

저속 후면 충돌로 인한 편타성 상해에 관한 연구

A Study on the Whiplash Injury due to the Low Speed Rear-end Collision

최형연, 윤석배, 김희성

Hyung-Yun Choi, Seok-Bae Yoon, Hee-Sung Kim

홍익대학교 기계공학과

Abstract

교통사고로 인하여 정형외과를 찾는 환자 중 60%정도가 경추부 상해 때문이나 이에 대한 보호장구개발은 미흡한 실정에 있다. 자동차 충돌사고시의 경추부 상해는 대부분이 후면 충돌로부터 기인하며 특히 차체의 변형이 적은 저속충돌시에도 경추부의 연질 조직이 상하는 편타성 상해가 쉽게 발생된다. 본 논문에서는 이러한 편타성 상해를 보다 근본적으로 분석하기 위하여 활차 실험과 그에 대한 컴퓨터 시뮬레이션 결과를 소개하였다. 현재 진행 중인 본 연구를 통하여 아직까지 규명되지 않은 경추부의 하중 경로와 상해기구를 파악하고자 하며 이를 바탕으로 보다 인체공학적인 시트 설계에 필요한 기반 기술을 확보하고자 한다.

서론

차량 충돌 사고로 인한 승객의 상해 정도는 그 사고의 경중과 보호장구의 유무에 따라 크게 바뀌게 된다. 정면 및 측면 충돌로 인한 승객 상해는 에어백, 안전벨트, 그리고 도어패딩 등으로 많이 감소되고 있는 추세[1]이나 후방 충돌에 대한 보호장구개발에는 많은 진전이 없는 실정이다[2]. 특히 범퍼를 제외한 나머지 차체 부분의 파손이 심하지 않은 중-저속(대략 10 km/h) 후방 충돌 시에는 많은 경우 승객이 목 부상, 즉 편타성 상해를 경험하게 되나, 시트에 부착된 머리 받침대 이외에는 별 다른 보호장구가 없으며 심지어 머리 받침대의 위치에 따라 편타성 상해를 더욱 악화시킬 수도 있다는 연구 결과[3]가 발표 되기도 하였다. 이는 머리 받침대가 적절히 사용되지 않았거나 목 부위의 상해 기구가 일반적으로 알려진 바와 사뭇 다르다는 것을 의미한다. 전체 충돌에너지의 대부분이 탄성에너지의 형태로 승객에게 전달되는 중,저속 후방 충돌에서는 일반적으로 차체에서 측정되는 최대 가속도의 크기 보다는 승객의 머리 중심점에서 3~4 배 정도 크게 나타난다. 편타성 상해는 저속 후방 충돌시 승객의 약 10 ~ 20 % 정도가 겪게 되며 차량 충돌사고로 정형외과를 찾는 환자의 60% 정도를 차지하고 있는 실정이다[3,4]. 이러한 편타성 상해는 목부위에 대한 직접적인 접촉으로 인한 것이 아니라 머리부위의 갑작스런 가속도 변화가 그 원인이 된다. 따라서 편타성 상해는 경추골의 파손은 동반치 않으나 인대(ligaments) 나 연질조직(soft tissue)의 과도한 변형으로부터 기인하며 머리-목 및 어깨 부위 통증, 집중력 감퇴, 기억력 상실, 무기력 증 등의 증상을 보이게 된다.

1993년 McConnell 등은 일련의 지원자 실험을 통하여 저속 후방 충돌시에 수직성분 가속도의 측정가능성을 제시하였다[5]. 그의 연구 결과에 따르면 후방 충돌 직후 승객의 상체가 올라가는 현상은 흉부 척추가 곧게 펴지는 것과 시트 등받이와의 기계적인 접촉 때문임을 알 수가 있다. 이러한 현상은 1994년 Matsushita 등이 후방 충돌

시에 승객(지원자)의 목 부위를 고속 X-ray 기로 촬영한 연구결과와도 일치하며[6], 또한 1992년 Viano 역시 Hybrid II 더미를 사용하여 같은 현상을 보인 바 있다[7]. McConnell 등이 측정된 수직 가속도 성분은 수평 성분과 비교하여 그 크기가 작으나 평균적인 머리의 무게가 4.5kg 인 점을 고려하면 경추부위에 작용하는 압축하중의 크기는 상대적으로 큼을 알 수 있다. 척추에 작용하는 압축하중은 척추 마디간의 인대를 느슨하게 하며 따라서 작은 전단하중에도 연질조직과 척수(spinal cord)가 쉽게 상해를 입게 된다. 이는 1985년 Yang 등이 발표한 에어백이 부착된 정면충돌 시험에서도 검증된 바 있다[8]. 그 연구 결과에 따르면 축방향 압축하중과 전단하중이 동시에 작용하였을 때 사체의 목이 분리되는 현상이 발생하였다.

본 연구에서는 편타성 손상에 대한 보다 기구학적인 이해를 구하기 위하여 충돌용 더미와 활차를 이용한 모사 후방 충돌 시험을 수행하였다. 시트와 더미 각 부위에 하중 측정장치 및 가속도계를 부착하여 후방 충돌시의 이력곡선을 측정하였으며, 이로부터 승객 경추 부위에 발생할 수 있는 손상 기구를 규명 하였다. 또한 컴퓨터 시뮬레이션을 함께 수행하여 후방 충돌 현상을 해석하였으며 이로부터 시험에서는 측정이 불가능한 경추부의 하중 전달 경로를 파악하였다.

편타성 손상의 기구학

Fig. 1 은 후방으로부터 저속 충돌을 받는 승객의 거동을 개략적으로 보여 주고 있다. 충돌직후 약 60ms(phase I) 까지는 관성으로 인하여 승객의 상체가 시트 등받이를 타고 올라가는 현상이 발생되며 이때 두부의 무게로 인하여 경추를 포함한 척추에는 전반적으로 압축하중이 걸리게 된다. 또한 phase I 후반부에서 두부의 extension 모드로 인하여 경추상단부위에는 인장하중이 걸리기 시작한다. 60ms부터 120ms까지의 phase II에서는 탄성회복하는 시트 등받이로 인하여 경추 하단에 전단하중이 발생되며, 승객의 머리는 충돌방향으로의 최대 가속도를 보이게 된다. 120ms에서 160ms의 phase III에서는 승객의 상체와 두부가 시트 등받이로부터 이탈되어 flexion 모드가 시작되며, phase IV(160ms 이후)에서는 상체가 안전벨트로부터 구속되기 시작하여 승객 머리의 flexion 거동이 심화된다. 이처럼 후방 저속 충돌시 4 단계로 구별되는 승객 거동은 정면 충돌시의 승객 거동과 다른 면을 보이고 있다. Fig. 1에서의 phase III 및 IV와 같은 승객 거동은 정면충돌에서도 발생하나 phase I 과 II 는 후방 충돌에서만 보이는 현상이므로 목 부위의 과도한 extension 모드가 결국 편타성(whiplash) 상해의 주된 원인이라고 볼 수 있다.

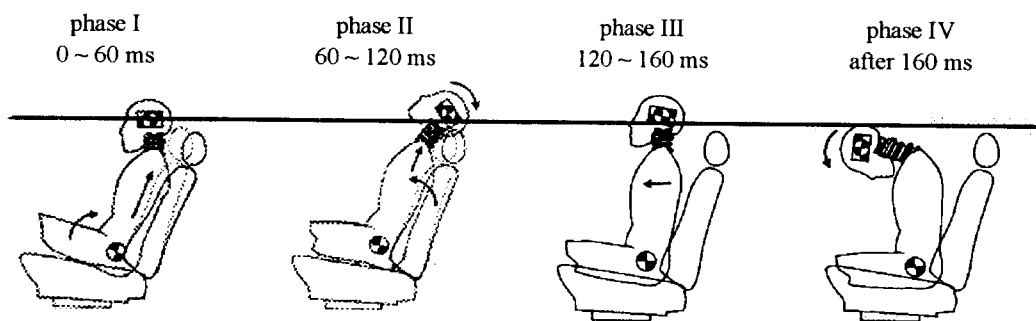


Fig. 1 편타성 손상의 4 가지 Phases

편타성(whiplash) 손상을 보다 해부학적인 관점에서 고찰하게 되면 위에서 언급된 전단하중의 역할이 보다 명확해진다. Fig. 2(a)는 인접한 경추마디 간에 작용하는 전단하중을 서로 다른 두개의 작용 방향과 함께 보여 주고 있다. 아래쪽 경추마디를 앞(anterior)으로 변형시키는 전단하중의 경우, facet joints 면이 이루고 있는 각도(수평면으로부터 시계방향으로 45도)로 인하여 마디간의 과도한 상대변위가 구속되나 이와

반대 방향으로 전단하중이 작용될 때에는 Facet joint 로의 하중전달이 어렵게 된다. 이는 Yang 등이 경추마디에 약 50N의 하중을 앞, 뒤 방향으로 작용시켜 각각 1.5mm와 4.0mm의 상대변위를 측정하였으며, 이로서 facet joints가 어느 한 방향으로의 변위를 구속함을 알 수가 있다[9]. Cavanaugh는 귀와 토끼를 이용한 신경생리(neurophysiology)실험을 통하여 Facet joint capsule에 미세한 신경섬유가 분포하며 이들의 상해가 목 부위의 통증과 직접적으로 연관되어 있다고 발표하였다[10].

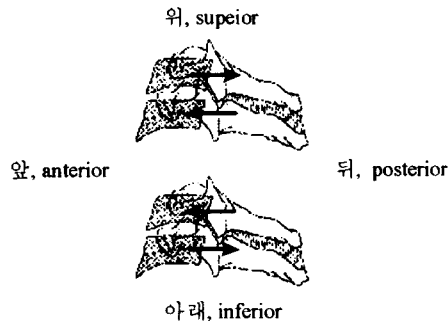


Fig. 2(a) 경추마디간에 작용하는 전단하중

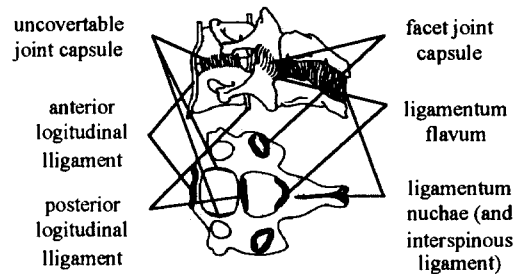


Fig. 2(b) 경추의 인대

충돌용 더미 (Hybrid III)를 이용한 활차(Sled) 시험

Fig. 3은 후방 충돌 활차 시험의 개략도를 보여 주고 있다. 시트 등받이는 수직선과 30도를 이루며, 더미의 머리와 머리 받침대 사이는 7cm의 간격을 유지하였다. 실험 변수로는 시트의 수평위치와 머리 받침대의 위치를 선택하였다. 시트의 수평위치로는 최전방 및 후방과 중간점이며, 머리 받침대의 위치는 최하단 및 상단 그리고 부착하지 않은 경우이다. 이들 실험 변수들을 Table 1에서 같이 조합하여 총 다섯번의 활차 실험을 수행하였다.

Table. 1 활차 시험 조건

활차시험		시트의 수평위치		
		최전방	중간	최후방
머리 받침대 위치	최하단	Test #1	Test #2	Test #3
	최상단	-	Test #4	-
	없음	-	Test #5	-

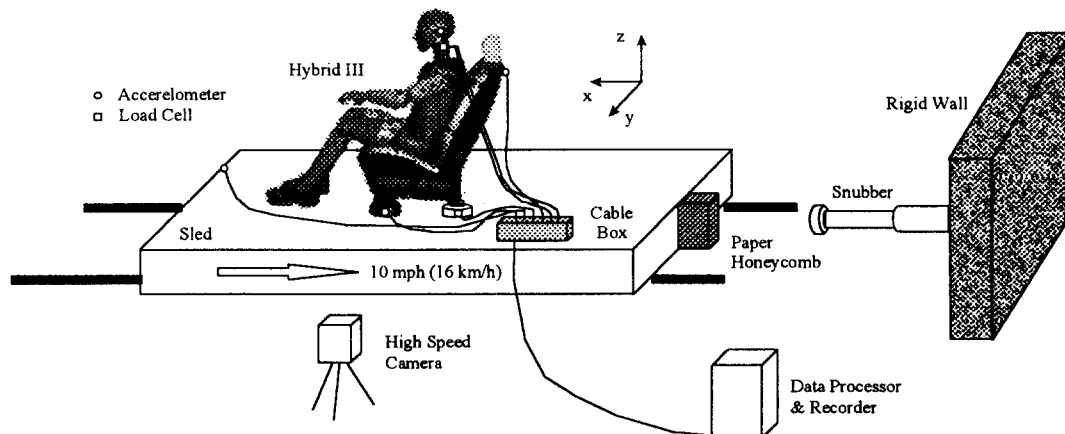


Fig. 3 후방 충돌 활차 시험의 개략도

활차의 충돌 속도는 16 km/h 이며, 더미 머리의 중심점과 상부 목에 각각 장착된 가속도계 및 하중측정장치로부터 충돌 방향과 그와 수직한 방향으로의 가속도와 하중 등의 이력을 측정하였다. 또한 시트의 네 다리가 활차 위에 장착되는 지점에 로드셀을 탑재하여 충돌시 시트로 전달되는 하중을 측정하였으며, 시트 등받이의 상부에 가속도계를 부착하여 충돌 방향으로의 가속도 파형을 측정하였다.

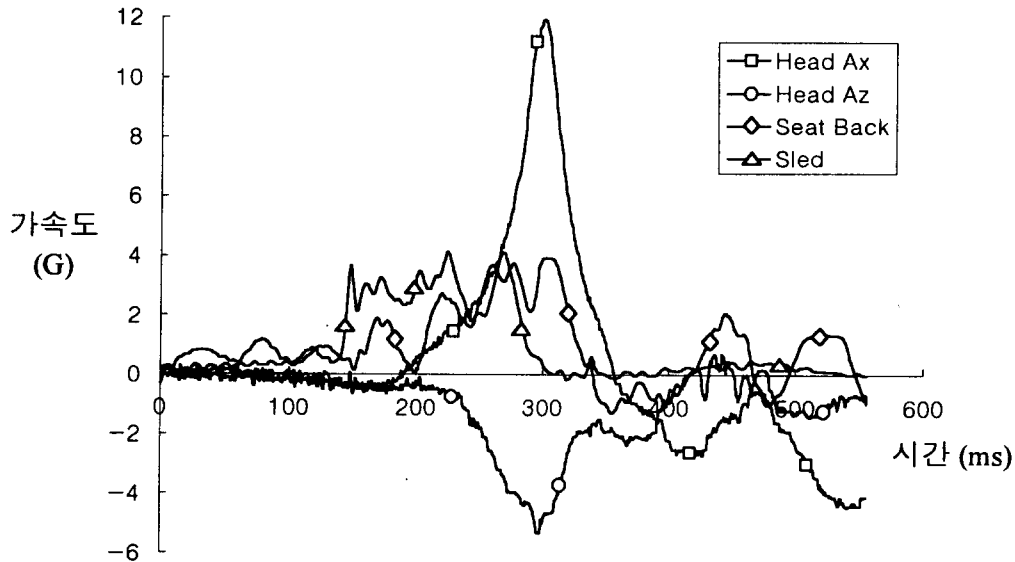


Fig. 4 활차, 시트 등받이, 더미 머리 중심의 가속도 파형 (Test #1)

Fig. 4 은 활차 실험(Test#1)으로부터 측정된 활차와 시트의 등받이 그리고 더미 머리중심에서 측정된 가속도 파형을 보여 주고 있다. 서론에서 언급된 것과 같이 더미 머리에서 측정되는 가속도의 피크치가 활차의 그것 보다 3 배 정도 크게 나타나며 또한 80 msec 정도 지연됨을 볼 수 있다. 시트의 등받이에서 측정되는 가속도의 경우에는 활차의 가속도 파형과 비교하여 피크치의 크기는 유사하나 약 70 msec 정도 지연되고 있다. Test# 2~5 에서도 Fig. 4 과 유사한 경향을 보이고 있다. 시트의 네 다리에서 측정된 수직 및 수평 방향의 하중이력은 Fig. 5 와 6 에서 보여주고 있다. 충돌이후 승

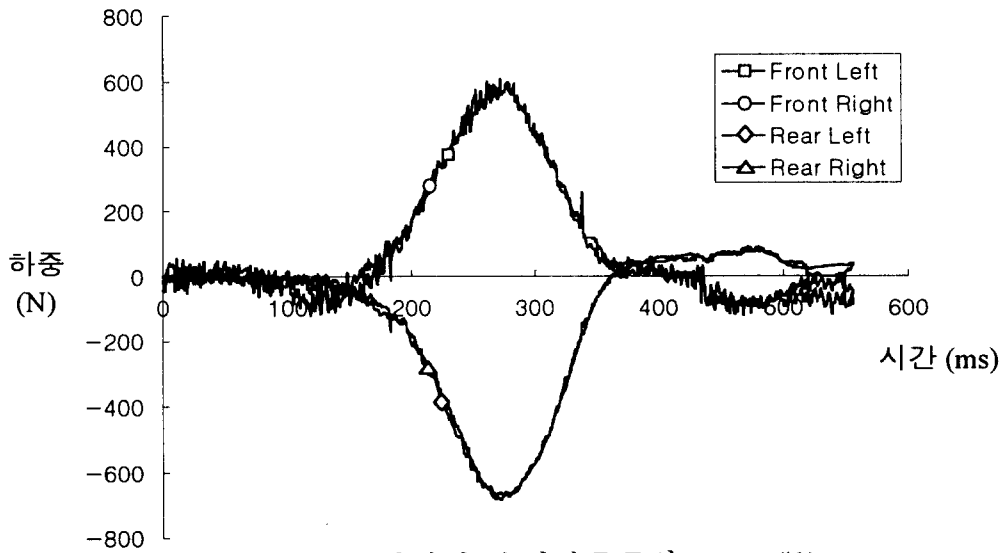


Fig. 5 시트 다리의 수직하중곡선 (Test #1)

객이 시계방향으로 회전을 함에 따라 시트의 앞 다리에서 측정되는 수직하중은 인장성분이며 뒷다리에서는 압축성분을 보이고 있다. Fig. 6의 수평성분은 시트와 활차간의 전단 하중을 의미하며, 네 다리의 위치가 서로 대칭이 아니어서 최대값의 차이가 약 2배 정도까지 나타나고 있다. Fig. 7은 더미의 목에서 측정된 세 성분의 하중 이력을 보이고 있다.

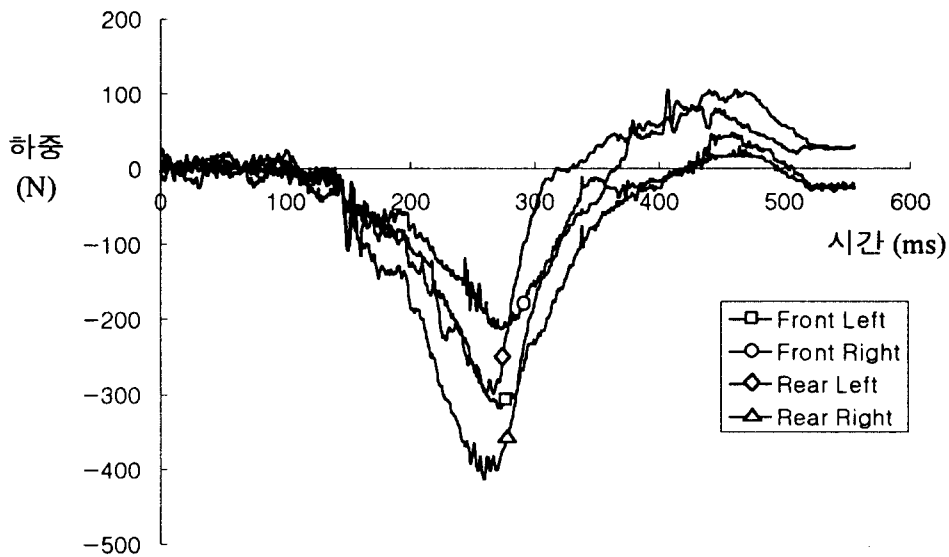


Fig. 6 시트 다리의 수평하중곡선 (Test #1)

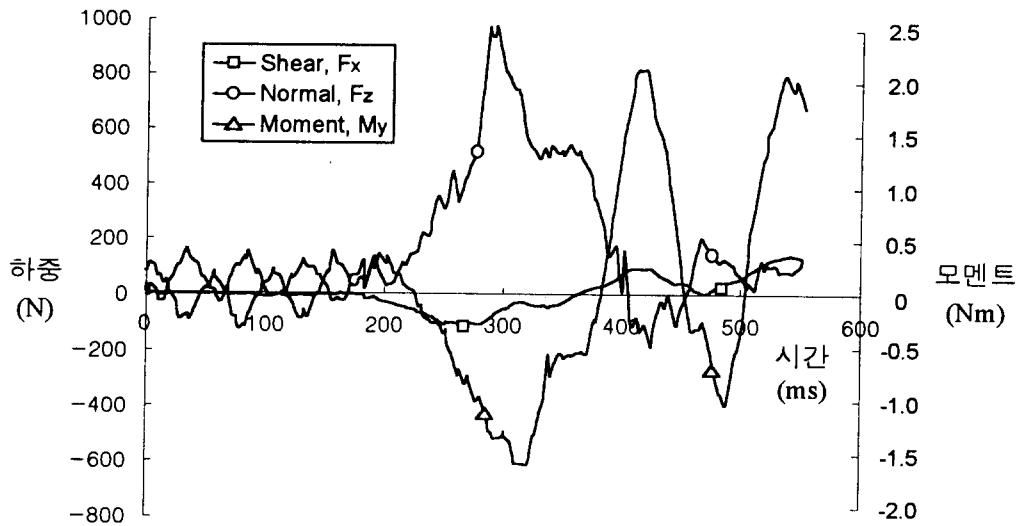


Fig. 7 더미 목의 하중곡선 (Test #1)

고속 카메라로 찍은 필름을 분석한 결과, 머리 받침대가 최상단에 위치한 경우, 더미 머리의 최대 extension 회전각은 37도로 가장 작았으며 머리 받침대가 최하단에 위치한 경우와 없는 경우에는 각각 48도와 80도이었다.

시트의 유한요소 모델링

전절과 서론을 통하여 알 수 있듯이 후면 충돌에 있어서 시트는 승객 상해와 관련된 가장 중요한 차체 구조물이다. 이는 후면 충돌시 승객에 전달되는 충돌하중이 시트를 통하여 이뤄지기 때문이며, 이러한 현상을 보다 실제적으로 모사하기 위하여 본 연구에서는 시트에 대한 상세한 유한요소 모델을 완성하였다. 등받이와 머리 받침대에 일정한 하중을 작용하여 프레임의 변형량을 측정하는 준정적 실험을 수행하였으며 그 결과와 해석 모델을 비교, 분석하여 모델의 전체적인 강성이 실제와 유사함을 검증하였다. 또한 유한요소 더미(Hybrid III)를 이용하여 hip point를 해석적으로 구한 후 이를 설계값과 비교하였다. Fig. 8은 본 연구를 통하여 완성된 유한요소 시트모델의 모습을 보여 주고 있다. 또한 Fig. 9는 유한요소 더미가 시트에 놓여 지는 과정을 시트모델의 hip point가 설계값과 매우 잘 일치함을 알 수 있다.

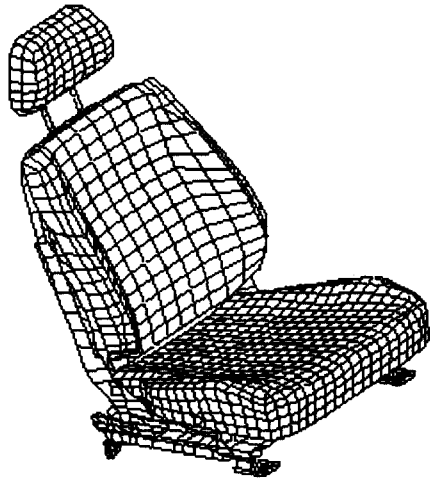


Fig. 8(a) 전체 모델

시트 폼 : solid 요소 1846 개
 시트 프레임 : shell 요소 951 개

전체 모델 : 총요소 4443 개
 (접촉처리를 위한 null 요소
 1646 개 포함)

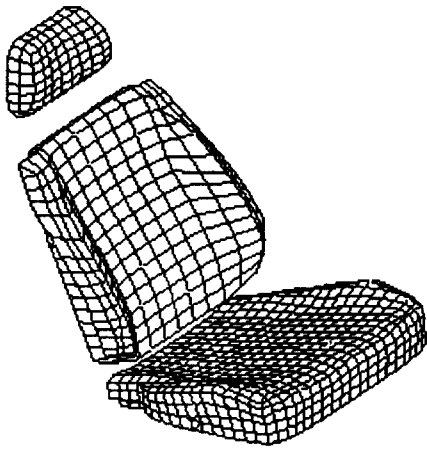


Fig. 8(b) 시트 폼 모델

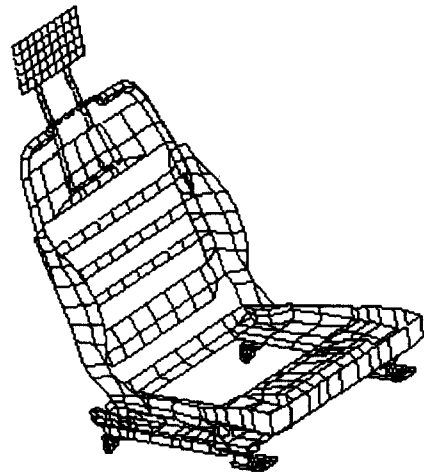


Fig. 8(c) 시트 프레임 모델

Fig. 8 시트의 유한요소 모델

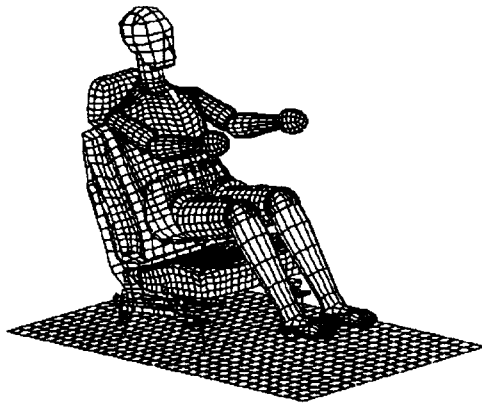


Fig. 9(a) 초기상태(t=0sec)

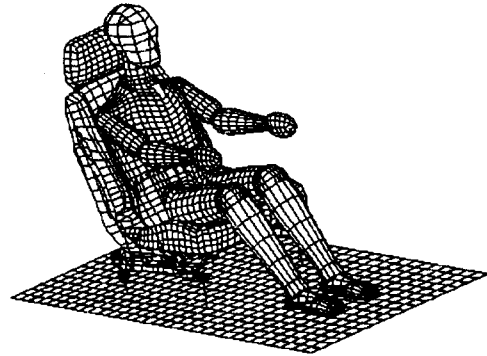


Fig. 9(b) 최종상태(t=0.301sec)

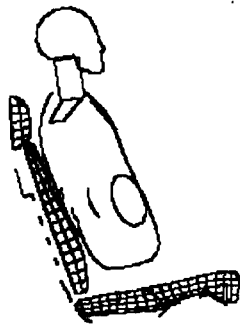


Fig. 9(d) 단면도 1 (t=0sec)

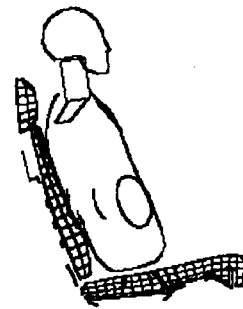


Fig. 9(e) 단면도 2 (t=0.112sec)

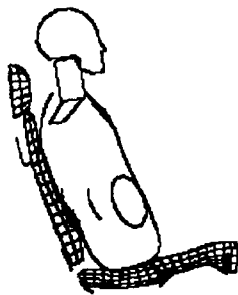


Fig. 9(f) 단면도 3 (t=0.182sec)

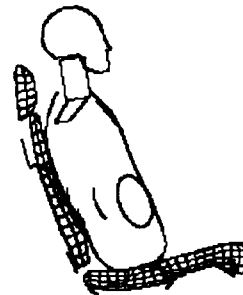


Fig. 9(g) 단면도 4 (t=0.301sec)

Fig. 9 더미 Hip point 의 유한요소해석 (d~e: 단면위치, $y=0.375$, $0.109 < y < 0.640$)

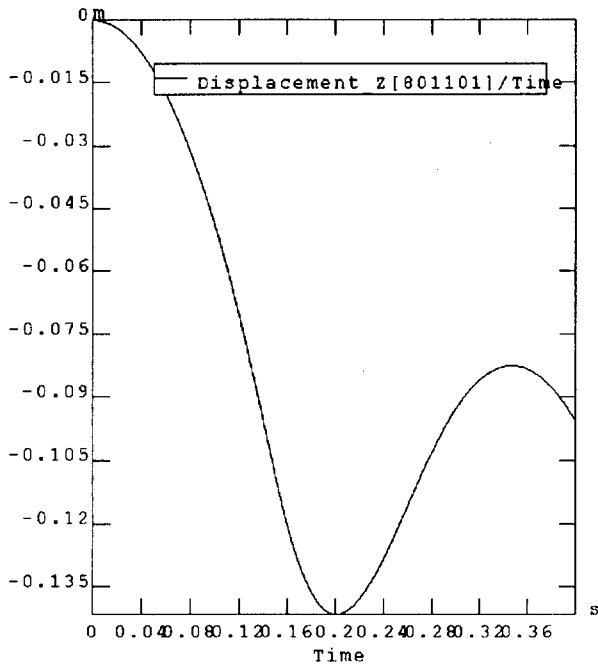


Fig. 10(a) damping factor=0

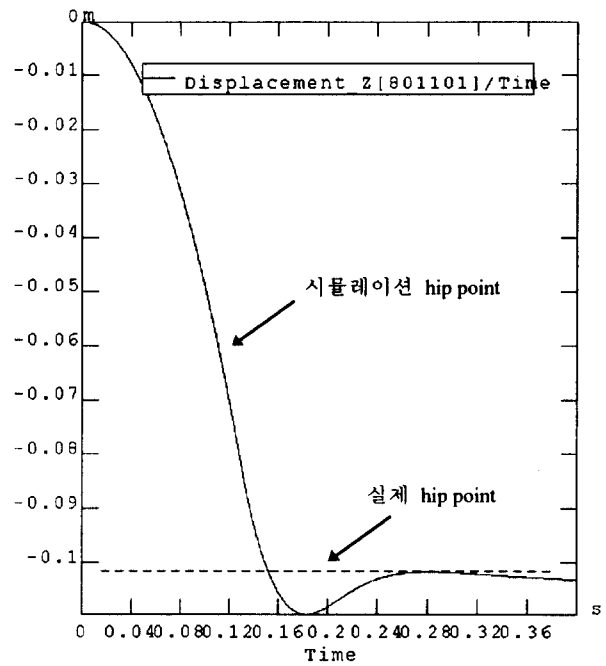


Fig. 10(b) damping factor=40.0 sec⁻¹

Fig. 10 더미 Hip point의 수직 성분 : 설계값과 해석 결과

결론 및 토의

편타성 상해에 대한 본 연구는 현재 진행 중에 있으며 앞으로 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 해석적인 분석을 수행할 예정이다. 후면 충돌 활차 시험을 통하여 구한 하중 및 가속도 이력 곡선 등은 경추부 거동의 기본적인 기구 분석 뿐 아니라, 해석 모델의 검증에도 사용할 것이다. 따라서 이렇게 실험으로 검증된 해석모델을 통하여 시험에서는 측정이 불가능한 경추부의 하중 경로를 규명하려 한다. 또한 편타성 손상에 대한 근본적인 기구학을 파악한 후에는 머리 받침대를 포함한 시트를 보다 인간공학적인 개념을 바탕으로 재설계할 것이다.

참고문헌

1. A.M. Nahum and J. W. Melvin, Accidental injury: Biomechanics and Prevention, Springer-Verlag, 1993
2. B. O'Neill, W.Jr. Haddon, A.B. Kelley, W.W. Sorenson, "Automobile Head Restraints: Frequency of Neck Injury Insurance Claims in Relation to the Presence of Head Restraints", Am. J. Pub. Health, Vol. 62, pp 399-406, 1972
3. 김남현, 이환모, "편타성 손상", 대한교통의학회지 제 16 권 1 호, pp 31-37, 1990
4. 김남현, "경추부 연부조직손상", 대한교통의학회지 제 16 권 1 호, pp 1-5, 1990
5. W.E. McConnell, R.P. Howard, J. Van Poppel, R. Krause, H.M. Guzman, J.B. Bomar, J.H. Raddin, J.V. Benedict, C.P. Hatsell, "Human Head and Neck Kinematics After Low Velocity Rear-End Impacts-Understanding "Whiplash", SAE Paper No. 952724, 1995
6. T. Matsushita, T.B. Sato, K. Hirabayashi, S. Fujimura, T. Asaszuma, "X-ray Study of the Human Neck Motion Due to Head Inertia Loading" Proc. 38th Stapp Car Crash Conf., pp 55-64, SAE 942208, 1994

7. D.C. Viano, "Influence of Seatback Angle on Occupant Dynamics in Simulated Rear-End Impacts" SAE Paper No. 922521, 1992
8. K.H. Yang, R. Cheng and A.I. King, "Neck Loads in Frontal Impact" 9th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Ann Arbor, MI, pp 123-124, 1985
9. K.H. Yang and P.C. Begeman, "A proposed role for facet joints in neck pain after low to moderate speed rear end impacts Part I: Biomechanics", Proceedings of 6th Injury prevention through biomechanics symposium, pp 59-63, 1996
10. J.M. Cavanaugh, "A proposed role for facet joints in neck pain after low to moderate speed rear end impacts Part II: Neuroanatomy and Neurophysiology", Proceedings of 6th Injury prevention through biomechanics symposium, pp 65-71, 1996