

# 인체 경추부의 해석 모델 개발

## Development of Analytical Model of Human Cervical Spine

\*최형연, \*이태희, \*엄홍원, \*\*황민철, \*\*\*강승백

Hyung-Yun Choi, Tae-Hee Lee, Hong-Won Eom, Min-Cheol Whang, Seung-Baek Kang

\*홍익대학교 기계공학과

\*\*한국표준과학연구원 인간공학연구실

\*\*\*서울대학교 의과대학 정형외과교실

### Abstract

사회가 발달함에 따라 교통사고 등에 의한 외상 환자는 20 ~ 30 년전에 비해 기하급수적으로 증가하고 있으며 그러한 외상 중에 경추부 상해의 빈도는 매우 높다. 경추부 상해 원인을 규명하기 위한 임상학적 시도는 한계성을 지니고 있다. 본 논문에서는 실제 경추부 형상을 바탕으로 근육과 인대 등을 비선형 스프링, 댐퍼 등으로 수치 모델링하여 후면 충돌시 경추부의 거동과 경추부에 미치는 상해를 구현하였다. 이를 이용하여 편타성 상해와 에어백으로 인한 경추부 골절의 생리학적 원인을 분석하고자 한다.

### 서론

경추부는 머리와 몸통 사이에 있으며 두가지 중요한 해부학적 기능을 한다. 경추는 머리와 그에 부착된 신체 기관을 보호해 주며 이밖에도 척수 또한 보호한다. 그러나 이러한 경추는 외부로부터의 충격에 매우 민감한데 예를 들면 자동차의 저속 충돌시 승객 두부의 급작스런 전후방 굽힘거동으로 인하여 신경 조직에 심하게 상해를 입기도 한다. 경추부 상해중에 대부분을 차지하는 경미한 상해는 골절을 동반하지는 아니하나 고통이 오랜 기간동안 지속되는 후유증을 유발할 수 있다. 이밖에도 골절 등을 동반하는 중상의 경추부 상해는 쉽게 사망으로 이르게 한다.

일반적으로 경추부에 경미한 상해를 일으키는 원인을 임상학적으로 명확히 규명해내기는 어렵기 때문에 지금까지 많은 연구진들이 실험적 또는 해석적으로 이를 해결하기 위한 연구를 수행하고 있다. 특히 국외에서는 수학적 모델과 유한 요소 모델 등을 통한 시뮬레이션 기법을 이용하여 경추 상해

기구를 규명하려는 시도가 있어 왔는데 이처럼 수학적 모델과 유한 요소모델을 사용할 경우, 영역과 방법이 한정된 임상학적인 실험에 비하여 다양한 하중 및 상해 조건 등을 변수로 모의 실험을 수행할 수 있다는 장점이 있다. 이 경우에 있어서 해석 모델의 신뢰도 및 적합성이 일정 수준이상임을 실험결과와의 비교분석으로 검증해야 하는데 지금까지 국내에서는 이 분야에 대한 시도가 미미한 실정이다.

본 논문에서는 두경추부의 해부학적 요소인 머리, 복잡한 형상의 경추골, 추간판 그리고 인대 및 근육과 같은 결합조직 등을 다물체 동력학 해석 기법을 사용하여 보다 실제 거동에 근접한 모델을 개발하고자 한다.

경추골은 7개로 구성되어 있으며 그중 C3 ~ C7의 형상은 대체적으로 유사하지만 C1과 C2는 독특한 형상을 띠고 있다. 그래서 형상을 대표하는 이름으로 C1을 atlas, C2는 axis로 명명하기도 한다. 경추부의 굽힘과 펴짐 운동의 47%가 후두부와 C1사이에서 일어나며, 경추부의 회전 운동의 50%정도가 C1과 C2의 사이에서 발생한다. 본 연구에서는 Viewpoint Datalab사에서 제공하는 50% male의 경추골 3차원 CAD 데이터 자료를 바탕으로 머리와 경추골을 여러개의 연결된(articulated) 강체로써 모델링하려고 한다. 두경추골 모델을 변형체가 아닌 강체로써 표현한 이유는 본 연구의 주제를 경추골이 심하게 손상된 bony injury보다는 결합 조직 상해(soft tissue injury)에 국한지어 진행하기 위해서이다.

경추부의 추간판은 C1과 C2사이를 제외한 인접한 경추골 사이에 있기 때문에 모두 6개이다. 추간판(disc)은 수질핵(nucleus pulposus)과 섬유고리(annulus fibrosus), 그리고 연골성 종판(cartilaginous endplate)으로 구성되어 있다. 수질핵은 70 ~ 90%가 수분으로 구성되어 있으며, 추간판 단면의 약 40 ~ 60%의 면적을 차지하고 있다. 섬유고리는 수질핵의 가장자리에서 추간판의 바깥쪽 가장자리까지 섬유가 수평면에서 30° 방향을 이루는 여러 장의 적층구조를 지니며 따라서 이방성이다. 섬유고리의 안쪽은 연골성 종판에 붙어있고, 바깥쪽은 경추골에 직접 연결되어 있다. 추간판은 압축력을 지탱하는데 큰 역할을 하여 측면보다는 앞 혹은 뒷면에서 그리고 수질핵보다는 섬유고리에서 그 변형저항이 크다. 본 연구에서는 이렇게 복잡한 추간판의 변형거동을 몇개의 비선형 보 요소를 사용하여 단순 모델하였다.

두경추부 결합 조직의 하나인 인대(ligament)는 척수를 보호하기 위해 과도한 경추부 운동을 막고, 생리학적으로 제한되는 범위안에서의 척추 운동을 허용하고 있다. 인대는 인접한 두 경추골에 연결되기도 하고, 몇몇 경추골에도 확장 연결되어 있기도 하다. 인대는 축방향으로의 인장력에는 강하나 압축력을 지지하지는 못한다. 인대는 점성및 이방성의 생체역학적 특성을 지니고 있으며 이러한 생체역학적 특성 때문에 인대에 대한 수치모델에는 인장력만을 지지하는 비선형 1차원 보 요소를 이용하였다.

경추부 근육(muscle)은 좌우 대칭으로 구성되어 있다. 근육은 척추의 운동을 일으키는 주요한 힘의 근원이다. 좌우 근육이 함께 수축되면 머리와 목은 굽힘과 펴짐 운동을 하고 한쪽만 수축되면 축회전 운동을 하거나 측면 굽힘 운동을 한다. 근육은 인대와 같이 인장력만을 지지하며 신경계로부터 자극을 받아 수축운동을 하여 힘을 발생시킨다. 본 연구에서는 이 경추부 근육을 탄성 스프링과 수축요소들의 병렬 및 직렬 조합으로 표현하였다.

지금까지 서술한 바와 같이 본 논문에서는 강체의 두,경추골과 비선형 및 이방성을 묘사하는 인대, 근육으로 두경추부의 해석 모델을 개발하고자 한다. 이를 위하여 사용된 상용 프로그램은 TNO사의 MADYMO로써 다물체 동력학 해석 전용 코드로 충돌하중시의 자동차 승객거동해석에 주로 사용되고 있다. 이렇게 개발된 두경추부 해석모델은 자원자들을 통한 실제 충돌실험 결과와 비교, 분석하여 검증하였다. 앞으로 본 해석모델을 이용하여 여러 가지 종류의 경추부 상해기구를 규명할 것이며 자동차 시트의 머리 받침대, 의료 보조기 등의 설계해석에 이용할 예정이다.

### 형상모델링

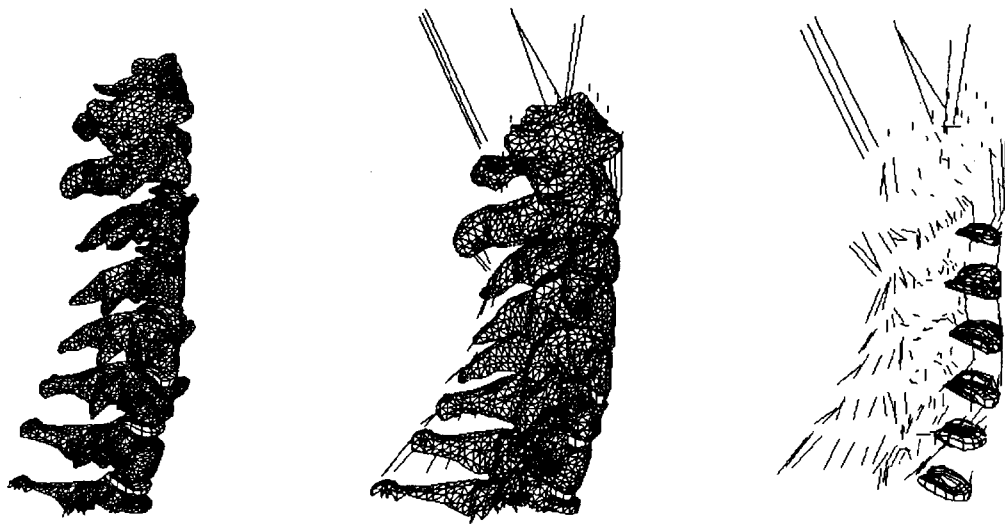
Fig. 1 은 Viewpoint Datalab 사에서 제공하는 50% male 의 경추골 3 차원 CAD 형상을 보여주고 있다.



Fig.1 Three dimensional CAD drawing of cervical spine(from Viewpoint Datalab)

일곱개의 경추 마디와 6 개의 추간판들이 11,025 개의 점들과 15,726 개의 선들로 이루어져 있으며, 이로부터 Fig.2 와 같은 surface 모델을 제작하였다. Fig.2 의 surface 모델은 굽힘이나 회전 등의 거동시에 경추부 각 마디간의 접촉과 같은 상대 운동을 적절히 표현할 수 가있다. 또한 해부학 도감과 임상 경험을 바탕으로 Fig. 3 과 같은 인대와 근육을 surface 모델에 첨부하였다. 실제 경추부에는 대략 46 개의 근육이 있으나 하중 전달에 상대적으로 큰 비중을 차지 하는 26 개의 근육만을 모델링 하였다.

이렇게 완성된 경추부 해석 모델을 실제 지원자 실험결과와 비교, 분석하기 위하여 Fig. 4 와 같이 3 차원 타원체로 묘사된 흉부와 두부에 첨가하였다.



(a) Cervical spine vertebrae (exploded view) (b) Cervical spine with ligament (c) Ligament and disc

Fig. 2 유한 요소 해석 모델

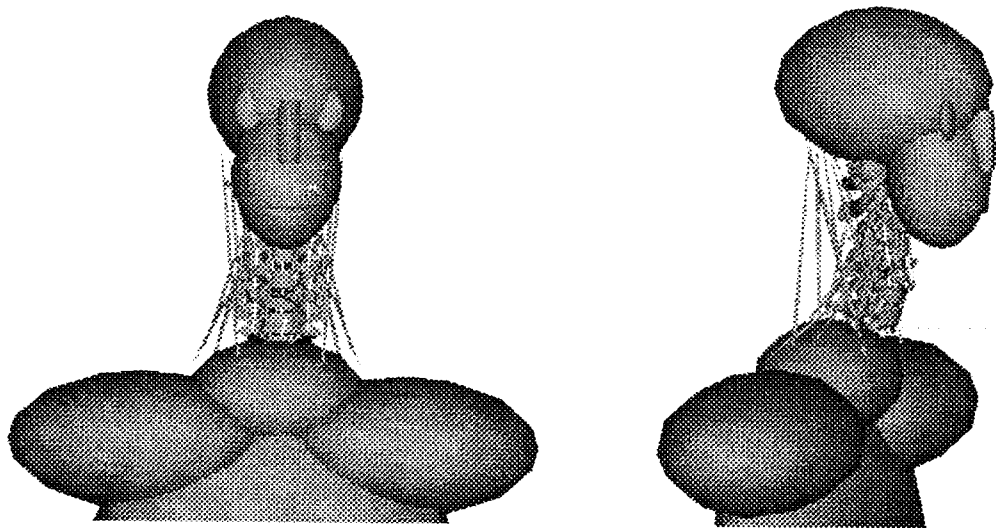


Fig. 3 다물체 동력학 해석 모델

### 인대 및 근육 모델링

다물체 동력학 해석 모델에서 인대는 spring 과 damper 를 병렬 연결한 Kelvin element 로 모델링하였다. T1 에서 후두부까지 사용된 Kelvin element 의 총 수는 208 개이다. spring 의 하중과 변형률의 관계는 크게 3 개의 특이점으로 하여 선형 증가 곡선으로 표현하였고 damper 는 시뮬레이션동안 일정한 크기로 유지한다.[3]

근육의 수치 모델링을 위하여 Hill 이 제안한 수학적 모델을 사용하였다. Hill 은 myosin 과 actin 섬유간의 수축 운동 기구를 Fig. 4 에 볼 수 있듯이 탄성스프링 요소와 수축요소의 병렬 및 직렬 조합으로 모델링하였다.

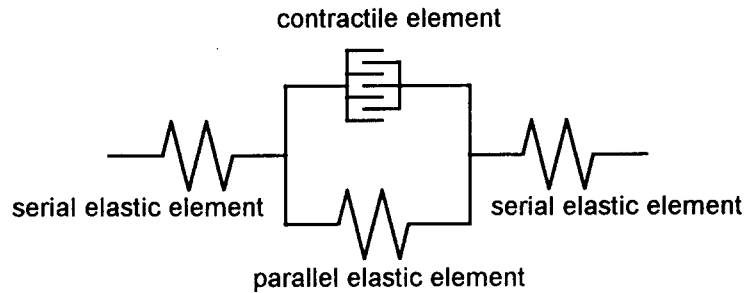


Fig.4 Hill type muscle model

근육의 기본 단위인 sarcomere를 이루는 myosin과 actin 섬유는 수축운동을 통하여 근력을 만들며 Hill 모델의 수축요소(contractile element)가 이를 표현하고 있다. 또한 근육내의 막들( Endomysium, Perimysium, Epimysium 등)과 골과의 접합부에 자리하는 인대등의 탄성 특성은 스프링 요소들(parallel elastic element & serial elastic element)로 각각 나타내고 있다.

따라서 Hill 모델에서의 전체 근력은 근수축으로 유도되는 능동적인(active) 하중과 근섬유의 신장으로 인한 수동적인(passive) 하중의 합으로 표현할 수 있다.

$$F_{mus} = F_{CE} + F_{PE} \quad (1)$$

수동적인 근육의 거동은 Deng 과 Goldsmith[1]에 의하여 제안된 아래의 식(2) 같은 비선형 하중-변형률 관계를 따른다.

$$F_{PE} = A_{pcsa} k\varepsilon / (1 - \varepsilon/a) \quad (2)$$

여기서  $A_{pcsa}$ 는 근육의 생리학적 단면적을 의미하며,  $k$ 는 근육의 강성도를,  $\varepsilon$ 는 근육의 변형률 한계를 각각 뜻한다.

또한 능동적인 근력은 근육의 상대적 길이와 신장 속도들의 함수이며 다음의 식(3)과 같이 표현된다.

$$F_{CE} = AF_{max}f_H(v_r) f_L(l_r) \quad (3)$$

윗 식(3)에서  $A$ 는 근육의 활성화 상태를 나타내는 상수로 0(휴지상태)에서 1(최대로 활성화된 상태)사이의 값을 갖으며  $F_{max}$ 는 최대근력값을 나타낸다. 또한  $f_H(v_r)$ 와  $f_L(l_r)$ 은 근육의 정상화된 하중-속도 및 하중-길이의 함수를 의미하며 각각 식(4)와 (5)에서 보여주고 있다.

$$f_H(v_r) = \begin{cases} 0 & v_r \leq -1 \\ (1 + v_r)/(1 - v_r/CE_{sh}) & -1 < v_r \leq 0 \\ (1 + v_r CE_{ml})CE_{shl}/(1 - v_r/CE_{shl}) & v_r > 0 \end{cases} \quad (4)$$

$$f_H(v_r) = \exp(-(l_r-1)^2/S_k^2) \quad -1 < v_r \leq 0 \quad (5)$$

식(4), (5)에서의  $CE_{sh}$ ,  $CE_{shl}$ ,  $CE_{ml}$  그리고  $S_k$  등은 함수  $f_H$  와  $f_L$  의 모양을 결정하는 상태변수들이며  $v_r(=v/V_{max})$ 과  $l_r(=l/l_{ref})$ 은 근육의 속도 및 길이를 무차원화한 값들이다. 여기서  $V_{max}$  과  $l_{ref}$  은 각각 근육의 최대 단축(shortening) 속도와 수동적 근력을 발생하는 최적의 길이를 의미한다. Table 1 은 본 연구에서 사용된 여러가지 변수들의 값들을 보여주고 있다.

근육의 활성화는 두 단계의 동적 과정, 즉 신경계의 자극과 활성화 상태의 원동력 등을 통하여 일어나게 된다. 신경계 자극의 정도를 표시하는 정상화 변수, E 는 식(6)과 같은 1차 미분 방정식으로 표현할 수 있으며

$$dE/dt = (u-E)/T_e \quad (6)$$

이때  $T_e$  는 시간 상수이며  $u$  는 정상화된 신경 입력값으로 0 과 1 사이의 값을 갖는다. 본 연구에서는 근육의 활성도가 단일 신경 입력값으로 결정된다고 가정하여 최대로 활성화되었을 때 1 을 그 반대로 비활성화되었을 때는 0 을 각각  $u$  의 값으로 사용하였다. 따라서 인체가 충돌과 같은 외부하중을 인정한 직후 일정한 동안의 반사시간,  $t_e$  이후 부터 근육이 활성화되기 시작한다. 근육 활성화 과정의 두번째 단계에서는 식(3)중의 상수 A 가 아래의 식(7)으로 부터 계산되어 진다.

$$dA/dt = (E-A)/T_a \quad (7)$$

이때  $T_a$  는 식(6)의  $T_e$  와 같은 시간 상수이며, 본 연구에서는 10ms와 30ms가 각각 사용되었다[3,4].

Table. 1 다물체 동력학 해석 모델에 사용된 근육 변수들

근육 변수(Muscle Parameter)	크기(Value)	단위(Unit)
최적 근육 길이 ( $l_{ref}$ )	1.05 •	m
최대 단축 속도 ( $V_{max}$ )	5.0 •	1/s
단축시 하중-속도 곡선의 상태변수 ( $CE_{sh}$ )	0.5	-
이완시 하중-속도 곡선의 상태변수 ( $CE_{shl}$ )	0.05	-
이완시 최대 상대 하중 ( $CE_{ml}$ )	1.5	-
작용하는 하중-길이 곡선의 상태 변수 ( $S_k$ )	0.54	-

## 해석결과 및 분석

본 연구에서는 승객이 후면 충격을 인지 했을 때와 그렇지 않았을 때의 경우에 대해 시뮬레이션을 실시하였다. 일반적인 저속 후면 충돌시 승객의 흉부는 Fig. 5와 같은 가속도 이력 곡선을 보이며 본 모델에 이를 적용하였다. 승객이 충격을 인지하고 근육을 경직한 상태와 그렇지 못한 상태를 본 모델에서는 활성화 상태 상수 A와 반사시간  $T_e$ 를 조절함으로써 구현하였다. Fig. 6 ~ 8은 세가지 다른 조건하에서의 해석결과이다. Fig. 6은 충격을 전혀 인지하지 못한 상태이며 Fig. 7은 충돌 시작후 50msec 이후에 근육 경직이 시작되는 경우를 나타내고 있다. Fig. 8은 충돌이 시작되기 전부터 근육이 경직된 경우이다.

단순화된 흉부의 가속도 곡선, Fig. 5와 수동적인 근육들을 가진 머리의 중력 중심의 가속도 곡선, Fig. 9를 비교해 볼 때 머리의 가속도의 최대치가 흉부의 가속도의 최대치에 비해 대략 2배정도 큰 값을 갖는 것을 볼 수 있다. Fig. 10, 11은 경직된 경추부 근육들을 가진 머리의 가속도 곡선이다. Fig. 12, 13, 14는 흉부에 대한 머리의 상대적인 궤선들을 나타낸다.

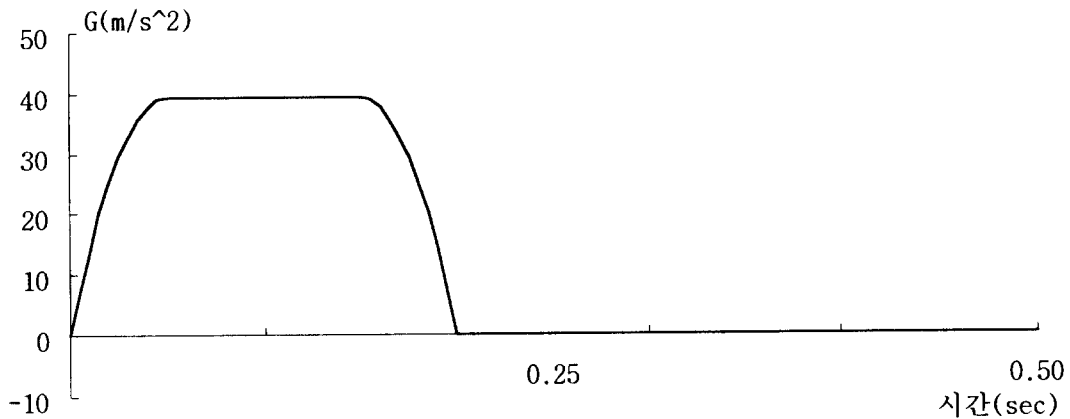


Fig. 5 흉부의 가속도 곡선

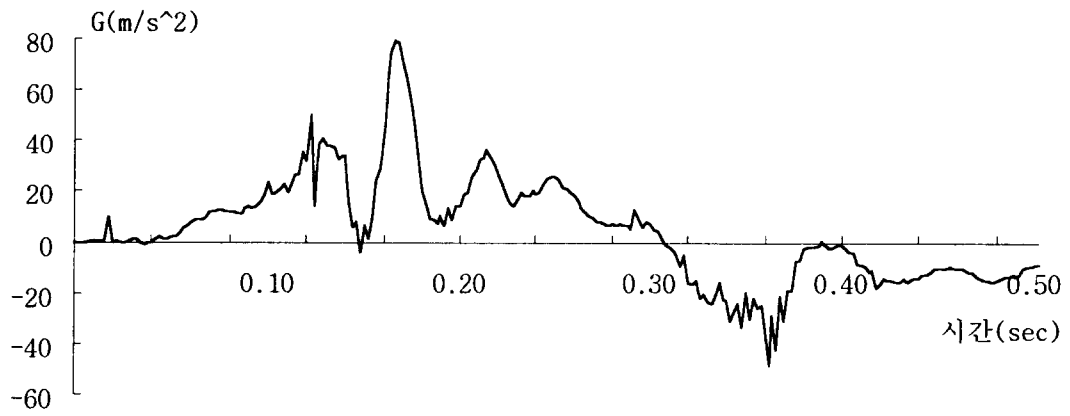


Fig. 9 머리의 가속도 곡선( passive muscle )

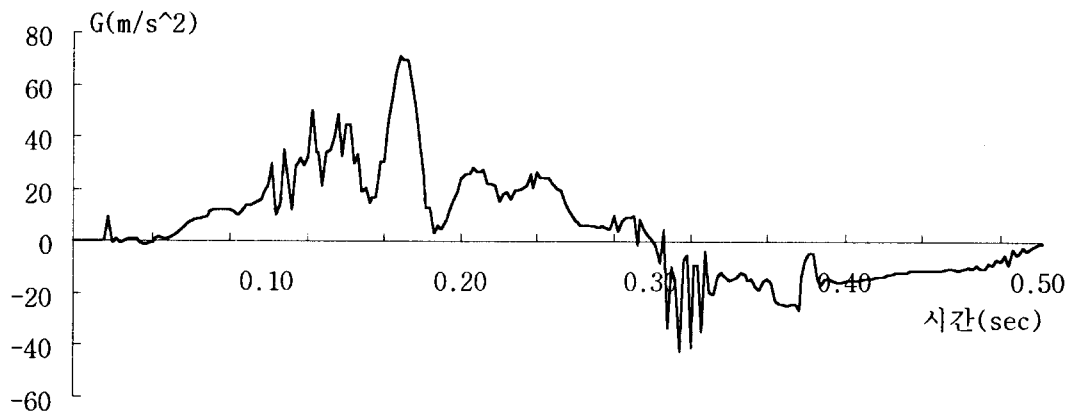


Fig. 10 머리의 가속도 곡선( active muscle : reflex time = 0.05 msec )

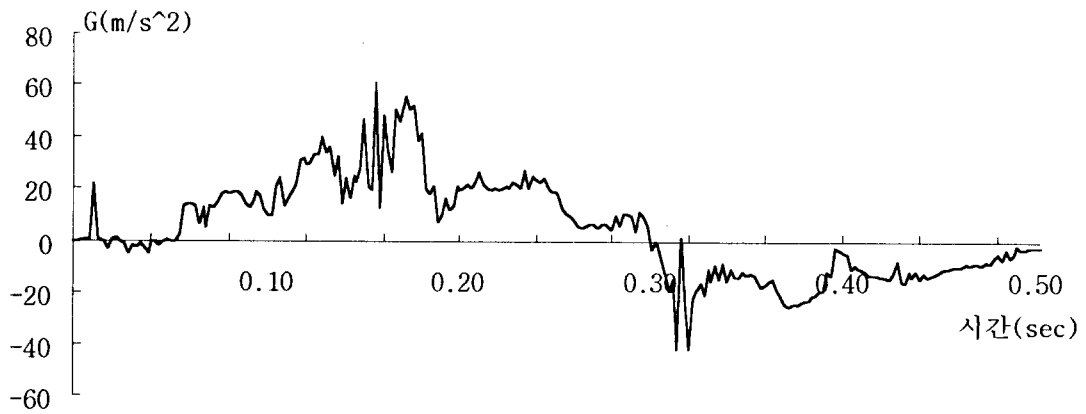


Fig. 11 머리의 가속도 곡선( passive muscle : reflex time = 0.0 msec )



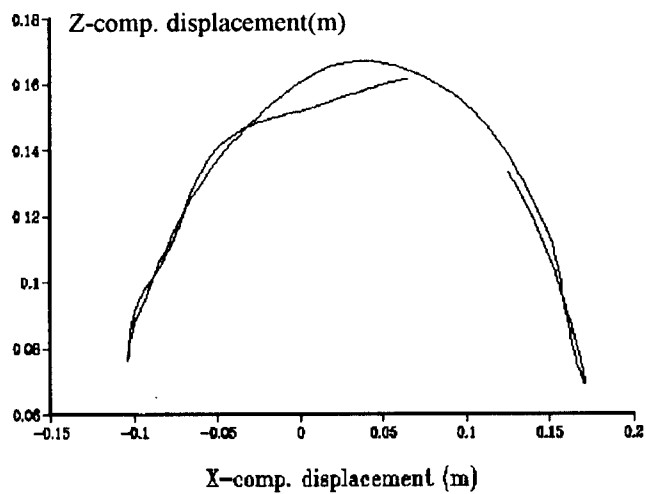


Fig. 12 Head C.G. Trajectory ( passive muscle)

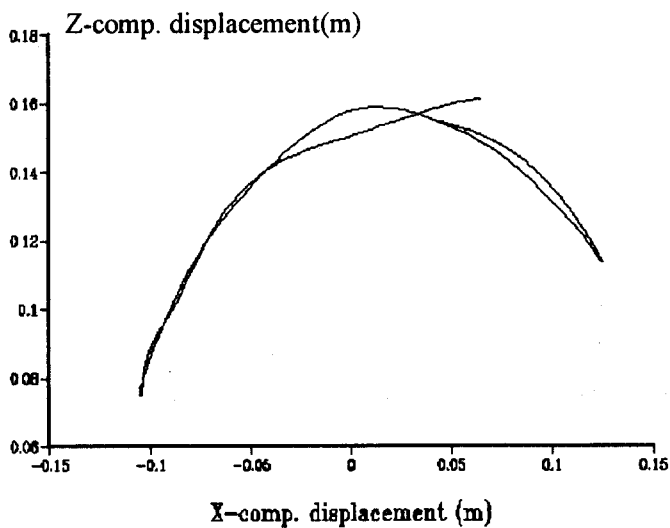


Fig. 13 Head C.G. Trajectory ( active muscle : reflex time = 0.05 msec )

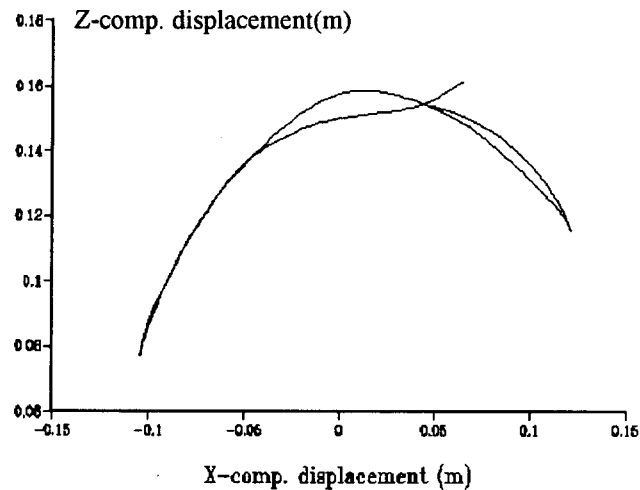


Fig. 14 Head C.G. Trajectory ( active muscle: reflex time = 0.0 msec )

## 결론 및 토의

현재 진행중인 본 연구는 경추부의 국부적인 운동에 대한 검증이 미비한 실정이다. 또한 축방향 회전, 측면 굽힘에 대해 모델을 검증, 개선해 나아갈 것이며, 이렇게 개선된 해석 모델을 이용하여 후면 충돌시 경추부에 발생하는 편타성 손상에 대한 근본적인 기구학을 파악하는 데 중요한 역할을 할 것이다. 그리고 이 모델은 에어백으로 인한 경추부골절 현상을 이해하는 데에도 이용될 것이다.

## 참고문헌

1. **Deng, Y.C. and Goldsmith, W., "Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading -II. Analytical/numerical model. Journal of biomechanics, 20:487-497, 1987**
2. **Marko de Jager, "Mathematical Head-Neck Models for Acceleration Impacts" Ph.D. Thesis, Eindhoven University of Technology, 1996**
3. **Winters, J.M. and L. Stark, "Analysis of fundamental human movement patterns through the use of in-depth antagonistic muscle models" IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-32:826-839, 1985**
4. **Jack M. Winters, "Hill-Based Muscle Model : A Systems Engineering Perspective" Multiple Muscle Systems. Part I : Muscle Modeling, pp 69-93**