Transactions of KSAE, Vol. 12, No. 3, pp.177-183 (2004)

Copyright © 2004 KSAE
1225-6382/2004/069-22

5th Percentile 성인 여성 유한요소 모델을 이용한 OOP(Out-of-Position) 문제에 대한 수치해석

나 상 진[1] · 최 형 연*[2] · 이 진 희[3]

홍익대학교 기계공학과 대학원[1] · 홍익대학교 기계시스템디자인공학과[2] · 아이피에스 인터내셔널[3]

Numerical Simulation of OOP(Out-of-Position) Problem with 5th Percentile Female F.E Model

Sang-jin Na[1] · Hyung-yun Choi*[2] · Jinhee Lee[3]

[1]*Department of Mechanical Engineering, Hongik University, Seoul 121-791, Korea*
[2]*Department of Mechanical and System design Engineering, Hongik University, Seoul 121-791, Korea*
[3]*IPS International, 6f ch37, 192-2 Kayang-dong, Gangseo-gu, Seoul 157-200, Korea*
(Received 7 February 2004 / Accepted 22 March 2004)

Abstract : The out-of-positioned small female drivers are most likely to be injured during airbag deployment due to their stature and proximity to the steering wheel and airbag module. In order to investigate the injury mechanisms, some experimental studies with Hybrid III 5% female dummy and with female cadavers could be found from the open literatures. However, the given information from those experimental studies is quite limited to the standard conditions and might not be enough to estimate the airbag inflation aggressiveness regarding on the occupant responses and injury. In this study, a finite element analysis has been performed in order to investigate the airbag-induced injuries. A finite element 5% female human model in anatomical details has been developed. The validation results of the model are also introduced in this paper.

Key words : Small female(작은 여성), Out-of-position, Multi-body rigid model(다물체 동력학 모델), Finite element human model(유한요소 인체모델)

1. 서 론

승객의 상해와 충돌 안전도에 관한 관심은 자동차 메이커 뿐 아니라 일반인들에게도 날로 증가하는 추세에 있다. 따라서 자동차 메이커를 비롯한 여러 기관에서 승객의 상해를 줄이고 안전도를 높이기 위한 많은 연구들이 수행되어 왔으며 차량의 안전을 확보하기 위한 기준이 법규의 형태로 제시되고 있다. 또한 여성의 사회적 참여의 증가로 많은 여성들이 차량을 운전하고 있어 여성 운전자에 관한 상해 혹은 충돌 사고에 관한 연구가 시작되어 활발히 진행되고 있다. 특히 작은 여성 즉, 5th percentile 여성에 관한 연구는 추돌사고 시 에어백의 전개가 남성보다 크기가 작은 여성운전자들에게 보다 위험도(aggressiveness) 가 높을 수 있다는 점을 규명하기 위해서 그 필요성이 강조되고 있다. 일반적으로 신체크기가 작은 여성은 에어백이 장착된 운전대와 가까운 위치에 앉아 운전을 하는 경향이 있다. 이로 인해 자동차 정면충돌 사고 시 에어백이 전개되면 에어백이 완전히 펼쳐지기 전에 에어백과 인체 사

*To whom correspondence should be addressed.
hychoi@hongik.ac.kr

이에 접촉이 발생하게 된다. 에어백을 빠르게 전개시키기 위해 발생하는 강력한 에어백의 압력이 주로 에어백과 접촉하는 부위인 인체의 경부 및 흉부에 그대로 전달되어 이 부분에서 상해를 발생시킨다. 이와 같이 차량의 운전자나 승객이 정상위치가 아닌 에어백과 가까이 위치해 있어 발생하는 문제를 OOP(Out-of-Position)문제라 한다. 이러한 OOP 문제에 대해 인체의 상해를 평가하기 위한 시험은 ISO-1,2[1,2]로 표준화되어 있고 NHTSA에서는 이에 대해 5th percentile 여성 더미를 사용하는 규제를 만들어 시행하고 있다. 그러나 이 규제에서 사용되는 HYBRID III 여성 더미는 보통 정면충돌 시 인체의 상해를 평가하는데 사용되는 것으로 실제 인체의 목의 굽힘 거동과는 많은 차이가 있으며 신체 각 기관에서의 실제 상해가 아닌 그 개연성을 표현한다는 한계를 가지고 있다. 이러한 문제점을 보완하기 위해 많은 연구기관에서는 사체를 이용한 시험을 수행하고 있으나 이 또한 여러 가지 제약과 한계를 지니고 있다. 이와 같은 충돌 더미의 생체충실도 부족이나 사체 시험의 한계를 극복하고자 인체의 해부학적인 부분을 잘 표현하며 그 상해를 직접적이며 해석적으로 평가하고 표현할 수 있는 유한요소 인체 모델의 개발이 필요하게 되었고 그 노력이 계속되고 있다.

따라서 본 연구에서는 실제와 가까운 OOP 문제를 비롯한 자동차 충돌 시 발생되는 상해 기구의 해석을 위해 해부학적 5th percentile 성인여성 유한요소 모델을 개발하였다.[3,4] H-female이라 이름 지어진 본 연구의 모델은 충돌 하중을 받는 승객의 전체적인 거동을 표현하기 위한 다물체 동력학 강체 모델인 FARB(Female Articulated Rigid Body)[3]와 신체 각 부위를 자세히 표현한 상세 모델들[4]로 구성되어 있다.

FARB 모델을 이용하여 ROM(Range of Motion)해석과 Sled 해석[5]을 수행하여 거동의 적합성을 확인하였고, 목의 세부 모델의 검증을 위해서는 목의 신전/굴곡 해석[6]을 수행하였고, Kroell에 의해 수행된 시험[7]과 동일한 조건으로 가슴 정면 충격 해석과 ISO TR 9700 기준 중에서 측면 낙하 해석[8]을 수행하여 실제 시험결과와 H-female 해석 결과와 비교함으로써 가슴 상세 모델을 비교하였다. H-female 하지 세부 모델은 UVA에서 수행된 골반 파단 실험[9]을 적용하여 해석함으로 검증을 수행하였다. 이들 해석 결과 H-female이 실제 사체의 실험 결과나 더미의 생체적합성 결과에 잘 일치함을 확인할 수 있었다.

이 논문에서는 먼저 본 연구에서 사용한 5th percentile 성인 여성 인체모델을 소개하고 목과 가슴 상세 모델을 이용하여 ISO 표준에 따라 OOP 문제에 대한 해석을 수행하고, 이 결과를 사체와 더미에 대해 UVA(University of Virginia)에서 수행된 시험결과[1-2]와 비교함으로써 개발된 인체모델이 OOP 문제 시 발생하는 상해를 평가하는 데 사용될 수 있음을 보일 것이다.

본 연구에서 사용된 인체모델은 5th percentile의 체형을 가진 여성을 표현한 모델로써 UVA에서 사용된 실제 사체와는 형상과 크기에서 차이가 있다. 따라서 본 연구의 결과와 UVA 결과는 인체 거동과 상해의 정성적인 비교 분석에 초점을 맞추고 있다.

2. 5th percentile 성인 여성 인체 모델, H-female

H-female이라 이름 지어진, 본 연구에서 사용된 5th percentile 여성 유한요소 인체모델은 FARB 모델과 상세 모델 이렇게 두 종류의 모델로 구성되어 있다.

2.1 FARB(Female Articulated Rigid Body)

FARB 모델은 22개의 강체 마디(머리, 7개로 세분화된 목, 가슴, 배, 골반, 좌우 어깨, 상부 팔-다리, 하부 팔-다리 그리고 발)와 이 마디들을 연결하는 24개의 관절요소들로 구성된다. FARB의 형상은 한국 5th percentile 표준 여성의 신체 크기[10]를 바탕으로 Viewpoint사[11]에서 제공되는 형상자료를 이용하여 완성하였고, 각 강체 마디의 질량/관성 등의 특성은 Robbin의 보고서[12]와 GEBOD 프로그램[13]을 이용하여 구하였다. 관절요소들은 비선형 스프링, 댐퍼의 병렬연결로 구성된 kinematic 조인트이며 힘-변위의 특성곡선으로 실제 각 관절의 동작한계(Range of Motion)를 표현하고 있다. 이러한 외형과 기계적 물성치를 충돌해석전용 외연(explicit) 유한요소 프로

그램인 PAM-CRASH[14]에 맞게 본 연구의 모델을 완성하였다. 이렇게 완성된 다물체 동력학 강체 모델인 FARB는 전체적인 거동을 간단히 평가하는데 주로 사용되며, 상세 모델의 플랫폼 역할을 한다. Fig.1은 FARB의 각 강체 마디의 무게중심과 관절의 위치를 보여주고 있다.

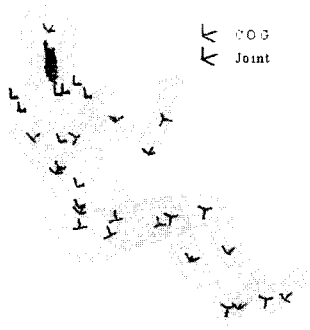


Fig. 1 FARB model

2.2 H-female 세부 모델

본 연구의 모델인 H-female의 상세 모델은 경부, 흉·복부, 상지부 그리고 하지부를 자세히 표현하는 4개의 세부 모델로 이루어져 있다. 이 모델은 경조직, 연조직들(인대, 건, 근육)이 상세히 표현되어 있으며 목과 가슴부의 상세 모델은 장기들(폐, 심장, 식도 등)이 추가로 모델링 되어 있다.

경추, 흉추, 요추와 같은 척추들은 강체로 모델링되어 변형되지 않으며 6방향 조인트 요소로 표현되어 있는 추간판으로 연결되어 있다. 각 방향의 비선형 모멘트-회전각과 힘-변위 곡선은 참고문헌[15-16]을 통해 인용되었다. 강체로 모델링 되어 있는 척추를 제외한 H-female의 나머지 뼈들은 실제 인체와 같이 피질골(cortical bone)과 해면질골(trabecula bone)으로 나누어 모델링 되어 있으며 파단 거동을 가능케 하는 요소로 표현되어 실제와 같은 거동을 나타낸다. 또한 H-female의 상완골과 대퇴골 그리고 골반 뼈에서는 피질골의 두께 변화가 고려되어 있다.

이 인체모델에서 인대와 근육은 각 골격을 연결해주고 뼈의 움직임을 안내, 제어하므로 실제 인체의 특성에 맞도록 완성하였다.

인대는 위치와 특성에 따라 1차원 바 요소와 2차원 박막 요소를 적절히 사용하였으며 각기 인대의 특성에 적합한 하중-변위 특성곡선이 여러 문헌[17,18]에서 인용되었다. 근육은 Hill type muscle 이론을 적용하여 1차원 바 요소로 구성되어 있고 실제적인 해부학 도감[19]을 참조하여 그 시작과 끝점이 엄격히 고려되어 있다. 또한 수축으로 인한 active muscle force는 포함 하지 않고 단지 인장 변형 시 발생하는 passive muscle force를 포함하도록 모델링 되어있다. H-female의 근육은 관절을 비롯한 전체적인 움직임에 주요하게 작용하는 근육을 모델링 하였으며 목부위에 좌우 21개, 상지에 25개 그리고 하지에 14개로 이루어져있다. Fig. 2는 H-female의 골격과 연조직들의 모습을 보여주고 있고 table 1은 H-female의 갈비뼈, 상완골, 골반 그리고 대퇴골의 피질골 모델링에 사용된 기계적 물성값을 보여주고 있다.

목과 가슴부위의 장기들과 혈관들은 각기 형상과

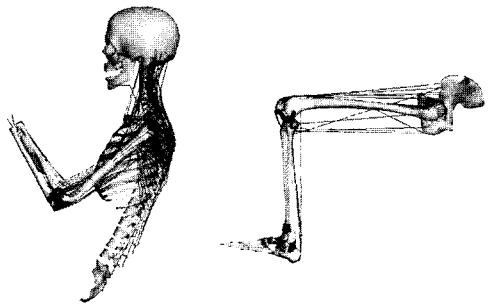


Fig. 2 H-female skeletal and soft tissues

Table 1 H-female bone mechanical properties

Components		Young's modulus (Gpa)	Yield stress (Mpa)	Density (Kg/m3)	Shell thickness (mm)
Rib		14.67	88	2,775 (1st) 1,850 (2nd-12th)	0.5
Humerus		14.67	88	1,850	0.5
Pelvis		14.67	88	2,775	0.83 - 3.83
femoral	head	14.29	245.7	1,850	1
	neck	14.29	245.7	1,850	1
	shaft	14.29	245.7	1,850	0.45
	trochanter	14.29	245.7	1,850	4

특성에 따라 2차원 쉘요소/박막요소, 3차원 입체요소로 모델링 되어 있다. 심장을 채우고 있는 혈류의 비 압축 특성과 폐 내부 공기의 압축 특성은 이상기체 방정식이 이용되는 기본 에어백요소의 특성을 적절히 변형하여 구현한 "바이오백(bio-bag)"이 사용되었고, 간과 신장 등은 3차원 입체 요소로 표현되어 있으며, 혈관의 혈류에 의해 발생하는 압력은 혈관을 표현하고 있는 쉘요소에 적절한 압력을 가하는 방식으로 표현하였다. OOP 문제에서는 소장과 대장에 직접적인 하중이 가해지지 않으므로 이 부분의 공간들은 비압축성을 가지도록 단순화하여 표현하였다. 또한 살은 입체 요소로 표현되어 있으며 살의 점탄성 특성이 고려되어 있다. Fig.3은 H-female의 장기의 모습을 보여주고 있다.

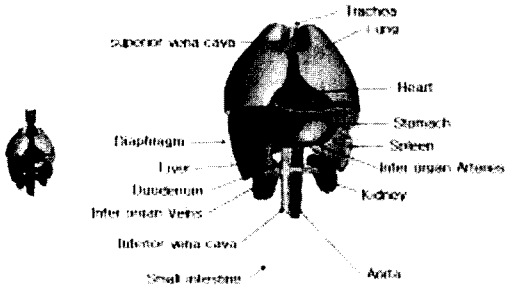
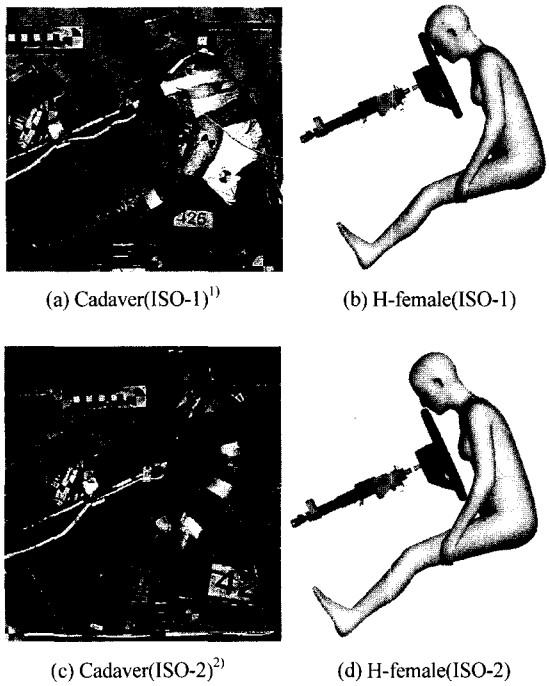


Fig. 3 H-female organs

3. OOP(Out-of-Position) 해석

OOP 시험에 관한 ISO 표준은 두 종류의 자세에 대한 시험규정으로 구성되어 있다. ISO-1 규정은 목에 가해지는 하중이 최대인 경우에 대한 시험 규정으로 하악골을 에어백모듈의 제일 위쪽에 놓이도록 머리를 가능한 한 제일 앞쪽으로 위치시킨 자세로 수행되는 시험이다. ISO-2 규정은 가슴에 가해지는 하중을 극대화한 자세에 대한 시험 규정으로 하악골을 steering wheel rim의 제일 위쪽에 놓고 머리를 rim 위에 걸쳐놓지 않은 상태에서 가슴부위가 에어백에 직접 접촉하도록 하는 자세에서 수행되는 시험이다. 본 연구에서는 두 규정에 대한 해석을 수행하여 그 결과를 시험 결과와 비교하였다. Fig. 4는 ISO-1,2 규정에 의한 시험과 해석의 초기상태를 보여주고 있다.



(a) Cadaver(ISO-1)[1] (b) H-female(ISO-1)

(c) Cadaver(ISO-2)[2] (d) H-female(ISO-2)

Fig. 4 H-female organs

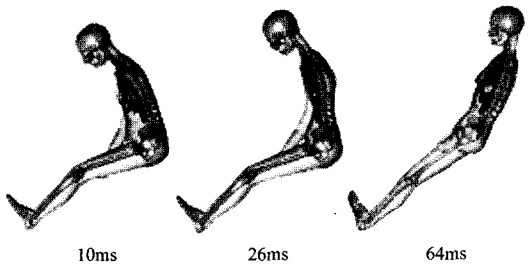
OOP 문제를 해석하기 위해서는 에어백을 수치적으로 정확히 구현하는 것이 매우 중요하다. 그러나 본 연구에서 사용된 에어백 모델은 다음 두 가지 측면에서 실제 에어백의 거동을 정확히 표현하는데 한계를 가지고 있다. 먼저 UVA에서 수행한 시험의 결과에서 사용된 에어백의 정보를 어느 정도 언급하고 있지만 에어백을 정밀하게 모사하는 데 필요한 중요한 수치들이 제시되고 있지 않기 때문에, 수치적으로 시험과 동일한 조건의 에어백을 구현하는 데 한계가 있다.

또 다른 한계는 연구에 사용된 에어백의 수치모델이 가지고 있는 한계이다. 본 연구에서 사용된 에어백 수치모델은 에어백 내의 가스가 이상기체 방정식을 만족하며 또한 에어백 내의 모든 압력이 일정하다는 두 가지 가정을 가지고 있다. 그러나 OOP 문제에서 중요시 되는 에어백이 전개되고 있는 동안은, 에어백 내의 가스 발생기에서 가스가 발생되어 발생기 앞의 노즐을 통해 뿜어져 나오고 있는 상태이기 때문에 가스가 뿜어져 나오는 위치에서의 압력이 다른 위치보다 상당히 높게 된다. 이러한 압력 차를 해석적으로 구현하기 위해서는 FPM(Finite

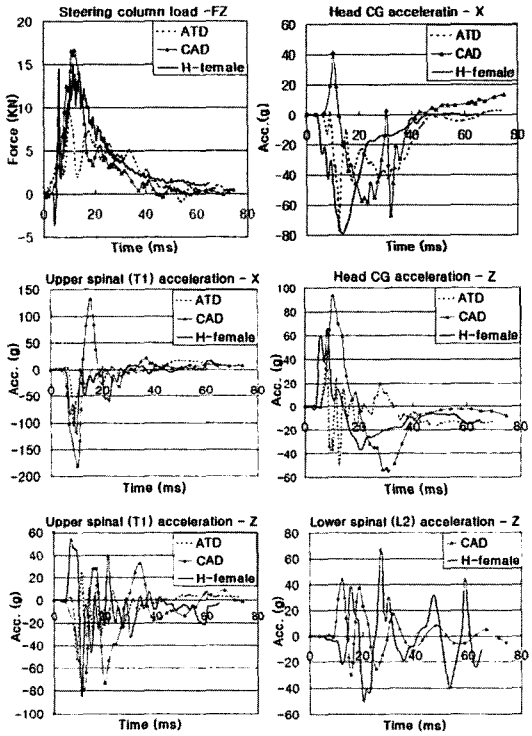
Point Method)과 같이 실제 공기의 유동을 수치적으로 정밀하게 해석하는 수치모델을 사용하여야 한다.

본 연구의 해석에 사용된 에어백은 앞서 언급한 바와 같이 에어백 내부의 기체가 이상기체 방정식을 만족하고 동시에 에어백 내부의 압력이 일정하다는 가정 하에 동작하는 단순 에어백 모델을 사용하였다. 단순에어백 모델은 에어백이 이미 부풀어 평형 상태에 이른 상황에서는 효과적인 특성을 보여주지만, 에어백이 부풀어 오르고 있는 상태에서는 에어백 내부의 압력이 가스가 분출되는 부위와 분출되지 않는 부위 등에 따라 상당히 차이가 있기 때문에 이 경우에 사용하기에는 한계가 있다. 에어백 내부의 균일하지 않은 압력을 고려하기 위해서는 공기의 유동을 정밀하게 해석하는 것이 필요하며, 이와 같은 불균일 압력과 정밀한 공기의 유동을 표현하는 FPM 모델을 이용한 해석은 차후의 연구에서 수행될 예정이다. 또한 steering column과 wheel은 강체로 모델링 하였다. 본 연구에서 사용한 UVA ISO-1 시험에 사용된 에어백이 1991 Mercury Grand Marquis 차량에서 장착된 모델이며 기본적인 에어백 모델링 정보들, 즉 크기와 폴딩 패턴 등은 확보되어 있으나 탱크 테스트와 같은 내용이 부재하여 정밀한 모델링을 하기에 충분하지 않았다. 따라서 본 연구에서는 기존의 일반적인 에어백에 사용되고 있는 모델링 변수들을 이용하여 에어백을 모델링 한 후 steering column의 반력이 시험과 거의 유사하게 발생하도록 그 수치들을 조정하였다.

Fig. 5는 ISO-1 규정에 대해 해석을 수행한 후 H-female의 거동과 인체의 여러 지점에서 가속도 결과를 시험 결과와 비교하여 나타낸 그림이다. 이 결과 중 머리의 x 방향 거동을 보면 사체의 경우에는 초기 12msec 구간에서 굴곡이 발생하지만 H-female과 더미의 경우에는 이러한 거동이 나타나고 있지 않음을 볼 수 있다. H-female은 앞서 언급한 에어백의 한계, 즉 실제 에어백과는 다른 균일 압력 분포로 인하여 x와 z 방향에 같은 압력이 작용하므로 굴곡이 발생하지 않았다. 그러나 해석 결과 나타난 전체적인 거동은 사체 시험 결과와 그 경향이 잘 일치하고 있음을 알 수 있다.



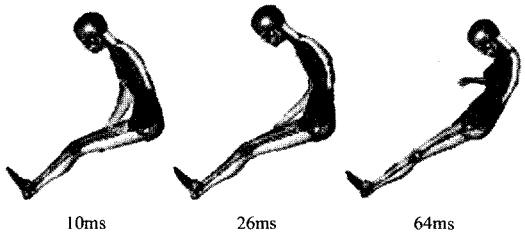
(a) Deformed shapes



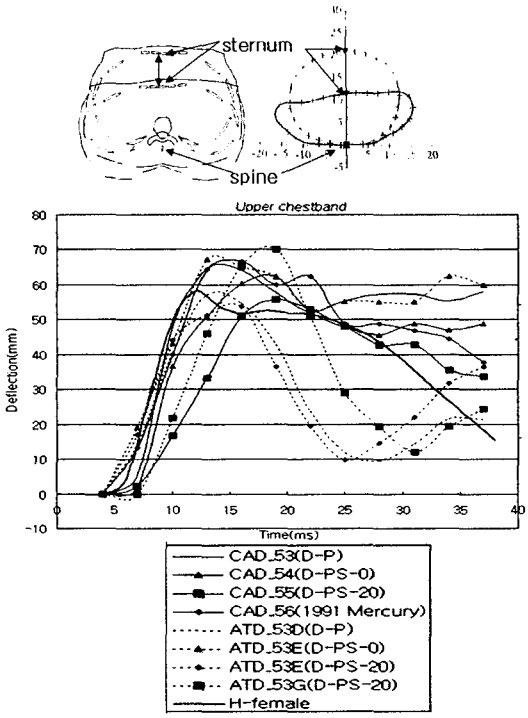
(b) Comparison of force & acceleration

Fig. 5 ISO-1 simulation with H-female

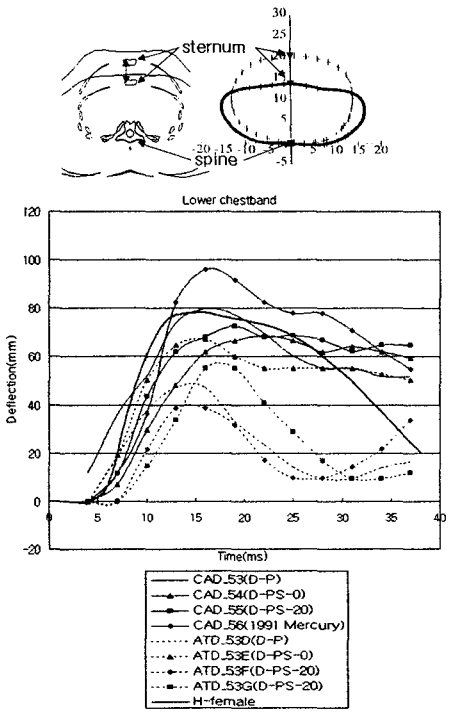
ISO-2 규정에 대해서도 해석을 수행하였다. UVA 시험에서는 4가지 서로 다른 에어백에 대해서 시험을 수행하였으나, 본 연구에서는 앞선 언급한 바와 같은 문제로 인해 ISO-1 해석에서 사용한 것과 동일한 에어백 모델만을 사용하였다. 이 해석을 통해 얻은 결과를 시험 결과와 비교한 그림이 Fig. 6이다. 시험에서 가슴의 변형량은 사체와 더미 모두 chest band를 이용하여 측정되었으며 이 변형 형상과 시간에 따른 변화를 해석 결과와 비교하였다. 이 중 가슴의 변형량의 시간에 따른 변화를 살펴보면, 초기



(a) Deformed shapes



(b) Upper chest band



(c) Lower chest band

Fig. 6 ISO-2 simulation with H-female

에는 그 기울기가 사체 시험 결과와 잘 일치하고 있으나, 최대 변형이 발생한 이후에는 해석 결과가 사체의 시험결과보다 빨리 변형이 복원되고 있음을 알 수 있다. 그러나 전체적인 결과와 늑골장의 파단 등은 더미의 결과보다 사체 시험 결과에 잘 일치하고 있다.

4. 결 론

5th percentile 성인 여성을 표현하는 유한요소 인체 모델인 H-female을 개발하였다. 이 모델은 인체의 모든 구성요소들이 정밀하게 표현되어 있으며 여러 종류의 시험 결과와 검증되었다. 이 모델을 이용하여 ISO 표준에 규정된 두 종류의 자세에 대한 해석을 수행하여 그 결과를 시험 결과와 비교하였다. 그 결과 개발된 H-female이 실제 사체의 거동을 잘 표현하고 있으며 따라서 이 모델이 인체의 상해 연구에 유용하게 사용될 수 있음을 확인할 수 있었다.

후 기

본 연구는 과학기술부에서 지원하는 엔지니어링

핵심공통기반기술개발사업 3단계(과제명 : 충돌 안전도 해석용 정밀 인체 모델 개발, 과제번호 : M10139080002-03B0808-00210)를 통하여 수행되었습니다.

References

1) W. D. Pilkey, "Out-of-Position Occupant(OOPS) ISO-1 Position Series 2 Test : Using a 5th Percentile Female Hybrid III Dummy and 1 Cadaver," Report for National Highway Traffic Safety Administration, 1998.
2) W. D. Pilkey, "Out-of-Position Occupant (OOPS) ISO-2 Position Series 2 Test : Using a 5th Percentile Female Hybrid III Dummy and 4 Cadaver", Report for National Highway Traffic Safety Administration, 1998.
3) S.-J. Na, H.-Y. Choi, J. H. Lee, "Development of 5th percentile Female Finite Element Model for Crashworthiness Simulation - Part I Articulated Rigid Body Model," Jounal of Biomedical Engieneering Research, 2004.
4) S.-J. Na, H.-Y. Choi, J. H. Lee, "Development of 5th percentile Female Finite Element Model for Crashworthiness Simulation - Part II Detail Modeling Internal Components," Jounal of Biomedical Engieneering Research, 2004.
5) N. M. Alem, B. M. Bowman, J. W. Melvin, B. M Benson, "Whole-body Human Surrogate Response to Three-point Harness Restraint" SAE 780895, 1978.
6) K. Yang, J. Le, "Finite Element Modeling of Hybrid III Head-Neck Complex," SAE 922526, 1992.
7) C. K. Kroell, D. C. Schneider, A. M. Nahum, "Impact Tolerence and Response of the Human Thorax II," 1974.
8) R. D. Scherer, S. L. Kirkish, J. P. McCleary, S. W. Rouhana, J. B. Athey, J. S. Balser, R. W. Hultman, H.J. Mertz, J. M. Berliner, L. Xu, G. W. Kostyniuk, M. Salloum, Z. Wang, C. R. Morgan, "SID-IIs beta+ - Prototype Dummy Biomechanical Responses," SAE 983151, 1998.
9) C. R. Bass, R. Kent, "Development of an injury Criterion for Pelvic Fracture," University of Virginia Center for Applied Biomechanics, 2002.
10) Korea Research Institute of Standards and Science, "National Anthropometric Survey of Korea," National Institute of Technology and Quality (NITAQ), 1997.
11) http://www.viewpoint.com/vp/index.jsp
12) D. H. Robbin, "Anthropometry of Motor Vehicle Occupants", Vol.3 Small Female, 1983.
13) H. Cheng, L. A. Obergefell, A. L. Rizer "Generator of Body Data(GEBOD) Manual," Amstrong Laboratory Report No. AL/CF-TR-1994-0051, WPAFB Ohio, March 1994.
14) Pam-Crash SOLVER NOTES Manual Version 2002, ESI Software, 2002.
15) M. M. Panjabi, 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.
16) C. K. Demetropoulos, K. H. Yang, M. J. Grimm, K. K. Artham, A. I. King, "High Rate Mechanical Properties of the Hybrid III and Cadaveric Lumbar Spines in Flexion and Extension", SAE 99SC18, 1999.
17) N. Yoganandan, S. Kumaresan, F. A. Pintar, "Biomechanics of the Cervical spine Part 2. Cervical Spine Soft Tissue Responses and Biomechanical Modeling," Clinical Biomechanics, Vol.16, pp.1-27, 2001.
18) F. A. Pintar, N. Yoganandan, T. Myers, A. Sances Jr, C. Houterman, "Biomechanical Properties of Human Lumbar Spine Ligaments," J Biomech., Vol.25, pp.1351-1356, 1992.
19) R. Putz, R. Pabst Sobotta- Atlas of Human Anatomy, 13th Edition, Lippincott Williams & Wilkins.