

충돌해석용 유아 인체모델 개발에 관한 연구

김현영[#], 김상범^{*}, 김준식^{*}, 이인혁^{**}, 이진희^{***}

A Study on the Development of Child Human Model for Crashworthiness Analysis

Heon Young Kim[#], Sang Bum Kim^{*}, Joon Sik Kim^{*}, In Hyeok Lee^{**} and Jin Hee Lee^{***}

ABSTRACT

This study is focused on the development of a child human model, which is composed of skin, skeleton, joints and muscle, etc. The dimension of child outer skin is referred to anthropometric data from KRISS (Korea Research Institute of Standards and Science). The positions of joint and mass properties of body segments are calculated from ATB(Articulated Total Body) program, GEBOD. The properties of bones and muscles are obtained by the way of scaling from adult human model. To verify the developed human model, ROM simulation and sled test is conducted. Developed human model can be effectively applied to the evaluation of human injury in crash situation and development of child restraint system. The explicit finite element program PAM-CRASHTM was used to simulate six-year old child human model.

Key Words : Child human model (유아 인체 모델), Scale factor (보정계수), Scaling (보정), Crashworthiness (충돌 안전도)

1. 서론

최근 에어백 등 승객 보호장구의 장착이 일반화되면서 운전자와 승객의 상해는 점차 감소하는 추세를 보인다. 그러나 이러한 보호장구들이 대부분 건장하고 표준 크기의 신체를 가지고 있는 성인을 기준으로 설계되었기 때문에, 작은 체형의 운전자나 어린이 등 표준 신체와 동일한 위치에 탑승할 수 없는 승객에게는 오히려 치명적인 상해를

유발할 수 있다. 더욱이 측면 에어백이나 커튼 에어백 등 여러 가지 에어백의 장착이 늘어나고 있는 현재의 상황을 고려하면, 건장한 표준 신체를 기준으로 개발된 승객보호장구가 어린이나 작은 신체의 성인들에게 미치는 영향을 고려하는 것은 매우 중요하다.

Fig. 1 은 비정상 상태에서 유아 상해 및 거동을 시험하기 위하여 NHTSA(National Highway Traffic Safety Administration)에서 사용되는 3 세와 6

접수일: 2004년 5월 12일; 게재승인일: 2004년 10월 7일

교신저자: 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

E-mail khy@kangwon.ac.kr Tel. (033) 250-6317

* 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

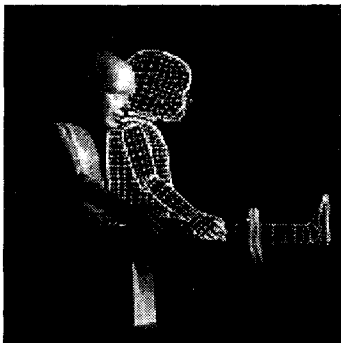
** 한국 ESI

*** IPS International

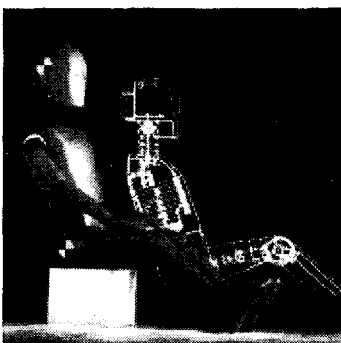
세의 어린이 더미(dummy)를 나타낸다. 그러나 이러한 더미들은 기본적으로 정면충돌, 후면충돌, 야기용 시트 평가 등 더미가 사용되는 목적에 맞도록 특수하게 개발되었기 때문에, 다른 목적이나 다른 형태의 충돌에는 사용될 수 없다.^{1, 2} 따라서 이러한 더미를 이용하여 Table 1에 나열되어 있는 바와 같은 다양한 상해를 모두 평가할 수는 없다. 더욱이 유아의 경우에는 성인과 달리 자원자 시험이나 시체시험이 거의 불가능하다. 따라서 다양한 상황에 대한 유아의 충돌 거동을 평가할 수 있는 도구가 요구된다. 본 연구에서는 다양한 사고 시나리오에 대응할 수 있는 유아 인체 모델을 개발하는 것을 목적으로 한다.

2. 유아의 충돌 사고 및 성장 특성

자동차 충돌 시, 어린이들에게는 성인과 동일한 하중과 감가속도가 가해진다. 따라서 성인과 같이,



(a) Three year old child dummy



(b) Six year old child dummy

유아의 경우에도 관성적 감가속 손상의 기초원리, 충격전의 환자의 준비상태, 충격 전에 머리나 몸통이 회전되어 있었는지 여부 등이 상해에 영향을 미친다. 그러나 또한 성인의 경우와 다른 여러 특성들, 즉 탑승 방법과 자세, 신체의 크기, 생체 역

Table 1 Airbag related injuries in children

Body region	Injury	
Head	Contusion	
	Laceration	
	Skull fracture	
	Subgaleal hematoma	
	Epidural hematoma	
	Subdural hematoma	
	Subarachnoid hemorrhage	
	Cerebral contusion	
	Diffuse axonal injury	
	Brainstem contusion	
	Brainstem laceration	
	Face	Abrasion
		Contusion
Laceration		
Burn		
Conjunctival hemorrhage		
Eye injury		
Fracture of mandible, orbit		
Neck		Abrasion
	Contusion	
	Laceration	
	Burn	
	Ligament disruption of cervical spine	
	Dislocation or separation of cervical spine	
	Fracture of cervical spine	
	Spinal cord injury	
	Tear of vertebral artery	
	Chest	Cardiac contusion
Abdomen	Liver, splenic, renal injury	
Upper extremity	Abrasion	
	Contusion	
	Burn	
	Fracture of radius	
Lower extremity	Burn	

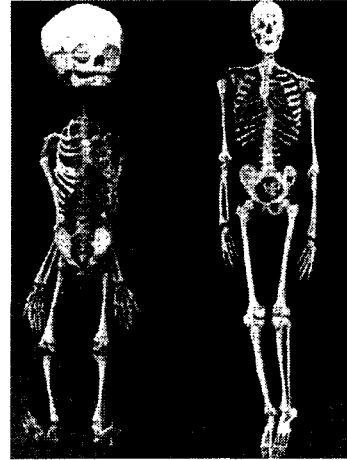
학적 특성 등이 또한 유아의 상해에 영향을 미친다.³

Fig. 1 Hybrid III child crash test dummy (3 and 6 yr old)

유아가 안전장치를 착용하는 경우, 자동차 충돌 시 유아가 상해를 입거나 사망할 확률은 줄어든다. 그러나 이러한 안전장치들을 통해 유아가 심각한 상해에서 완전히 보호될 수 있는 것은 아니다. 예를 들어, 유아가 정상적으로 안전벨트를 착용하였다 할지라도, 충돌 시 안전벨트를 통해 흉부와 복부에 매우 큰 하중이 가해지게 되기 때문에, 유아 복부의 장기들에 상해가 발생할 가능성은 성인 남성에 비해 매우 높다(Fig. 2). 또한 골반 안전벨트 위로 어린이의 몸통이 과도하게 굴곡되면, 유아는 벨트에 걸리면서 쉽게 접혀지기 때문에 자동차의 내장재 부분에 머리를 부딪히고 이로 인한 상해가 발생할 확률 또한 매우 높다. Agran 에 의해 수행된, 상해를 입은 만 0-3 세 어린이에 대한 조사 결과에 따르면, 안전장치를 착용한 유아 상해의 81%는 자동차의 내장재와 부딪히면서 발생한다.⁴

성인과 다른 형태의 유아 거동은 어린이의 머리가 상대적으로 크고, 인체의 무게 중심이 보다 상부에 위치하고 있기 때문에 발생한다. 이와 같이 유아는 성인과 다른 신체적 특성 때문에, 충돌 시 성인과 다른 거동을 나타낸다. 따라서 안전장치를 개발할 때, 유아의 상해를 줄이기 위해서는 이러한 유아의 독특한 거동이 정확히 파악되어야 한다.

유아의 골격을 성인의 골격과 비교하기 위해, 유아와 성인의 골격계를 같은 크기로 조정하여 나타낸 그림이 Fig. 3 이다. 이 그림을 보면, 머리부분이 차지하는 비율이 성인에 비해서 상당히 크다. 전체 신장에 대한 머리의 비율은, 신생아의 경우 약 25% 정도이며, 이 비율은 성장할수록 감소하여,



(a) Infant (b) Adult

Fig. 3 Infant and adult skeletons

성인이 되면 약 15% 정도가 된다. 머리의 무게 또한 성인의 경우에는 약 6%정도를 차지하는 반면, 신생아의 경우에는 전체 무게의 약 30% 정도를 차지한다.⁴ 이 때문에 전체적인 질량중심(center of gravity)이 성인보다 위쪽에 위치한다.

이러한 질량중심의 차이는 정면충돌 시 유아와 성인과 다른 거동을 보이는 주요한 원인이다. 유아는 성장기에 있기 때문에, 골격의 구조 또한 성인과 다소 다르다. 예를 들어 어린이의 늑골은 일반적으로 성인의 것 보다 유연하기 때문에 늑골부분의 골절 가능성은 어른보다는 낮지만, 압축력에 의한 장기의 손상 가능성이 높아지게 된다.

3. 유아 인체 모델링

유아 인체 모델을 개발하기 위하여는, 먼저 인체의 형상에 대한 정보와 인체 각 마디를 연결하는 관절(joint)들에 대한 생체 특성, 즉 동작범위(range of motion), 관절의 힘-변위 특성, 관절의 모멘트-회전량 특성 등에 대한 정보가 필요하다. 그러나 유아 모델 개발에 필요한 정보와 시험결과는 거의 없는 실정이다. 따라서 대부분의 연구자들은 성인을 대상으로 측정된 여러 결과를 특정한 보정계수를 이용하여 유아에 적용하는 방법을 사용하고 있다. 보정계수는 특정한 부분에 대해 성인과 유아를 대상으로 특성을 측정하고, 이 측정결과를 비교, 분석하여 도출된다. 이렇게 얻어진 보정계수

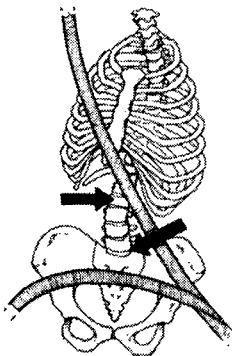


Fig. 2 Strengthening abdominal damage⁴

들은 비슷한 다른 특성치에 일률적으로 적용된다. 인체 모델을 개발할 때에는, 형상의 보정에 사용되는 형상보정계수와, 인체의 각 생체적 특성(인대의 강성, 뼈의 강성 등)을 보정할 때 사용하는 물성치 보정계수 등이 사용된다.⁵

3.1 형상 스케일

유아의 형상을 모델링하기 위해서는 유아의 외피 형상, 골격 형상, 각 강체 마디의 동역학적 특성(관성축, 질량, 회전관성), 그리고 각 강체 마디를 연결하는 관절의 위치에 대한 정보가 필요하다. 유아의 표준적인 외피 형상은 통계적으로 측정된 평균 신체 치수를 이용하여 얻을 수 있다.⁶

본 연구에서는 Viewpoint™⁷ 에서 제공하는 어린이의 외피 형상자료를 한국표준과학연구원서 제공하는 여러 신체치수를 기준으로 확대, 축소하는 방식을 사용하였다. 어린이의 골격은 개발된 성인 남성의 골격에 HYBRID III 6 세 더미를 개발할 때 사용한 보정계수(Table 2)를 이용하여 확대 축소하는 방식을 사용하였다.⁸ 관절들 중 가슴-배-엉덩이-다리-팔 등의 강체 마디들과 이 마디들을 연결하는 관절의 방향과 위치 등의 정보는 GEBOD 프로그램을 사용하여 구하였다.⁹ GEBOD 은 통계적인 데이터와 공식들을 이용하여, 다양한 신체 크기에 대한 강체 마디와 관절의 정보를 계산하여 주는 프로그램이다.

이 세가지 정보들은 서로 다른 통계에 기초한 것들이기 때문에, 각 정보들 간에는 약간의 차이들이 존재하게 된다. 이러한 차이들을 일치시키기 위해, 구성된 모델을 이용하여 실제 인체의 동작을 해석하고, 이 결과를 분석하여 추가로 미세 보정을 수행하였다. Fig. 4 는 팔에 대한 동작범위 해석을 수행한 결과를 보여준다. Fig. 5 는 최종적으로 구성된 6 세 유아에 대한 인체 모델을 보여준다.¹¹

Table 2 Formulas for scale factor⁹

Head	$\lambda_{x\ head} = \lambda_{y\ head} = \lambda_{z\ head} = \frac{(C+W+H)_i}{(C+W+H)_{mid\ male}}$
Neck	$\lambda_{x\ neck} = \lambda_{y\ neck} = \lambda_{z\ neck} = \frac{(HC)_i}{(HC)_{mid\ male}}$
Neck Stiffness	$\lambda_{k\ MX\ neck} = \lambda_{i\ MX\ neck} = \lambda_{E\ sof} \frac{(\lambda_{y\ neck})^4}{(\lambda_{z\ neck})^3} = \lambda_{y\ neck}$
C : Head circumference, W : Head width H : Head height, HC : Head Circumference	

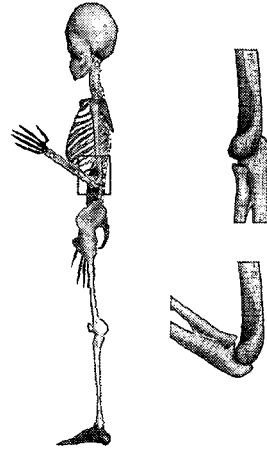


Fig. 4 Analysis of range of motion for elbow

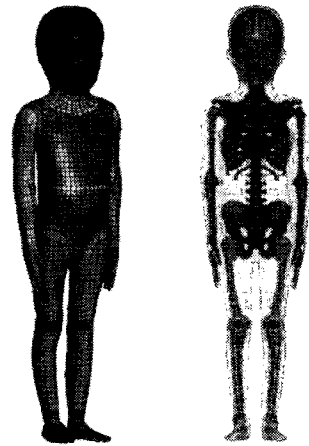


Fig. 5 Developed 6 year old child human model

3.2 물성치 스케일

유아의 뼈(bone)나 인대(ligament)의 물성치를 사체시험이나 자원자 시험을 통해 구하는 것은 윤리적인 면에서 매우 힘들기 때문에, 6 세 유아에 대해 수행된 시험 결과들이 거의 없다. 따라서 본 연구에서는 Yoganandan 과 Pintar 에 의해 제시된 물성치에 관한 보정계수를 사용하였다.¹² 이들은 실제 성인의 사체와 염소의 사체에서 추출한 경추(cervical spine) 부위의 인대를 이용하여 보정계수를 산출하였다.

먼저 18 개의 염소사체를 각각 경추골의 높이를 기준으로 소, 중, 대 크기(small-size, mid-size, large-size) 세 가지로 분류하였다. 그리고 인간 사체 역시 척추골의 높이를 측정한 후 같은 방법으

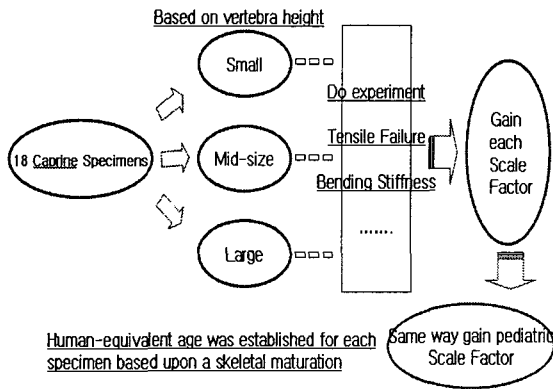


Fig. 6 Experimental process for calculating human scale factor

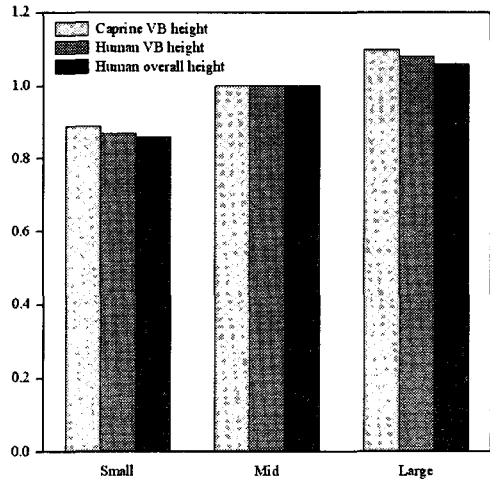


Fig. 7 Scaling ratios for human and caprine vertebral body height and human standing height¹³

Table 3 Mean vertebral body height measurements. Standard error in parentheses¹³

Level	Caprine Vertebral Body Height (mm)			Human Vertebral Body Height (mm)			Human Standing Height (mm)		
	Small	Mid	Large	Small	Mid	Large	Small	Mid	Large
C3	36.6 (0.9)	41.5 (0.6)	45.9 (1.2)	13.0 (0.4)	15.1 (0.4)	16.0 (0.6)			
C4	35.9 (1.4)	39.4 (1.4)	43.2 (1.0)	13.0 (0.4)	15.0 (0.5)	15.7 (0.5)			
C5	31.7 (0.8)	33.8 (1.0)	39.4 (1.3)	13.0 (0.3)	14.8 (0.5)	16.5 (0.4)			
C6	27.7 (0.7)	31.6 (1.3)	33.1 (1.1)	13.0 (0.3)	15.1 (0.3)	16.3 (0.5)			
C7	23.8 (0.9)	27.0 (1.2)	29.3 (1.2)	14.3 (0.4)	15.8 (0.4)	17.7 (0.4)			
Overall	31.1 (1.0)	35.1 (1.1)	38.5 (1.2)	13.2 (0.2)	15.2 (0.2)	16.4 (0.2)			
Ratio	0.89	1.00	1.10	0.87	1.00	1.08	0.86	1.00	1.06

Table 4 Comparison of scaling ratios between the current study, Ching et al. and FMVSS 208¹³

Age		1-year	3-year	6-year	12-year	Small adult	Mid-size adult	Large adult
Present Study	Tensile Failure	0.10	0.16	0.30	0.62	0.74	1.00	1.13
	Tensile Stiffness	0.13	0.18	0.38	0.66	0.78	1.00	1.10
	Bending Stiffness	0.13	0.19	0.42	0.76	0.89	1.00	1.03
Ching et al. (2001)	Tensile Failure		0.33	0.55	0.66		1.00	
	Tensile Stiffness		0.54	0.71	0.76		1.00	
FMVSS 208 Tensile Failure		0.24	0.34	0.45		0.63	1.00	1.21
Yoganandan et al. (2000) Tensile Failure		0.25	0.30	0.37		0.63	1.00	

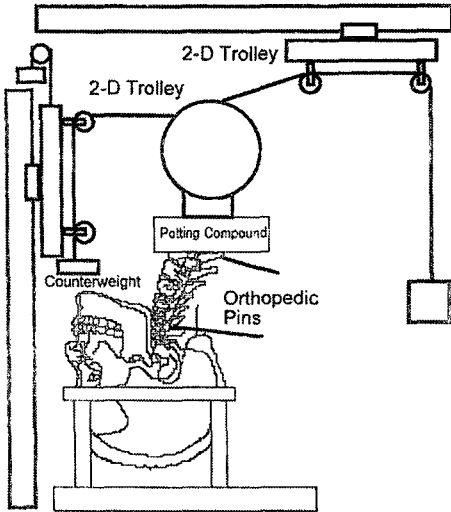


Fig. 8 Neck flexion/extension test installation

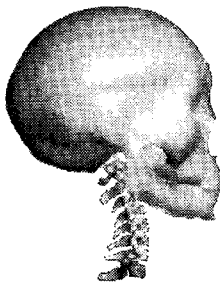


Fig. 9 6-year old child's neck model

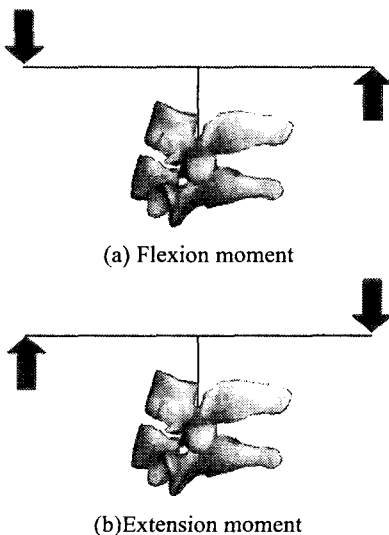


Fig. 10 Flexion/extension moment mechanism

로 분류하였다. 그 후 중 크기를 기준으로 소, 대 크기에 대한 스케일을 구하였다(Fig. 6).

Table 3 과 Fig. 7 은 염소와 인간의 경추골 높이와 인간사체의 키에 대한 스케일을 측정된 결과이다. 염소와 인간 사체가 유사한 축소비를 보여준다. 또한 Ching 은 비비(baboon) 사체를 이용하여 최종적으로 보정계수를 도출하였다.¹³

Table 4 는 이들에 의해 제시된 최종적인 유아의 보정계수를 나타낸다. 그러나, 이 보정계수들은 어느 특정한 부위에 대해 구해진 것이기 때문에, 전체 인체에 단순히 적용하는 것은 매우 힘들다. 따라서 본 연구에서는 여러 문헌에 제시된 실제 유아 사체 시험결과를 이용하여 추가로 각 물성치를 보정하였다.

4. 유아 모델의 물성치 보정

4.1 목 보정

유아에 발생하는 상해의 대부분은 상대적으로 비대한 머리 때문에, 주로 머리, 목, 가슴 부위에서 발생한다. 따라서 이 부위들의 거동을 정확히 표현 하기 위해서는, 목 관절에 대한 정확한 모델링이 요구된다.¹⁴ 인체는 보통 17~19 세까지 성장을 지속한다고 알려져 있으며, 부위 별로 약간의 차이를 보인다.

일반적으로 목의 두 번째 경추골의 덴스(dens)는 4~6 세 정도면 이미 성장을 완료한다.¹⁴ 예를 들어, 3 세 유아의 경우에는 경추의 각 뼈들이 완전히 성장/결합되기 이전이기 때문에 성인 남성 모델을 직접 사용하는 것이 불가능하지만, 6 세 유아의 경우에는 경추의 성장이 거의 완료된 이후이기 때문에 성인 남성 모델의 목 모델을 수정하지 않고 단순히 축소하여 사용할 수 있다. 6 세 유아 모델 물성치의 경우 앞장에서 제안한 보정계수를 이용하였으며 성인 남성 목 모델의 물성치를 보정한 후, 경추의 굴곡/신장 시험 결과와 비교하면서 추가로 보정하였다.

Fig. 8 은 본 연구에서 사용한 경추 굴곡/신장 시험의 시험장치를 보여주고 있다. 두개골 부분을 완전히 고정한 상태에서 흉추골 T2 에 순수 굽힘을 가하는 방식으로 굴곡/신장 특성을 측정하였다. Fig. 9 는 목 부분의 굴곡/신장 해석을 위해 전체 모델에서 목 부분을 분리하여 구성한 모델을 보여주며, 해석을 시험과 동일한 조건으로 수행하기 위

해 기구에 하중을 가한 방식은 Fig. 10 과 같다. 이와 같은 방식으로 해석을 수행하고, 해석 결과를 시험결과와 비교한 후, 이 두 결과가 잘 일치하도록 추가로 0.32 의 보정계수를 이용하여 물성치를 보정하였다. Fig. 11 은 최종적으로 얻어진 해석결과를 시험 결과와 비교한 그림이다. 또한 Fig. 12 는 신장의 경우, 경추 유한요소 모델의 변형형상을 보여준다.

4.2 팔/다리 뼈 모델에 대한 보정

인체에서 상지(upper limb)와 하지(lower limb)는 골격계에서 상대적으로 길이가 길기 때문에 골절과 같은 부상을 당하기 쉬운 부분이다. Fig. 13 은 인체의 뼈 중 길이가 긴 뼈들을 보여준다. 이러한 부위의 상해를 표현하기 위해서는 인체 모델이 뼈의 과단을 정확히 표현할 수 있어야 한다. 본 연구에서는 유아 인체 모델의 상완골(humerus)에 대해 3 점 굽힘 해석을 수

행하였으며, 이 결과를 실제 유아 사체 실험값과 비교함으로써, 뼈 모델을 검증하였다. Fig. 14 는 3 점 굽힘 시험장치이다. 뼈의 양쪽 끝단을 PMMA 로 고정을 하고, 한쪽은 회전은 가능하고 변위는 구속시키고 다른 한쪽은 회전과 변위를 자유롭게 한다. 그 후 로 드셀을 장착한 끝부분이 원형인 장치로 뼈의 정중앙을 눌러서 골절이 일어날 때까지 뼈에 하중을 가한다.¹⁵

Fig. 15 는 Martin 이 제시한 연령대별 뼈의 보정계수를 나타낸 그래프이다.¹⁶ 본 연구는 0.67 의 축소비를 사용하여 성인 인체 모델의 뼈 물성치를 보정한 후 사용하였다. Fig. 16 은 3 점 굽힘 해석 모델이다. Fig. 17 은 본 해석의 결과와 Martin, Sturtz 의 결과값과 비교한 것이다. 이 결과를 보면, 해석에서 얻어진

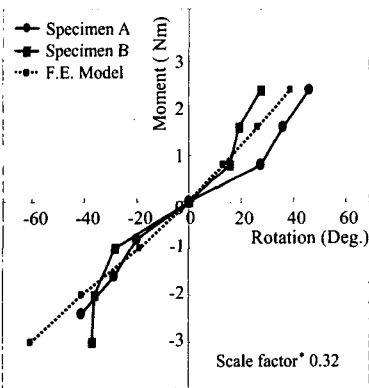


Fig. 11 Comparison of cadaver and simulation result value and applied scale factor

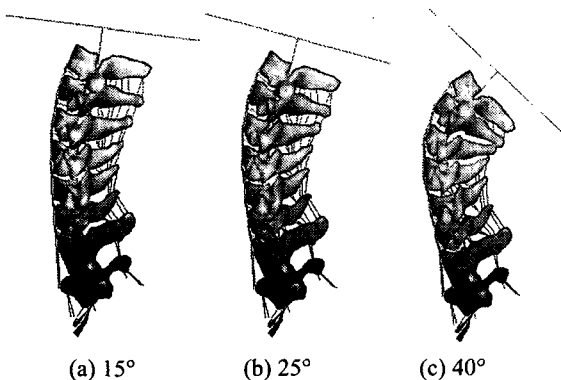
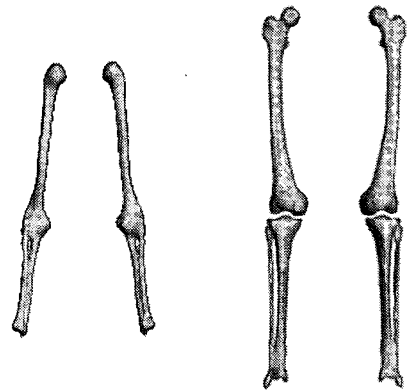


Fig. 12 Deformed shape of extension simulation



(a) Upper extremity (b) Lower extremity
Fig. 13 Long bones

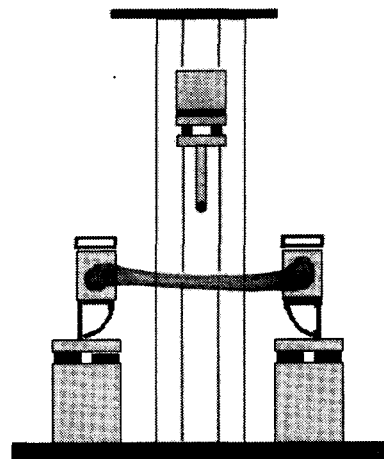


Fig. 14 Three point bending test fixture

결과가 여러 시험 결과들과 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 또한 그래프에서 보여지는 것과 같이 뼈의 강성변화가 선형적으로 증가하고 있음을 알 수 있다.

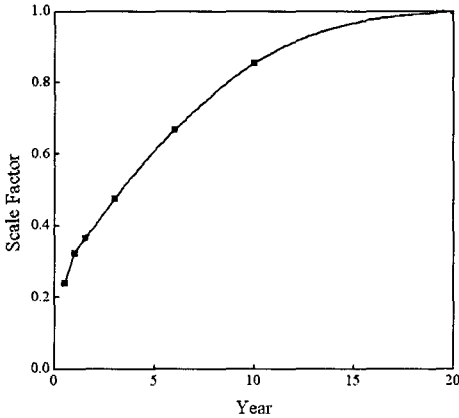


Fig. 15 Scale factor for bone property

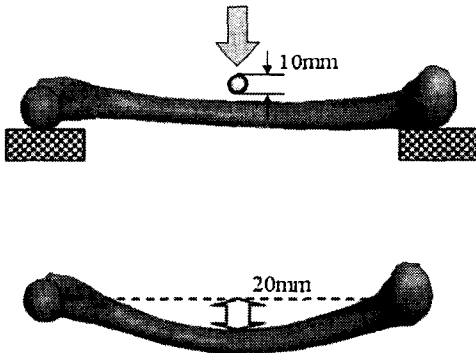


Fig. 16 Three point bending simulation (Humerus)

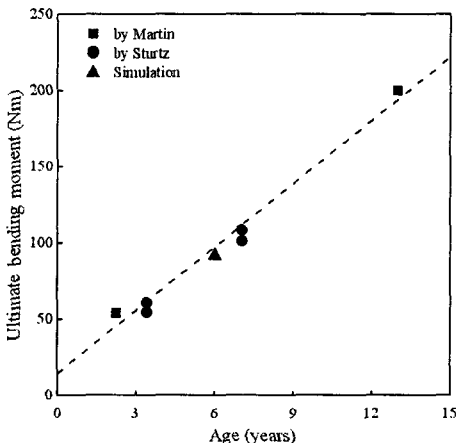


Fig. 17 Comparison of result values (Humerus)

5. 대차 시험

시트 벨트 시스템의 강도를 평가하기 위하여 유럽 인증 시험인 ECE R16에서는 다음과 같은 대차 시험을 수행한다. 먼저 시트(seat)가 부착이 된 무게 $400 \pm 20\text{kg}$ 의 대차에 TNO-10 더미를 차량의 H-Point를 기준으로 앉힌 후, 시트 벨트(seat belt)를 착용한 상태에서 대차 시험을 수행한다. 이때 감가속도는 차량의 48km/h 고정벽 정면 충돌 시 발생하는 가속도에 상응하는 $26 \sim 32\text{g}$ 의 하프 사인 감가속도 펄스(half sine deceleration pulse)를 사용한다. 이 시험에서 더미 상체의 이동량은 $100 \sim 300\text{mm}$, 하체의 이동량은 $80 \sim 200\text{mm}$ 정도 이내에 있어야 한다. 그러나 이 이외의 생체 역학적 상해(biomechanical injury)는 측정하고 있지 않다.¹⁷

본 연구에서는 유아에 대한 시트 벨트의 구속 성능을 파악하기 위하여 대차 시험과 이에 대한 해석을 실시하였는데, 차량 시트 쿠션의 성능 차이에 따른 영향을 배제하기 위하여 시험 조건은 ECE R16을 적용 하였으며, 본 연구에서 개발된 유아 모델을 사용하였다. 시험용 대차(sled buck)는 ECE R16에 명시된 유니버설 슬래드 대차(universal sled buck)를 사용하였으며, 유아용 부스터를 사용하기 위하여 Fig. 18에서 보이는 것과 같은 별도의

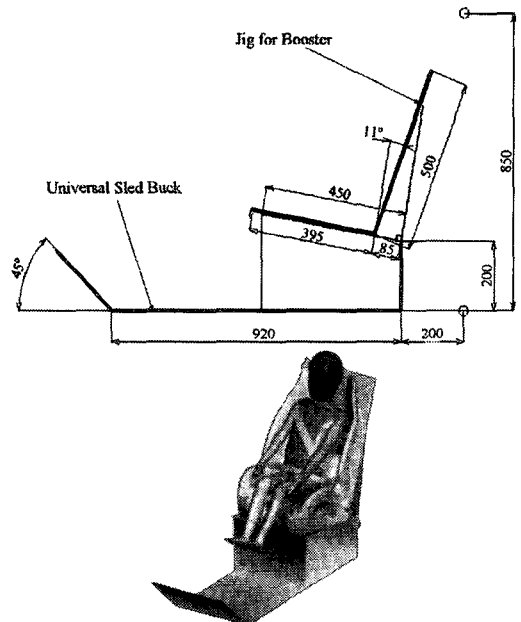


Fig. 18 Universal bucket and child model for ECE R16

지그를 추가하였다. 시험에 사용된 충돌 파형(crash pulse)은 ECE R16 의 상하 경계(upper/lower boundary)내에 들어가는 30mph 정면 하프 사인(frontal half sine) 파형을 사용하였다.

Fig. 19 와 Fig. 20 은 대차 시험 해석 시 변형 모습을 시간에 대하여 각각 외형과 뼈에서의 모습을 나타낸다. 상지 및 하지의 거동과 목에서 발생하는 굴곡이 잘 묘사되고 있다. Fig. 21 에서 머리의 변위를 보면 전방으로 진행하다가 점차 반시계 방향으로 회전하는 것을 볼 수 있으며, 상지 및 하지의 끝(손끝, 발끝)은 시계방향으로 회전하는 것을 볼 수 있다. 따라서 전체적인 변형양상은 시체 시험 결과나 더미 시험결과와 유사함을 알 수 있다.

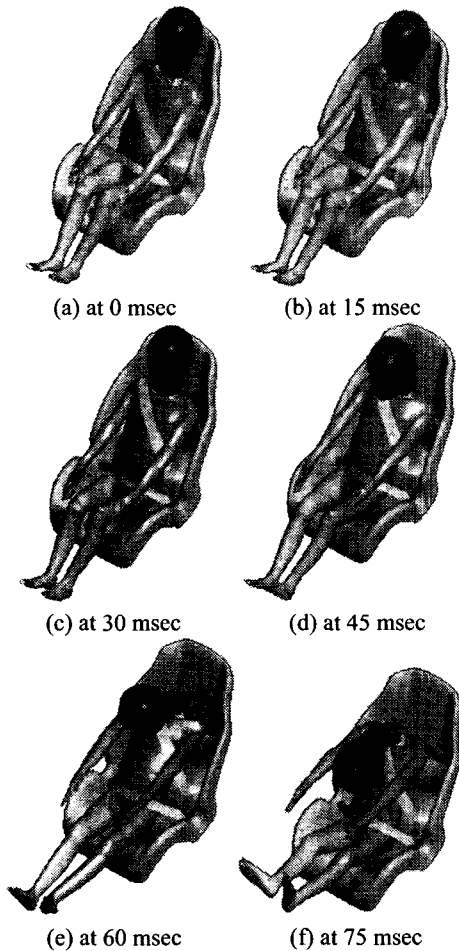


Fig. 19 Deformed shapes during sled simulation

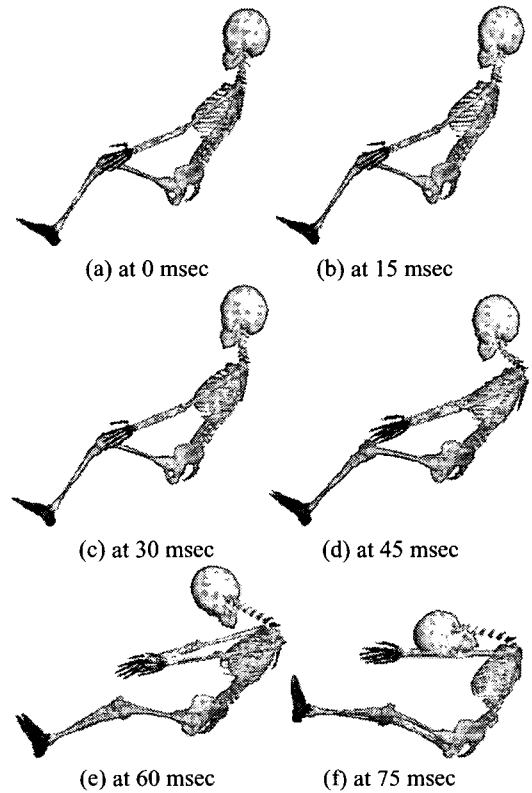


Fig. 20 Deformed shapes of bone structure during sled simulation

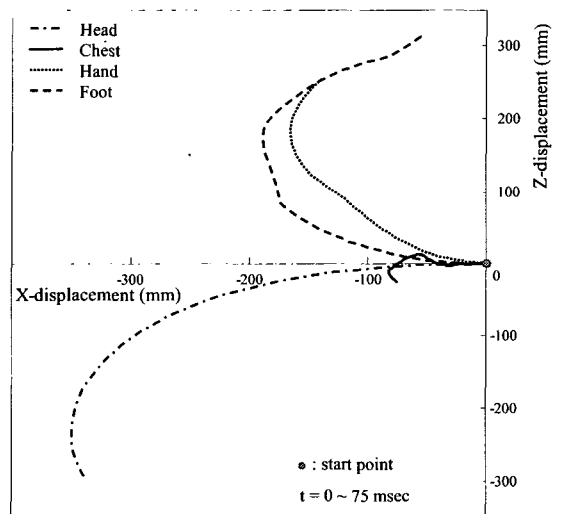


Fig. 21 Extremity trace of sled test simulation

6. 결론

본 연구에서는 충돌시 유아의 거동 특성과 목 및 뼈의 상해를 모사하기 위한 인체모델을 개발하였다. 유아의 외형을 모델링하기 위하여 유아에 대한 Viewpoint™의 외피 형상자료와 한국표준과학연구원원의 신체치수를 사용하였으며, GEBOD 프로그램을 이용하여 인체 각 부위의 무게중심, 질량, 관절의 위치 등을 계산하였다. 유아의 뼈 모델은 50% 성인 남성 모델의 것을 사용하여 유아에 적합하게 축소하였다. 유아 인체의 각 부분에 각각 다른 보정계수를 이용하여 스케일링 하였고, 특히 유아에서 빈번히 발생하는 머리의 상해를 정확히 표현하기 위해 목 모델을 보다 상세하게 모델링하였다. 뼈의 물성치는 강성에 대한 보정계수를 이용하여 보정하였으며, 목의 근육 및 인대에 대한 물성치는 실제 사체 시험 데이터를 근거로 굴곡/신장 해석을 수행하여 추가로 보정하였다. 또, 상지와 하지의 골절 상해를 표현하기 위해서 3 점 굽힘 해석을 수행하였으며, 시험과 비교를 통하여 모델을 검증하였다. 마지막으로 유아 인체 모델을 대차에 장착시켜서 전체적인 거동을 확인하였다. 이렇게 개발된 유아 인체 모델은 유아 더미를 이용한 자동차 충돌 시험에서는 얻을 수 없는 다양한 사고에 대한 결과들을 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 향후 실제 유아 인체에 더 근접한 모델을 만들기 위하여 장기 및 뇌에 대한 정밀 모델을 개발할 예정이다.

후 기

본 논문은 "국책연구개발사업-엔지니어링핵심공통기반기술개발사업(M1-0139-08-0001)" 지원으로 수행 되었습니다. 이에 깊은 감사를 드립니다.

참고문헌

- Pilkey, W.D., "Out-of-Position Occupant(OOPS) ISO-1 Position Series 2 Tests," Automobile Safety Laboratory of the University of Virginia.
- Irwin, A. and Mertz, H.J., "Biomechanical basis for the CRABI and Hybrid III child dummies," SAE 973317, 1997.
- Anrig, C. and Plaughter, G., "Pediatric chiropractic," KCA Press, pp.55-77, 1999.
- Agran, P.F., Anderson, C.L. and Winn, D.G., "Restraint Use Among Children in Fatal Crashes," SAE Paper 973300, 1997.
- Hamilton, M.N., Chen, H.H. and Guenther, D.A., "Adult to Child Scaling and Normalizing of Lateral Thoracic Impact Data," SAE Paper 861883, 1986.
- Korea Reserch Institute of Standards and Science, "National Anthropometric Survey of Korea," Korean National Institute of Technology and Quality, 1997.
- www.viewpoint.com
- "Hybrid III Type Six-year-old Child Test Dummy(Alpha Version)," NHTSA, Office of crashworthiness standards vehicle research and test center, December 1999.
- Gross, M.E., "The GEBODIII Program User's Guide and Description," AL-TR-1991-0102, 1991.
- "Development and evaluation of the hybrid III three-year-old child crash test dummy(H-III 3C)," NHTSA, December 1998.
- Arlt, F. and Marach, A., "CAD modelling of a human 3D child body," International Journal of Industrial Ergonomics 22, pp. 333-341, 1998.
- Kumaresan, S., Yoganandan, N. and Pintar, F.A., "Age-Specific Pediatric Cervical Spine Biomechanical Responses: Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Models," Society of Automotive Engineers, SAE, 1997.
- Hilker, C.E., Yoganandan, N. and Pintar, F.A., "Experimental Determination of Adult and Pediatric Neck Scale Factors," Stapp Car Crash Journal, Vol. 46, pp.383, 2002.11.
- Swischuk, L.E., "Imaging of the Cervical Spine on Children," Springer pp.5-7, ISBN 0-387-95290-X
- Sturtz, G., "Biomechanical Data of Children," SAE Paper801313, 1980.
- Martin, R.B. and Atkinson, P.J., "Age and Sex-related Changes in the Structure and Strength of the Human Femoral Shaft," Journal of Biomechanics, Vol.10, pp.223-231, 1977.
- Gotshcall, C., "NHTSA's draft child restraint system safety plan," NHTSA, 1999.