

충돌 안전도 해석을 위한 5th percentile 성인 여성 유한요소 모델 개발 - Part II 신체 부위 별 상세 모델 개발

나상진¹, 최형연¹, 이진희²

¹홍익 대학교 기계시스템디자인 공학과

²아이피에스 인터내셔널

(2004년 2월 5일 접수, 2004년 7월 22일 채택)

Development of 5th percentile Female Finite Element Model for Crashworthiness Simulation - Part II Detail Modeling of Internal Components

Sang jin Na¹, Hyung Yun Choi¹, Jin hee Lee²

¹Department of mechanical and system design Engineering, Hongik University

²IPS international

(Received February 6, 2004. Accepted July 22, 2004)

요약 : 본 논문에서는 작은 여성 승객의 충돌해석을 위한 유한요소 모델링에 대하여 Part I의 분절된 강체 모델에 이어 소개하고 있다. 추가로 모델링 된 상세한 팔, 다리 및 내부 요소들이 분절된 강체 모델에 합체되어 충돌 상해 즉 골절 또는 탈골 등을 예측하게 된다. 이러한 사지 및 내부 요소들의 거동 특성은 확보된 사체 실험 결과와 비교, 검증하였다. 따라서 본 논문에서 제안하고 있는 작은 여성 인체 모델은 충돌 상해 기구학의 조사 및 현존하는 충돌 더미의 생체 충실도를 보완하는데 활용될 수 있다.

Abstract : The finite element modeling of small female occupant for crash simulation is presented in this paper subsequently to the part I of articulated rigid body model. The limbs and internal components are additionally modeled by joining them to the articulated rigid body model for predicting the crash injuries such as bone fractures and joint dislocations. The behavioral characteristics of each limbs and internal components were validated against available cadaveric test results. Accordingly, the human model proposed in this paper could be utilized for the investigation of impact injury mechanism and further complement the lacking biofidelity of current crash dummy.

Key words : Finite element small female model, Limbs and internal components, Cadaver test, Biofidelity

서 론

본 논문의 전편¹⁾에서 소개된 바와 같이 충돌용 더미의 생체 충실도의 결여와 지원자 및 사체를 이용한 실험의 한계로 인하여 차량 충돌 안전도 향상을 위한 연구개발에 실제 사람의 신체를 표현하는 유한요소 모델의 필요성이 대두되기 시작하였다. 또한 작은 여성, 즉 5th percentile 여성에 관한 연구는 에어백 등의 보호 장구를 장착한 차량에서 신체 크기가 작은 여성이 추돌 사고 시 남성보다 상대적으로 중한 상해를 입는 원인을 보다 근본적으로 파악하고 더 나아가서는 그에 대한 보호 대책을 마련하기 위하여 시작되었다. 에어백 폭발 시 승객이 정상위치가 아닌 상태에서 폭발 중인 에어백과 접촉하게 되면 에어백의 쿠션 효과

는 줄어들고 강한 폭발력으로 인한 경부 및 흉부 상해가 발생하게 된다. 이러한 현상을 Out-of-Position(이하 OOP) 문제라 하며 일반적으로 에어백 모듈과 가까이 위치해서 운전하는 신체크기가 작은 여성에게서 발생된다. 따라서 본 연구에서는 OOP 문제를 비롯한 자동차 충돌 시 여성의 상해 기구의 해석을 위해 H-female이라 이름 지어진 5th percentile 여성을 표현하는 유한요소 모델을 개발하였다. H-female은 다물체 동력학적 강체 모델인 FARB(Female Articulated Rigid Body)와 신체 각 부위를 상세히 표현한 세부 모델로 이루어진다.

FARB 모델은 인체의 각 부위를 22개의 강체들로 모델링 한 후 각각의 강체를 신체 부위의 실제 동작한계(Range of Motion)가 표현된 6자유도계를 가진 관절 요소로 결합한 다물체 동력학적 모델이며 충돌 하중을 받는 승객의 전체적인 거동 표현에 적합한 모델이다. ROM(Range of Motion) 해석을 통해 각 관절 요소의 움직임과 사용된 특성 곡선의 적합성을 확인하였다. 또한 Sled 해석을 통해 FARB 모델의 전체적인 거동과 Hill type muscle 이론을 가지고 1차원 바요소로 모델링 된 9개의 어깨 근육의 움직임과 힘의 전달을 확인하였고 그 결과 FARB 모델이 승객

본 연구는 과학기술부에서 지원하는 엔지니어링핵심공통기반기술개발사업 3단계(과제명 : 충돌안전도 해석용 정밀 인체 모델 개발, 과제번호 : M10139080002-03B0808-00210)를 통하여 수행 되었음.

통신저자 : 최형연, (121-791) 마포구 상수동 72-1

홍익대 기계시스템디자인 공학과

Tel. (02)320-1699 .011-419-1699 Fax. (02)322-7003

E-mail. hychoi@hongik.ac.kr

의 전체적인 거동을 표현하는데 적합함을 확인하였다¹⁾. 그러나 FARB 모델은 기본적으로 신체 각 부위가 변형치 않는 강체로 모델링되어 있으므로 OOP 문제를 비롯한 충돌 상황 시 골절, 인대파열과 같은 상해를 정량적으로 예측할 수는 없다. 따라서 실제 인체를 표현하는 세부 모델이 필요하게 되었으며 그에 따라 흉부, 골반, 대퇴부 등의 상세 모델을 개발하였다.

상세 모델은 실제 신체를 이루는 경조직(skeleton), 연조직(soft tissue) 그리고 장기들로 이루어져 있으며 실제 인체와 같은 형상과 기능을 갖추도록 충돌 해석전용 유한요소프로그램에서 제공하는 다양한 기능을 사용하여 완성하였다. 골격은 2차원 요소와 3차원 요소를 적절히 이용하여 피질골(cortical bone)과 해면질골(trabecula bone)으로 구별하여 모델링 하였으며 근육과 인대는 1차원 바요소와 2차원 박막 요소로 표현하였다. 장기의 경우에는 각각의 특성에 맞도록 모델링을 수행하였다. 각 부위 상세 모델들은 H-female Neck, Torso, Upper extremity 그리고 Lower extremity 4개의 부분 모델로 구성되어 있으며 FARB와의 체결이 용이 할 수 있도록 모델링 하였다.

본 논문에서는 위에서 언급된 H-female 모델의 골격과 장기를 비롯한 신체부위의 각 구성요소들에 대한 모델링 방법을 소개하고 완성된 각 상세 모델의 검증을 위해 수행된 여러 해석 결과를 제시할 것이다.

Pendulum을 이용하여 Kroell 등이 수행한 가슴 정면 충격 시험²⁾, University of Virginia에서 수행한 어깨 측면 충격 시험³⁾과 고관절의 탈골 및 파단 시험⁴⁾등을 H-female의 검증을 위하여 시뮬레이션 하였으며 그 해석 결과를 시험 결과와 비교, 분석 하였다.

H-female 모델

본 연구에서 개발된 H-female은 FARB¹⁾와 세부 상세 모델로 구성되어 있고, 상세 모델은 손가락뼈를 제외한 모든 골격과 움직임에 주 기능을 하는 근육과 인대 그리고 장기들을 포함하고 있다.

인체 내 척추는 7개의 경추, 12개의 흉추 그리고 5개의 요추 도합 24개로 이루어져 있다. 경추의 C1과 C2를 제외한 나머지 22개의 척추들은 크기의 차이가 있을 뿐 그 모양은 유사하다. 본 연구에서도 이와 같이 24개의 척추를 강체로 모델링 하였으며 각 추골은 조인트 요소로 표현되어 있는 추간판으로 연결되어 있다. 추간판을 표현하고 있는 조인트요소는 6방향의 자유도를 가지며 각 방향의 비선형 모멘트-회전각 그리고 힘-변위 곡선은 참고 문헌⁵⁾을 통해 인용되었다. 그림 1은 실제 인체의 경부 추골과 H-female의 경추골의 형상을 비교하여 보여주고 있다.

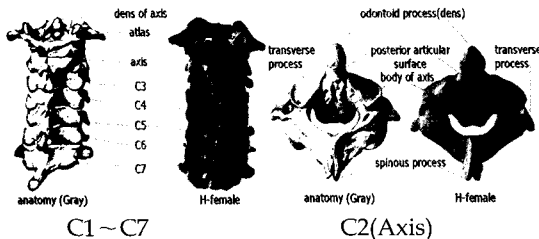


그림 1. 경추
Fig.1. Cervical vertebrae

척추를 이루고 있는 추골들은 강체로 모델링 되어 변형하지 않으나 H-female의 늑골을 비롯한 나머지 골격들은 파단 거동이 가능하도록 변형체로 모델링 하였다.

변형체로 모델링되어 있는 골격 부위는 실제와 같이 피질과 해면질로 나누어져 있으며, 본 연구에서는 충돌 해석 전용 유한요소 프로그램인 Pam-Crash⁶⁾에서 제공하는 여러 material 타입 중 파단 거동을 가능케 하는 요소를 사용하여 피질골은 셸 요소로, 해면질골과 늑골장의 cartilage bone은 육면체 요소로 완성하였다.

늑골의 탄성계수 및 항복 응력 값 등과 같은 기계적인 물성치들은 Schultz 등⁷⁾과 Yoganandan⁸⁾등이 수행한 3점 굽힘 시험과 이를 시뮬레이션 한 해석결과를 조율하여 결정하였다.

상완골 및 대퇴골과 같은 장골(long bone)의 경우 피질골 두께의 분포는 그림 2-a의 시상 단면에서 볼 수 있듯이 위치에 따라 다르게 나타난다. 따라서 본 연구의 모델인 H-female의 상완골, 대퇴골 그리고 골반 뼈의 피질골에서도 셸 요소의 두께를 변화시키는 방법으로 이를 표현하였다. 즉, 상완골의 피질은 4가지의 다른 두께를 갖는 셸 요소들로서 양 끝단에 위치하고 있는 피질골을 모델링 하였으며 상완골 중앙부위의 두터운 피질골은 육면체 요소를 사용하여 모델링 하였다. 대퇴골과 골반뼈 역시 상완골과 유사한 방법으로 모델링을 수행하였다. 또한 육면체 요소로 모델링 한 해면질골 역시 그 위치에 따라 물성값을 다르게 세분화하여 실제 인체 내 해면질골의 밀도 분포를 모델링에 반영하였다. 그림 2-b, c는 H-female의 상완골과 대퇴골의 세분화된 모습을 보여주고 있다.

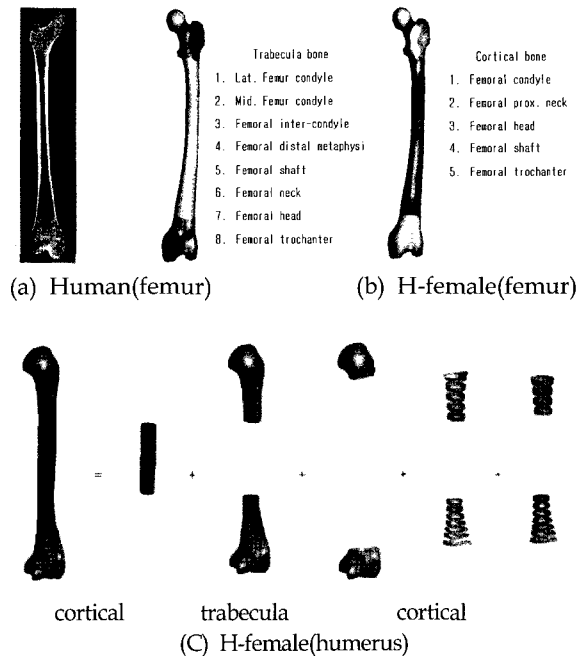


그림 2. 사지 골격
Fig. 2. Extremity bones

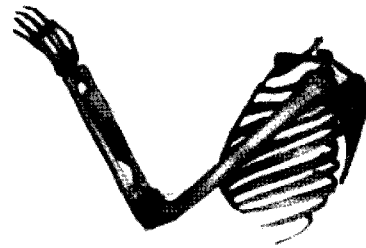
FARB 모델의¹⁾ 9개 어깨 근육 모델링에 사용된 Hill type muscle 이론을 적용하여 하였다. 상세 모델의 개발에서도 같은 이론을 적용하여 1차원 바요소로 근육을 모델링 하였으며 실제적인 해부학적 고찰⁹⁾을 통해 시작점과 끝

점이 엄격히 고려되었다. H-female의 근육은 수축으로 인한 active muscle force는 포함하지 않고 있고, 단지 인장 변형 시 발생하는 passive muscle force만을 포함하도록 모델링 되었다. H-female의 경부 근육은 앞쪽에 위치하고 있는 굴곡근이 좌우 각 7개 뒤쪽의 신전근이 좌우 각 14개 총 42개의 근육으로 이루어져있다. 상지의 근육은 실제 인체를 구성하는 50여개의 근육 중 관절에 움직임에 주요하게 관여하는 25개의 근육(FARB 모델에서 완성된 9개의 근육 포함)을 모델링 하였으며 하지 부분에는 14개의 근육을 모델링 하였다.

H-female의 인대는 연결하고 있는 골격의 안정성을 유지하도록 모델링 되어 있으며 위치와 특성에 따라 1차원 바 요소와 2차원 박막 요소를 적절히 사용하였다. 바 요소는 비선형의 거동을 표현하며 각 인대의 특성에 맞는 하중-변위의 특성곡선을 부여하였다.

모델링에 포함된 추골 사이의 인대는 표 1과 그림 3-a에서와 같다. 경추부의 tectorial과 cruciate 인대는 2차원 박막요소이고 나머지는 1차원 바요소이다. 또한 늑골장과 흉추를 연결하는 늑골척추 관절(costovertebral joint), 견갑골과 쇄골 사이 등과 같은 어깨 관절 등에 포함된 인대들도 1차원 바요소를 사용하여 모델링 하였다.

팔꿈치나 무릎 부위 즉, 사지의 인대는 뼈의 연결부위를 감싸고 있는 형상과 그 특성을 표현하기 위해 박막요소로 모델링 하였으며 비선형의 거동을 표현하기 위하여 면내(in-plane)에 섬유질을 포함하여 모델링을 하였다. H-female 상지의 인대는 어깨 관절에 3개, 팔꿈치 관절에 12개 그리고 그 외 4개 총 19개의 인대로 이루어져 있으며 하지 부분의 인대또한 상지와 마찬가지로 박막 요소와 1차원 바 요소로써 40개의 인대를 모델링 하였다. 그림 3은 H-female의 근육과 인대들 중 목 부위의 근육(그림 3-b)과 상지 근육과 인대의 모습(그림 3-c)을 보여주고 있다.



(c) H-female upper extremity muscle & ligament

그림 3. H-female의 근육과 인대
Fig. 3. H-female muscle & ligament

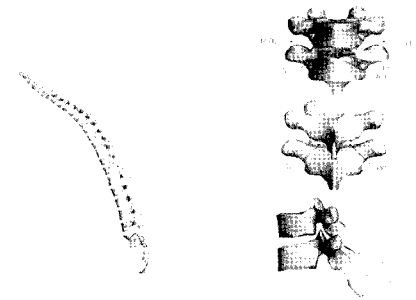
표 1. H-female의 척추 인대
Table 1. H-female Vertebrae ligaments

Location	Ligament name
Occiput ~ C1	AAM, PAM, JC
Occiput ~ C2	Cruciate, tectorial ALAR, APICAL
C1 ~ C2	ALL, PLL, JC
Lower cervical (C2 ~ T1)	ALL, PLL, JC, LF, ISL, ITL
Thoracic & lumbar spine (T1 ~ sacrum)	ALL, PLL, LF, ISL, SSL, LCL, RCL, LITL, RITL

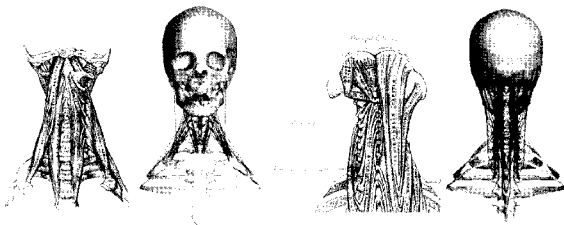
- ※ ALL : Anterior Longitudinal Ligament
- PLL : Posterior Longitudinal Ligament
- JC : Joint Capsule
- LF : Ligamentum Flavum
- ISL : Inter Spinous Ligament
- ITL : Inter Transverse Ligament
- SSL : Supraspinous Ligament
- CL : Costotransverse Ligament

H-female의 각 장기들과 혈관들은 각기 형상과 특성에 따라 충돌 해석 프로그램에서 제공하는 다양한 기능을 활용하여 모델링 하였다. 예를 들면 폐 내부 공기의 압축 특성과 심장을 채우고 있는 혈류의 비 압축 특성은 이상기체 방정식이 이용되는 기본 에어백 요소의 특성을 적절히 변형하여 구현하였으며 혈관내의 혈류에 의해 발생하는 압력은 혈관을 표현하고 있는 셀 요소에 적절한 내압을 가하는 방식으로 표현하였다. 또한 소장과 대장 부분은 비압축성을 가지도록 하나의 자루 모양으로 단순화하여 표현하였다. 또한 피부, 지방 및 근육 조직을 포괄한 살집(flesh)은 육면체요소로 표현하였으며 점탄성의 거동 특성이 고려되었다.

그림 4는 H-female의 장기들의 모습을, 표 2는 장기 모델에 사용된 요소의 종류 및 특성을 보여 주고 있다.



(a) H-female vertebrae ligaments



(b) H-female neck muscle

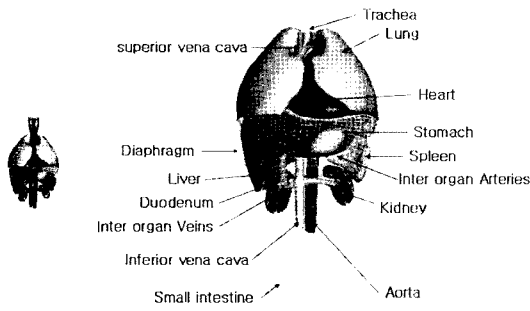


그림 4. H-female의 장기
Fig. 4. H-female organ

표 2. H-female 장기와 살의 특성
Table 2. Feature of H-female organ & flesh

Components	Element types	Features
Lungs	Membrane	Airbag with vent holes
Heart	Elastic shell	Airbag with vent holes
Liver	Elastic foam solid	-
Kidney	Elastic foam solid	-
Spleen	Elastic foam solid	-
Stomach	Elastic shell	Airbag with vent holes
Grate vessels	Elastic shell	Internal pressure
Esophagus	Elastic shell	Internal pressure
Trachea	Elastic shell	Internal pressure
Mediasternum atifical	Membrane	-
Diaphragm	Membrane	-
Flesh	Visco-elastic solid	-

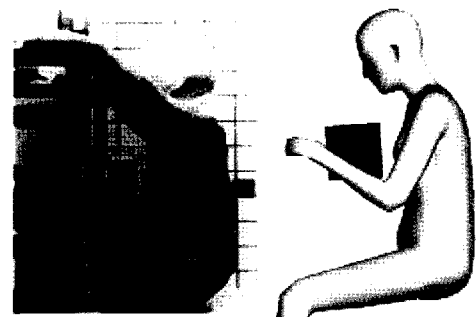
H-female 모델의 검증

충돌하중 하에서의 H-female의 골절 (bone fracture), 관절 운동 (joint motion), 그리고 장기들의 변형 거동을 확인하고 또한 각 부위 상세 모델의 검증을 위해 다물체 동력

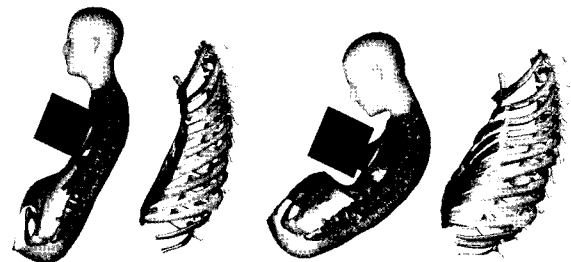
학 모델인 FARB (Female Articulated Rigid Body) 모델과 체결하여 다양한 pendulum 충격 해석을 수행하였으며 그 해석 결과는 다음과 같다.

1. 흉·복부 상세 모델의 검증

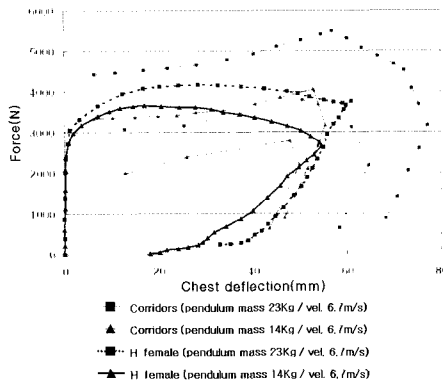
가슴의 정면충돌 특성을 검증하기 위해서 Kroell에 의해 수행된 시험²⁾과 동일한 조건으로 가슴 정면충돌 해석이 수행되었으며 해석결과인 나타난 가슴의 변형 특성을 시험결과와 비교함으로써 흉부 모델을 검증하였다. 실험과 해석에서 사용된 pendulum의 조건은 원형 단면에 직경 150mm, 무게 14 또는 23Kg 그리고 6.7m/s의 속도이다. 본 연구에서도 두 가지 무게에 대한 해석을 수행하였다. 그림 5는 23Kg의 무게를 가진 pendulum을 사용한 해석 결과이다. 이중 그림 a는 초기 모습을 또한 b는 최대 변형 형상과 단면의 모습을 각각 보여주고 있다. 그림 5의 c는 가슴 변형량에 대한 pendulum의 반력을 Kroell의 실험결과²⁾에서 제시하고 있는 corridor 와 비교한 그림이다. 두 가지 pendulum 무게에 대한 해석결과 실제 인체의 충격량에 따른 가슴의 변형량의 상한 및 하한 한계 곡선 안에 근접하게 위치하고 있음을 그림 5에서 볼 수 있다.



PMHS H-female
(a) Initial state



24 ms 63 ms
(b) Section view and behavior of rib



(c) Pendulum force vs. chest deflection

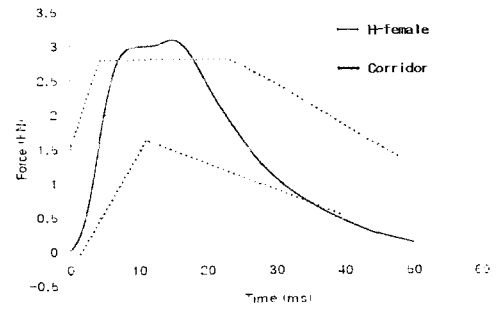
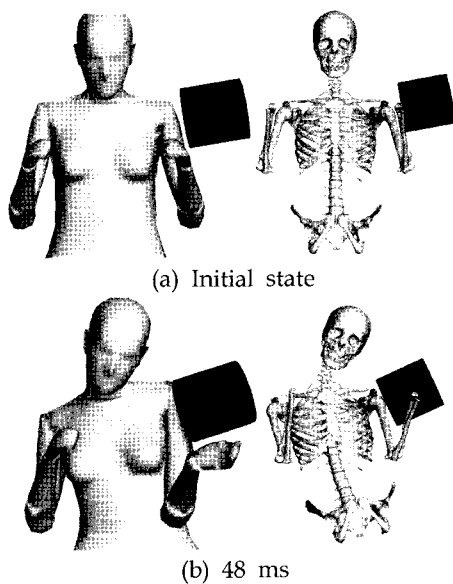
그림 5. 가슴 정면 충격 해석

Fig. 5. Frontal pendulum impact simulation

또한 ISO TR 9700에서는 측면 충돌 거동에 대한 충돌 데미의 생체적합성에 대한 여러 기준¹⁰⁾을 제공하고 있다. 본 논문은 이 중에서 측면 낙하 시험 기준을 이용하여 H-female의 흉·복부 상세 모델을 검증하였고, 해석 결과 ISO 기준에서 제공하는 생체적합성 결과 즉, 실제 신체의 한계 곡선 안에 해석 결과가 위치함을 확인하였다.

2. 상지 상세 모델의 검증

상지 모델의 검증을 위해서는 미국 웨인 주립대학에서 사체를 이용하여 수행된 실험³⁾이 수행되었다. 이 실험은 150mm의 단면과 23Kg의 무게를 가진 pendulum을 측면에서 4.5m/s의 속도로 충격을 가하는 것이다. 해석 후 상지의 변형 모습과 시간에 따른 pendulum 반력을 나타낸 모습을 그림 6에서 보여주고 있다. 또한 해석결과가 실험 결과³⁾에서 제시하고 있는 신체의 충격량에 따른 상한 및 하한 곡선 안에 위치함을 알 수 있다.



(c) Reaction force vs. time

그림 6. 어깨 측면 충격 해석

Fig. 6. Shoulder pendulum impact simulation

3. 하지 상세 모델의 검증

고 관절(hip joint) 거동 및 골반의 파단 거동을 검증하기 위하여 UVA(University of Virginia)에서 사체를 이용하여 수행한 대퇴 축하중으로 인한 고관절 탈골 및 골절에 관한 연구결과⁴⁾를 활용하여 해석을 수행하였다.

이 시험에서는 사체의 장골 (iliac) 상부와 천골(sacrum)을 고밀도 폴리에틸렌으로 금속 박스 안에 고정을 시키고 말부위(distal part)가 절단된 대퇴골의 끝에 로드셀을 장착한다. Impactor는 일정한 속도로 이송 피스톤에 충격을 가한 후 이는 다시 hydraulic decelerator가 대퇴골에 축방향으로 충격하중이 전해지도록 설계되어 있다. 이는 일정한 기울기를 갖는 ramp모양 충격하중을 가하기 위함이다. 시험에서는 대퇴골과 골반이 이루고 있는 정렬위치에 따라 6가지의 자세로 수행되었으며 H-female에서도 이와 같은 6가지 자세에 대해서 해석을 수행하였다.

해석결과 H-female의 골반 및 대퇴골에서의 파단 부위가 표 2와 같이 시험 결과와 각 자세별로 유사함을 확인할 수 있었고 약 30msec 전후에서 파단이 일어나는 시간 또한 실제 결과와 유사함을 확인할 수 있었다.

그림 7은 6가지 해석 결과 중 "flexed adduction" 자세 및 그 해석 결과를 보여주고 있으며 표 3에서 시험결과와 H-female 하지 상세 모델의 해석 결과를 비교하여 보여주고 있다.

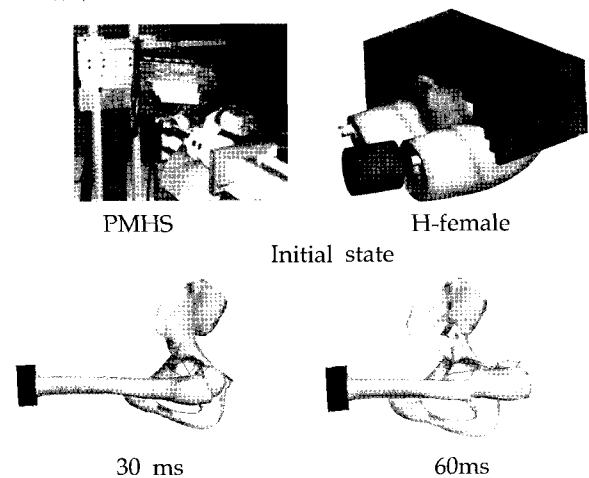


그림 7. 골반 뼈 파단 해석

Fig. 7. Pelvic bone fracture simulation

표 2. 골반 뼈 파단 해석 결과

Table 2. Pelvic bone fracture simulation result

Position	Specimen	Injury(AIS score)
Flexed neutral	134 L 158 R 162 L	Iliac wing fracture (3) Iliac wing fracture (3) Posterior acetabulum fragment (2)
	H-female	Iliac wing fracture
Flexed abduction	122 L 150 R 168 R	Comminuted acetabulum (3) Comminuted acetabulum (3) Posterior acetabulum fragment (2)
	H-female	Iliac wing & acetabulum fracture
Flexed adduction	140 R 162 R 192 L	Iliac wing fracture (3) Dislocation (2) Posterior acetabulum (3)
	H-female	Iliac wing & femoral neck fracture
Extended neutral	153 L 171 R	None femoral neck (3)
	H-female	Femoral neck fracture
Extended abduction	150 L 153 R 192 R	None Posterior acetabulum(3) femoral neck (3)
	H-female	Femoral neck and acetabulum fracture
Extended adduction	171 L 192 R	Comminuted acetabulum (3) femoral neck (3)
	H-female	Acetabulum fracture

결 론

본 연구를 통하여 한국 표준 5th percentile 여성의 신체를 표현하는 유한요소 모델이 개발되었으며 승객의 전체적인 거동을 평가하기 위한 다물체 동력학적 모델인 FARB(Female Articulated Rigid Body)와 목, 흉·복부, 상지 그리고 하지의 세부 모델이 완성되었다.

세부 모델은 골격과 근골격계 그리고 장기로 이루어져 있으며 실제 인체와 유사한 형상과 기능을 가지도록 표현하였다.

더미와 사체를 이용한 여러 시험을 H-female의 세부 모델에 적용하여 생체적합성 결과와 비교, 분석되었으며 해석 결과 뼈의 파단 거동과 근육 및 인대를 통한 힘의 전달

이 자연스러우며 실제 인체와 유사함을 확인 할 수 있었다. 따라서 이 모델이 인체 상해 연구에 유용하게 쓰일 수 있음을 확인 할 수 있다.

현재 본 연구의 모델을 이용하여 OOP 문제에 대한 해석을 수행하고 있으나 여러 가지 한계로 인하여 아직 정성적인 수준에 머물러 있다. 향후 여러 시험 결과와 에어백 모델링에서의 한계들을 극복하여 보다 실제적이고 정량적인 해석과 검증을 수행 할 예정이다.

참 고 문 헌

1. 나상진, 최형연, 이진희, "충돌 안전도 해석을 위한 5th percentile 성인 여성 유한요소 모델 개발 - Part I 다물체 동력학적 모델 개발" 의용생체공학회지 심사 중, 2004
2. C. K. Kroell, D. C. Schneider and A. M. Nahum, "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II", SAE paper No. 741187, 1974
3. M. Iwamoto, et al, " Development of a Finite Element Model of the Human Shoulder", SAE paper No. 2000-01-SC19, 2000
4. C. R. Bass and R. Kent, "Development of an injury Criterion for Pelvic Fracture", personal communication, University of Virginia Center for Applied Biomechanics, 2002
5. M. M. Panjabi, et al, "Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves", SPINE, vol 26, n24, pp2692-2700, 2001
6. Pam-crash SOLVER NOTES manual version 2002, ESI software
7. A. B. Schultz, et al, "Force-Deformation Properties of Human Ribs", Journal of Biomechanics, vol 7, pp303-309, 1974
8. N. Yoganandan, F. A. Pintar, "Biomechanics Human Thoracic Ribs", Journal of Biomechanical Engineering, vol 129, pp100-104, 1998
9. R. Putz and R. Pabst "Sobotta- Atlas of Human Anatomy", 13th edition, Lippincott Williams & Wilkins
10. R. D. Scherer, et al, "SID-IIs beta+ - Prototype Dummy Biomechanical Responses", SAE paper No. 983151, 1998