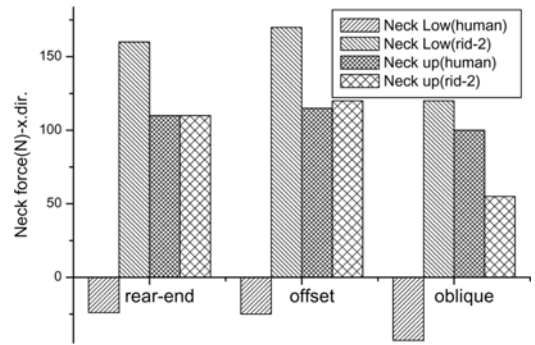


Fig. 13 Head acceleration with respect to rear impact directions

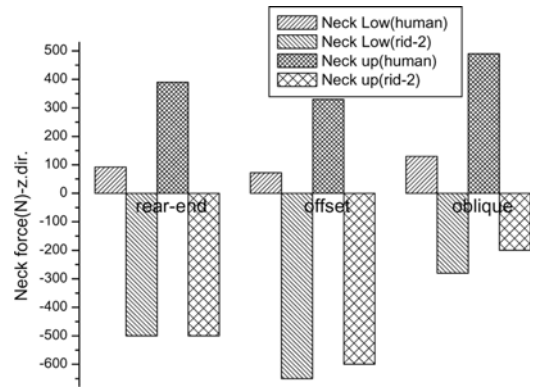
4. 결론

저속 추돌 시 충돌방향에 따른 목의 각 요소에서 발생하는 반력을 분석하기 위해 정후면, 오프셋, 경사추돌의 3가지 경우로 구분하여 시뮬레이션을 실행 하였다.

해석결과 아래 경추부에 위치한 각 인대에서는 추돌의 속도가 크지 않아 인대의 상해가 발생하지 않는 영역으로 예측 되었으나 경사추돌에서는 C3/C4, C4/C5의 전종인대에서 파단강도에 근접하여 손상이 초래될 수 있음을 예측할 수 있었다. 후관절에서는 경사추돌시 미끄럼 접촉으로 헤드레스트의 구속기능이 약하고 반력이 높게 발생되어 상대적으로 위험하게 나타났다. 경사추돌시 추간판에서는 좌우방향으로의 반력과 오른쪽 후관절에서의 접촉력이



(a) Neck force (x-dir.)



(b) Neck force (z-dir.)

Fig. 14 Neck force at each cervical vertebra with respect to rear impact directions

급격히 증가했으며, 근에서는 충돌방향에 대한 영향이 상대적으로 낮게 나타났다.

인체모델과 RID-2 더미모델간의 비교결과 NIC 값은 인체모델에서, 머리와 T1과의 상대변위량은 RID-2 모델에서, 머리 각속도와 최대 가속도는 인체모델에서 높게 나타났다. 상하방향의 반력에서는 목 상하부에서 인체모델과 RID-2 더미모델 간에 서로 상반된 결과를 나타냈다.

향후 추돌 시 충돌속도, 시트백의 각도, 운전자세, 시트백과 시트쿠션 및 헤드레스트의 강성(stiffness)에 대한 평가등 목상해에 대한 다각적인 연구가 요구되고 있다.

후 기

본 논문은 2005년도 서일대학 학술연구비에 의해 연구되었음.

References

- 1) Y. Watanabe, H. Ichikawa, O. Kayama, K. Ono, K. Kaneoka and S. Inami, "Influence of Seat Characteristics on Occupant Motion in Low-speed Rear Impacts," *Accident Analysis and Prevention*, Vol.32, pp.243-250, 2000.
- 2) M. Shea, T. Edwards, A. A. White and W. C. Hayes, "Variation of Stiffness and Strength along the Human Cervical Spine," *Journal of Biomechanics*, Vol.24, No.2, pp.95-107, 1991.
- 3) S. P. Moroney, A. B. Schultz, J. A. A. Miller and G. B. J. Andersson, "Load-Displacement Properties of Lower Cervical Spine Motion Segments," Pergamon Press, pp.769-779, 1998.
- 4) W. Hell, K. Langwieder and F. Walz, "Reported Soft Tissue Neck Injuries after Rear-end Car Collisions," *IRCOBI Conference*, pp.261-273, 1998.
- 5) A. F. Tencer, S. Mirza and K. Benselt, "Internal Loads in the Cervical Spine During Motor Vehicle Rear-End Impacts," *Spine*, Vol.27, pp.34-42, 2002.
- 6) F. Dauvilliers, F. Bendjellal, M. Weiss, F. Lavaste and C. Tarriere, "Development of a Finite Element Model of the Neck(942210)," *Transaction of SAE*, pp.77-91. 1994.
- 7) P. H. Halldin, K. Brodin, S. Kleiven, H. Holst, L. Jakobsson and C. Palmertz, "Investigation of Conditions that Affect Neck Compression-Flexion Injuries Using Numerical Techniques," *SAE Stapp Car Crash Conference*, 2000.
- 8) M. Van Der Horst, "Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading -Modelling and Validation," Ph. D. Dissertation of Technische Universiteit Eindhoven, 2002.
- 9) A. Van Den Kroonenberg, M. Philippens, H. Cappon, J. Wismans, W. Hell and K. Langwieder, "Human Head-Neck Response during Low-Speed Rear End Impacts," *Stapp Car Crash Journal*, Vol.42, pp.207-221, 1998.
- 10) L. M. Voo, F. A. Finter, N. Yoganandan and Y. K. Liu, "Static and Dynamic Bending Responses of the Human Cervical Spine," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.120, pp.693-696, 1998.
- 11) H. C. Jo, Y. E. Kim, "A Biomechanical Analysis in the Neck Injury according to the Position of Head Restraint During Low Speed Rear-End Impacts," *Transactions of KSAE*, Vol.13, No.1, pp.132-139, 2005.