

충돌해석을 위한 한국형 두경부 모델 개발

*김성용¹, 김상협¹, 김동훈¹, 채수원²

¹ 고려대학교 기계공학과 대학원, ² 고려대학교 기계공학과

Development of a Korean Head-neck model for impact analysis

*S. Y. Kim¹, S. H. Kim¹, D.H. Kim¹, S. W. Chae²

¹. Dept. of Mech. Eng., Korea Univ. ². Dept. of Mech. Eng., Korea Univ.

Key words : Impact, Korean Head-neck model, MADYMO, Digital Korean

1. 서론

인간의 목은 넓은 운동 범위로 인해 안정성이 부족하여 쉽게 부상을 당할 수 있다. 특히 충돌 사고 시, 목 부위의 조직을 회복 한계 이상으로 변형을 일으켜 목 상해를 유발한다. 목 상해 메커니즘의 파악과 대처 방안 마련을 위하여 사체 실험, 지원자 실험 등 다양한 방법으로 연구되었으나 윤리적 측면 및 실험의 한계 등으로 인하여 최근에는 유한요소 모델과 다물체 동역학 모델 등의 컴퓨터 모델을 이용하고 있다. 유한요소 모델은 요소 증가에 따른 해석 시간의 증가로 인하여 운동 분절이나 단순화된 형상의 두경부 모델에 대한 연구가 이루어져 왔다[1]. 다물체 동역학 모델은 초기에 타원체 형상과 연부조직 특성이 반영된 조인트로 연결함으로써 단순한 거동만을 파악하였다. de Jager[2]는 인대와 같은 연부 조직을 스프링-댐퍼 요소로 표현하였으나, 골격 형상을 타원체로 표현하여 인대, 근육 등의 위치가 단순화 되었다. van der Horst[3]는 de Jager[2]모델을 개선하여, 타원체 모델이 아닌 형상을 반영하는 곡면으로 표현하여 정확한 인대 및 근육의 위치를 표현하였다.

그러나 위의 모델들은 외국인을 대상으로 구현되었으며 실제 한국인의 형상 및 특성은 제대로 반영되어 있지 않다. 위의 차이로 인하여 차량 충돌 시, 두경부의 거동에서 차이가 발생할 것으로 판단된다. 그러므로 본 연구에서는 Digital Korean[4]에서 제공하는 표준화된 한국인 특성을 가진 한국인 모델을 수립하여 차량 충돌 하에서 외국인 모델과의 거동을 비교하였다.

2. 본론

2.1 연구 방법

본 연구에서는 다물체 동역학 프로그램인 MADYMOTM 6.3을 이용하여 모델을 구현하였다. 모델의 골격은 Digital Korean[4]에서 제공하는 한국인 50% 남성의 유한 요소 모델을 강체로 설정하고, 질량 및 위치를 적용하였다. 그리고 골격 주위의 연부 조직은 기존의 연구 자료를 토대로 추간판(intervertebral discs)와 인대(ligament)는 각각 6 자유도와 1 자유도를 갖는 스프링-댐퍼 요소를 사용하였으며, 후관절(facet joint)은 무마찰의 접촉 특성을 적용하였다. 또한 근육은 MADYMOTM 6.3에서 지원하는 근육 요소를 이용하였다. 위와 같이 성립된 모델은 각 운동 분절에서 기존 실험 자료와 유사한 거동을 하는지 검증하였고, 충돌 하에서의 한국인 모델과 외국인 모델의 거동을 비교하였다.

2.2 모델 구현

2.2.1 경추와 두부의 위치 및 질량

경추의 위치와 방향은 de Jager[2]의 연구방법을 이용하여 적용하였다. Fig. 1과 같이 척추체 간의 이동은 s_x, s_y, s_z 로 나타냈고, 경추의 중력 중심과 척추체 중심과의 거리는 g_x, g_y, g_z 로, 각 척추체 간의 상대적 회전 각도는 Φ_y 로 나타냈다. 척추의 위치는 Digital Korean[4]에서 제공된 한국인 50% 남성 골격의 모델을 이용하였고, 질량 및 관성 모멘트는

Digital Korean[4]모델을 바탕으로 McConville[5]의 식을 이용하였으며 값은 Table. 1과 같다.

Table 1 Korean head-neck initial position and mass

Name	$S_x(mm)$	$S_z(mm)$	$G_x(mm)$	$G_z(mm)$	$\Phi_y(degree)$	Mass(kg)
T1	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	30.0	-
C7	-0.0045	0.0180	-0.0085	0.0000	4.0	0.140
C6	-0.0025	0.0170	-0.0090	0.0000	5.0	0.165
C5	-0.0030	0.0178	-0.0075	0.0000	5.0	0.108
C4	-0.0030	0.0165	-0.0075	0.0000	2.0	0.108
C3	-0.0035	0.0160	-0.0080	0.0000	3.0	0.118
C2	-0.0030	0.0185	-0.0090	0.0000	0.0	0.129
C1	-0.0020	0.0170	-0.0070	0.0000	0.0	0.162
C0	-0.0020	0.0170	0.0160	0.0455	0.0	4.000

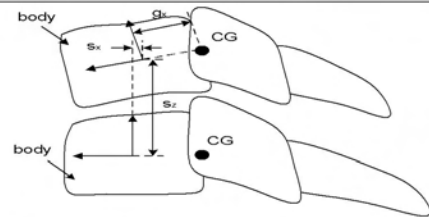


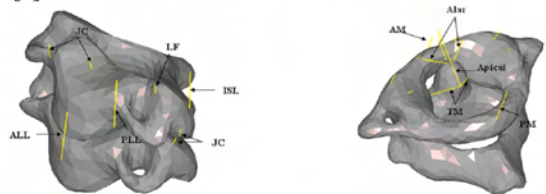
Fig. 1 Lateral view of two vertebrae

2.2.2 추간판

추간판은 두 인접한 척추체의 종관 사이에 존재하는 섬유 연골 관절로 그 거동은 중립(neutral zone), 탄성(elastic zone), 외상(tramatic zone) 구간으로 나뉜다. 추간판은 6 자유도의 조인트 요소를 이용하여 추간판 중심에 위치를 하였으며, 척추체 각 운동 분절의 움직임의 대한 중립 구간과 관성은 Yoganandan[6] 등의 실험치를 적용하였다. 그리고 댐핑 계수는 van der Horst[3]의 연구를 참조하여 적용하였다.

2.2.3 인대

인대는 인접한 척추를 연결하는 것으로, 추간판과 유사하게 중립, 탄성, 외상 구간으로 나뉘며, 인장 시에만 저항력이 발생한다. 인대는 척추체의 넓은 부분에 퍼져 있지만 Fig. 2와 같이 단순화 하여 1개의 비선형 스프링-댐퍼 요소로 모델 하였다. 인대의 하중과 변위 특성은 van der Horst[3]의 연구를 바탕으로 모델을 구성하였다.



(a) Lower vertebrae

(b) Upper vertebrae

Fig. 2 Ligaments

2.2.4 후관절

후관절은 두 인접한 척추의 관절면을 둘러싸고 있는 것으로, 후관절의 접촉력은 후관절면의 압축 변위의 비례식으로 나타냈다.

2.2.5 근육

근육은 중간 시상면에 대해 대칭으로 모델링하였으며, MADYMO™에서 지원하는 근육 요소를 사용하여 Fig. 3 과 같이 나타냈다. 근육의 위치는 de Jager[2] 및 해부학 자료를 기반으로 입력하였으며, 근육 특성은 de Jager[2]와 van der Horst[3] 논문을 기초로 하였다.

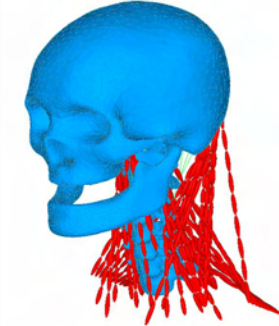


Fig. 3 Muscle model

2.3 모델 검증

구현된 모델과 기존의 실험 결과의 적합성을 판단하기 위해 근육을 제외한 각 운동 분절의 운동을 Panjabi[7]등의 연구를 이용하여 비교하였다. Fig. 4 에서는 한 개의 운동 분절에서 각 방향의 정적 하중(1Nm)에 대한 움직임을 나타낸 것으로 모델의 유효함을 알 수 있다. 또한, 충돌 시 유효성 판단을 위해 외국인 형상적 특성이 포함된 모델을 Thunnissen[8]등의 정면 충돌에 대한 실험치를 적용하여 거동을 비교하였다. Fig. 5 는 두부의 무게 중심에 각 가속도를 나타냈으며 이를 통해 모델의 유효성을 판단 할 수 있다.

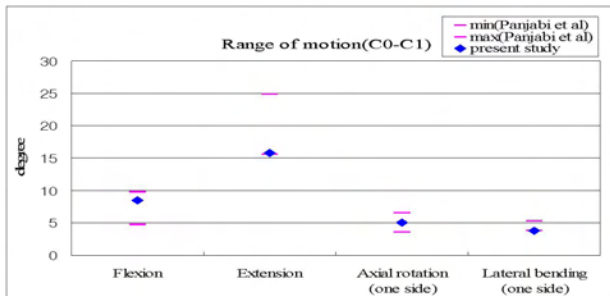


Fig. 4 Rotation angle of model C0-C1

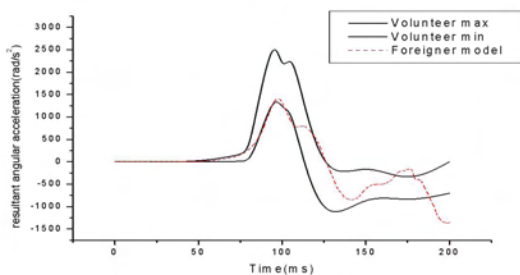


Fig. 5 Angular acceleration of Head CG

2.4 충돌 해석 비교 및 결과

검증된 모델에 한국인의 특성을 적용하여 충돌 실험을 하였다. 거동 양상을 비교하기 위해 Thunnissen[8] 정면 충돌에 대한 실험치를 사용하였으며, 실험을 통해 나온 충격 1 번의 가속도를 모델에 적용하였다. Fig. 6 와 Fig. 7 에서 두부 무게 중심에서의 선가속도와 각 가속도를 각각 나타냈다. 외국인 모델과 한국인 모델을 비교한 결과, 충돌 초기 선가속도에서 약 13%의 차이가 발생하고, 각 가속도에

서 약 5%의 차이를 보였다. 이로부터 동일 조건하의 충돌 시 한국인과 외국인의 부상 정도 차이로 나타날 것으로 판단된다.

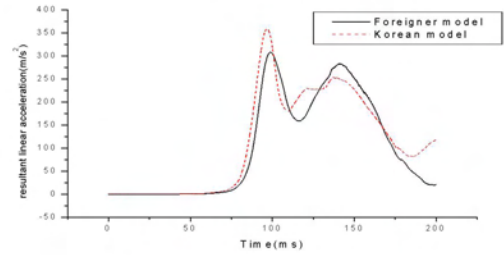


Fig. 6 Linear acceleration of Head CG

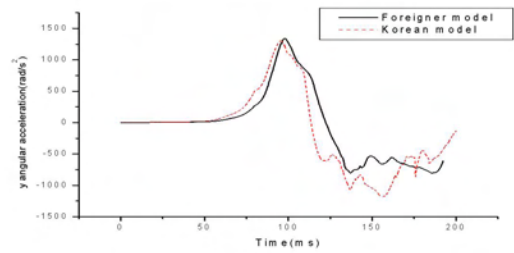


Fig. 7 Angular acceleration of Head CG

3. 결론

본 연구는 기존의 외국인 충돌 모델과 한국인 특성이 부여된 모델과의 충돌 거동의 차이를 알아보기 위한 것이다. 기존의 실험 자료를 바탕으로 거동의 적합성을 검증하고, Digital Korean[4]에서 제공한 한국인 표준 남성의 특성을 부여하여 모델을 완성하였다. 충돌 해석 결과, 한국인 모델이 외국인 모델에 비해 두부의 가속도가 더 크게 나타나는 등의 거동 차이가 나타났다. 이와 같은 한국형 모델 개발을 통해 보다 적합한 충돌 거동 및 부상 정도의 예측이 가능할 것으로 판단된다.

참고문헌

1. Yang KH., Zhu F., et al., "Development of a Finite element model of the human neck", SAE Paper, No. 983157.
2. de Jager M., "Mathematical head-neck models for acceleration impacts", Ph. D. thesis, Eindhoven University of Technology, 1996.
3. van der Horst MJ., "Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading : modelling and validation", Ph. D. thesis, Eindhoven University of Technology, 2002.
4. Korea Institute of Science and Technology Information, "http://digitalman.kisti.re.kr/".
5. McConville J.T. et al, "Anthropometric Relationships of Body and Body segment Moments of Inertia", AFAMRL-TR-80-119
6. Yoganandan N., Pintar FA., et al., "Human head-neck biomechanics under axial tension", Medical engineering & physics, Vol. 18, No. 4, pp. 289-294, 1996
7. Panjabi MM., Crisco JJ., et al., "Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves", Spine, Vol. 26, No. 24, pp. 2692-2700, 2001
8. Thunnissen J., Wismans J., et al., "Human volunteer head-neck response in frontal flexion : A new analysis", SAE Paper, No. 952721