

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2009.33.8.799

벨트 하중에 따른 고령운전자의 흉곽 상해 예측

한 인 석* · 김 영 은†

(2009년 5월 18일 접수, 2009년 7월 22일 수정, 2009년 7월 22일 심사완료)

Prediction of Thoracic Injury of Older Occupant from Belt Loading

In Seok Han and Young Eun Kim

Key Words: Elderly(고령자), Thoracic Injury(흉부상해), Belt Force(벨트하중), Ribcage(흉곽), FE Model(유한요소모델)

Abstract

Thoracic injury from restraint loading is the principle causative factor of death, which was shown to be particularly significant for older drivers. To characterize thoracic response to belt loading of older drivers, detailed finite element models of the adult and aged thorax were developed. The geometry of the 50th percentile adult male was chosen for the adult FE model. The thoracic FE model was validated against data obtained from results of PMHS pendulum impact tests. The quantified patterns of age-related shape and well-established material changes were applied to the adult model to develop the aged model. Belt force and chest deflection were applied to the developed two types of models. Rib and clavicle fracture risk obviously increased in the aged model. This finding showed that larger rib angle and reduced material properties of the ribcage produced more higher risk of injury in the older driver.

1. 서론

지금까지의 자동차 안전사고에 대한 부상 매커니즘(injury mechanism)은 30~40세 성인에 대하여 집중적으로 연구가 되어 왔고 현재도 활발히 진행되고 있다. 하지만 세계적인 인구 고령화 현상으로 인해 고령운전자 비율이 빠르게 증가하고 있으며, 이에 따른 부정적 현상으로 고령운전자 사망률 또한 증가하고 있어 이들을 대상으로 한 연구의 필요성이 점점 높아지고 있다.

고령운전자는 젊은 운전자에 비하여 사고 발생 시 대처능력 및 판단력이 좋지 못하여 사고발생

위험이 높고, 사고 시 치사율이 높게 나타나는 특징을 가지고 있다.

사고 시 고령운전자의 상해와 관련하여 Kent 등⁽¹⁾은 정면충돌 관련 사망자 중 흉부 부상으로 인해 사망한 비율이 16~33세 연령군에서 22%인 반면 64세 이상 고령운전자의 경우 47%로 약 두 배의 사망률을 나타내고 있으며, 이들의 상해발생 주요 부위는 흉부임을 제시한바 있다.

본 연구에서는 고령운전자의 주요 상해 부위인 흉부의 상해도를 보다 자세하게 평가할 수 있는 흉곽(ribcage) 유한요소모델을 개발하여 타당성을 검증하고, 개발된 모델을 사용해 연령증가에 따른 늑골의 물성과 형상 변화가 흉부 상해에 미치는 영향을 분석하였다.

2. 흉부 모델 개발

2.1 골격계 모델링

골격계의 모델은 연령 38세, 신장 177cm, 체중 90kg으로 미국 성인 50th Percentile남성에 가

[이 논문은 2009년도 CAE 및 응용역학부문 춘계학술대회(2009. 5. 14.-15., 한국관광공사 T2아카데미) 발표논문임]

* 단국대학교 대학원

† 책임저자, 회원, 단국대학교 기계공학과

E-mail : yekim@dankook.ac.kr

TEL : (031)8005-3498 FAX : (031)8005-4004

까운 Visible Human⁽²⁾의 표면데이터를 이용하였으며, 모델 구성 및 해석은 상용 프로그램 Pam Crash 2007 2G(ESI Group)를 사용하였다.

흉추(thoracic vertebra)와 견갑골(scapula)은 해석 시 변형이 일어나지 않는다는 가정 하에 셸요소(shell element)로 구성된 뒤, 강체(rigid body)요소로 설정하였다. 강체 요소에는 동역학적 해석 시 필요한 무게 및 관성모멘트 정보를 입력하였다.

늑골(rib)과 흉골(sternum), 쇄골(clavicle)의 피질골(cortical bone)은 3D 셸요소(shell element), 해면골(trabecular bone)은 3D 솔리드요소(solid element)로 각각 나누어 모델링 하였다. 특히, 늑골의 피질골은 비선형적 거동특성을 반영하기 위해 탄-소성 물질(material 103 : iterative elastic-plastic shell)을 입력하였다.

Mohr 등⁽³⁾에 의해 수행된 연구 결과에 따르면 늑골마다 피질골의 두께(thickness)가 다르며, 영역별로도 차이가 있는 것을 알 수 있다. 이러한 조건을 반영하기 위해 3번에서 9번 늑골 각각에 대하여 피질골을 전면(anterior), 측면(lateral), 후면(posterior)의 안쪽(t_{inn}), 바깥쪽(t_{out}), 상하(t_{si})부분으로 영역을 나누어 모델링하였다. Fig. 1에서 이를 보여 주고 있다. 두께 정보는 Mohr 등의 연구 결과를 토대로 하였고, 부족한 정보는 비율적으로 계산하여 입력하였다. 입력된 피질골 두께는 Table 1에 정리하였다.

2.2 추간판 및 인대 모델링

추간판(disc)은 내부 응력분포의 관찰보다 거동의 표현에 중점을 두었고 이를 위해 계산시간을 줄일 수 있는 기구학적 조인트(kinematic joint) 요소를 사용하였다. 기구학적 조인트는 국부 좌표계(local coordinate)를 설정하여 각 방향의 변위와 회전을 포함하는 6 자유도를 부여하였다. 추간판의 비선형적 물질 특성은 이미 발표된 실험데이터⁽⁴⁾를 이용하여 설정하였다.

해부학적 자료를 토대로 추체(vertebra)에 연결된 7종류의 인대(ligament)와 흉곽(rib cage)에는 모두 8종류의 인대를 부착하였다. 인대는 인장시에만 반력이 작용하는 특성을 반영하기 위해 비선형특성을 갖는 막대(bar)요소를 사용하였다.

2.3 활막관절 및 장기 모델링

해부학적으로 흉추와 흉추를 연결하는 후관절(facet joint)부위와 흉추와 늑골을 연결하는 늑골

Table 1 Regional thickness of the rib cortical bone

		Posterior	Lateral	Anterior
Rib 3	t_{out}	1.13mm	0.6mm	0.56mm
	t_{inn}	0.92mm	0.94mm	0.72mm
	t_{si}	0.8mm	0.45mm	0.36mm
Rib 4	t_{out}	1.13mm	0.6mm	0.56mm
	t_{inn}	1.0mm	1.06mm	0.81mm
	t_{si}	0.8mm	0.45mm	0.36mm
Rib 5	t_{out}	1.26mm	0.67mm	0.62mm
	t_{inn}	1.0mm	1.06mm	0.81mm
	t_{si}	0.72mm	0.4mm	0.32mm
Rib 6	t_{out}	1.39mm	0.74mm	0.68mm
	t_{inn}	1.48mm	1.42mm	1.08mm
	t_{si}	0.8mm	0.45mm	0.36mm
Rib 7	t_{out}	1.39mm	0.74mm	0.68mm
	t_{inn}	1.48mm	1.42mm	1.08mm
	t_{si}	0.8mm	0.45mm	0.36mm
Rib 8	t_{out}	1.26mm	0.67mm	0.62mm
	t_{inn}	1.29mm	1.24mm	0.95mm
	t_{si}	0.88mm	0.5mm	0.4mm
Rib 9	t_{out}	1.26mm	0.67mm	0.62mm
	t_{inn}	1.29mm	1.06mm	0.81mm
	t_{si}	0.88mm	0.5mm	0.4mm

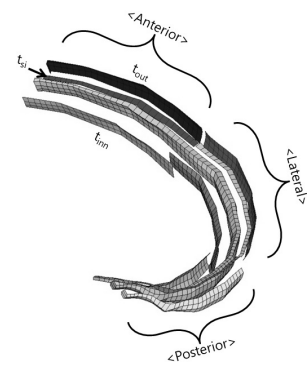


Fig. 1 Divided section of the rib cortical bone

두관절(joint of head of rib)부위 등은 활막관절(synovial joint)을 형성하고 있다. 이러한 활막관절을 모사하기 위해 관절면(articular surface)들은 접촉조건(segment to segment contact type33)을 부여하였고, 인대를 모델링한 비선형 막대 요소로 주위에 부착하였다.

흉곽 내부의 폐(lung), 심장(heart), 간(liver) 등의 장기(organ)는 서로간의 접촉조건 및 자가 접촉(self-contact)을 설정해야 하고 형상이 복잡하여 해석에 소요되는 시간(CPU time)이 길어지는 단점이 있다. 따라서 본 연구에서는 내부 장기를

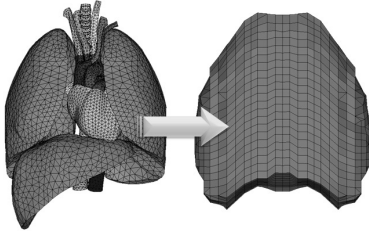


Fig. 2 Simplified organ model

한 모델로 간단화 하였고, 장기들의 물질특성을 나타낼 수 있는 점탄성 물성을 식 (1)과 같이 입력하였다. Fig. 2에서는 간단화 시킨 장기 모델을 보여주고 있다.

$$G(t) = G_0 + (G_0 - G_{inf}) * e^{-\beta t} \quad (1)$$

G_0 = short term shear modulus
 G_{inf} = long term shear modulus
 β = decay constant

2.4 모델 검증

늑골은 흉부 모델의 거동에 가장 크게 영향을 미치는 부분이며, 상해 해석의 주요 부위이다. 따라서 모델에 대한 보다 정확한 검증을 위해서는 늑골 각각에 대한 검증이 수반 되어야 한다. 본 연구에서는 Kemper 등⁽⁵⁾에 의해 수행된 동적 늑골 3점 굽힘 실험 데이터와 늑골 모델 해석을 비교하여 검증 하였다. Kemper 등의 실험에서는 4번에서 7번 늑골의 전면(anterior)부와 측면(lateral) 부분으로 나누어 실험이 수행되었으므로 본 해석에서도 동일한 조건에 대해 해석을 수행 하였다. 변형률(strain)은 늑골의 중앙 아랫부분 요소에 대해 비교 검토 하였으며, 모멘트 하중은 식 (2)과 같이 계산하였다. 하중조건과 경계조건은 Fig. 3과 같이 설정하였다.

$$M = \left(\frac{P_c}{2}\right) \times \left(\frac{L}{2}\right) \quad (2)$$

* P_c : Contact force between rib and impactor
 L : Span length

변형률-모멘트 선도를 통해 비교한 결과 전면 부위의 경우 변형률에서 다소 차이가 발생하는 것으로 나타났다. 하지만 이러한 결과는 사체 실험의 경우 항복점 이후 늑골이 급격하게 파단 되지만 개발된 유한요소모델의 특성상 늑골골절(rib fracture)까지 정확하게 묘사하지 못함에 따른 결과로서 검증대상에서 제외 할 수 있다. 이러한

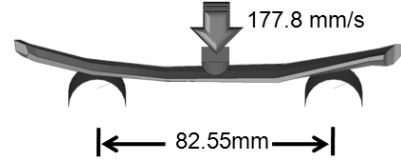


Fig. 3 Loading and boundary condition of the rib dynamic 3-point bending test

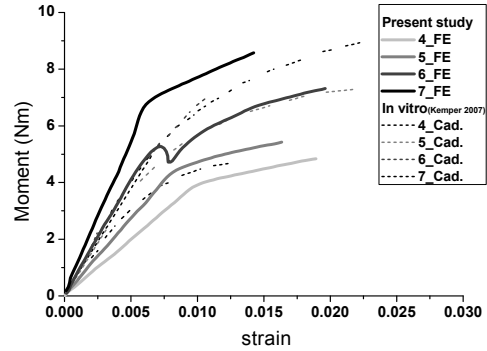


Fig. 4 Structural response of anterior rib

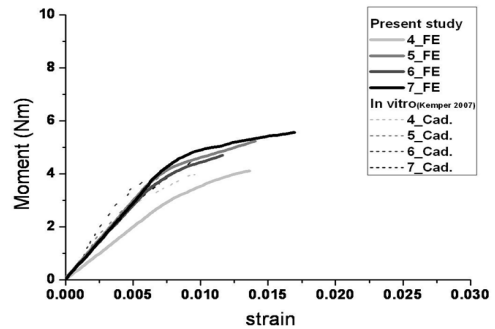


Fig. 5 Structural response of lateral rib

점을 고려해 판단했을 때, 개발된 늑골 유한요소 모델이 사체 실험 데이터와 부합하고 해석 결과가 타당함을 알 수 있다. Fig. 4와 Fig. 5의 변형률-모멘트 선도를 통해 늑골모델은 약 0.5에서 1%의 변형률에서 소성영역(plastic range)에 진입함을 알 수 있었으며, 이를 늑골골절 위험이 증가하는 구간으로 가정하여 흉부 상해도 평가 기준으로 선정하였다.

흉부 동적 거동과 관련하여 Kroell 등⁽⁶⁾은 다양한 조건하에서의 거동을 평가하기 위해 전방 충격 실험(frontal impact test)을 실시하고, 이를 통해 얻어진 결과를 바탕으로 전방 충돌에 대한 흉부 거동 특성 기준 선도(corridor)를 다양한 조건에 대하여 제시하였다. 같은 방법으로 Viano⁽⁷⁾는 측면 충격 실험(lateral impact test)을 진행하여 측면 충돌에 대한 기준 선도를 제시하였다. 이렇게 제시된 선도는 충돌 시험용 더미(dummy)를 개발하기 위한 기초 자료로 사용 되었으며, 인체 유

Table 2 PMHS impact test for the model validation

Case No.	Description of the test conditions	Ref. No.
1	23.4Kg 150mm disk at 4.9m/s frontal impact	[6]
2	23.4Kg 150mm disk at 6.5m/s frontal impact	[6]
3	23.4Kg 150mm disk at 9.9m/s frontal impact	[6]
4	23.4Kg 150mm disk at 3.3m/s lateral impact	[7]
5	23.4Kg 150mm disk at 4.4m/s lateral impact	[7]
6	23.4Kg 150mm disk at 5.9m/s lateral impact	[7]
7	23.4Kg 150mm disk at 6.5m/s lateral impact	[7]
8	23.4Kg 150mm disk at 9.5m/s lateral impact	[7]

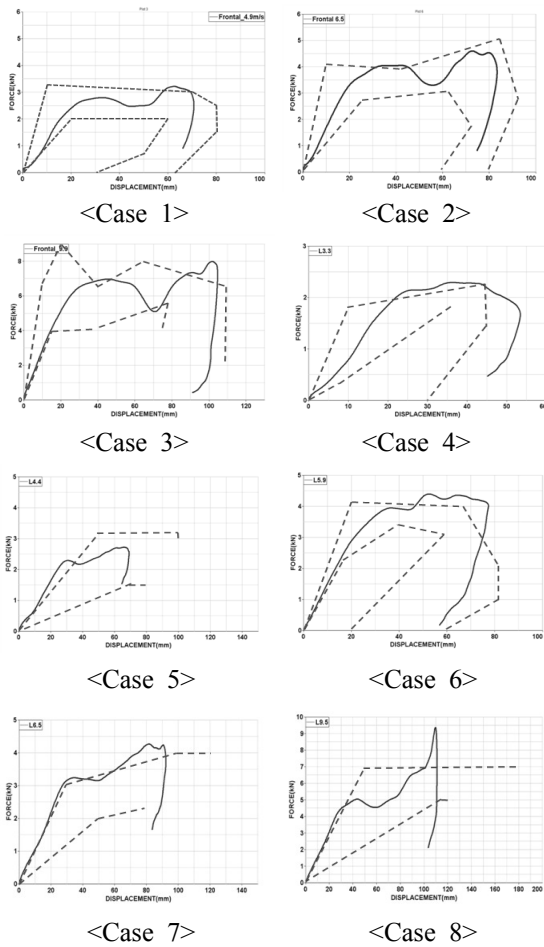


Fig. 6 Force-deflection comparisons of impact tests

한요소모델 개발 시 타당성 검증의 기준으로 쓰이고 있다.

흉부 모델에 대한 타당성 검증을 위하여 Table 2에 제시된 8가지 조건의 PMHS(Post Mortem Human Subject) 실험 결과와 해석결과를 비교 하였다.

충돌 해석 결과를 각각의 사체 실험 선도와 비교함으로써 흉부 모델의 타당성을 검증하였다. 흉

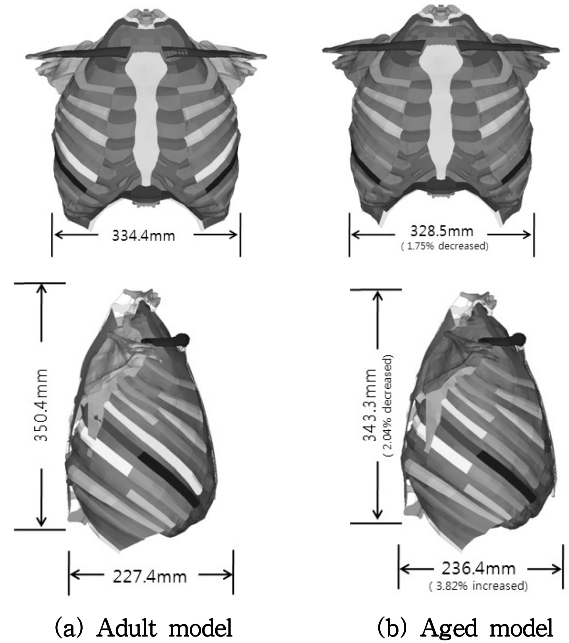


Fig. 7 Comparison between adult and aged model

부의 변형량(chest deflection)은 펜듈럼의 중심과 맞닿는 점으로부터 계산하였고, 반력은 펜듈럼과 흉곽 모델 간의 접촉력(contact force)으로 계산하였다. 해석결과 Fig. 6과 같이 8가지 조건의 해석 모두 변형량-반력 곡선이 PMHS 결과 선도에 부합하는 것으로 나타났다.

3. 고령운전자 모델

3.1 흉곽 형상변화

흉추는 연령이 증가하고 노화가 진행됨에 따라 추간판의 퇴화와 골밀도 감소 등에 의해 앞쪽으로 서서히 굽게 된다. 흉추의 변형으로 인하여 늑골의 형상도 변화하면서 흉곽의 깊이(chest depth)가 늘어나게 된다. 이러한 흉곽의 형상변화와 관련하여 Gayzik 등⁽⁸⁾은 63명의 남성을 대상으로 촬영한 CT(Computed Tomography)를 재건(reconstruction)한 뒤 각 대상에 대하여 106개의 참고점(landmark)을 설정하고 연령증가에 따른 각 점의 변화량을 정량적으로 분석하였다.

이와 같은 연구내용을 참고하여 성인 모델의 연령 38세로부터 고령운전자의 연령 65세로의 흉곽 형상 변화를 106개의 점에 대하여 비율적으로 적용하여 Fig. 7에서 보는 바와 같은 고령자 모델을 개발하였다.

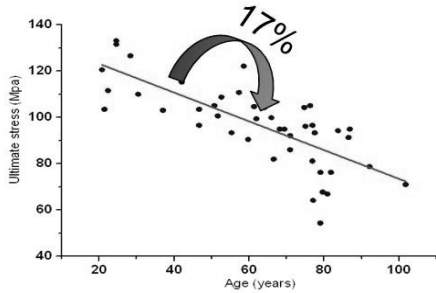


Fig. 8 The relationship between the ultimate stress of femoral cortical bone and age⁽⁹⁾

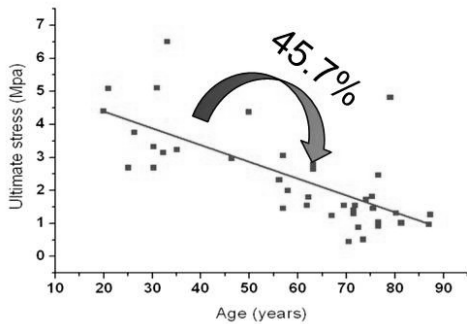


Fig. 9 The relationship between the ultimate stress of vertebral trabecular bone and age⁽¹⁰⁾

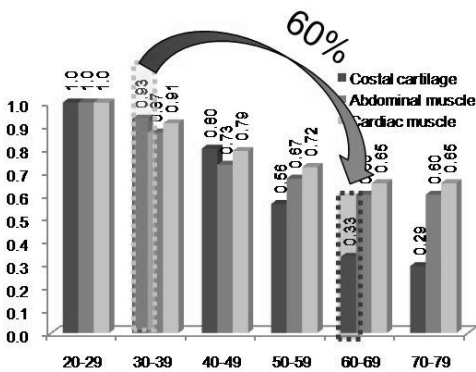


Fig. 10 Ratios for age changes in the ultimate tensile strength of human soft tissues⁽¹¹⁾

3.2 흉곽 물성변화

연령 증가에 따른 뼈의 물성 변화와 관련하여 McCalden 등⁽⁹⁾은 47구의 사체로부터 대퇴 피질골 (femoral cortical)시편 235개를 추출하여 인장실험 (tensile test)을 실시해 연령별로 분석하였다. 마찬가지로 Mosekilde 등⁽¹⁰⁾은 15세에서 87세에 해당하는 44구의 사체로부터 흉추 및 요추의 해면골을 추출해 압축실험을 하였고, Yamada 등⁽¹¹⁾은 늑연골 시편을 추출하여 인장실험을 수행한 뒤 연령별로 분석

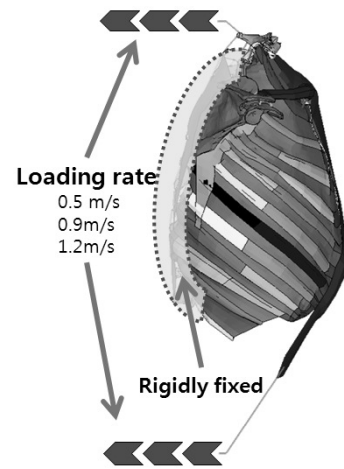


Fig. 11 Loading and boundary condition

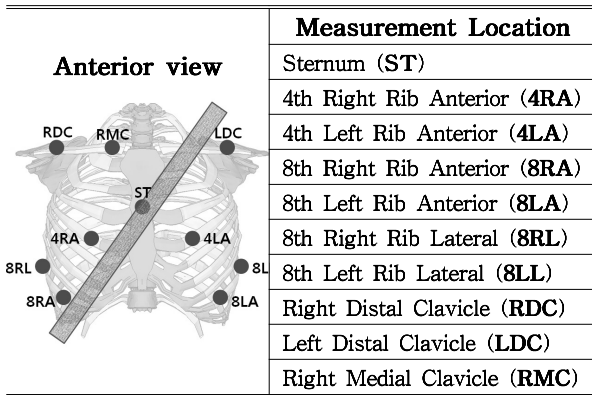
하였다. 연구결과에 따르면 38세에서 65세로 연령이 증가함에 따라 최대 인장 하중이 피질골의 경우 17%, 해면골에서는 45.7%, 늑연골에서는 60%가 감소하고 있었다. 물성 변화는 인체 부위별로 다르지 않다는 가정 하에 흉곽의 물성을 동일한 비율로 변화 시켜 고령자 모델에 적용하였다. Fig. 8 ~ Fig. 10에서는 연령에 따른 각 조직의 물성 변화를 각기 보여주고 있다.

4. 하중 및 경계 조건

위와 같은 방법으로 개발된 일반 성인 모델과 고령자 모델을 이용하여 벨트하중 해석을 수행하여 상대적인 위험도를 분석 하였다.

벨트에 의한 흉부 상해 위험도 분석은 지금까지 지원자 혹은 사체를 이용한 자동차 충돌실험, 썰매실험(sled test), 정적하중 실험(static Loading) 등 다양한 방법을 통해 실시되어 왔다. 그러나 이와 같은 실험들은 흉부 특정 부위의 변위를 측정하기가 어렵고 실제 벨트 하중에 의한 거동을 나타내지 못하는 경우가 많았다. 또한 본 연구에서 개발된 모델은 인체의 흉부만을 모델링하였기 때문에 이들 연구 결과와 직접적인 비교가 불가능 하였다. 따라서 본 연구에서는 Lessley 등⁽¹²⁾이 수행한 실험과 동일한 하중 및 경계 조건을 부여 하였다. 경계조건은 Fig. 11과 같이 48km/h 썰매 실험으로부터 측정된 좌표를 바탕으로 위치시킨 뒤 강체로 설정된 7번 경추에서 12번 흉추까지의 6자유도 모두를 구속하였다. 벨트 생성 시 양쪽

Table 3 Positions of the calculated displacement



Loading rate	0.5m/s				
	Method	*C_31	**F_38	C_62	F_65
Location	Disp.(mm)	Disp.(mm)	Disp.(mm)	Disp.(mm)	
ST	36.1	37.3	32.4	40.1	
RDC	19.9	5.3	12.5	7.0	
LDC	25.7	21.8	8.4	22.9	
RMC	19.5	15.1	16.3	14.1	
4RA	30.7	23.3	35.8	25.6	
4LA	39.1	23.2	33.8	25.1	
8RA	40.7	23.7	22.2	24.5	
8LA	15.1	21.0	14.8	24.5	
8RL	NA	14.3	NA	15.7	
8LL	15.9	17.3	9.7	20.3	
Loading rate	0.9m/s				
	Method	C_31	F_38	C_62	F_65
ST	44.3	45.6	48.8	56.9	
RDC	25.2	8.0	20.6	10.4	
LDC	37.5	32.6	18.2	34.4	
RMC	25.3	19.2	24.9	18.7	
4RA	36.1	33.8	50.4	35.7	
4LA	49.4	32.6	52.2	34.4	
8RA	45.2	35.9	31.0	35.7	
8LA	19.2	27.9	16.9	32.6	
8RL	NA	23.1	NA	24.6	
8LL	19.8	25.3	12.7	28.7	
Loading rate	1.2m/s				
	Method	C_31	F_38	C_54	F_65
ST	55.8	59.0	51.5	62.7	
RDC	25.8	8.6	42.2	10.5	
LDC	50.8	35.6	56.0	36.7	
RMC	NA	21.0	NA	19.1	
4RA	45.6	38.1	49.1	39.0	
4LA	47.6	35.1	NA	35.7	
8RA	68.7	41.5	32.2	40.4	
8LA	16.3	28.2	10.6	30.7	
8RL	37.2	27.7	26.5	28.4	
8LL	16.9	26.4	5.4	28.4	

*C_(Age) : Cadaver test by Lessley et al.

**F_(Age) : FE model test result

에 D-ring과 Buckle 조건을 설정하였다. 하중은 벨트 양 끝단에 0.5m/s, 0.9m/s, 1.2m/s의 속도를 각각 부여하였으며, 벨트 하중에 의한 거동 비교를 위해 흉부 변형량은 3번 늑골과 만나는 흉골 부분에서 계산하였다. 반력은 벨트와 흉부 모델 사이의 접촉력으로 계산하였다. 추가로 실험적 연구 결과와 비교하기 위해 10곳의 참고점에서 변위를 계산하였다.

5. 결과 및 토의

참고점에서 계산된 변위를 실험적 결과와 비교 Table 3과 같이 정리하였다. 흉추와 쇄골, 4번 늑골 등 벨트의 하중이 직접적으로 가해지는 부위에서는 실험적 결과와 일치 하고 있으나 다른 부분에서는 차이가 발생하는 것으로 나타났다. 이러한 차이는 벨트와의 거리가 먼 지점에서는 실험적 결과 에서도 발생하고 있었으며, 뚜렷한 경향성을 보이고 있지 않았다. 이와 같은 결과를 토대로 본 연구를 통해 개발된 성인 모델과 고령자 모델 모두 벨트하중에 의한 흉부 거동 타당함을 알 수 있었다.

흉부의 변형량의 경우 0.5m/s 하중 조건에서 성인 모델은 37.3mm로 계산되었으며, 고령자 모델은 3mm 가량 증가한 40.1mm로 계산되었다. 0.9m/s 조건은 좀 더 명확한 차이를 보이고 있다. 성인 모델은 45.6mm, 고령자 모델은 56.9mm로 변형량이 11mm 가량 증가한 것으로 나타났다. 1.2m/s 조건의 경우도 0.5m/s 조건의 경우와 마찬가지로 3mm가량의 변형량이 차이가 나는 것으로 나타났다.

흉부 반력은 0.5m/s조건에서 성인모델은 1983N으로 측정되었으며, 고령자 모델은 333N이 증가한 2316N을 나타냈다. 0.9m/s 의 하중조건의 경우도 성인모델과 고령자모델은 각각 7201N과 7503N의 반력이 측정되어 300N가량의 차이를 보였다. 반면, 1.2m/s 조건의 경우 성인모델이 10482N를 나타냈고 고령자 모델의 경우도 10497N으로 큰 차이가 발생하지 않았다.

피질골의 변형률을 분석한 결과 동일한 하중 조건에서 성인 모델에 비하여 고령자모델의 골절 위험도가 증가하였으며, 특히 쇄골과 늑골두 부분에서의 증가현상이 뚜렷한 것으로 나타났다. Fig. 12에서 보이듯이 0.5m/s 조건의 경우 고령자



Fig. 12 Strain contour comparison of 0.5m/s belt loading case

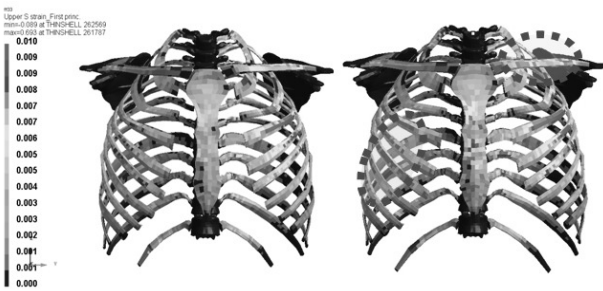


Fig. 13 Strain contour comparison of 0.9m/s belt loading case

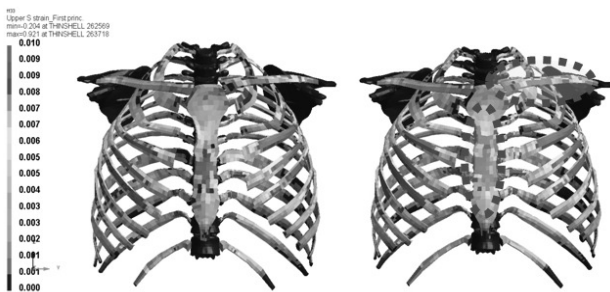


Fig. 14 Strain contour comparison of 1.2m/s belt loading case

모델의 늑골두 부분에서의 변형률이 증가하는 경향을 보였으나, 늑골의 0.5% 이내의 변형률을 나타내고 있기 때문에 늑골골절의 위험성은 크지 않은 것으로 판단되었다. 0.9m/s 조건에서는 고령자 모델의 경우 왼쪽 3번 늑골 및 오른쪽 3번, 4번, 5번 늑골에서 골절위험이 크게 증가한 것으로 판단된다. (Fig. 13참조) 특히 쇄골의 경우 성인 모델에 비해 넓은 영역에서 위험성이 증가하는 등 큰 차이를 보이는 것으로 나타났다. Fig 14에서 보여 주고 있는 1.2m/s 조건에서는 두 모델 모두에서 늑골위험도가 높게 나타났으며, 고령자 모델의 경우 오른쪽 9번 늑골두 부분에서 추가적으로 골절 발생 위험이 증가하는 것으로 판단된다.

이와 같은 결과는 Kent 등⁽¹³⁾에 의해 수행된 연구결과와 동일한 양상을 나타내고 있다. 이들의 경우 늑골각도와 물성을 변화시킨 고령자 모델과 기준 모델간의 흉부반력 및 변위의 차이가 크지 않았다. 하지만 늑골 골절의 경우 고령자 모델에서 3배 정도 증가하여 확연한 차이를 보였으며, 본 연구에서 2가지 하중 조건에서 쇄골 및 4번과 5번 늑골의 골절 위험도가 크게 증가하는 결과와 유사함을 알 수 있었다.

6. 결 론

피질골을 두께에 따른 9개의 영역으로 분리하여 모델링하고 사체 실험 데이터를 바탕으로 늑골모델을 동적 3점 굽힘 해석을 수행하여 검증을 실시한 결과 사체 실험 결과와 동일하게 피질골의 변형률 0.5에서 1% 사이에 항복점이 존재함을 알 수 있었다. 이를 토대로 본 모델링의 타당성을 입증 할 수 있었으며, 늑골골절 위험성 증가를 판단할 수 있는 기준을 선정 할 수 있었다. 일반 성인 모델의 검증을 위해 실시된 충돌 해석은 8가지 조건 모두 흉부의 거동특성 영역(corridor)과 일치함을 보임으로써 타당성을 입증 할 수 있었다.

Belt loading 해석을 통해 성인 모델에 비하여 고령자 모델의 경우 흉부의 변형량이 증가하고, 특히 반력이 300N가량 증가 하여 결과적으로 늑골골절의 위험도가 높아짐을 알 수 있었다. 이와 같이 고령자 모델에서 흉부의 변형량과 반력이 증가하는 원인은 노화에 따른 늑골의 형상 변화와 물성 변화의 복합적인 작용에 의해 발생하는 것으로 판단된다. 형상 변화로 인해 벨트와 늑골이 이루는 각도가 커짐에 따라 늑골에 부가되는 하중이 증가하게 되고, 이러한 영향이 물성 변화로 약해져 있는 늑골에 작용하게 되어 일반 성인보다 늑골골절의 위험성이 높아지는 것으로 판단된다.

본 연구를 통해 제시된 결과를 종합하여 불 때 일반 성인을 기준으로 개발되고 있는 상용 차량은 고령운전자의 안전을 다소 보장하지 못함을 알 수 있으며, 이들의 안전도를 향상시키기 위해서는 별도의 평가 방법 개발 및 안전벨트 등의 안전장치의 개선이 필요 할 것으로 판단된다. 고령운전자의 안전 확보를 위해 추가적으로 상용

차량의 실제적인 벨트 장력 및 하중 방향을 고려한 연구가 필요하며, 이를 위해 차량 충돌 실험 자료 및 해석 자료 등을 바탕으로 연구를 진행할 계획이다.

후 기

본 연구는 국토해양부 교통체계효율화사업(06 교통핵심 C01)의 지원을 받아 수행되었음.

참고문헌

- (1) Kent, R., Henary, B., and Matsuoka, F., 2005, "On the Fatal Crash Experience of Older Drivers," *Proc. AAAAM* 49:371~391
- (2) Digimation, Inc., 2005, *Digimation Premier Anatomy Collection*.
- (3) Mohr, M., Abrams, E., Engel, C., Long, W. B., and Bottlang, M., 2007, "Geometry of Human Ribs Pertinent to Orthopedic Chest-wall Reconstruction," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 1310~1317.
- (4) White A. III, and Panjabi, M., 1990, *Clinical Biomechanics of the Spine*, Second Edition, pp. 2~122.
- (5) Kemper, A. R., McNally, C., Pullins, C. A., Freeman, L. J., and Duma, S. M., 2007, "The Biomechanics of Human Ribs: Material and Structural Properties from Dynamic Tension and Bending Tests," *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 51, pp. 235~273.
- (6) Kroell, C. K., and Schneider, D. C., 1974, "Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II," *18th Stapp Car Crash Conference*, SAE Paper Number:741187.
- (7) Viano, D. C., 1989, "Biomechanical Responses and Injuries in Blunt Lateral Impact," *33th Stapp Car Crash Conference*, SAE Paper Number:892432, pp. 113~142.
- (8) Gayzik, F. S., Yu, M. M., Danelson, K. A., Slice, D. E., and Stitzel, K. D., 2008, "Quantification of Age-related Shape Change of the Human Rib Cage through Geometric Morphometrics," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 1545~1554.
- (9) McCalden, R. W., McGeough, K. A., Barker, M. B., and Court-Brown, C. M., 1993, "Age-related Changes in the Tensile Properties of Cortical Bone," *Journal of Bone and Joint Surgery*, Vol. 75A, pp. 1193~1205.
- (10) Mosekilde, L., Mosekilde, L., 1986, "Normal Vertebral body Size and Compressive Strength: Relations to Age and to Vertebral and Iliac Trabecular Bone Compressive Strength," *Bone*, Vol. 7, pp. 207~212.
- (11) H. Yamada, F. G. Evans, 1970, *Strength of Biological Materials*, The Williams & Wilkins Company.
- (12) Lessley, D. J., Salzar, R., Kent, R., Bolton, J. R., Bass, C. R., and Forman, J. L., 2008, "Kinematics of the Thorax under Dynamic Belt Loading Conditions," *ICrash 2008 Conference*, Paper Number:2008087.
- (13) Kent, R. Lee, S. H., Darvish, K., Wang, S. Poster, C. S., Lange, A. W., Brede, C., and Lange, D., 2005, "Structural and Material Changes in the Aging Thorax and Their Role in Crash Protection for Older Occupants," *Stapp Car Crash Journal*, Vol. 49, pp.231~249.