

## 저속 정후면 충돌시 머리구속장치 위치에 따른 목 상해에 관한 생체 역학적 연구

조 휘 창<sup>\*1)</sup> · 김 영 은<sup>2)</sup>

서일대학 자동차과<sup>1)</sup> · 단국대학교 기계공학과<sup>2)</sup>

### A Biomechanical Analysis in the Neck Injury according to the Position of Head Restraint During Low Speed Rear-End Impacts

Huichang Jo<sup>\*1)</sup> · Youngeun Kim<sup>2)</sup>

<sup>1)</sup>Department of Automotive Engineering, Seoil College, Seoul 131-702, Korea

<sup>2)</sup>Department of Mechanical Engineering, Dankook University Seoul 140-714, Korea

(Received 7 June 2004 / Accepted 26 October 2004)

**Abstract** : The driving position of head restraints and the relative risk of neck injury were studied in the computer simulation. MADYMO human model with the detail neck model was used to define the magnitude and direction of internal forces acting on the cervical spine during rear-end impact and to determine the effect of the initial position of the occupant's head with respect to the head restraints. Maximum reaction forces were generated during the head contact to the restraint and relatively large forces were generated at each spinal components in lower cervical spine in proportion to backset and height distance increase.

**Key words** : Head restraint(머리구속장치), Neck injury(목상해), Cervical spine(경추), Rear-end impact(후방추들), Backset(머리와 머리구속장치간의 전후간격), Height(머리와 머리구속장치간의 높이차이)

#### 1. 서론

자동차 후면추돌사고로 인해 발생하는 상해 중 목부 상해로 지급되는 의료비는 국내의 경우 연간 1,200억원에 이르며 영국의 경우는 25만여 명에 대한 상해치료비로 연간 약 1조 4천억 원을 지출하고 있다. 한편 미국에서는 1988년부터 1996년 사이의 편타성 상해로 인해 연평균 52억 달러의 손실이 발생되었다.<sup>1)</sup>

후면추돌에 의한 목 상해 방지를 위한 연구는 최근 들어 각 나라에서 활발하게 진행되고 있으며 특히 머리구속장치와 관련하여 많은 연구가 이루어지

고 있다. 이에 따라 후방충격량의 정도에 따라 위치가 자동조절 되는 액티브 헤드레스트나 충격에너지를 흡수할 수 있는 폼 재료를 사용한 헤드레스트의 적용등과 같이 편타성 상해를 줄일 수 있는 새로운 방법이 개발되고 있다.

편타성 상해에 대한 분석은 지금까지는 사체를 이용한 in-vitro 실험이나 더미를 이용한 실험이 일반적으로 사용되고 있으나 부상 메커니즘을 정확히 규명하기에는 많은 문제점들을 내포하고 있어 이와 같은 문제점을 극복할 수 있는 대안으로 수학적 모델링을 이용한 방법이 적용되고 있다.<sup>2-4)</sup>

지금까지 후방추돌시 목의 편타성 상해를 줄일 수 있는 대표적 방법으로 널리 사용되고 있는 머리

\*To whom correspondence should be addressed.  
johui@seoil.ac.kr

구속장치의 경우 탑승자의 머리중심과 머리구속장치간의 거리, 높이에 따른 안전성 평가는 이루어지고 있지만 구체적으로 이 차이에 따른 목 부상의 부상 메커니즘에 대한 정량적 해석은 아직 시도된바가 없다. 따라서 본 연구에서는 머리구속장치 위치에 따른 운전자의 편타성 상해 가능성에 대해 수학적 모델을 이용한 생체 역학적 분석을 시도 하였다.

## 2. 모델링

### 2.1 모델

운전자 모델은 American 50th percentile 성인남자를 대상으로 모델링 된 MADYMO의 인체모델에다 목 부분의 모든 요소들을 고려한 상세 목 모델<sup>5)</sup>(detailed neck model)을 대체 결합시킨 형태의 모델을 사용하였다.

목 부분에 연결된 근육은 Hill-type의 근육 모델이 사용되었다. 각 경추의 후관절에서의 접촉현상, 경추를 연결짓는 각종인대, 추간관의 비선형적 물질 특성이 모두 고려되었다. Fig. 1은 MADYMO 인체 모델에 상세 목 모델이 결합되어 있는 형태를 보여주고 있다.

시트의 모델링은 실제조건과의 적합성을 고려하여 실제 자동차 시트형태로 모델링 하였으며 시뮬레이션 모델의 앉은 위치는 일반적인 운전자세범위에서 시트 등받이 각도는 20°로 하고 시트 쿠션의 각

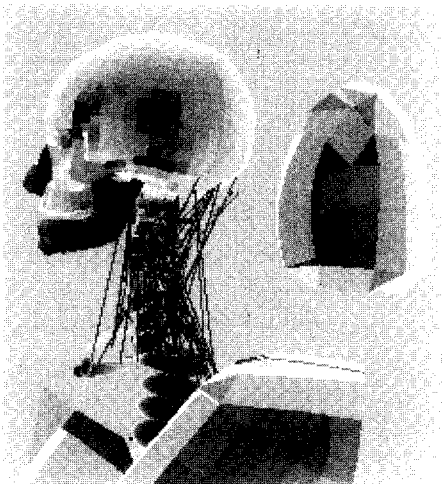


Fig. 1 Detailed neck model

도를 10°로 하였다.<sup>6)</sup>

아울러 시트 및 머리구속장치에 적용된 물성치는 자동차 시트 폼에서 측정된 전형적인 힘-변위관계의 값<sup>7)</sup>을 사용하였다.

시트벨트는 인체모델과 시트벨트와의 접촉을 고려하여 유한요소(FE) 시트벨트로 하고 그 외 차량의 인스트루먼트 패널과 조향휠등은 MADYMO의 기본 모델들을 사용하였으며 이에 대한 구성을 Fig. 2에서 보여주고 있다.

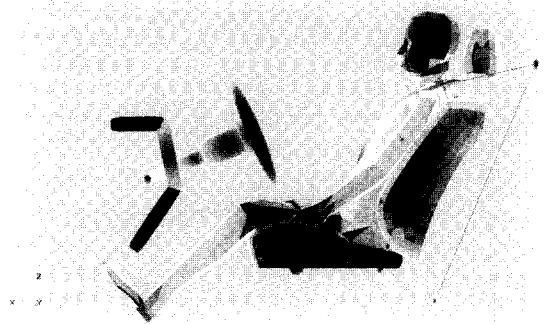


Fig. 2 Occupant and seat model

### 2.2 시뮬레이션 조건

모델링 된 모델의 검증은 위해 기존의 실험과 시뮬레이션 결과를 비교토록 하였다. 검증을 위한 시뮬레이션 조건은 지원자를 이용한 시험(volunteer test)에서의 가속도 변화(충돌속도 9.5 km/h)<sup>8)</sup>를 해석모델의 입력조건으로 활용하였다.

머리구속장치의 구속위치에 따른 영향을 비교하기 위해 Table 1에서 제시된 조건으로 머리와 머리 구속장치간의 전후간격(Backset)과 상하거리(Height)를 정하여 이에 따른 운전자의 응답특성을 분석토록 하였다. 표에서 보는바와 같이 세계자동차수리 위원회(RCAR)에서는 목부 상해 평가기준에 대한 영역을 크게 우수(good), 양호(acceptable), 보통(marginal), 미흡(poor)의 4개영역으로 구분<sup>9)</sup>하고 있으며, 본 연구에서는 각 영역에서 전후간격과 상하거리에 따라 총 5가지 경우에 대해 시뮬레이션을 수행하였다. 이 경우 운전석에 적용한 가속도는 Fig. 3에서와 같은 기존의 실험에서 사용하였던 가속도 변화(충돌속도 8.2 km/h)<sup>10)</sup>를 이용하였다.

Table 1 Backset and height of each simulation case

Division		Backset(mm)		
		40	80	140
Height (mm)	40	●(G)	●(A)	●(P)
	80	●(M)		
	140	●(P)		

(●:Simulation Case, G:Good, A:Acceptable, M:Marginal, P:Poor)

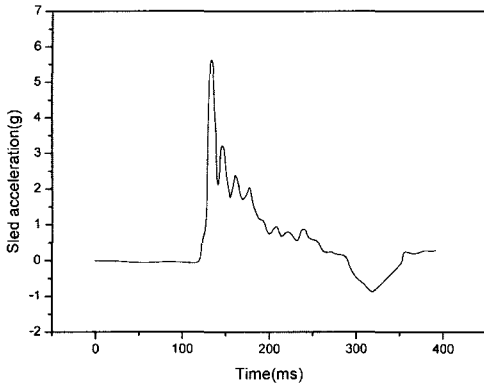


Fig. 3 Variation of acceleration for input data<sup>10)</sup>

### 3. 결과 및 토의

#### 3.1 모델검증

모델의 타당성 검증을 위해 앞에서 언급된 지원자를 이용한 시험에 사용된 별도의 가속도 변화(충돌속도 9.5 km/h)<sup>8)</sup>를 시뮬레이션 모델에 입력하여 계산된 결과와의 비교를 Fig. 4, 5에서 각기 보여주고 있다.

시뮬레이션 결과 머리부의 최대 변위량에서는 지원자를 이용한 실험결과보다 약간 작게 나타났으나

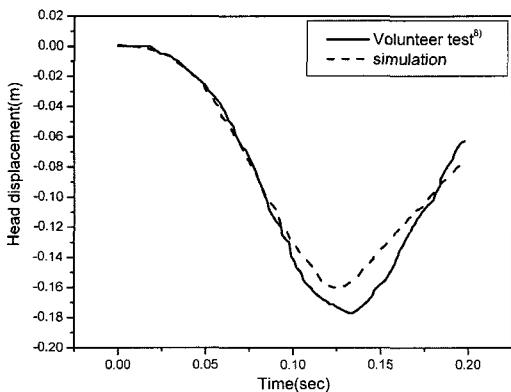
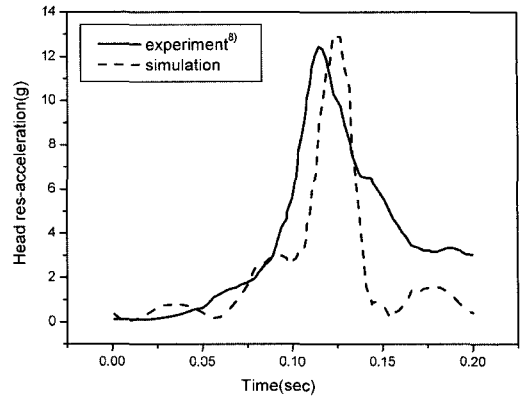
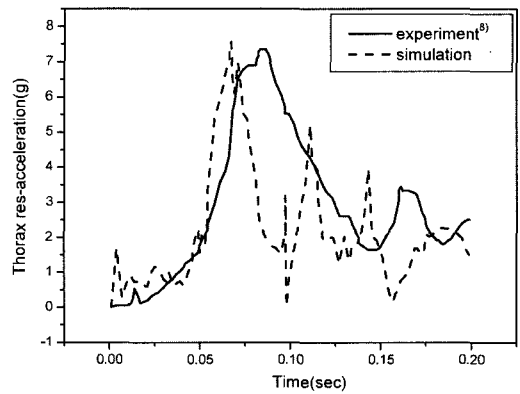


Fig. 4 Variation of head C.G displacement



(a) Head C.G



(b) Thorax

Fig. 5 Variation of head C.G & thorax(x-direction) acceleration

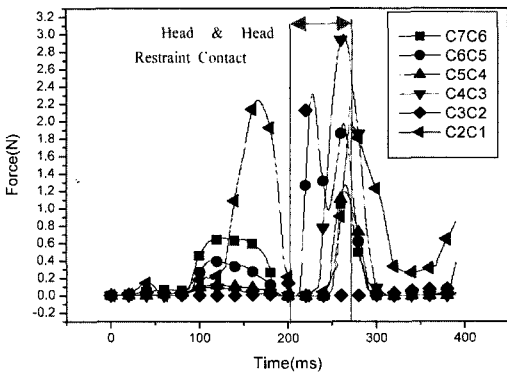
최대 변위량의 발생시기에서 유사한 거동을 보이고 있다. 머리 무게중심점의 가속도는 최대 발생시기에서 기존의 실험결과에 비해 약간의 차이를 보이고 있었으나 전반적으로 유사한 형태를 보이고 있다.

한편 흉부 가속도에서는 전체적인 값의 영역은 유사하나 산포가 심하게 나타났다. 이와 같은 차이는 모델과 실제 지원자의 신체적 크기, 시트 물성치 차이 등에 기인한다고 판단된다. 또한 시뮬레이션 시 머리구속장치의 전후거리량을 120mm로 하였으며 실제 실험과 시뮬레이션에서의 머리와 머리구속장치와 접촉시점의 차이에도 기인한 것으로 판단된다.

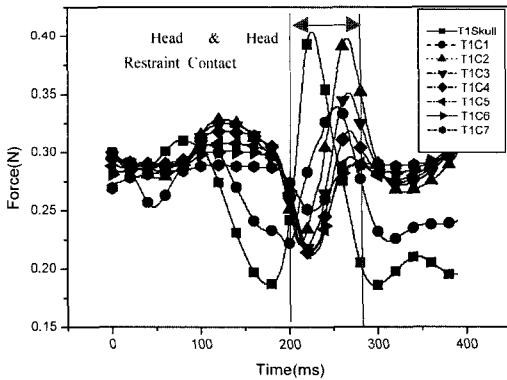
그러나 전반적인 거동형태의 비교 결과 모델이 비교적 후방추돌 시 운전자의 거동과 유사한 결과를 나타내고 있음을 보여주고 있다.

### 3.2 추돌에 따른 경추 요소의 응답특성

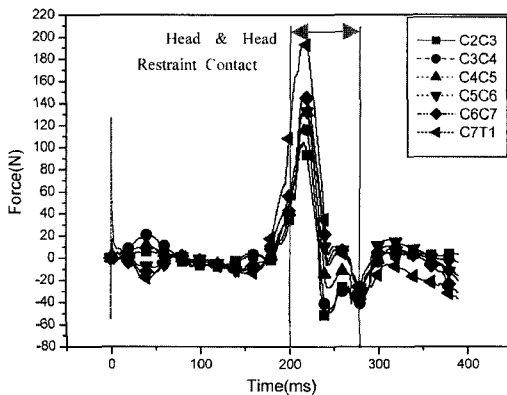
국내운전자의 착석 자세 중 가장 많은 분포를 차지하는 자세인 머리구속장치의 위치가 전후간격 80mm, 상하거리 40mm인 양호(acceptable)영역에 해당되는 경우에 대해 후방추돌에 따른 경추 주요 요소의 응답특성을 해석하였다.



(a) Capsular ligament



(b) Muscle(trapezius)



(c) Disc(shear force)

Fig. 6 Force variation at cervical spine components

소의 응답특성을 해석하였다.

후면추돌 시 추간판(disc)에서 발생하는 전단력, 관절낭 인대(JC, joint capsular ligament)의 인장력, 승모근(trapezius)에서의 발생력의 변화를 Fig. 6에서 보여주고 있다.

그림에서 볼 수 있듯이 경추부 각 요소에서 발생하는 최대반력은 머리와 머리구속장치의 접촉이 발생하는 시기에 발생됨을 알 수 있다. 관절낭 인대에서의 최대 발생력은 C4/C3에 위치한 관절낭 인대에서 발생되었다. 이 경우 최대 인장력은 파단강도 240N에<sup>11)</sup> 훨씬 못 미치는 값이 계산되었으나 상대적으로 부상이 가장 빈번히 일어나는 위치와 잘 일치하고 있었다.

또한 승모근의 발생력은 T1/Skull을 연결하는 근육요소에서 가장 크게 나타났고 추간판에서의 전단력은 T1/C7에서 가장 크게 나타나고 있으며 파단전단강도<sup>11)</sup>의 약 32%에 해당되는 값이 계산되었다.

### 3.3 머리구속장치 위치에 따른 응답특성

#### 3.3.1 전후간격에 따른 영향

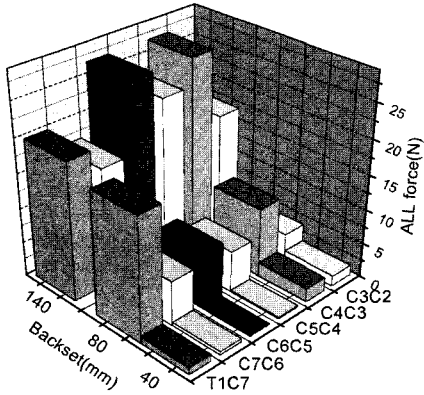
C1(제1경추)에서 흉추, 요추에 이어지는 전종인대의 인장력은 머리구속장치의 전후 간격량 증가에 따라 급격히 증가하는 현상을 보였다.

이에 비하여 관절낭 인대에서는 대체적으로 미소한 변화만이 계산 되었다. 이는 머리구속장치와 머리에 접촉하는 시기에서는 경추부의 신전이 주로 발생되기 때문에 관절낭인대의 작용력은 상대적으로 미소한 것으로 보인다.

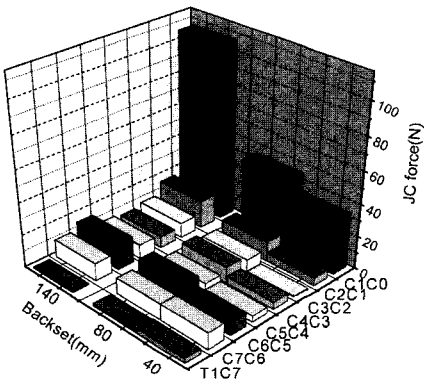
반면에 C1/C0에 위치한 관절낭 인대에서는 상대적으로 큰 값의 인장력이 계산되었는데 이는 머리구속장치와의 접촉 후 반발력에 의한 머리부와 경추부의 상대운동에 의한 작용력의 증가로 판단된다.

특히 전후간격이 140mm인 경우에는 머리구속장치와 머리의 미끄럼 접촉으로 머리구속기능이 줄어들어 따라 머리부의 과도신전에 의한 작용력 증가에 기인한다고 여겨진다. Fig. 7에서 이를 보여주고 있다.

경추의 전축에 있어 환추(제1경추)에서 제3흉추체와 일부 횡돌기에서 시작하며 C3~C7경추의 굴전



(a) Anterior longitudinal ligament(ALL)



(b) Joint-capsular(JC)

Fig. 7 Maximum ligament force of each cervical vertebra with respect to backset distance

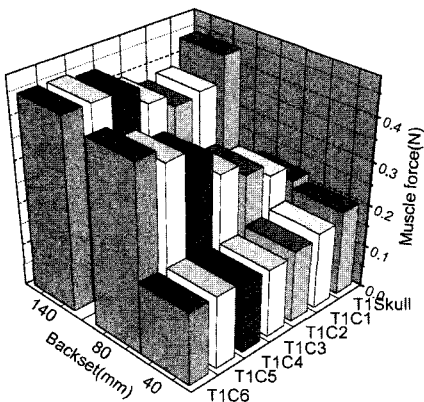


Fig. 8 Maximum force at longuscolli muscle

운동을 지배하는 경장근은 시뮬레이션결과 변화량은 적었으나, 전후간격이 증가함에 따라 Fig. 8에서 볼 수 있듯이 소폭의 증가현상을 보였다.

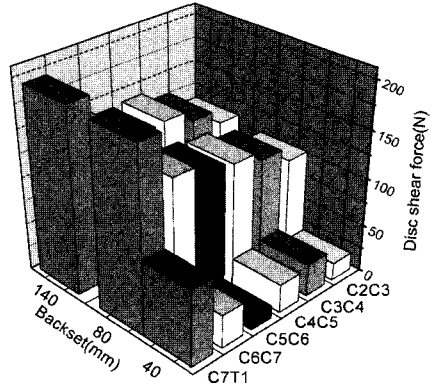


Fig. 9 Maximum disc shear force with respect to backset distance

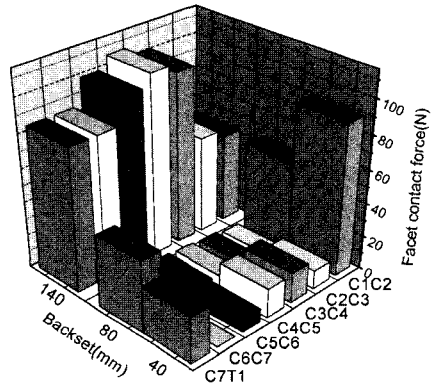


Fig. 10 Maximum facet contact force at each cervical vertebra with respect to backset distance

한편 추간판에서 발생하는 전단력은 Fig. 9에서 보듯이 머리와 머리구속장치의 전후 간격이 증가함에 따라 최대 전단력도 함께 증가하고 있다. 그러나 전후간격이 80mm에서 140mm로 증가한 경우에는 큰 변화를 보이고 있지 않았다.

후관절(facet joint)에서의 접촉력은 Fig. 10에서 볼 수 있듯이 전후간격이 40mm에서 80mm로 증가하여도 큰 변화가 없었으나 140mm인 경우에서 크게 증가하고 있다. 이는 전후간격이 증가함에 따라 목부 신전량의 증가에 기인한다고 여겨진다. 그러나 C1/C2에 위치한 후관절에서는 감소하는 현상을 보였는데 이는 전후간격량이 작을 때는 머리구속장치의 접촉에 의한 머리부의 반발력으로 머리부와 경추부의 상대운동이 발생하였으나 전후간격이 140mm인 경우 머리부와 미끄럼 접촉으로 이에 대

한 반발력이 저하되어 감소한 것으로 판단된다.

### 3.3.2 상하거리에 따른 영향

머리구속장치의 상하거리에 따른 영향에 대한 시뮬레이션결과 전종인대는 상하거리에 따라 초기에 소폭 증가하다 140mm의 경우 크게 증가하는 현상을 보였다. 이는 머리구속장치의 높이가 낮아짐에 따라 머리와 머리구속장치와의 접촉 후 반발력에 의해 굴전이 발생하지 않고 머리구속장치를 올라타고 넘어가는 과도신전(hyper extension)현상으로 전종인대의 작용력이 증가한 것으로 판단된다.

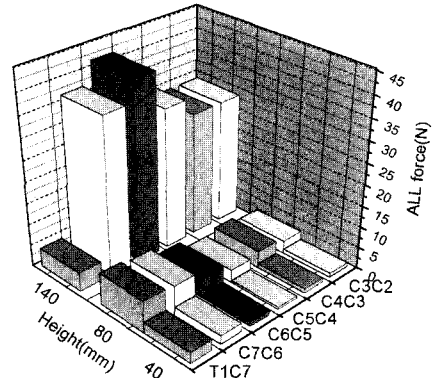
또한 목 부분의 인체 각 요소별 파단강도와 시뮬레이션 결과를 비교하여 보면 각 인대에서 파단강도에 이르기까지는 상당한 여유가 있으나 상하거리 140mm인 경우 전종인대에서의 작용력이 높아져 C3/C4, C4/C5에서는 파단강도인 47N<sup>(11)</sup>에 어느 정도 근접함을 알 수 있다.

한편 관절낭 인대에서는 머리구속장치의 상하거리에 의한 작용력의 변화는 소폭 증가하였으나 전후간격에서와 마찬가지로 C1/C0에서는 상대적으로 크게 나타났으며 Fig. 11에서 이를 보여주고 있다.

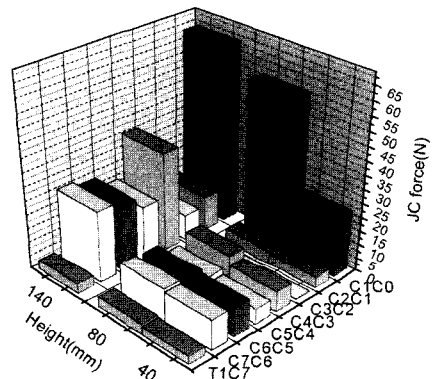
추간판에서는 전후간격차이에 따른 변화 결과와 비교하여 볼 때 상하거리가 80mm인 경우에는 40mm 경우보다 작은 증가를 보이는 반면에 140mm인 경우에는 상대적으로 큰 증가를 보이고 있었다. 이는 머리구속장치와의 접촉시점이 짧고 이에 따라 머리부 반발력도 상대적으로 작게 나타난 것으로 보인다. 그러나 140mm인 경우 전후간격변화에서는 머리구속장치를 타고 넘어가는 과도신전 현상에 의해 상대적으로 큰 증가가 예측되고 있다.

후관절에서 접촉력은 상하거리에 따라 전반적으로 증가하였으며 C1/C2에서는 상하거리의 영향을 받지 않고 거의 일정한 결과를 보이고 있었다. 또한 머리구속장치의 전후방향 변화에 따른 결과보다 전반적으로 낮게 나타났으며 특히 상하거리가 140mm인 경우 C2/C3에서는 감소하는 현상을 보였는데 이 경우 신전과 함께 인장도 증가함에 기인한다고 여겨진다. Fig. 12, 13에서 각기 이를 보여주고 있다.

전종인대의 최대하중은 전후간격 40mm, 상하거리 140mm(Fig. 11(a))인 경우에서 발생하였으며 이 경우 신장량(elongation)은 실제 사체를 이용한 실험



(a) Anterior longitudinal ligament(ALL)



(b) Joint-capsular(JC)

Fig. 11 Ligament force of each cervical vertebra with respect to height difference

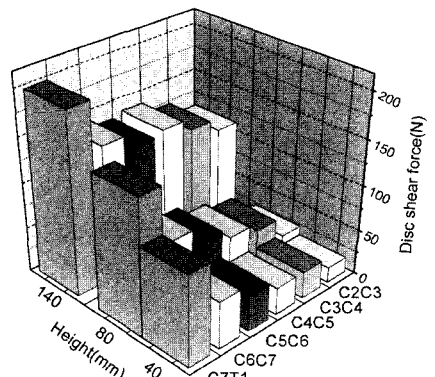


Fig. 12 Maximum disc shear force with respect to height difference

결과<sup>12-13)</sup>와 유사한 결과를 나타냈다. 최대 신장량은 2.9mm(스트레인 약 22%)로 파단한계인 5.5~6.2mm(스트레인 42~48%)에는 못 미치고 있었다.

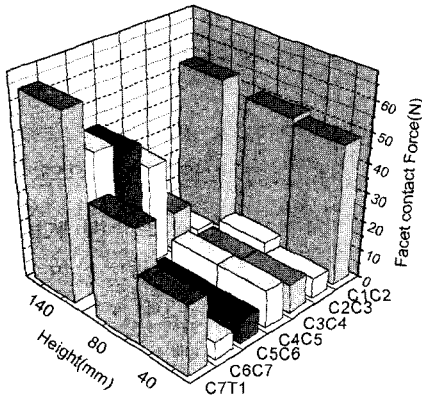


Fig. 13 Maximum facet contact force with respect to height difference

Table 2에서는 머리구속장치의 위치에 따른 목 상해 값  $N_{ij}$ 를 머리구속장치 위치에 따라 비교하여 보여주고 있다. 이 결과에서 목 상해 기준인  $0.16^{(4)}$ 에는 훨씬 못 미치는 결과를 보이고 있으며 머리구속장치의 전후간격 및 상하거리가 커짐에 따라  $N_{ij}$  값도 증가함을 알 수 있다.

Table 2  $N_{ij}$  at each head restraint position

$N_{ij}$	Backset(mm)			Height(mm)		
	40	80	140	40	80	140
NCE (time,ms)	0.0183 (48)	0.1012 (218)	0.1051 (219)	0.0183 (48)	0.0240 (215)	0.1045 (219)
NCF (time,ms)	0.0268 (251)	0.0514 (278)	0.1251 (276)	0.0268 (251)	0.0611 (261)	0.0903 (270)

#### 4. 결론

지금까지 후면 추돌 사고 시 목 상해를 줄일 수 있는 효과적인 방법으로 널리 사용되고 있는 머리구속장치에 대하여 그 위치에 따라 목 부상 메커니즘 해석을 위한 시뮬레이션을 수행하여 운전자의 편타성 상해 가능성을 정량적으로 분석 하였다.

해석 결과 목 부분의 각 요소에서 발생하는 작용력은 전종인대와 후관절에서는 전후간격량의 증가에 따라 높게 나타났고, 추간판에서는 전후간격량이 작은 경우에 증가하여 일정한 값을 보였다. 관절낭 인대와 경장근에서는 전후간격량 증가에 따른 작용력의 변화가 미미하게 나타났으나 관절낭인대의 경우 C1/C0에서는 상대적으로 크게 나타났다. 마

찬가지로 상하거리량의 증가함에 따라 이에 대한 작용력도 함께 증가하는 현상을 보였다.

머리구속장치의 위치에 따라 목부상의 메커니즘에 대한 연구결과 전반적으로 목부의 각 요소별 파단장도에는 미치지 못했으며, 상하거리가 커짐에 따라 전종인대에서 상대적으로 큰 값의 신장량이 발생 하였다. 이와 같은 해석결과 현재 목부상의 척도로 사용되고 있는 NIC나  $N_{ij}$ 값과의 상관관계를 규명하기 위해 추가적인 연구가 요구된다.

향후 정후면 충돌 뿐 아니라 오프셋(offset) 및 사면(oblique) 후방 충돌에 대한 분석과 운전자의 앉은 자세에 따른 시트등받이 각도와 시트쿠션의 높이, 각도에 따른 추가적인 연구가 필요할 것으로 여겨진다.

#### References

- 1) Korea Insurance Development Institute, Automobile Insurance Statistical Data, KIDI, pp.56-60, 2000.
- 2) D. C. Viano, Role of the Seat in Rear Crash Safety, SAE International, pp.299-392, 2003.
- 3) D. L. Camacho, R. W. Nightingale, J. J. Robinette, S. K. Vanguri, D. J. Coates and B. S. Myers, "Experimental Flexibility Measurements for the Development of a Computational Head-Neck Model Validated for Neck-Vertex Head Impact," SAE 973345, pp.473-486, 1997.
- 4) Z. Dvir and T. Prushansky, "Reproducibility and Instrument Validity of a new Ultrasonography-based Systems for Measuring Cervical Spine Kinematics," Clinical Biomechanics, Vol.15, pp.658-664, 2000.
- 5) TNO Automotive, Madymo Human Model Theory Manual Version 6.01, pp.241-246, 2001.
- 6) KSAE, Automotive Technology Handbook-2 (Design), pp.531-559, The Korean Society of Automotive Engineers, 1996.
- 7) 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.

- 8) 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.
- 9) H. C. Jo, I. S. Park, and Y. E. Kim, "A Study on the Evaluation of Head Restraint System in Domestic Cars," Transactions of KSAE, Vol.12, No.1, pp.99-105, 2004.
- 10) B. Deng, P. C. Begeman, K. H. Yang, J. Tashman and A. I. King, "Kinematic of Human Cadaver Cervical Spine during Low speed Rear-end Impacts," Stapp Car Crash Journal, Vol.44, pp.171-188, 2000.
- 11) F. A. Pintar, The Biomechanics of Spinal Elements, Ph. D. Thesis, Marquette University, 1987.
- 12) P. C. Ivancic, A. M. Person, M. M. Panjabi and S. Ito, "Injury of the Anterior Longitudinal Ligament during Whiplash Simulation," Eur Spine Journal, Vol.13, pp.61-68, 2004.
- 13) S. Ito, P. C. Ivancic, A. M. Person, M. M. Panjabi and B. W. Cunningham, "Soft Tissue Injury Threshold during Simulated Whiplash," Spine, Vol.29, pp.979-987, 2004.
- 14) K. Bohman, O. Bostrom, Y. Haland and A. Kullgren, "A Study of AIS1 Neck Injury Parameters in 168 Frontal Collision using a Restrained Hybrid III Dummy(2000-01-sc08)," 44th Stapp Car Crash, pp.103-116, 2000.