

〈논문〉 SAE NO. 2000-03-0054

## 저속 후방 추돌에 따른 승객 거동 현상 해석용 모델 개발

### Development of a Model for the Analysis of Occupant Response subjects in Low-Speed Rear-End Collision

김희석\*, 김영은\*\*  
Heesuk Kim, Youngeun Kim

#### ABSTRACT

Although a number of neck injuries are generated, the data which quantify the kinematic response of the human head and cervical spine in low-speed rear-end automobile collisions is very limited. On this problem, just few in vitro experimental research or some experimental research using dummy on neck injury by rear-end collision was conducted, thus systematic research is requested on full scale injury mechanism. An occupant model for the response of the occupant subject to rear-end collision using commercial dynamics package DADS was developed. Developed model shows more close agreement with the experimental data compared with the MADYMO simulation results for the cases of  $\Delta V=16$  kph in sled test. For the case of  $\Delta V=8$  kph and 33.5 kph with production seat, model also shows its reliable response compared with experimental results using Hybrid III and Hybrid III with RID.

주요기술용어: Rear-End Collision(후방 추돌), Mathematical Model(수학적 모델), Commercial Package DADS(상용패키지 DADS), Occupant Response(승객거동)

#### 1. 서론

지금까지 자동차 사고시 탑승자의 부상 메커니즘(injury mechanism)에 대한 체계적인 해석과

자동차 안전 시스템의 향상을 목적으로 많은 생체 역학적 연구가 이루어지고 있다. 여러 형태의 자동차 상해 중 특히 후방 추돌에 의한 소위 “편타성 외상(whiplash)”이라 불리는 상해가 사고시 탑승자에게서 흔히 발생되고 있으며 이로 인하여 근육조직의 손상은 물론 인대등에 손상이 야기되며 심한 경우 경추의 골절까지 발생하게 된다. 후

---

\* 회원, 단국대학교 대학원

\*\* 회원, 단국대학교 기계공학과

방 추돌 사고시에서 고속 추돌에 의한 사고는 저속 추돌 사고 보다 심각한 목 상해를 유발하지만 추돌 사고의 많은 부분이 저속 추돌에 의한 형태로 나타나고 있으며 후방 추돌사고자의 약 10%는 5년 후 까지도 후유증을 호소해 오는 것으로 밝혀졌다.<sup>1)</sup> 따라서 최근 들어 후방 추돌에 따른 승객의 응답 특성을 해석키 위한 실험적 연구가 수행되고 있다. 이에 관한 대표적인 연구로는 Mertz와 Patrick등<sup>2)</sup>이 사체(cadaver)와 자원자, ATD(Anthropomorphic Test Device)를 대상으로 추돌 전후의 속도차이( $\Delta V$ )가 16 kph 와 37 kph인 저속 추돌 상태에서 실험하여 결과를 발표한바 있다. 목 상해에 대한 연구에 있어서 좌석 시트가 견고할수록 경추에 미치는 축 방향 압축력이 더 커지는 반면, 안락하고 부드러운 좌석쿠션에서는 몸통이 순간적인 충돌에 의하여 뒤 퇴기는 현상이 일어나 위쪽 경추에 걸리는 자동차의 진행방향으로의 전단력이 커지는 경향이 발생하고 있다. 이때 생성된 목 부분에서의 회전 모멘트 등은 경추후만증을 유발하기도 한다.<sup>3)</sup> 따라서 후방 추돌 모델에 있어서는 썰매 실험을 통한 인체 모형 모델에 대한 검증 뿐 아니라 상용좌석(production seat)을 통한 실험도 이루어지고 있어 이러한 실험 결과는 상용좌석의 강성도 설계에 매우 실제적인 정보를 제공하고있다. 또한 자동차 보험 상해 요청의 많은 부분이 목 부분 부상에 대해 제기되고 있으나 저속 추돌시 머리, 목, 그리고 상체의 상대적 운동 형태에 관하여 매우 제한적인 정보만이 알려져 있을 뿐 아니라 후방 추돌에 의한 목 상해 연구는 매우 미진한 실정이기 때문에 후방 추돌시 발생하는 부상 메커니즘에 대한 체계적인 연구가 절실히 요구되고 있다.<sup>4)</sup> 지금까지 많이 이용되고 있는 실험적 연구는 비용 및 한정된 데이터 수집등으로 한계를 보이고 있어 최근들어 수학적 모델링을 이용한 방법이 널리 이용되고 있다. 이에 대한 예로 Wisman 과 Hermans<sup>5)</sup>는 MADYMO를 이용하여 HYBRID III를 통한 전방 충돌시 인체의 거동에 대하여 Ford Motor Co.의 실험치 와 비교, 분석하였으며, Nilson 과 Hå

land<sup>6)</sup> 역시 MADYMO를 이용하여 전방 충돌시 골반 벨트의 미끄러짐 현상 때문에 발생하는 둔부의 가라앉음(submarining)현상에 대하여 시뮬레이션 하였다. 또한 Song등<sup>7)</sup>은 유한요소법을 사용하여 어깨벨트가 가슴과 둔부에 미치는 압축 변위에 대한 연구를 하였고, Shimanura 등<sup>8)</sup>은 MVMA-2D를 사용하여 썰매 실험에 통한 승객 거동을 연구하였다. 이 외에도 CAL3D, ATB-CVS, PAMCRASH 등을 이용한 승객 거동 해석들이 발표되어 왔다. 그러나 이와 같은 연구들은 대부분 전방 충돌에 따른 운전자 거동에 관하여 이루어져 왔다. 따라서 본 연구에서는 이미 널리 알려진 전방 충돌에 대한 실험적 데이터를 근거로 DADS<sup>9,10)</sup>를 이용한 인체의 수학적 모델을 구성하고, 이를 바탕으로 후방 추돌시 승객의 응답 특성을 해석하였다.

## 2. 인체의 3차원모델

### 2.1 각 요소의 형상 정의 및 물성치 분포

본 연구에서는 인체 모형을 정의하는데 가장 잘 표현할 수 있는 타원체<sup>5)</sup>를 사용하였으며 머리(head), 목(neck), 윗몸통(thorax), 복부(abdomen), 둔부(pelvis), 2개의 윗부분 팔(upper arm),

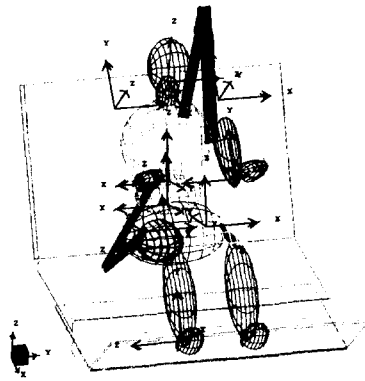


Fig. 1 Joint triad of the human body

Table 1 Reference frame and center of gravity data

Body name	Reference triad			Center of gravity		
	x (m)	y(m)	z(m)	x (m)	y(m)	z(m)
Head	-0.185	0.000	0.614	0.006	0.000	0.030
Neck	-0.261	0.000	0.489	0.072	0.000	0.025
Thorax	-0.198	0.000	0.074	0.029	0.000	0.197
Abdomen	-0.093	0.000	0.134	0.008	0.000	-0.023
Pelvis	-0.025	0.000	0.083	0.020	0.000	-0.079
Upper arm	-0.224	±0.203	0.419	0.144	0.000	-0.100
Lower arm	0.046	±0.243	0.209	0.103	0.000	0.110
Upper leg	0.020	±0.203	-0.020	0.018	±0.072	0.084
Lower leg	0.424	±0.088	0.128	0.080	±0.059	-0.133
Feet	0.796	±0.126	-0.096	-0.033	0.000	-0.068

Table 2 Types of joint used for occupant model

Joint	Joint type	D.O.F.	Element
Neck (Upper and lower)	Spherical	3	Bushing
Spine (Upper and lower)	Spherical	3	Bushing
Shoulder	Spherical	3	Bushing
Elbow	Revolution	1	RSDA
Hip	Spherical	3	Bushing
Knee	Revolution	1	RSDA
Ankle	Revolution	1	RSDA

2개의 아랫부분 팔(lower arm), 2개의 윗부분 다리(upper leg), 2개의 아랫부분 다리(lower leg), 2개의 발(foot)등 15개의 요소로 나누었다. 각 요소의 질량 분포 및 관성 모멘트는 Robbins 등<sup>11)</sup>에 의한 실제 인체의 평균 측정 데이터를 이용하였다. 인체 각 부위에 대한 좌표계들의 설정에 있어서 주의해야 할 것은 DADS에서는 각 요소의 형상 정의보다는 그 형상에 생성되어 있는 좌표축들에 의하여 모든 계산이 이루어지게 되므로 이러한 좌표계의 설정은 모델링에 있어서 가장 중요한

부분이라 할 수 있다. 이에 무게 중심 좌표계는 주 관성모멘트의 축과 일치하도록 상대 방위를 결정하여 주 관성모멘트 성분 즉,  $I_{xx}$ ,  $I_{yy}$ ,  $I_{zz}$  만이 입력되도록 하였다. 또한 각 요소의 국부 좌표계는 요소에 삽입되는 좌표계 중 유일하게 형상을 정의하는 좌표계로 실제 계산상에는 영향을 미치지 못하는 좌표계이다. 따라서 요소의 끝단에 위치하도록 조정함으로써 각 요소를 회전시켜 초기 위치를 잡는데 편리하도록 정의하였다. 본 모델링의 편의를 위하여 기준 좌표계는 DADS의 CSYS

라는 기준 좌표계를 이용하여 원점인 "H-point"를 정의하였고, 이 것의 좌표점은  $x = 0.657 \text{ m}$ ,  $y = 0.619 \text{ m}$ ,  $z = 0.422 \text{ m}$ 로 설정하였다. 각 국부 좌표계는 이 기준 좌표계에 대한 상대 방위로 결정되며 국부 좌표계와 질량 중심 좌표계의 원점은 Table 1에 나타내었다. 이들 각 요소는 여러 가지 조인트로 연결되며 각 조인트에는 비선형 스프링과 댐퍼에 의하여 상호작용을 함으로써 각각의 물성치를 표현 할 수 있도록 모델링 하였다. Table 2에서는 인체의 각 관절을 모델링 하기위해 사용된 조인트 형태를 보여주고 있다. 사용된 조인트는 1 자유도를 갖는 회전 조인트와 3 자유도를 갖는 구이음 조인트를 사용하여 모델링 하였다. 구이음 조인트의 경우 조인트로 연결된 두 물체를  $i$ 와  $j$ 로 표시하면 물체  $j$ 는 물체  $i$ 에 대하여 3개의 회전 자유도를 갖게 되며, 이때의 상대 좌표는 브라이언트 각(bryant angel)을 사용하여 표시하였다. 조인트는  $z$  축에 대하여는 상대 비틀림(torsion),  $x/y$  축에 대하여는 상대 굽힘(bending)이 작용하도록 모델링 하였고, 이러한 토크 작용 모델의 특성은 부싱 요소(bushing element)를 통한 비선형 스프링과 댐퍼를 사용하여 정의하였다. 이 부싱 요소는 DADS의 힘요소(force element)로서 3축에 대하여 각각 병진할 수도 있고, 회전할 수도 있는 요소로서 각 축에 대하여 선형 또는 비선형 댐퍼를 정의함으로써 상대 운동을 제한 할 수 있도록 해주고 있다. 한편 회전 조인트에 대해서는  $z$  축에 대하여 회전하는 1자유

도만을 갖기 때문에 주 모멘트를 받는 방향에  $z$  축을 위치시키고 이곳에 RSDA(rotational spring damper and actuator) 요소를 삽입하였다. RSDA 역시 회전 축에 대하여 선형 또는 비선형의 스프링, 댐퍼, 액추에이터를 삽입하여 상대 회전량을 제어할 수 있는 요소이며 각 조인트에 삽입된 비선형 스프링 물성치는 Wisman과 Hermans<sup>5)</sup>의 데이터를 근거로 본 모델에 적합하도록 수정 삽입하였다. 한 예로 Fig. 2는 본 연구에서 사용된 각 조인트의 물성치 중 목 관절 부분에서의 값을 보여주고 있다.

### 2.2 3점식 시트 벨트(seat belt) 모델링

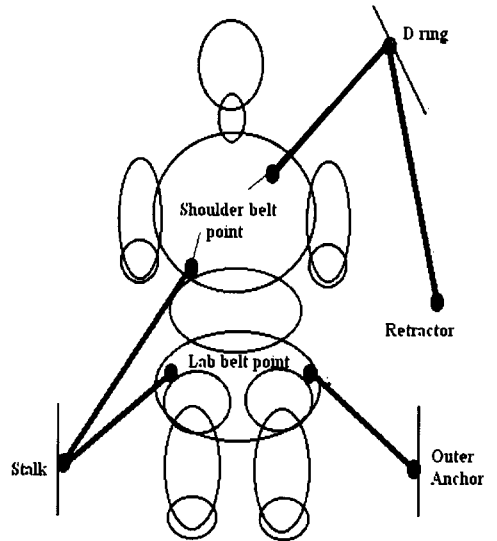


Fig. 3 Fixed points for belt segment

3점식 좌석벨트 메커니즘을 살펴보면 B 필라(B-pillar)부근의 벨트 수축 장치로부터 바깥쪽 고정점(outer anchor)까지의 안전벨트가 하나의 띠로 연결되기 때문에 이 벨트를 적절히 모델링 하는 것에는 많은 어려움이 있다. 본 연구에서는 몸통과 벨트의 접촉 현상을 하니스 알고리즘(harness algorithm)을 이용하여 모델링 하였고, 이를 위하여 하나의 벨트를 다음 5개의 벨트 세그

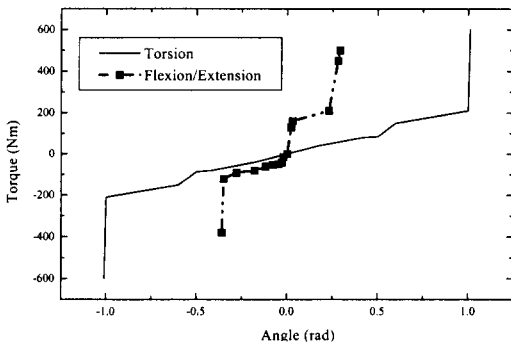


Fig. 2 Stiffness curve of the neck joint

먼트(segment)로 나누었다. 즉 벨트를 수축기 부분 벨트 (retractor belt), 윗몸통 부분 어깨벨트 (upper torso shoulder belt), 아랫몸통 부분 어깨벨트 (lower torso shoulder belt), 안쪽 골반 벨트 (inner lap belt), 바깥쪽 골반 벨트 (outer lap belt)로 정의하고, 이렇게 5부분으로 나누어진 벨트 세그먼트를 연결하기 위하여 윗몸통(thorax)에 고정점(fixed point) 2개, 둔부에 고정점 2개, 그리고 썰매에 고정점 4개를 정의하였다(Fig. 3). 각 벨트 세그먼트의 인장력은 벨트가 연결된 고정점 2개 사이의 직선거리에 의하여 계산되도록 하였으며 각각의 고정점에서는 벨트 풀림 현상이 발생할 때 이에 대한 마찰력에 의하여 제한을 받도록 하였다. 또한 이러한 마찰력은 벨트 풀림 현상이 주로 일어나는 D 링, 윗몸통과 둔부의 4곳, 모두 5곳에서 벨트 세그먼트의 접선방향에 대하여 작용하도록 모델링 하였다. 여기에 쓰인 모델링의 근거는 벨트의 미끄러짐은 벨트 세그먼트 방향으로 일어나며, 마찰력은 세그먼트의 접선 방향에 대해서만 발생하는 것으로 한다는 가정을 토대로 한 것이다. 실제 안전 벨트는 하나의 시스템으로 유일한 물성치를 갖고 있는 만큼 신장률-하중 특성은 유일할 것이지만, 실제 충돌시험에서 얻어진 부분별 신장률 하중 특성은 각 요소에서 다르게 나타난다<sup>12)</sup>. 따라서 하나의 경로를 따르는 단순 벨트 시스템은 이러한 부분별 하중량을 모델링 하는데 어려움이 있으나 하니스 알고리즘을 이용하면 각 부분을 독립적으로 모델링 할 수 있기 때문에 이러한 하중-변형률 함수를 보다 정확하게 모델링 할 수 있다. 본 연구에서는 수축장치 회전축에 감긴 안전띠의 풀림 현상을 적절히 모델링 하기 위하여 Ford Motor Co.의 실험에서 얻어진 풀림량에 대한 하중<sup>5)</sup>을 구동 조건으로 삼았고, 같은 실험에서 측정된 신장률-하중 특성을 근거로 하여 본 모델링의 벨트 세그먼트 특성을 정의하였다. 이 때 D 링에서 발생하는 풀림량을 적절히 모델링 하기 위해서 비선형 스프링을 사용하였으며 실험에서 측정된 양 이상의 풀림이 발생하지 않도록 제어 요소(control element)를 삽입하여 슬립량과

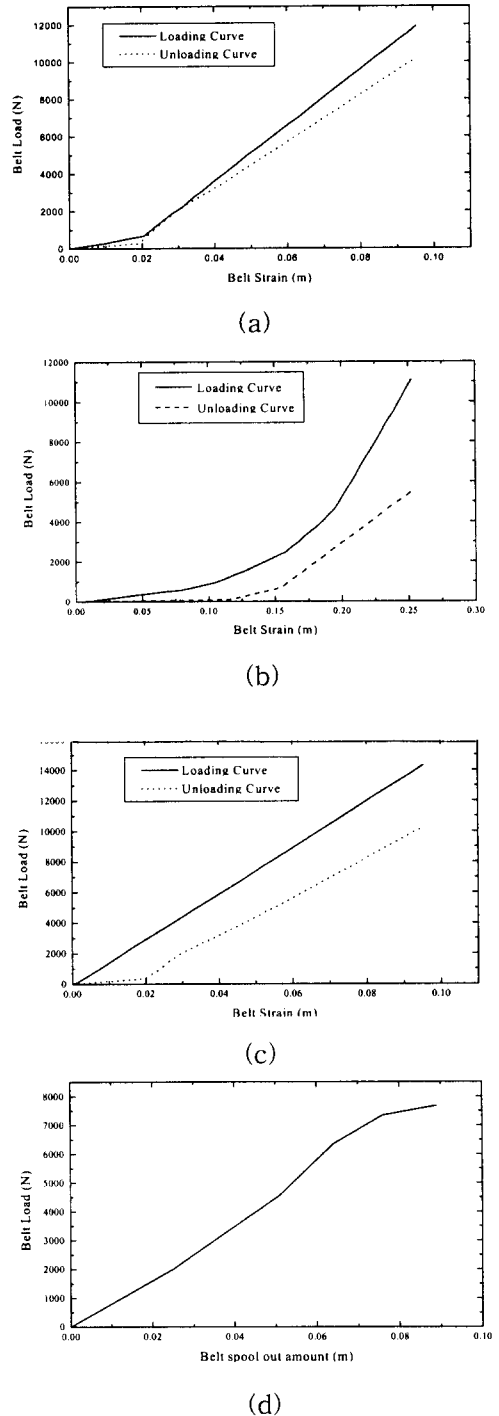


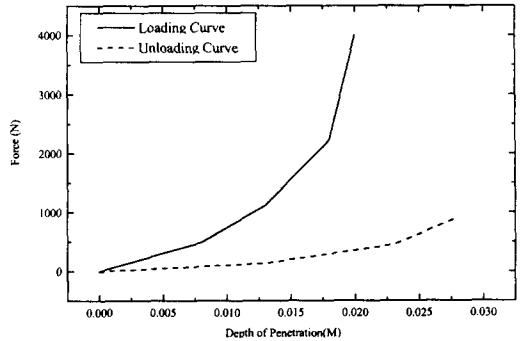
Fig. 4 Belt segment stiffness curves (a)Shoulder belt (b)Lab belt (c)Retractor part belt (d)Retractor part belt spool out

느슨한 정도, 그리고 적절한 힘이 걸리는 순간에 풀림량이 정지하여 이후부터는 순수하게 벨트의 신장량에 따른 반응이 일어날 수 있도록 모델링 하였다. 한편 벨트를 하나의 띠로 연결하여 모델링 하지 않았으므로 벨트의 길이는 실제 길이보다 짧아진다. 이러한 문제점을 없애기 위해 Ford Motor Co.의 실험 데이터를 본 모델에 적합하도록 Fig. 4에서와 같이 신장률-하중 곡선을 수정 사용하였다. 이 때 부하시와 제하시에 서로 다른 경로를 따라 하중-변형을 곡선을 그리는 것을 볼 수 있는데 이렇게 서로 다른 경로를 따르는 벨트를 설계하기 위해서는 에너지 소산 특성을 표현할 수 있는 모델링을 하는 것도 중요하다. 따라서 이러한 에너지 소산 특성을 사용자 정의 부 프로그램으로 각각 벨트에 연결된 고정점의 속도가 0이 되는 순간을 감시하여 그 순간을 기점으로 부하시와 제하시에 각각 다른 하중-변형률 곡선을 따를 수 있도록 완성하였다. 또한 바깥쪽 D 링에서의 마찰 계수는 0.19를 사용하였고, 윗몸통의 마찰계수는 0.17을 사용하였다. 이때 각 데이터는 사용자에게 의한 입력의 편의를 위하여 외부의 독립 파일에서 읽어 올 수 있도록 하였다.

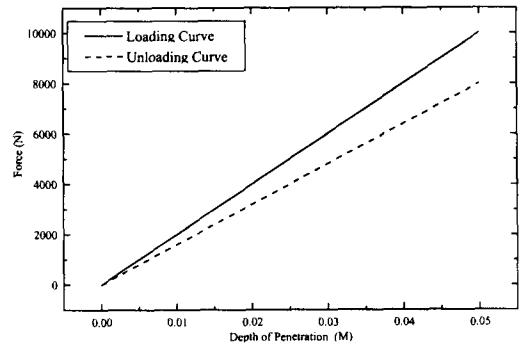
### 3. 좌석 모델링

#### 3.1 썰매 (sled) 모델링

썰매는 4개의 평면을 사용하여 좌석쿠션, 좌석 등받이, 발 받침대, 바닥 판으로 모델링 하였다. 좌석 등받이 평면과 발 받침대는 각각 수직면으로부터 25.4°, 26°의 각도를 가지며, 좌석 쿠션과 바닥판 평면은 수평면과 평행하도록 모델링 하였다. 이 각도는 인체 모형의 윗몸통 그리고 발바닥 면과 수평을 이루기 위함이며, 썰매의 기하학적 데이터는 Ford Motor Co.의 썰매 실험에서 사용한 데이터를 근거로 하였다. 본 연구에서는 인체의 요소 중 썰매 평면과 닿는 윗몸통과 둔부, 발 요소를 여러 개의 구로 재구성하고, 썰매로 정의된 4개의 평면을 세그먼트 바다로 선정함으로써 DADS의 구와 평면 접촉반력 요소를 사용하여,



(a)



(b)

Fig. 5 Contact force variation vs. penetration depth (a)between seat cushion and occupant (b)between foot and floor

이 둘 사이의 접촉 깊이에 따른 반력이 형성 되도록 모델링 하였다. 이때 사용된 하중-중첩량 함수는 Wisman 과 Hermans<sup>5)</sup>가 실험하여 얻은 데이터를 근거로 작성하였다(Fig. 5). 인체의 요소를 여러 개의 구로 모델링 함으로써 각 바디세그먼트와 접촉시 집중하중으로 작용하지 않고 분산 반력으로 작용하여 썰매 평면과 접촉하는 면 전체에서 접촉 반력이 형성되는 듯한 효과를 낼 수가 있었다. 또한 관성에 의하여 썰매 평면과 생성되는 마찰 반력을 나타내기 위하여 좌석 쿠션과 발 받침대, 발바닥 판에 각각 0.62와 0.9의 마찰계수를 삽입하였다. 후방 추돌에 대해 썰매 실험은 1V 가 16 kph 가 되는 가속도 파형(Fig. 6)을 사용하였다. 썰매는 진행방향을 x 축으로 선정하여 x 축만

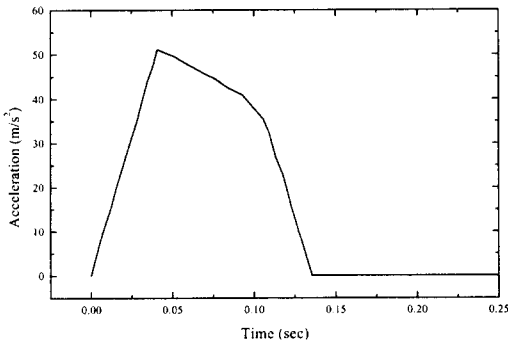


Fig. 6 Acceleration pulse for sled test ( $\Delta V = 16$  kph)

으로 진행하도록 고정 설정하였으나 이 썰매 위해 앉혀진 인체 모델은 실제 현상과 같게 하기 위하여 썰매 평면과의 접촉 반력 이외의 모든 구속 조건을 배제하였다.

### 3.2 상용좌석 모델링

상용좌석은 저속 추돌이라 하더라도 좌석 등받이가 뒤로 젖혀지는 현상을 볼 수 있는데 이는 급작스런 하중이 몸통으로부터 좌석 등받이에 적용될 뿐 아니라 승객의 안전을 고려하여 일정하중 이상을 받으면 좌석 등받이가 버티지 못하고 뒤로 넘어지도록 설계를 하였기 때문이다. 따라서 본 모델링에서는 좌석 등받이를 새로운 요소로 정의하고 이를 썰매와 조인트로 연결하였다. 이때 조인트에서는 DADS의 RSDA 요소와 마찰력에 의하여 일정 힘 이상이 작용하게 되면 뒤로 젖혀질 수 있도록 모델링 하였으며, 좌석 등받이 뒷면에는 실험치에서 최대로 젖혀진 각도 이상으로 진행하지 못하도록 정지막대(stopper)를 정의하였다. 이 정지막대는 비선형 스프링과 댐퍼에 의하여 상호 작용하도록 모델링 하였다. 또한 머리 지지대를 생성하여 후방 추돌시 머리 지지대와의 충격력에 따른 편타성 외상 및 목에 미치는 전단력 등의 변화를 보다 실제적으로 관찰할 수 있도록 모델링 하였다. 좌석 쿠션에 대해서는 썰매 실험과 달리 둔부 뿐 아니라 윗부분 다리 부분 역시

여러 개의 구로 재구성하여 좌석 쿠션과의 중첩량에 따라 하중이 계산되어 지도록 모델링 하였다. 이때 좌석 쿠션의 형상은 윗부분 다리와 맞닿는 부분에 대한 형상을 추가하고 이 부분을 중첩량 계산에 대한 평면 세그먼트로 정의하였다. 이외의 형상에 대한 데이터는 Song 등<sup>7)</sup>에 의한 데이터를 기초로 하였으며, 등받이의 초기 각도를 수직면으로부터  $20^\circ$ , 좌석은 수평면으로부터  $13.5^\circ$ 가 되도록 설정하였다. 머리 지지대의 하중-중첩량에 대한 함수는 좌석 등받이에 삽입된 하중-중첩량 함수를 보정하여 삽입하였으며, 머리와 떨어진 거리는 Kim 등<sup>13)</sup>의 데이터를 근거로 설정하였다. 상용좌석 실험에 대해서는  $\Delta V$ 가 각각 8 kph와 33.5 kph인 가속도 파형<sup>14)</sup>을 사용하였다.  $\Delta V$ 가 8 kph인 가속도 파형은 실제 80.5 kph 상태에서의 차 대 차 추돌 사고로부터 유도되어진 가속도 파형이며 33.5 kph 가속도 파형을 사용한 시뮬레이션은 저속과 고속을 구분 짓는 경계 속도 파형이다. 좌석쿠션의 물성치는 Thomas와 Morris의 실험결과<sup>15)</sup>와 비교하기 위하여 Mercedes회사 제품에 대한 물성치를 사용하였다.

## 4. 해석 결과 및 토의

### 4.1 썰매 실험 시뮬레이션의 경우

본 연구에서 개발한 모델을 대상으로 전방 충돌에 의한 승객의 응답특성은 이미 발표한 연구 결과<sup>16)</sup>에서 확인한 바가 있다. 본 연구에서는 이미 개발되었던 모델을 후방 추돌 해석에 적합하도록 보완 해석한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 후방 추돌시  $\Delta V = 16$  kph인 경우에 대한 계산 결과를 실험결과 뿐만 아니라 MADYMO를 이용한 해석 결과<sup>13)</sup>와도 비교하였다. 머리부분에서의 변위각도(Fig.7)를 보면 MADYMO를 이용한 해석 결과 보다 실험치와 잘 일치하고 있는 모습을 보이고 있다. 머리의 회전각도 중 약 75 %는 머리와 목의 연결 부위의 조인트에서 발생하였으며 약 25 %가 목과 윗몸통의 연결 조인트에서 발생하였다. 실제 인체에서

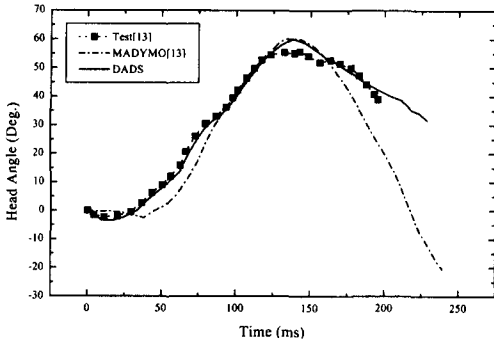


Fig. 7 Comparison of resultant head angle with experimental data and MADYMO analysis<sup>13)</sup>

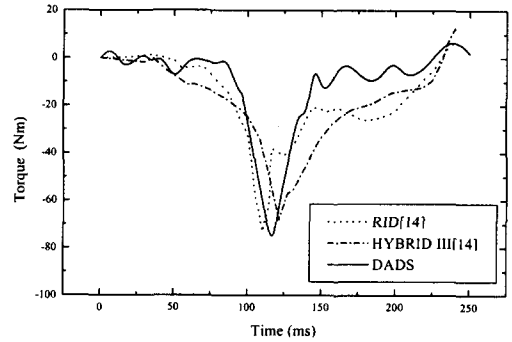


Fig. 10 Lower neck joint moment variation ( $\Delta V = 8$  kph)

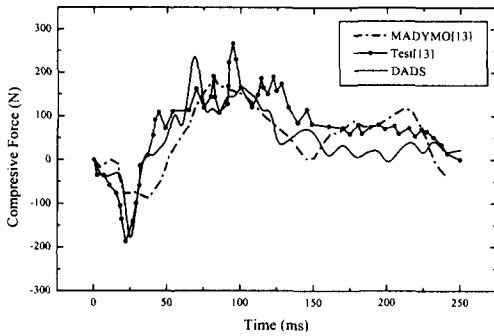


Fig. 8 Upper neck compressive force variation( $\Delta V = 16$  kph)

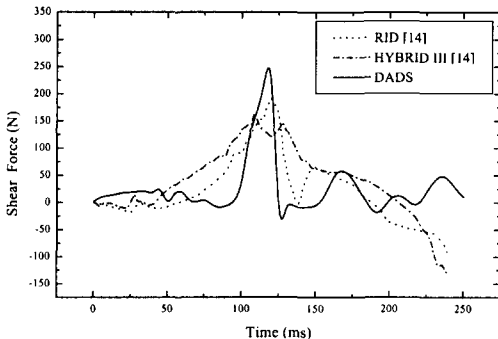


Fig. 9 Upper neck shear force variation( $\Delta V = 8$  kph)

굴전/신전(flexion/extension) 형태의 머리의 회전은 머리와 첫 번째 경추(C1) 사이에서 주로 발생하게 되는데 이는 목을 단순히 2개의 조인트로

구성하였음에도 불구하고 실제 인체에서의 현상과도 거의 흡사한 결과를 나타내고 있다고 볼 수 있다. 또한 윗목에서 발생한 z 축 압축력(Fig.8)을 보면 그 개형에서 실험치와 잘 일치하고 있는 모습을 보이고 있다. 그러나 MADYMO의 결과나 실험치보다 파형의 주기가 짧게 많은 진동을 그리는 것을 볼 수 있다. 이러한 오차는 전방 충돌의 경우 좌석 등받이와의 마찰과 충격의 끝단을 제외하고는 중첩량이 발생하지 않으므로 순수히 좌석 쿠션에 의한 마찰력과 중첩량이 생기는 반면 후방 충돌에서는 순간적인 충격에 의하여 좌석 등받이 및 좌석 쿠션에서 동시에 마찰력과 중첩량이 발생하면서 몸통으로 구성된 여러 개의 구에서 발생하는 반력의 영향으로 뒤 튀기는 현상이 나타나게 된다. 이때 하나의 요소를 다시 여러 개의 구로 구성을 하면서 평면과 평면 사이의 중첩량이 아닌 반지름을 가진 구와 평면 사이의 거리의 차로 계산되기 때문에 여러 개의 구가 각각의 중첩량에 따른 하중이 몸통에 영향을 미치고, 이는 다시 목과 머리에 하중이 미치게 된다. 따라서 불규칙하게 작용하는 하중은 하나의 요소에 각 방향으로 다른 가속도를 받게 되면서 생성되는 진동으로 보여진다.

## 4.2. 상용 좌석 시뮬레이션에 대한 결과

### 4.2.1 $\Delta V = 8$ kph 의 경우



상용 좌석에 대한 시뮬레이션에서는 HYBRID III의 실험값 및 HYBRID III의 몸체에 RID(Rear Impact Dummy)로 교체한 더미에 대한 실험값<sup>14)</sup>과 본 모델을 비교(Fig. 8-10)하여 그 타당성을 입증하였다. 전체 그래프의 개형을 보면  $\Delta V = 16$  kph의 썰매 실험 시뮬레이션에서 나타난 것보다는 그 크기가 작으나 실험값보다 진동의 폭이 많은 양상을 보이고 있다. 이 현상 역시 썰매와 둔부 등에서 일어나는 불규칙한 하중의 분포 때문으로 보아지며, 그 진동의 폭이 적은 것은 윗부분 다리와 좌석 쿠션과의 마찰을 추가한 점과  $\Delta V$ 의 값이 작아졌기 때문이라 생각된다.

목에 대한 전단력(Fig9)을 보면 최대값이 일어나는 시기는 HYBRID III 및 RID와 더불어 모두 100~125 ms 사이에서 발생하였으나 최대값 자체는 RID의 실험값과 거의 근사한 값을 갖는 것으로 나타났다. 또한 시상면 방향(y)으로 발생되는 모멘트(Fig. 10)를 보면 역시 RID의 실험값에 보다 근접한 양상을 보이고 있다. 최대 모멘트가 발생한 이후 RID를 이용한 실험 데이터에서는 어느 정도의 모멘트가 남아 있는 경향을 보이나 해석 결과는 최대 모멘트의 발생후 급격히 줄어드는 현상을 보이고 있다. 이와 같은 이유는 모델링 시 머리지지대의 위치를 너무 높게 한 결과 때문이라고 여겨진다.

#### 4.2.2 $\Delta V = 33.5$ kph 인 경우

이 경우에는 각 시간흐름에 따른 하중과 목의 각도에 대한 변화 그래프가 기존의 연구<sup>14)</sup>에서 제시되지 않아 전체적인 그래프의 개형은 비교하지 못하였으나 최대값의 변화 및 발생시간을 비교하여 전체적인 시뮬레이션 되는 모습과 함께 비교함으로써 그 타당성을 검증하고자 하였다. 먼저 머리와 목을 연결하는 첫 번째 조인트에서의 변위 각도를 보면(Fig.11) 머리가 지지대에 충돌 하는 시점인 약 120ms 지점에서 잠시 머물러 있다가 다시 급격하게 회전하는 모습을 볼 수 있다. 이것은 실험치와 잘 일치하고 있으며, 이 순간에 아랫 목

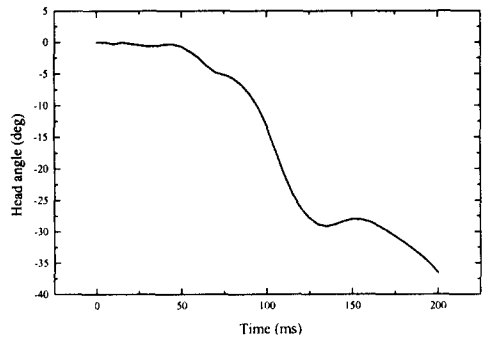


Fig. 11 Simulation result of the upper neck joint angle variation( $\Delta V = 33.5$  kph)

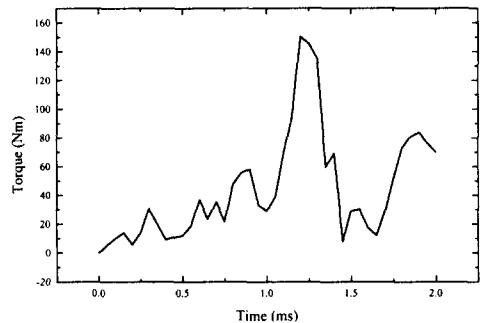


Fig. 12 Lower neck joint torque variation( $\Delta V = 33.5$  kph)

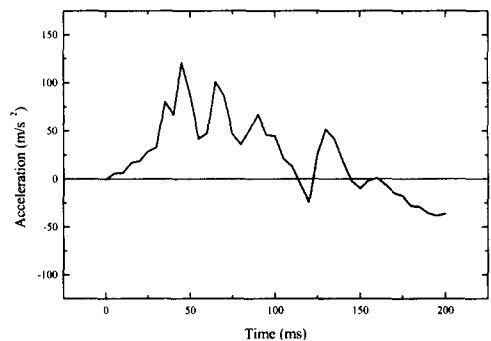


Fig. 13 Thorax acceleration variation( $\Delta V = 33.5$  kph)

의 조인트에서의 y축 모멘트 값이 급격히 증가하는 현상이 일어나는 것도 관찰(Fig.12)할 수 있었다. 이때의 최대값은 실험에서는 143 Nm를 나타



Time = 0.00 sec



Time = 0.036 sec



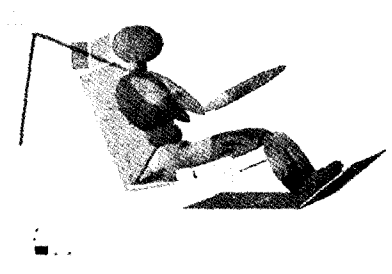
Time = 0.124 ms



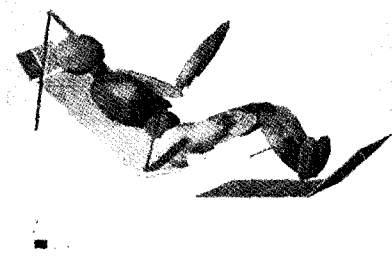
Time = 0.180 sec



Time = 0.00 sec



Time = 0.035 sec



Time = 0.120 sec



Time = 0.180 sec

Fig. 14 Comparison of simulation with experimental results<sup>14)</sup>

내고 있었으며 본 연구의 시뮬레이션 값은 150.34 Nm로 약간의 오차를 내고 있으나 실험치와 비교적 잘 일치하고 있는 모습을 볼 수 있다. 또한 좌석 등받이가 초기 추돌로부터 약 48 ms 후 실험에서는 가슴 부위에  $98 \text{ m/s}^2$ 의 가속도가 발생하였으나 본 시뮬레이션에서는  $120.866 \text{ m/s}^2$ 가 발생하였다(Fig.13). 이 순간을 정점으로 가슴부위에 발생하는 가속도는 점차로 줄어들기 시작하는데 이는 약 36 ms에 좌석 등받이가 뒤로 넘어가기 시작하는 순간에 최대 하중이 발생하기는 하나 이후에 좌석 등받이가 뒤로 넘어가면서 몸통에서 발생하는 충격 에너지를 흡수하기 때문이라고 여겨진다. 그러나 이 때문에 몸체가 등받이를 타고 상승하다가 다시 떨어지는 충격에 의하여 약 120 ms지점에서 심각한 목 상해를 일으킬 수 있는 모멘트가 발생하는 것으로 사려된다. 이러한 현상을 포함한 전체적인 시뮬레이션결과를 실험결과와 비교하여 Fig. 14에서 보여주고 있다. 머리 받침대의 위치가 실험 상태와 다소 차이 있게 모델링 되어 머리 부분의 응답특성이 다소 차이를 보이고 있었으나 전체적으로 시뮬레이션 결과가 실험 결과와 잘 일치하고 있는 모습을 보이고 있다.

## 5. 결론

본 연구는 이미 널리 알려진 인체 데이터를 사용하여 후방 추돌시 운전자의 인체 모델을 제작하였으며, 범용 동력학 프로그램인 DADS를 사용하여 인체 모델의 3차원 응답 특성을 해석 한 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1) 후방 추돌 모형은 저속에서 받는 목에 대한 하중을 계산하기 위하여  $\Delta V = 16 \text{ kph}$  인 썰매 실험과  $\Delta V = 8 \text{ kph}$ ,  $33.5 \text{ kph}$ 인 상용 좌석 두 가지의 경우에 대하여 시뮬레이션 하였으며 두 가지 경우 모두 전체적인 하중의 분포와 시뮬레이션된 인체의 거동 면에서는 만족 할 만한 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 썰매 실험에 대한 시뮬레이션에서는 썰매 평면과 인체 모형에서 발생하는 반력에 의한 뒤 튀김 현상에 비하여 인체 모형과 썰

매 평면에서 흡수되는 에너지를 적절히 모델링 하지 못하여 상용 좌석 실험에 비하여 오차가 발생하였다.

2) 상용좌석에 대한 시뮬레이션 결과  $\Delta V$ 가 8 kph인 경우 머리가 지지대와 충돌하는 100~150 ms 동안에 목에 걸리는 하중이 가장 크며 HYBRID III를 이용한 실험 결과 보다 RID를 이용한 실험 결과에 더 근접한 결과를 보이고 있어 실제 인체 거동과 유사한 해석모델로 개발되었음을 확인 할 수 있었다.

3)  $\Delta V$ 가 33.5 kph인 경우 145 ms지점에서 목에 최대 토크가 걸리며 이때의 값은 150.34 Nm로서 상해 허용치인 140.12 Nm를 넘어서기 때문에 심각한 경추 부분의 상해를 유발할 수 있음을 알 수 있었으며 전체적인 응답 특성이 기존의 실험치 결과와 잘 일치하고 있음을 보였다.

## 참 고 문 헌

- 1) Nygren, A., Gustafsson, H., and Tingvall, C., "Effects of Different Types of Headrests in Rear-End Collisions", Tenth International Technical Conference on Experimental Safety Vehicles, National Highway Traffic Safety Administration, No. 850623, pp.325-342, 1985.
- 2) Mertz, H. J., and Patrick, L. M., "Investigation of the kinematics and kinetics of whiplash", Proceeding of 11th Strapp Car Crash Conference, No. 670919, pp.99-112, 1967.
- 3) Ono, K., Kaneoka, K., Wittek, A., and Kajzer, J., "Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and Head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts", SAE Paper No. 973340, pp.339-356, 1997.
- 4) Scott, M. W., et al, "Comparison of Human

- and ATD Head Kinematics during Low-Speed Rear-End Impact", SAE Paper No. 930094, pp.34-62, 1993.
- 5) Wismans, J., and Hermans, J., "MADYMO 3D Simulations of Hybrid III Dummy Sled Test", SAE Paper No. 880645, pp.735-749, 1988.
  - 6) Nilson, G., and Håland, Y., "An Analytical Method to Assess the Risk of the Lap-Belt Slipping Off the Pelvis in Frontal Impacts", 39th Strapp Car Crash Conference Proceedings SAE, No. 952708, pp.59-70, 1995.
  - 7) Song, D., F., Le, C. J. Y., and Lavaste, F. et al, "Finite Element Simulation of the Occupant/Belt Chest and Pelvis Deformation, Belt Sliding and Submarining" SAE Paper No. 933108, pp. 1053-1073, 1993.
  - 8) Shimamura, M., Omura, H., and Isobe, H., "An Occupant Movement Analysis Using Improved Input Data for MVMA-2D Simulation", SAE Paper No. 870332, pp.151-159, 1987.
  - 9) DADS Revision 8.5 User's Guide, Computer Aided Design Software, Inc., CADSI, 1997.
  - 10) DADS Revision 8.5 Reference Manual, Computer Aided Design Software, Inc., CADSI, 1997.
  - 11) Robbins, D. H., Shneider, L. W., Snyder, R. G., and Pflug, M., "Seated Posture of Vehicle Occupants", SAE Paper, No. 831617, pp.199-224, 1983.
  - 12) Deng, Y. C., "Analytical Study of the Interaction Between the Seat Belt and a Hybrid III Dummy in Sled Tests", SAE Paper No. 880648, pp.1-9, 1988.
  - 13) Kim, A., Prasad, P., and Weerappuli, D. P. V., "Biofidelity of Anthropomorphic Test Devices for Rear Impact", SAE Paper No.973342, pp.387-415, 1997.
  - 14) Monson, C. R., Benson, B. R., Smith, G. C., and Kent, R. W., "Effect of Seat Stiffness in Out-of-Position Occupant Response in Rear-End Collisions", SAE Paper No. 962434, pp.331-344, 1996.
  - 15) Thomas, P., and Morris, A. P., "Neck Injuries in the UK Co-operative Crash Injury Study" SAE Paper No. 962433, pp.317-329, 1996.
  - 16) 김영은, 김희석, "DADS를 이용한 승객거동 해석에 관한 연구", DADS & EASY5 User's Conference, pp.105-116, 1998.