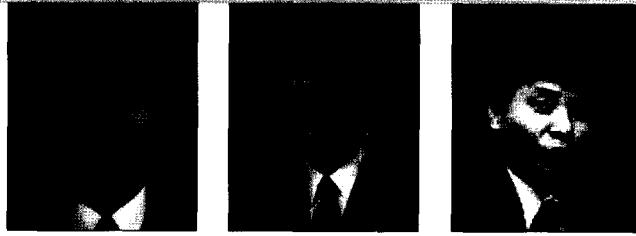


유한요소 인체 모델의 개발

Development of Finite Element Human Model
for Crash Simulation



이 인 혁*

최 형 연**

한 동 철***

*한국이에스아이㈜ 기술개발사업부 부장

**충의대학교 기계시스템디자인공학과 교수

***서울대학교 기계항공공학부 교수

1. 서 론

유한요소 인체모델은 인체의 기계적 특성을 수치 모형화 한 것이며, 외부로 부터 다양한 기계적 하중을 받는 상황에서 인체의 거동과 상해와 같은 여러 현상들을 해석적으로 규명하고자 할 때 주로 사용된다. 따라서 인체 모델은 인체를 구성하고 있는 골격, 인대, 근육, 살, 장기 등의 특성을 수치적으로 정확히 표현하여야 한다. 그러나 인체는 매우 복잡한 메커니즘 속에서 동작하고 있기 때문에, 해석적으로 인체의 모든 특성을 구현하는 것은 현실적으로는 거의 불가능하다. 이 때문에, 인체 모델은 인체모델을 사용하고자 하는 상황이나 목적에 적합하도록 적절히 단순화되어야 한다.

본 논고에서 다루고자 하는 인체모델은 주로 차량의 충돌 시 발생하는 인체의 상해에 대해, 그 원인을 규명하고 해결책을 모색하는 데 사용되는 인체모델이다. 즉 차량의 충돌 현상과 같이 충격 하중(impact load)에 의해 인체에 동적(dynamic)인 거동을 일으키고, 동적인 거동 자체에 의해, 또는 차량 등의 물체와 부딪치면서 인체에 상해가 발생하는 상황에 대한 인체모델이다.

인체모델은 유한요소 모델이기 때문에, 특정한 유한요소 해석 프로그램 내에서 동작한다. 따라서 인체모델은 이러한 특정한 프로그램에서 제공하는 여러 유한요소들과 기

능들을 이용하여 구성된다. 유한요소법을 이용하여 물체의 동적인 거동을 해석하는 기법은 여러 가지가 있다.¹⁾ 이 중, 외연적 시간 적분법(explicit time integration method)을 이용하여, 물체의 동적 평형(dynamic equilibrium)과 물체 사이의 여러 작용(접촉 등)을 해석하는 방법이 차량 충돌과 같은 현상의 해석에서는 주로 사용되며, PAM-CRASH 등이 이러한 기법을 사용하고 있는 상용프로그램의 대표적인 예이다. 본 논고에서 소개되는 인체모델은 PAM-CRASH가 제공하는 여러 유한요소 해석기능들을 기본으로 개발된 것이다. 따라서 본 논고에서 인체모델을 구현하고자 사용한 몇몇 기능들은 이 프로그램의 특정한 기능을 이용하였기 때문에, 일반적이지 않을 수 있다.

인체모델은 “평균 인체”에 대해 모델링 한 일반(generic) 인체모델과 “특정한 인체”에 대해 모델링 한 특정(specific) 인체모델로 구분될 수 있다. 특정 인체 모델은 주로 특정한 인체에 대하여 모델링 하여, 가상수술(virtual surgery)이나 상해 재현(injury reconstruction)등의 분야에서, 특정 인체에서 발생한 문제와 그 해결책을 파악하고자 하는 목적으로 주로 사용된다. 그러나 차량 충돌시의 인체 상해 등의 연구와 이를 통한 보호 장구의 개선과 같은 분야에서 적용하기 위해서는, 보다 평균적인 인체 모델이 요구된다. 본 논고에서 다루고 있는 인체모델은 이러한 분야에서 사용되는 평균 신체 크기와 평균 물성을 가지고

있는 일반 인체모델이다.

인체모델은 그 정밀도에 따라, 인체의 거동을 간단히 표현할 때 사용되는 강체 단순 모델(ARB model; Articulated Rigid Body model)과 인체 각 부분을 상세히 모델링 한 상세 모델로 구분된다. 본 논문에서는 이러한 인체모델의 개발과정 및 구성과 인체 모델을 활용한 해석 사례를 소개코자 한다. 먼저 2장에서는 평균적인 신체 크기와 동작 특성을 가지는 강체 단순모델에 대하여 다룬다. 그리고 3장에서는 상세 모델을 해석적으로 구현하면서 발생하는 여러 문제점들을 고찰하며, 4장에서는 실제 구성된 상세 모델들과 이를 이용한 상해 연구들을 소개할 것이다.

2. 강체 단순 모델

강체 단순모델은 강체로 표현된 인체의 각 마디들과 이 각 마디들을 연결하는 관절로 이루어져 있는 다물체 동력학적 모델이다. 이 모델은 실제 인체의 상해를 평가하는데 사용된다기 보다는, 인체의 전체적인(overall) 거동을 파악하는 데 주로 사용된다. 이러한 단순모델을 개발하기 위해서는, 인체의 표준 형상자료, 인체 각 강체 마디의 동적 특성과 각 관절의 운동특성 등에 대한 자료가 필요하다.

2.1 표준 인체 모델

인체 모델을 개발하면서 가장 처음 부딪치는 문제는 평균 인체 형상을 획득하는 문제이다. 인체는 매우 다양한 형상과 크기를 가지고 있으며, 비록 형상과 크기가 유사한 두 인체라 할지라도, 생활 습관과 환경 등의 차이로 인해, 두 인체의 여러 부위의 물성을 서로 상당히 다를 가능성이 높다. 따라서 표준 체형과 표준물성을 획득하기 위해서는 사용 가능한 여러 자료들을 이용하여, 다각도로 모델을 검

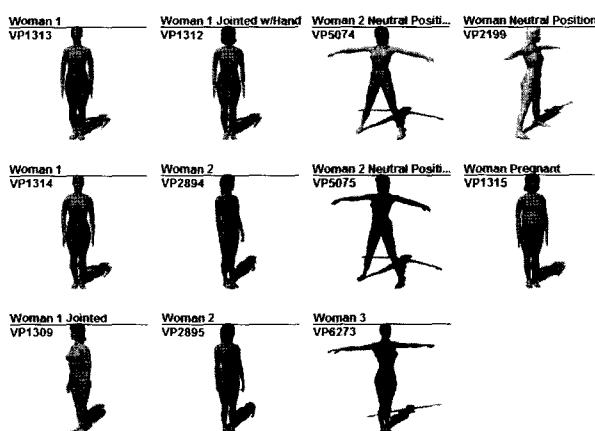


Fig. 1 Viewpoint 3d geometry data

증하여야 한다.

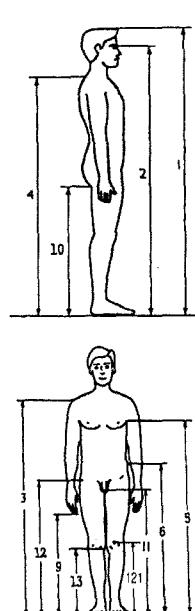
인체의 삼차원 형상에 대한 자료는 CT나 MRI등을 이용하여 촬영된 특정 인체의 이미지를 재구성 하여 얻거나, 또는 Viewpoint²⁾사 등 삼차원 형상을 전문적으로 제작 및 제공하는 회사에게서 취득할 수 있다(Fig.1). 또한 성인 남성의 경우에는 HYBRID III 더미를 개발하기 위해 구성된 형상자료를 이용할 수도 있다(Fig.2).



Fig. 2 UMTRI clay model³⁾

각 나라 정부와 표준화 기구들에서는 각 나라 국민의 표준체형을 조사하며, Fig.3에서와 같이 인체의 여러 부위에 대해서 그 평균값과 분포를 측정하여 자료로 제공한다.

따라서 이러한 자료를 이용하여, 앞서 획득한 삼차원 형



번호	측정항목
1	키
2	눈높이
4	목뒤높이
10	엉덩이 밑 높이
3	어깨 높이
5	겨드랑 점 높이
6	허리 높이
9	손 끝 높이
11	회음 높이
12	대퇴 돌기 높이
13	무릎 마디 높이
121	무릎 중앙 높이

Fig. 3 KRISS anthropomorphic database⁴⁾

상자료를 적절히 보정하면 최종적인 평균 체형 형상을 도출할 수 있다.

2.2 강체 마디 모델링

강체 단순모델을 구성하기 위해서는 강체 마디와 각 관절들의 특성에 대한 자료가 필요하다. 인체의 각 강체 마디는 머리, 목, 가슴, 배, 골반, 위 팔, 아래 팔, 손, 위 다리, 아래 다리, 발 등으로 구성된다. 그러나 목, 허리, 어깨 등은 여러 작은 마디들과 관절들로 이루어져 매우 복잡한 거동이 발생되기 때문에, 인체의 거동을 보다 잘 표현하기 위해서는 이 부위들을 여러 개의 마디로 추가 분할하는 것이 좋다.

인체의 각 마디들을 모델링 하기 위해서는 각 마디의 질량중심, 질량, 관성주축, 관성 등의 자료가 필요하다. 성인 남성 및 여성의 경우에는 Robbins³⁾등이 실험적으로 이러한 자료들을 구축하여 보고 하고 있으며, 또한 WPAFB (Wright Patterson Air Force Base) 부속 연구소에서 개발된 신체의 부위별 치수 크기를 입력하면 자동으로 각 마디의 동적 특성을 계산하여 주는 GEBOD (Generator of Body Data, Reference에 추가)⁵⁾등의 프로그램을 이용하여 구할 수도 있다.

2.3 관절 모델링

관절은 인체 내에서 골들을 연결하며, 정상적인 생활에서 발생하는 모든 인체의 거동은 이 관절을 중심으로 한 골격의 회전과 병진 운동을 통해서 이루어진다. 인체 운동과 밀접하게 관련된 관절들은 대부분, 두 개 또는 그 이상의 골들의 끝에 위치한 연골들, 이 연골들을 둘러싸고 있는 관절 주머니, 관절 주머니 내를 채우고 있는 윤활액 등으로 이루어진 윤활관절(synovial joint)들이다. 인체에는 어깨, 팔꿈치, 손목, 고관절, 무릎, 발목과 같은 관절들이 있으며, 또한 24개의 추골들과 23개의 추간판들로 이루어진 척추가 있다. 이러한 관절들은 그 관절의 형상에 따라 각각 다른 자유도를 가진다. 관절의 운동은 뼈와 뼈의 접촉, 인대와 근육의 인장력, 살과 살의 접촉에 따라 거동이 제한된다. 이를 동작범위(range of motion)이라 한다(Fig.4).

각 관절의 동작범위는 동작 시 거의 하중이 필요치 않은 구간인 중립구간(neutral zone)과 인대, 근육 등의 탄성변형이 일어나는 구간인 탄성구간(elastic zone)으로 나뉜다.

단순 인체 모델에서 관절은 조인트 요소(joint element)로 모델링 되며, 어깨, 팔꿈치, 손목, 고관절, 무릎, 발목 등

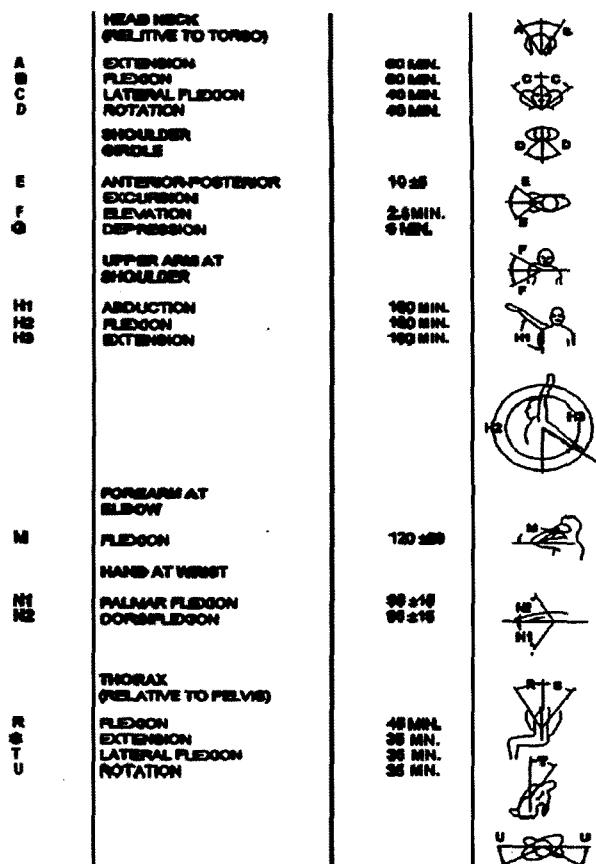


Fig. 4 Range of Motion

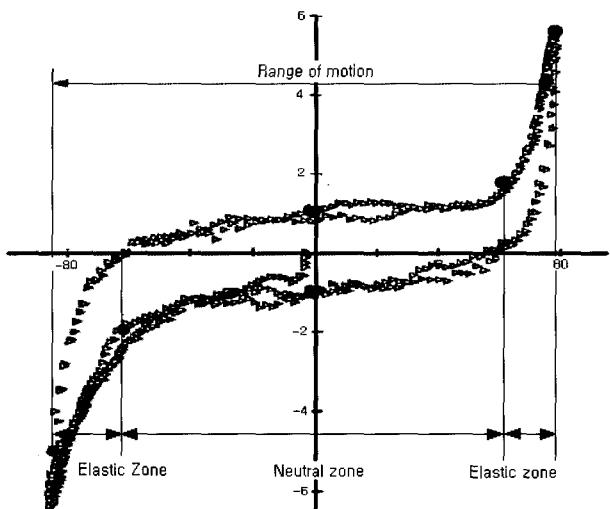


Fig. 5 Neutral and elastic zone

의 관절은 주로 회전운동이 발생하므로, spherical joint로 모델링 된다. 앞서 Fig.5에서 볼 수 있듯이, 각 관절의 운동을 정확히 표현하기 위해서는, 모멘트-하중 관계, 댐핑 특성, 마찰 특성 등을 정확히 표현하는 것이 중요하다.

모멘트-하중 관계의 한 예를 보여주고 있는 것이 Fig. 6이다. 이 그림에서 A는 중립구간의 범위를 나타내는 점으

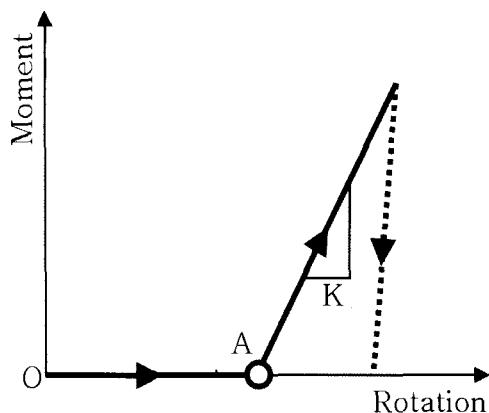


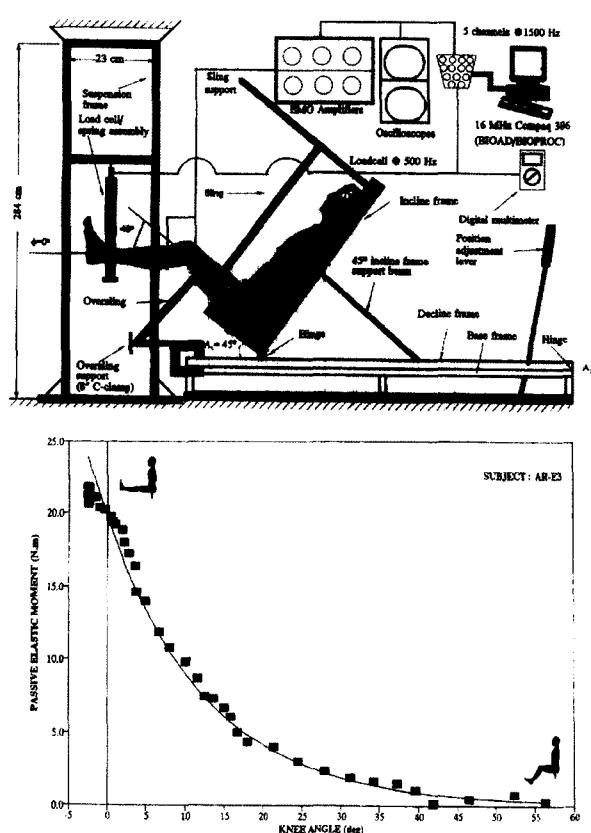
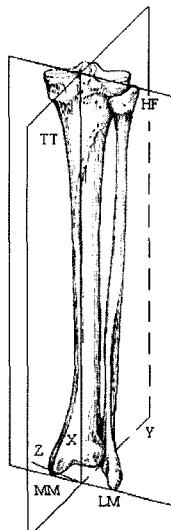
Fig. 6 moment-rotation

로 앞서 제시한 동작범위에서 유추할 수 있으며, K는 탄성구간의 강성이다. 이 곡선은 각 관절에 대한 동작 시험을 통해서 쉽게 구할 수 있다. Fig.7은 무릎관절에 대해서 동작 범위를 구하는 시험의 한 예이다.⁷⁾

모멘트-하중곡선을 정의할 때, 제하중 함수를 적절히 정의하는 것이 매우 중요하다. Fig.5에서와 같이, 관절이 회전된 후에 제하중 시, 원점(O)이 아니라, 탄성구간의 시작점(A)으로 회복되며, 회복되는 path는 각 관절의 hyste-

risis 특성에 따라 달라진다. 중립구간(OA)에서는 모멘트가 0인 상태이기 때문에, 그대로 입력할 경우 수치적 안정성이 떨어질 염려가 있다. 따라서, 실제 관절 회전 시 발생하는 약한 저항을 마찰력 형태로 고려하여 주어, 이러한 수치적 안정성 문제를 해결하는 것이 좋다.

관절을 모델링 할 때, 관절의 회전 중심을 정확히 모델링 하는 것 또한 매우 중요하다. 일반적으로 관절은 각 방향의 회전 운동에 대해 그 회전 중심이 각각 다르다. 이 때문에, 보다 정확한 거동을 표현하기 위해서, 관절을 여러 개의 joint요소로 표현하는 경우도 많다. 한 개의 joint요소로 표현할 경우, 주 회전 방향의 회전 중심을 선택하는 것이 좋다. 회전 중심의 좌표는 GEBOB 프로그램에서 구할 수 있다. Robbins³⁾는 성인 남성에 대해서, 각 관절의 회전 중심과 모멘트-하중 관계식을 제시하고 있다. 각 관절의 회전 중심은, 뼈를 기준으로 측정하여 구할 수도 있다. 관절 운동을 연구하는 여러 연구자들은 회전 중심을 피부에서 쉽게 위치를 찾을 수 있는 뼈의 돌기들을 이용하여 구하는 방법들을 제시하고 있다. Fig.8은 이러한 방법의 한 예로 무릎과 발목 관절에 대해 회전 중심과 회전 축을 구하는 방법을 설명하고 있다.⁸⁾

Fig. 7 Knee rotation test⁷⁾Fig. 8 Rotation center of knee joint⁸⁾

2.4 경추/요추 모델링

척추 중에서 경추와 요추는 인체 몸통의 전체적인 운동에 상당한 기여를 한다. 그러나 경추와 요추는 여러 개의 경추골들이 순차적으로 연결되어 있는 형태로 되어 있기 때문에, 한 개의 관절로 표현하는 것은 무리가 있다. 따라서, 경추와 요추를 실제와 동일하게 모델링 하여 주는 것

이 좋다. 특히 자동차 충돌 시에는 경추의 운동에 따라 머리의 운동이 완전히 달라지고 그 상해도 달라지기 때문에, 경추를 정확히 모델링 하는 것이 매우 중요하다. 경추와 요추의 각 joint들은 항상 병진방향과 회전방향의 운동이 서로 결합된 형태로 나타나기 때문에, 6방향의 힘-변형 곡선, 모멘트-회전 곡선을 모두 고려하여야 한다. 이 때 각 방향의 특성은 여러 연구자들의 시험결과를 이용하면 된다.^{9)~21)} Fig.9는 이러한 과정을 거쳐 구성된 경추 C3-C4 조인트의 모멘트-회전 특성의 한 예이다.

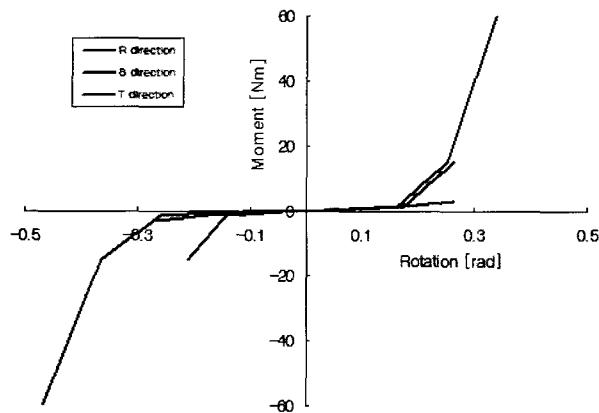


Fig. 9 Moment-rotation relationship for C3-C4 joint

2.5 단순 모델의 검증

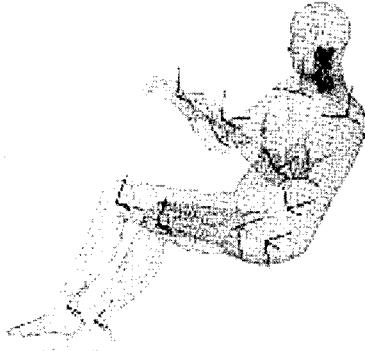


Fig. 10 HARB Model

이와 같은 과정을 거쳐 최종적으로 구성된 강체 단순모델을 나타내고 있는 그림이 Fig.10이다. 이와 같이 모델이 구성되면, 여러 시험결과와 비교하면서 모델을 검증하여야 한다. Fig.11은 Alem²²⁾에 의해 수행된 사체의 정면 썰매 시험에 대해서 단순 인체모델을 검증한 결과를 보여주고 있는 그림이다.

해석결과인 머리 중심점에서의 가속도 파형이 실험결과

와 잘 일치하고 있음을 볼 수 있다.

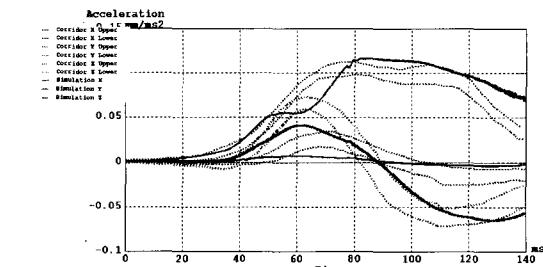
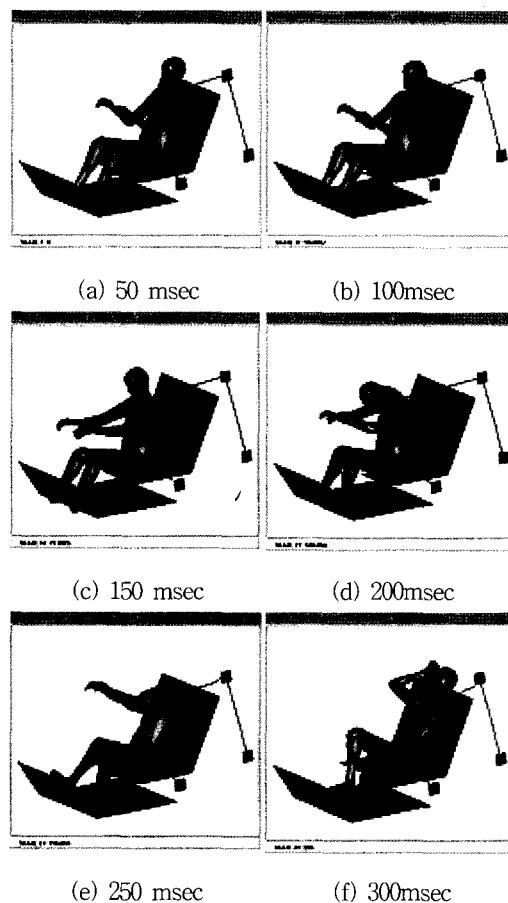


Fig. 11 Validation of HARB model for frontal sled test of cadaver

3. 상세 인체 모델의 개발

2장에서 제시한 단순 모델은 인체의 기동 만을 모사하기 위한 모델이며, 실제 인체의 특성을 정밀하게 모사하기 위해서는 보다 상세한 모델이 필요하다. 이 장에서는 이러한 상세한 인체모델을 개발하는 과정과 이를 개발하기 위해서 고려하여야 할 점에 대해 간략히 서술한다. 보다 상세한 사항들에 대해서는 Oakley,²³⁾ Haug,²⁴⁾ Lee²⁵⁾ 등에서

자세히 다루고 있다.

상세 인체모델의 개발은, 형상 모델링, 뼈, 인대 등 구성 요소의 물성치 보정, 구성요소 단위의 겹증, 전체 거동의 겹증, 상해 겹증 등의 순으로 진행된다. 본 장에서는 이러한 모델을 개발하는 과정에서 발생하는 여러 문제점들에 대해 서술한다.

3.1 시험 결과의 다양성

사체를 이용한 생체조직의 시험은 상당히 오래 전부터 수행되어 왔으며, 따라서 부위에 따라 다르지만, 상당히 많은 시험 결과들이 존재한다. 그러나 생체 조직을 준비하는 방법, 생체 조직을 사체에서 추출하여 시편을 준비하는 과정과 방법, 시편의 길이와 단면의 크기, 시험 시 조작을 고정하는 방법, 하중을 가하는 방법과 속도, 변형과 하중을 측정하는 방법 등에 따라 서로 다른 시험 결과를 보인다.²³⁾ 그리고 또한 이러한 조건들이 같을 지라도, 인체의 다양성으로 인해, 그 시험 결과는 상당한 표준편차를 가지고 있다. Fig.12는 목의 C4-C5경추마디에 대한 인장시험의 여러 결과들, 이 결과들의 평균치, 해석에서 구현된 값들을 함께 보여주고 있는 그림이다.

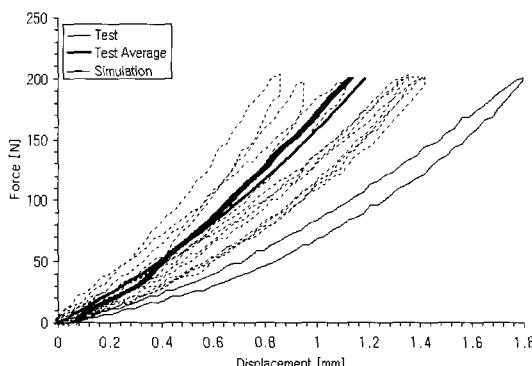


Fig. 12 Tension test of the C4-C5 cervical spine¹⁵⁾

따라서 이러한 시험조건들의 면밀한 검토를 통해서 시험 결과들을 취사, 선택하고, 또한 적절히 보정한 후 사용하여야 한다. 특히 오래 전에 수행된 시험 결과들의 경우, 시험 방법들이 구체적으로 수록되어 있지 않은 경우가 많기 때문에 사용 시 더욱 많은 주의가 필요하다.

또한 Chancey¹⁵⁾의 시험 결과에서 볼 수 있듯이, 생체조직을 고정하기 위해서 사용하는 지그들에서 발생하는 변형의 여부를 확인하는 것 또한 매우 중요하며, 필요할 경우, 지그를 포함한 유한요소 모델을 구성하고, 이 모델을 이용하여 재료의 보정을 수행하는 것이 필요하다. Fig.13

은 3점 굽힘 시험에서 상완골 양끝단을 고정하고 있는 애폭시 지그를 함께 모델링 한 후, 뼈의 물성을 보정한 예를 보여 주고 있다.

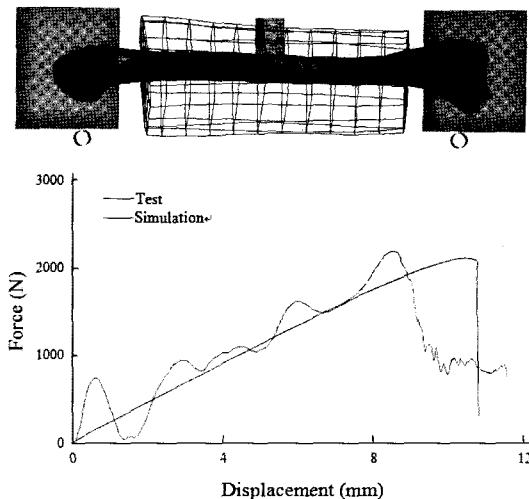


Fig. 13 3-point bending simulation of humerus.

3.2 상체조직의 재료특성과 재료 모델의 선정

일반적으로 생체조직은 점탄성(visco-elastic)이며, 변형률 속도(strain-rate)효과가 있으며, 변형율 경화현상(strain hardening)를 가지고 있으며, 또한 매우 큰 크리이프(creep)특성을 가지고 있다. 따라서 이러한 생체 조직의 특성을 정확히 시험을 통해 측정하는 것도 매우 어렵지만, 측정된 시험 결과를 해석적으로 정확히 표현할 수 있는 재료의 거동모델을 선정, 사용하는 것 또한 매우 어렵다.²³⁾

대부분의 상용 프로그램들에는 이러한 생체조직의 여러 특성을 표현할 수 있는 재료모델을 제공하고 있지 않기 때문에, 기존의 여러 재료모델에서 각각의 조직의 특성에 가장 알맞은 거동모델을 선택하는 것이 매우 중요하다.

3.3 형상 모델링

뼈의 형상은 인체마다 다르다. 따라서 비록 형상을 앞서 제시한 바와 같이 viewpoint사 등에서 제공하는 삼차원 형상이나, MRI 등을 통해 획득한 특정 인체의 형상을 사용할 지라도, 이 형상이 평균 형상이라 이야기 하기는 매우 힘들다. 더욱이 골격들을 연결하고 있는 인대들은 매우 불규칙한 형태로 각 뼈들을 연결하고 있으며, 척추 마디, 팔꿈치, 무릎, 발목 등 각 인대들이 복잡하게 뼈와 연결되고 있는 부위들의 경우에는, 각각의 인대들을 구분하는 것이 매우 힘들며, 인대들이 뼈와 연결되고 있는 부위를 구

분하는 것 또한 매우 힘들다. Fig.14는 발목부위에 대해서, 해부학도감³¹⁾ 인체 모델, 실제 인체 발목 등을 비교한 그림이다.

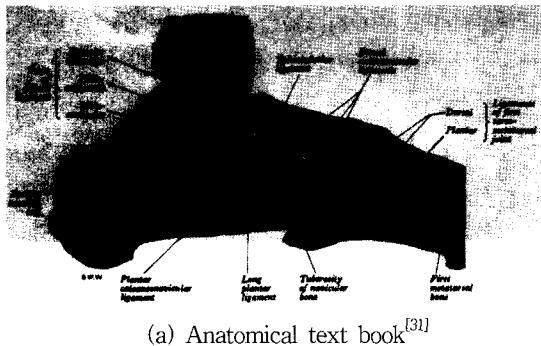


Fig. 14 Comparison of shapes of real cadaver and F.E. model^[23]

이 그림에서 알 수 있듯이, 해부학 도감에서 조차, 인체의 각 구조가 매우 개념적으로 설명되어 있으며, 인체 모델에서는 더욱 더 개념적이고, 단순화 되어 모델링 되어 있음을 알 수 있다. 따라서 상세 모델을 개발할 때, 인체의 어떠한 상해를 평가할 것인가 그리고 그 상해를 평가하기 위해서는 어떠한 부위들이 보다 상세히 모델링 되어야 하는 가에 대한 분석이 반드시 선행되어야 한다.

인체는 다양한 외부하중에 적응하면서 그 구조가 최적화되어 있기 때문에, 인체의 각 요소들은 매우 부드럽고,

연속적으로 결합되어 있다. 그러나, 인체 모델은 유한요소의 특성상, 그 구조가 불연속적(discrete)으로 표현된다. 이 때문에, 관절과 같이 접촉에 의한 하중 전달이 중요시 되는 부위에서는, Fig.15에서 볼 수 있는 모델의 불연속성에 의한 비정상적인應力 등이 발생할 가능성이 많다.

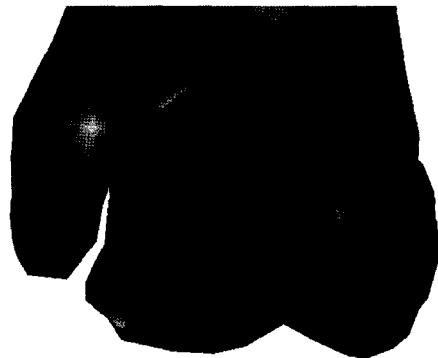


Fig. 15 Stress concentration because of discrete contact segments

3.4 자원자 시험과 사체 시험

인체 모델의 모델링이 완료되면, 인체 모델을 여러 인체 시험 결과와 비교하여, 인체 모델의 타당성을 검증하여야 한다.

인체에 대한 시험은 자원자(volunteer) 시험과 사체(cadaver) 시험으로 나뉜다. 자원자 시험은 실제 살아있는 사람들을 대상으로 수행되는 시험이기 때문에, 인체의 실제적인 거동을 평가하기에 매우 적합하기는 하나, 인체에 상해가 발생하는 범위에서는 시험이 불가능하기 때문에, 인체의 저속 거동과 이 때 발생하는 근육의 영향 등을 분석하는 데 주로 사용된다. Fig.16은 자원자에 대해서 후방 추돌 시험을 수행하고,²⁶⁾ 이 시험 결과를 분석하여, 후방 추돌 시 근육의 거동을 분석^{27)~29)}한 예이다.



Fig. 16 Volunteer test^[26]

Fig. 17 Cadaver test³⁰⁾

전신 사체 시험은 방부 처리되지 않은 (unembalmed) 사체를 이용하여 썰매(sled)시험 등에서 수행하여, 인체의 거동과 상해를 평가하는 시험으로, 인체의 상해 정도를 정량적으로 평가할 수 있다는 장점이 있는 하지만, 근육, 혈류 등의 살아있는 생체에 의한 영향을 고려할 수 없다는 단점이 있다. Fig.3.2는 후면 충돌 시 목의 상해를 평가하고자 수행된 Deng³⁰⁾의 사체 시험의 한 예이다.

인체 모델은 인체의 상해를 평가하는 데 사용된다. 따라서 인체 모델은 실제 시험을 통해서 검증되고 보정되어야 한다. 그러나 앞서 언급한 바와 같이, 자원자 시험의 경우에는 인체가 상해를 입는 수준의 시험이 불가능하고, 사체 시험은 살아있는 생체의 영향을 고려할 수 없기 때문에, 인체모델의 상해를 완전히 검증하는 것은 불가능하다. 더욱이 인체의 상해는 주로 손상의 형태로 나타나고, 따라서 인체 모델이 인체의 상해를 정확히 표현하는지 여부를 판단하기 위해서는, 응력, 변형율 등의 결과가 시험과 비교되어야 한다. 그러나 시험을 통해서 이를 얻는 것은 상당히 어렵다. 따라서 각 시험의 조건과 그 한계를 명확히 파악하여, 인체 모델의 개발에 적용하는 것이 필요하다.

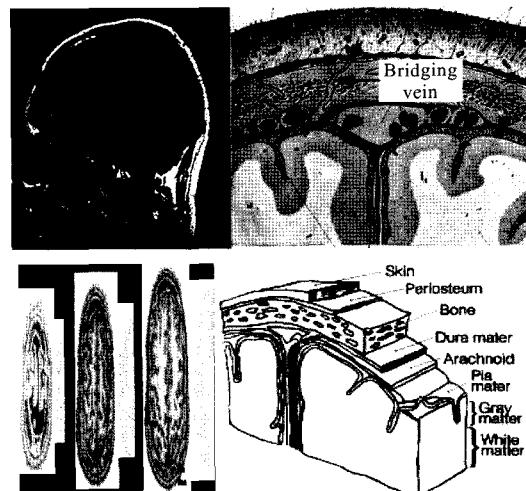
4. 인체 각 부위 상세모델

이 장에서는 머리, 목, 가슴, 다리 등 인체 각 부위의 주요 상해들과 이 상해를 표현하기 위한 상세모델의 예들과 이를 개발하기 위한 과정들을 간단히 설명할 것이다. 보다 자세한 내용은 Haug,²⁴⁾ Lee²⁵⁾ 등에서 자세히 다루고 있다.

4.1 머리모델

인체의 머리는 머리를 둘러싸고 있는 두개골(skull), 뇌

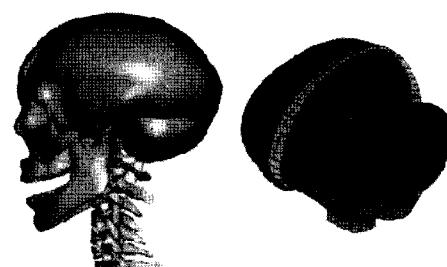
(brain) 그리고 이들 사이를 채우고 있는 뇌척수액(csf) 등으로 구성되어 있다. 뇌의 상해는 두개골의 파열(fracture)과 뇌조직의 파손(damage)으로 나뉜다. 두개골의 파손은 주로 두개골에 가해지는 충격하중에 의해 초래되며, 뇌조직의 파손은 가해지는 충격하중으로 인해 발생한 뇌조직의 두개골에 대한 상대 운동에 의해 발생한다.

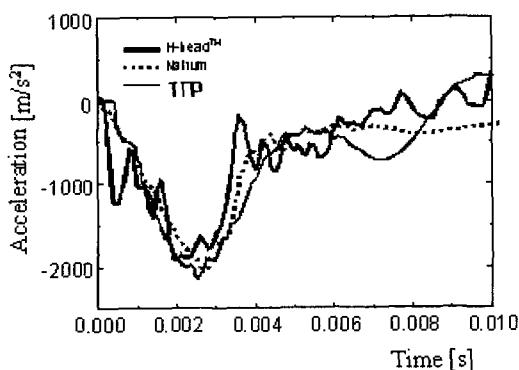
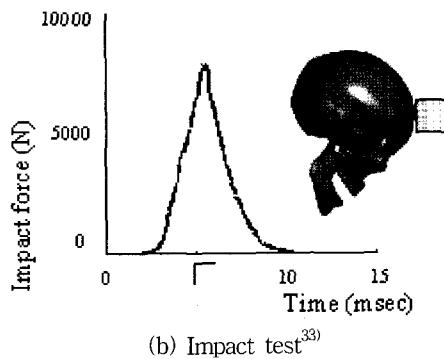
Fig. 18 Anatomy of human head²⁴⁾

인체 머리의 상해는 이전에는 주로 HIC (head injury index)라 불리는 상해기준을 주로 사용하였으나, 최근에는 DAI (diffuse axonal injury)를 평가하기 위한 CSDM (cumulative strain damage measure), contusion injury를 평가하기 위한 DDM (Dilatational damage measure), ASDH (acute subdural hematoma)를 평가하기 위한 RMDM (Relative motion damage measure)등의 상해기준이 Takhounts³²⁾ 등에 의해 제시되고 있다.

이러한 머리의 상해를 인체모델에서 정확히 표현하기 위해서는, 뇌척수액의 유체역학적 거동과 뇌 피질들의 점탄성 특성을 정확히 표현하는 것이 매우 중요하다.

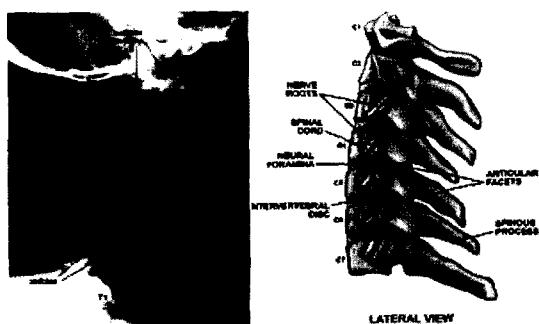
Fig.19는 이러한 머리의 상해를 평가하기 위해 구성된 인체 모델과 이 인체모델을 시험³³⁾과 비교한 결과를 보여주고 있는 그림이다.

(a) Head Model²⁵⁾

Fig. 19 Head model²⁵⁾

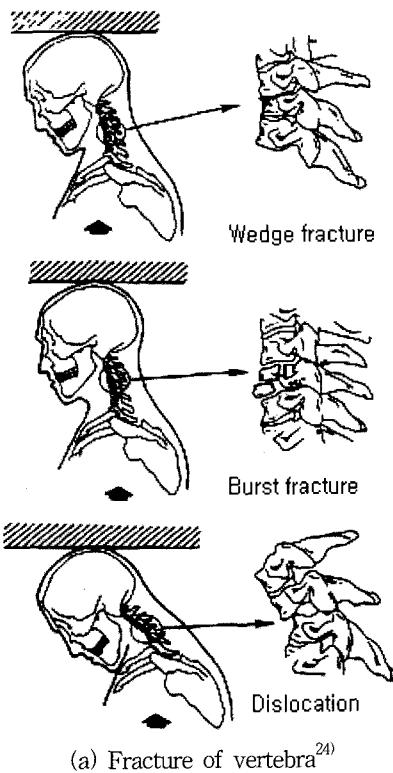
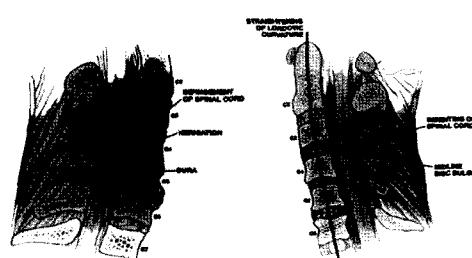
4.2 목모델

인체의 목은 Fig.20에서와 같이, 7개의 경추골, 5개의 추간판, 경추골 들을 연결하는 인대들, 경추골-머리-가슴뼈들을 연결하고 있는 근육, 기도 등의 장기들로 구성되어 있다.

Fig. 20 Anatomy of human head²⁴⁾

인체 목의 상해는 Fig.21에서와 같이, 주로 머리, 가슴에서 전달되거나 또는 목 부위에 직접 가해지는 충격하중에 의해, 목을 구성하고 있는 각 경추 마디들에 발생하는 상대 운동을 통해 발생한다. 따라서 이러한 목의 상해를 정확히 표현하기 위해서는, 인체 각 경추마디의 거동을 정확히 표현할 수 있어야 한다. Fig.22는 목의 상해를 표현하

기 위해서 구성된 모델과, 각 경추마디에 대해서 수행된 목 모델의 검증과정을 나타내고 있는 그림이다. 또한 Fig.23은, 목 모델을 이용하여 정면 셀매 해석을 수행하고, 근육의 긴장을 고려한 후, 시험과 비교한 결과를 보여주고 있는 그림이다.

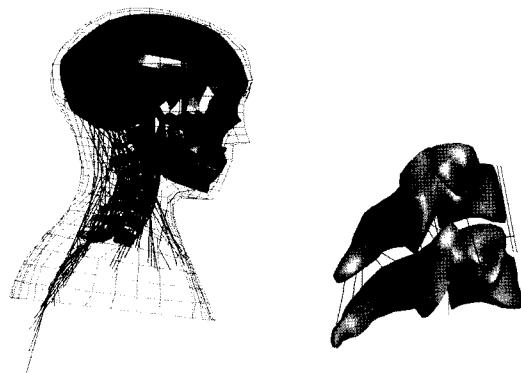
(a) Fracture of vertebra²⁴⁾

(b) Herniation and bulge

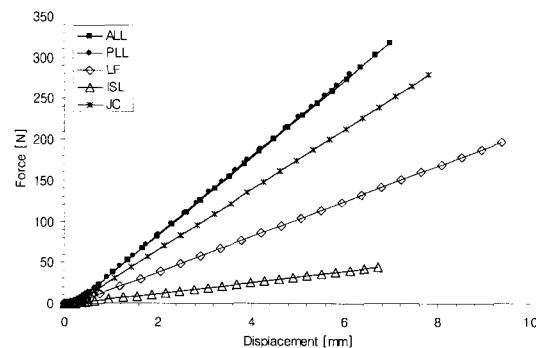


(c) Subluxation

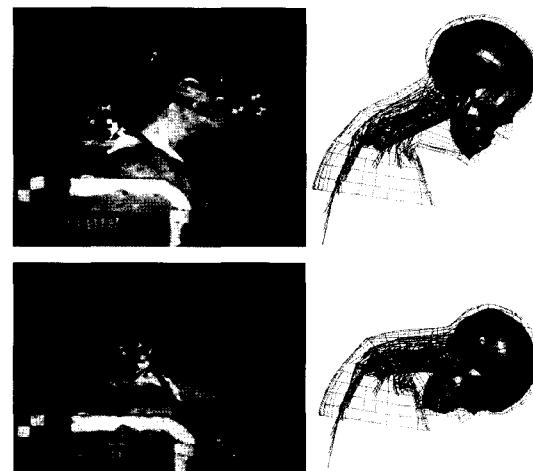
Fig. 21 Neck injury²⁵⁾



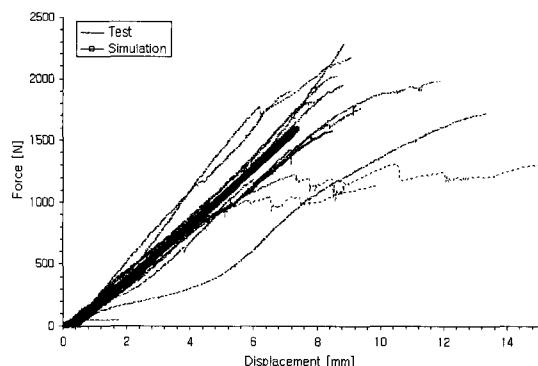
(a) Neck model



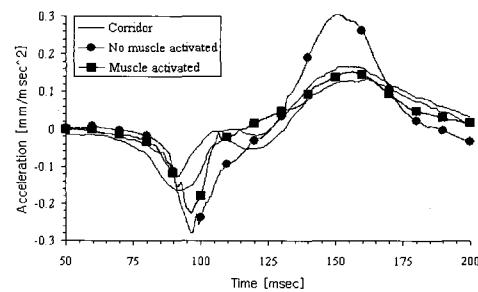
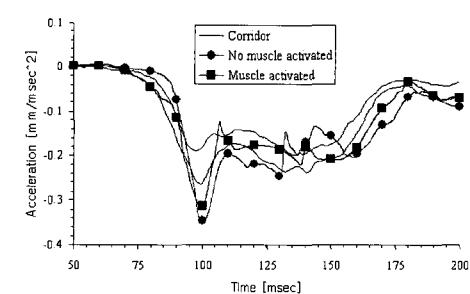
(b) Ligament properties

(c) NBDL test^{36),37)}

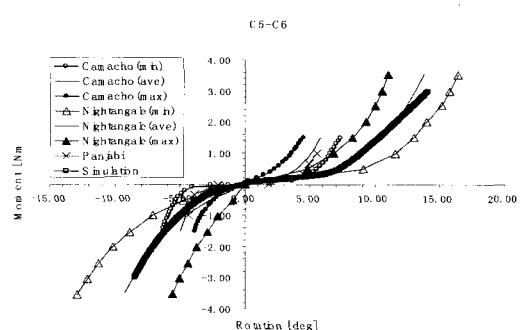
(d) Deformed shapes



(e) Tension simulation of FMUs



(f) Simulation results



(g) Flexion/extension simulation of FMUs

Fig. 22 Validation of neck FMUs³⁴⁾

4.3 몸통모델

인체의 몸통은, 흉추, 요추, 갈비뼈와 같은 뼈들과 이들

을 연결하고 있는 인대들, 심장, 폐, 간, 위, 내장 등의 장기들과 혈관들 등으로 이루어져 있다.

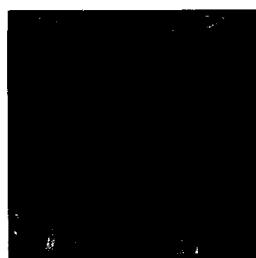
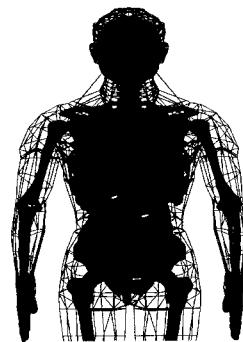
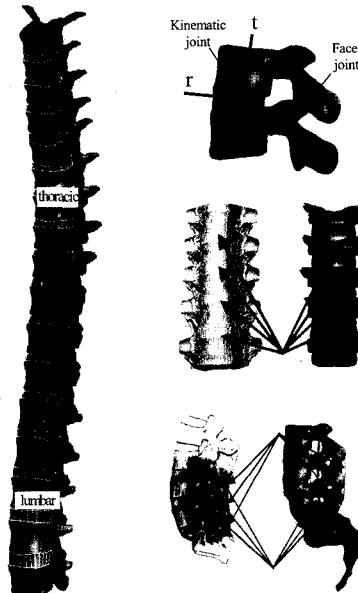


Fig. 24 Anatomy of human torso²⁴⁾



추→경추→머리의 순으로 발생되기 때문에, 이 부위의 운동특성을 정확히 표현하는 것이 매우 중요하다.

또한 몸통의 상해를 정확히 표현하기 위해서는, 갈비뼈의 파단, 심장과 폐 등 장기의 점탄성 특성, 각 장기들 사이를 채우고 있는 여러 조직들과 이들을 통한 각 장기들의 상호작용 등이 잘 표현되어야 한다.



(a) Spine model



(a) Rib fracture and Pneumothorax

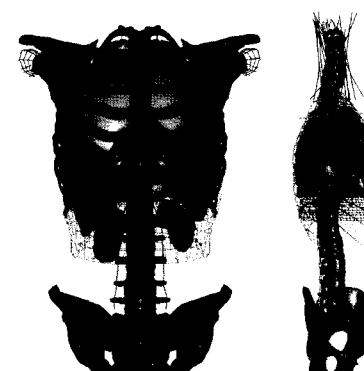


(b) TRA and kidney injury

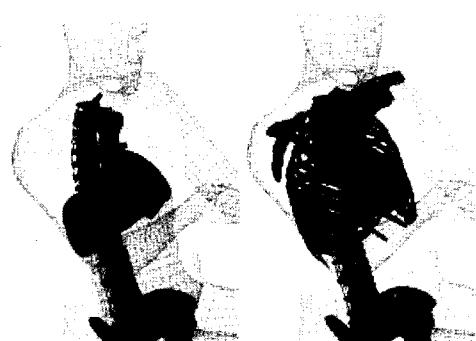
Fig. 25 Torso injuries²⁴⁾

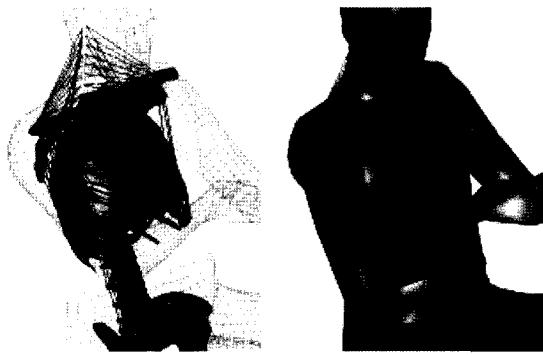
몸통의 상해는 갈비뼈의 파단(fracture)과 각 장기의 상해가 대표적이다. 갈비뼈로 보호되고 있는 심장과 폐의 상해는 주로 갈비뼈의 파단이 일어난 후에서 계속 가해지는 추가하중에 의해서 주로 발생한다. 간, 위, 내장 등의 복부 장기들은, 복부에 직접적으로 가해지는 하중에 의해 주로 발생한다. 이러한 상해는 주로 차량 충돌 시, 안전벨트, 스티어링 휠 등과 몸통의 접촉에 의한 충격하중에 의해 주로 초래된다.

몸통의 거동은 주로 흉추와 요추의 운동에 의해 결정된다. 차량 정면 충돌 시, 인체의 운동은 골발→요추→흉



(b) Torso model (Spine+Organs)



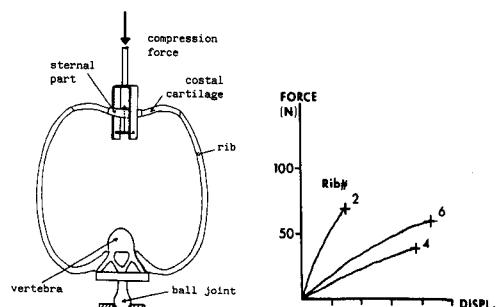


(c) Whole torso model

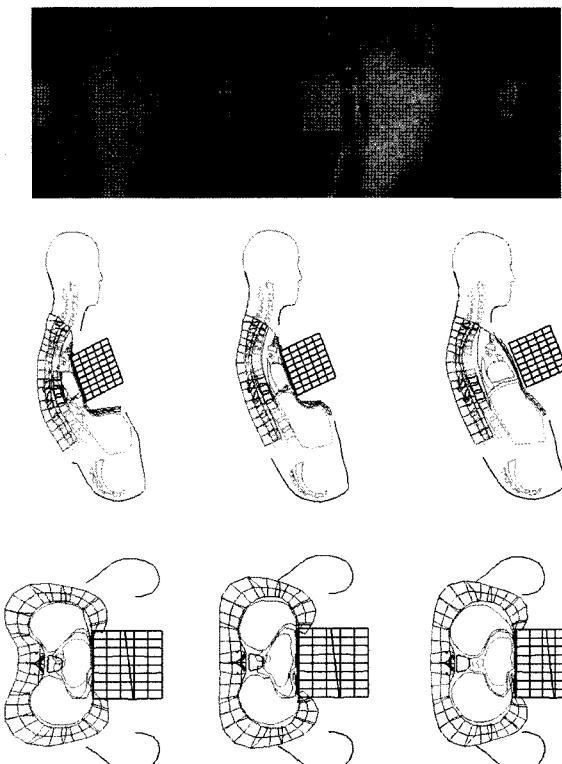
(a) Frontal hub impact test^{[39],[40]}

Fig. 26 Torso model

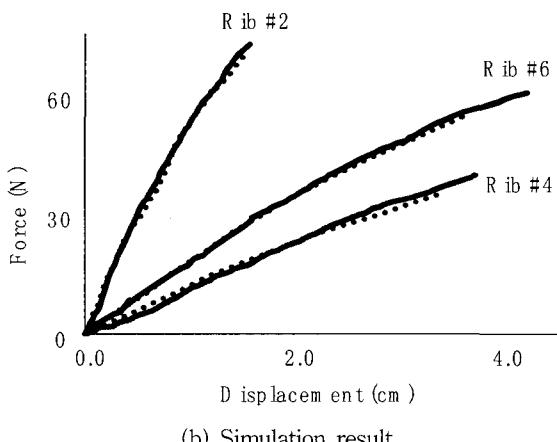
Fig.26는 여러 과정을 거쳐 구성된 전체 몸통 모델과 이 모델을 구성하고 있는 여러 요소들을 보여주고 있는 그림이다. 앞서 언급한 바와 같이 몸통의 상해를 표현하기 위해서는 갈비뼈의 파단과 각 장기의 특성을 정확히 표현하는 것이 매우 중요하다. Fig.27은 갈비뼈의 강성과 파단의 검증결과, Fig.28은 흉부의 hub충격 해석과 검증, Fig.29는 복부의 hub 충격해석과 검증결과를 보여주고 있다.



(a) Rib deflection test

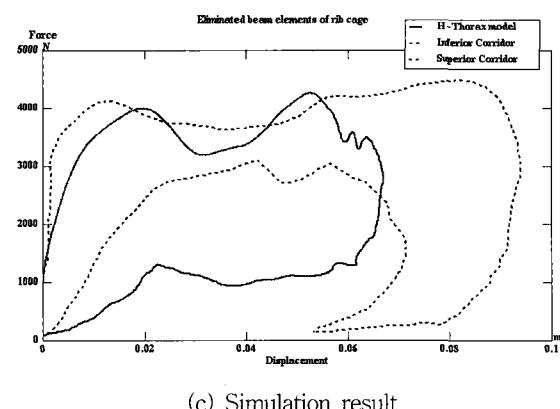


(b) Deformed shape



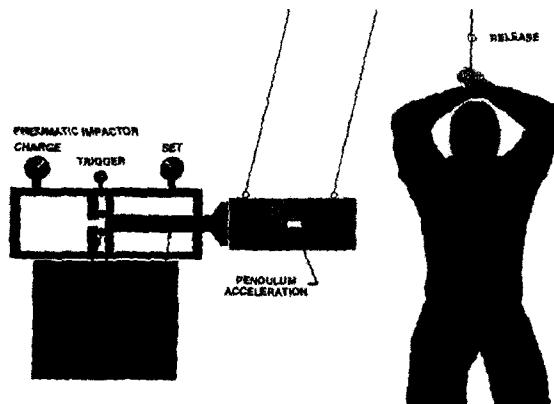
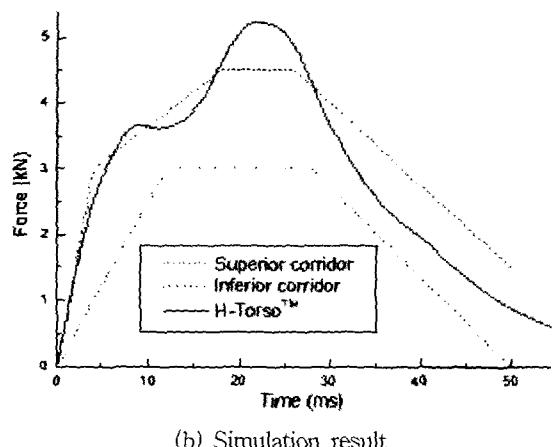
(b) Simulation result

Fig. 27 Validation of rib properties



(c) Simulation result

Fig. 28 Frontal impact simulation

(a) Abdominal impact test⁴⁰⁾

(b) Simulation result

Fig. 29 Lateral impact simulation

5. 결 론

지금까지 단순 인체 모델과 상세 인체 모델의 개발과정과 개발 시 유의하여야 할 점 등에 대해서 간단히 서술하였다. 인체모델은, 차량 충돌 시 발생하는 인체의 상해를 평가하기 위해서 주로 사용되는 더미시험, 사체시험, 자원자 시험 등에서 평가될 수 없는 부분들에 대한 해석적 접근을 가능하게 한다. 이 때문에, 전세계의 많은 연구자들이 인체모델을 개발하고, 이를 이용하여 차량 충돌 시 발생하는 인체의 상해를 저감시키기 위한 연구에 사용하고 있다.

그러나, 인체모델이 인체의 상해를 적절히 표현하기 위해서는, 삼차원 형상의 선정과 구성, 시험 결과의 선정과 분석, 각 생체조직의 수치적 특성 표현, 유한요소 모델링 등에서 많은 고려와 검증을 거쳐야 한다.

또한 인체의 상해는 매우 복잡한 형태로 나타나기 때문에, 인체모델을 이용한 해석과 기존의 다른 연구방법들을 종합적으로 사용한 접근이 매우 중요하다.

참 고 문 헌

1. 하재선, 가상 일의 원리에서 유한요소코드, 그리고 Hydrocode까지, 전산구조공학 제 16권 제 2호, pp.13 ~29
2. www.viewpoint.com
3. D. H. Robbin, Anthropometry of motor vehicle occupants, UMTRI Report, 1983
4. 한국 표준 과학 연구원 “국민 표준 체위 조사 보고서”, 국립 기술 품질원, 1997
5. H. Cheng, L. A. Obergefell and A. L. Rizer “Generator of Body Data(GEBOD) Manual”, Armstrong Laboratory Report No. AL/CF-TR-1994-0051, WPAFB Ohio, March 1994
6. P. McClure, S. Siegler, R. Nibilini, Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo, Spine, Vol. 23, No. 2, 1998, pp.216~223
7. S. R. McFaull, M. Lamontagne, In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint, Human movement science, Vol. 17 1998, pp.139~165
8. N. Ying, W. Kim, Use of dual euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex, *Journal of biomechanics*, Vol. 35, 2002. pp.1647~1657
9. M. de Jager, Mathematical head-neck models for acceleration impacts, Ph.D. thesis, University of Technology, 1996
10. R. W. Nightingale, D. L. Camacho, A. J. Armstrong, J. J. Robinette, B. S. Myers, Inertial properties and loading rates affect buckling modes and injury mechanisms in the cervical spine, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, 2000, pp.191~197
11. N. Yoganandan, F. A. Pinter, D. J. Maiman, J. F. Cusick, A. Sances Jr, P. R. Walsh, Human head-neck biomechanics under axial tension, *Medical engineering and physics*, Vol. 18, No. 4, 1996, pp.289~294
12. M. M. Panjabi, D. J. Summers, R. R. Pelker, T. Videman, G. E. Friedlaender, W. O. Southwick, Three-dimensional load-displacement curves due to forces on the cervical spine, *Journal of orthopaedic*

- research, Vol. 4, 1986, pp 152~161
13. M. Shea, W. T. Edwards, A. A. White, W. C. Hayes, Variations of stiffness and strength along the human cervical spine, *Journal of biomechanics*, Vol. 24, No. 2, 1991, pp.95~107
 14. R. Nightingale, B. S. Myers, Tension responses of the human cervical spine, NHTSA Report DTNH22-94-Y-07133, 2001
 15. V. C. Chancey, C. A. V. Ee, R. W. Nightingale, D. L. Camacho, B. S. Myers, Experimental observations in cervical spine tensile testing, 4th World congress of biomechanics, Calgary, 2001
 16. R. Nightingale, V. Chancey, J. Luck, L. Tran, D. Ottaviano, B. S. Myers, Accounting for frame and fixation compliance in cervical spine tensile testing, 18th Injury biomechanics research, Proceedings of the thirtieth International Workshop, 2002
 17. R. W. Nightingale, B. A. Winkelstein, K. E. Knaub, W. J. Richardson, J. F. Luck, B. S. Myers, Comparative strengths and structural properties of the upper and lower cervical spine in flexion and extension, *Journal of biomechanics*, Vol. 35, 2002, pp.725~732
 18. J.A.A. Miller, A.B. Schultz, D.N. Warwick, D.L. Spencer, Mechanical properties for lumbar spine motion segments under large loads, *J. Biomechanics*, Vol. 19, No. 1, 1986, pp.79~84
 19. V.K. Goel, S. Goyal, C. Clark, K. Nishiyama, T. Nye, Kinematics of the whol lumbar spine effect of discectomy, *J. Spine*, Vol. 10, No. 6, 1985
 20. K. L. Markolf, Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads, *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 54-a, No. 3, 1972
 21. M. M. Panjabi, R. A. Brand, jr., Mechanical properties of the human thoracic spine as shown by three-dimensional load displacement curves, *J. Bone and Joint Surgery*, Vol. 58-a, No. 5, 1976
 22. N. M. Alem, B. M. Bowman, J. W. Melvin, J. B. Benson, Whole-body human surrogate response to three-point harness restraint, 22nd Stapp car crash conference, SAE780895, 1978
 23. Oakley, C., Human injury modeling - capabilities and limitations, 17th Internal technical conference on the enhanced safety of vehicles, Amsterdam, 2001
 24. E. Haug, H. Y. Choi, S. Robin, M. Beaugonin, Human models for crash and impact simulation, Elsevier Science B. V. to be published, 2003
 25. I. H. Lee, H. Y. Choi, H-Model reference manual, IPS International, 2003
 26. Koshiro Ono, Cervical injury mechanism based on the analysis of human cervical vertebral motion and head-neck-torso kinematics during low speed rear impacts, SAE 973340, 1997
 27. A. Wittek, K. Ono, J. Kajzer, Finite element model for simulation of muscle effects on kinematic responses of cervical spine in low-speed rear-end impacts, *JARI research journal*, Vol. 22, No. 5, 2000, pp.224~227
 28. A. Wittek, K. Ono, Analysis and comparison of reflex times and electromyograms of cervical muscles under impact loading using surface and fine-wire electrodes, *JARI report*, 1999
 29. A. Wittek, J. Kajzer, E. Haug, Hill-type muscle model for analysis of mechanical effect of muscle tension on the human body response in a car collision using an explicit finite element code, *JSME International journal*, Series A, Vol. 43, No. 1, 2000
 30. B. Deng, P. C. Begaman, K. H. Yang, S. Tashman, A. I. King, Kinematics of human cadaver cervical spine during low speed rear-end impacts, SAE 2000-01-SC13, 44th Stapp car crash conference, 2000
 31. H. Gray, Anatomy of the human body, Lea & Febiger, 1918
 32. E. G. Takhounts, R. H. Eppinger, J. Q. Campbell, R. E. Tannous, E. D. Power, L. S. Shook, On the development of the simon finite element head model, *Stapp car crash journal*, Vol. 47, 2003, pp.107~133
 33. A. M. Nahum, R. Smith, C. C. Ward, Intracranial pressure dynamics during head impact, 21st Stapp Car Crash Conference, SAE 770922, 1977, pp.339~366
 34. I. H. Lee, H. Y. Choi, D. C. Han, J. H. Lee,

- Development of finite element human neck model for vehicle safety simulation, *International Journal of Automotive Technology*, to be published
35. I. H. Lee, Development of the finite element human neck model to evaluate crash injury, Ph. D thesis, Seoul National University, 2004
36. C. L. Ewing, D. J. Thomas, G. W. Beeler, L. M. Patrick, D. B. Gillis, Dynamic response of the head and neck of the living human to G_x impact acceleration, Proceedings. 12th Stapp car crash conference, SAE 680792, 1968
37. C. L. Ewing, D. J. Thomas, L. M. Patrick, G. W. Beeler, M. J. Smith, Living human dynamic response to -G_x impact acceleration. II-Accelerations measured on the head and neck, Proceedings of 13th Stapp car crash conference, SAE 690817, 1969
38. J. P. Verriest, A. Chapon, Validity of Thoracic Injury Criteria Based on the Number of Rib Fractures, Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex, pp.719-727, SAE PT-45, 1994
39. C. Kroell, D. Schneider, A. Nahum, Impact Tolerance and Response of the Human Thorax, SAE 710851, 1971
40. C. Kroell, D. Schneider and A. Nahum, Impact Tolerance and Response of the Human Thorax II, SAE 741187, 1974
41. D. Viano, Biomechanical responses and Injuries in Blunt Lateral Impact, SAE 892432, 1989
42. D. Cesari, R. Bouquet, Behavior of Human Surrogates Thorax under Belt Loading, SAE 902310, 1990
43. D. Cesari, R. Bouquet, Comparison of Hybrid III and Human Cadaver Thorax Deformations Loaded by a Thoracic Belt, SAE 942209, 1994