

## 충격력에 대한 인체의 머리와 목의 동역학적 응답특성

김영은\* · 김정훈

=Abstract=

### Characteristics of Dynamic Response in the Human Head and Neck to Impulsive Loading

Young Eun Kim\*, Jeong Hun Kim

A numerical human head/neck model was constructed for analyzing the implication in deceleration injuries. This model consists of nine rigid bodies representing the head, cervical vertebrae C1-C7, and T1. These rigid bodies were connected by intervertebral disks described by massless beam elements. Muscles and ligaments were also incorporated in the model represented by nonlinear spring and visco-elastic element respectively. Agreement of the analytical kinematic response with the results of experimental data from a volunteer run was satisfactory. Moreover, possible injury estimation from the calculated moment, force variations in the disc, and force variation in ligaments matched well with clinical observations.

**Key words** : Impulsive loading, Dynamic response, Head, Cervical spine, Numerical method

### 서론

충격 가속력에 의한 부상은 현재 사용되는 운동수단을 이용시 빈번히 발생하여 많은 산업 노동력의 손실을 유발시키고 있다. 그리고 모든 자동차 사고시의 발생되는 운전자의 부상부위중 경추 부분의 부상이 전체 부상의 60~70%를 점하고 있는 형편에서 머리와 목 부분에 대한 운동특성을 해석해야 하는 작업은 매우 중요하고도 기본적인 문제로 떠오르게 된다. 이와같은 이유때문에 이에 대한 보완책을 마련하고자 머리와 목부분에 대한 실험적인 모델이 개발되어 사용되고 있으며, 현재 사용중인 대표적인 모델로 GM (General Motors Co.)에 의해 개발된 Hybrid III 나 측면 충격에 대한 해석용으로 SAE (Society of Automotive Engineers)에 의해 개발된 BioSID 등을 들수

가 있다. 그러나 이와같은 실험적인 방법은 주로 머리부분의 운동량 및 매우 제한된 몇부분에서의 반력 등을 측정할 수 밖에 없는 제한점을 내포하고 있다. 따라서 이와같은 제한점을 해결할 수 있으며 in-vivo 상태에서 추간판(disk) 내의 힘 및 모멘트의 변화 등을 해석할 수 있는 수치해석적인 모델링 방법이 필요하게 되었다.

이와같은 컴퓨터에 의한 해석 방법으로는 Orne와 Liu<sup>1)</sup>가 처음으로 척추에 대한 불연속요소(discrete parameter) 모델을 개발하여 해석을 시도한 이래 좀더 구체화 시킨 머리와 목에 대한 해석적 모델이 개발되어 이용되고 있다. Huston 등<sup>2)</sup>은 Lagrange 방정식을 이용하여 모델링한 후진방 충격에 대한 응답특성을 해석 하였으며 Huston와 Passarello<sup>3)</sup>는 후관절(facet joint)을 고려하지 않은 상태에서 3-D 형태의 집중질량요소(lumped-parameter) 모델을

\* 단국대학교 기계공학과

\* Department of Mechanical Engineering, Dankook University

† 본 연구는 1992년도 한국과학재단 연구지원비(921-0900-016-2)에 의하여 연구되었음.

통신저자: 김영은, (140-714) 서울특별시 용산구 한남동 산 8, Tel. (02) 709-2561, Fax. (02) 790-9661

개발하였다. William과 Belytschko<sup>4)</sup>는 추간판을 빔요소 (beam element)로 후관절을 5면체의 후관절 (pentahedral facet)요소로 만들어 충격하중에 대한 해석을 시도하였으며 Reber와 Goldsmith<sup>5)</sup>는 후관절을 단단한 스프링으로 모델링 하여 해석하기로 하였다. 최근 Merrill<sup>6)</sup> 등은 머리와 C1 사이를 볼과 소켓 조인트 (ball and socket joint)로 아랫 쪽 경추의 후관절을 두개의 평면사이에 볼 (ball)이 끼워져 있는 형태로 모델링 하여 해석하였다. 이후 Deng와 Goldsmith<sup>7)</sup>는 Merrill 등의 해석법에서의 수치계산상의 문제점을 Huston과 Passerello가 개발한 체인형태의 3차원 강체 운동 해석법을 이용하여 개선시킨 결과를 발표하였다.

이와같은 해석 결과에서 볼 수 있듯이 지금까지의 해석은 주로 충격에 대한 머리부분의 운동형태에 대해 제한적으로만 연구 되었으나 부상이 주로 경추 부위에서 많이 발생되므로 경추내의 각 요소에 발생하는 반력 등에 대한 해석이 보다 큰 의미를 가질 수 있다. 그리고 지금까지의 연구방법들에서 사용된 추간판의 물성치들은 추간판의 변위량에 관계없이 일정한 값을 사용하고 있다. 그러나 추간판은 일정값의 강성도를 갖고 있지 않고 변위량의 크기에 따라 강성도값이 변화하고 있다. 즉 추간판은 초기에는 작은 하중에서도 큰 변위량을 유발 (이 영역을 중립지역 (neutral zone)이라 일컫는다) 하다가 일정 변위량 이상에서는 상대적으로 큰 강성도값을 보이고 있다. 따라서 본 연구에서는 추간판의 이와같은 제반 특성<sup>8)</sup>을 고려하여 각 추간판에 발생하는 반력 및 각 인대에서 발생하는 힘 등을 컴퓨터 모사에 의한 방법으로 계산하여 충격시 경추부위의 부상가능성을 예측 하도록 하였다.

### 경추의 구조 및 모델링 방법

경추 (cervical spine)는 7마디 (motion segment)로 이루어져 있으며, 각 추골 (vertebra)은 추간판으로 연결 되어 있으며 각종 인대 (ligament) 및 후관절에 의하여 운동에 제한을 받게 된다. 이 7개의 경추골과 머리 그리고 첫번째 흉추 (T1)를 모두 9개의 강체로 모델링 하였으며, 각 인대들은 비선형 스프링 요소로 모델링 하였다. 한편 추간판은 연골 섬유륜 (annulus)과 수핵 (nucleus)로 이루어져 있으며 각 추골사이에 발생하는 운동량의 대부분은 이 추간판에서 발생하게 된다. 이 추간판은 질량이 없는 탄성체의 빔 (beam)으로 간략화 시켜 모델링<sup>1)</sup> 하였다. 이와 같이 모델링 할 경우 추간판에서 발생하는 변위량은 굽힘모멘트 (bending moment)와 전단력 (shear force)에 의하여 발생되는 각각의 변위량의 합으로 나타내어진다. 한 예로 전방향

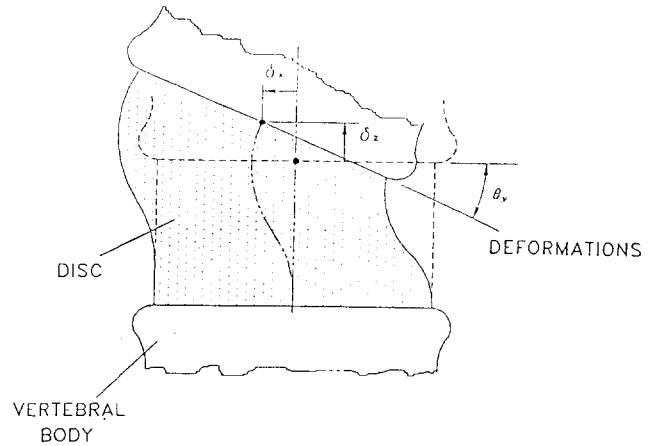


Fig. 1. Intervertebral disk deformation  
 그림 1. 추간판내의 변위량

(X방향) 으로의 변위량 ( $\delta_x$ )은 굽힘모멘트에 의한 변위량 ( $\delta_{bx}$ )과 전단력에 의한 변위량 ( $\delta_{sx}$ )의 합으로 구해진다. 옆 방향 (Y방향) 으로의 변위량도 같은 방법으로 구해진다 (그림 1 참조).

$$\delta_x = \delta_{bx} + \delta_{sx} \quad (1)$$

따라서 빔에 대한 굽힘과 전단에 관한 관계식을 사용하여 정리하면 각방향으로 발생하는 힘은 다음과 같다.

$$F_x = \left[ \frac{12EI_1}{h^3} \delta_x + \frac{6EI_1}{h^2} \theta_y \right] / P_1 \quad (2)$$

$$F_y = \left[ \frac{12EI_2}{h^3} \delta_y + \frac{6EI_2}{h^2} \theta_x \right] / P_2 \quad (3)$$

단, 수직 방향으로의 발생력은 다음과 같이  $q_0$ 와  $q_1$ 의 2개의 파라미터를 갖는 점탄성체로 정의 하였다.

$$F_z = \frac{A}{h} (q_0 \delta_z + q_1 \dot{\delta}_z) \quad (4)$$

이때 추간판에서 발생하는 각 방향으로의 모멘트는 다음과 같다.

$$M_x = \frac{6EI_2}{h^2 P_2} \delta_y + \frac{EI_2}{h^2} \left( \frac{P_2 + 3}{P_2} \right) \theta_x \quad (5)$$

$$M_y = \frac{6EI_2}{h^2 P_1} \delta_x + \frac{EI_2}{h^2} \left( \frac{P_2 + 3}{P_1} \right) \theta_y \quad (6)$$

$$M_z = \frac{JG\theta_z}{h} \quad (7)$$

윗식에서  $h$ 와  $A$ 는 추간판의 높이와 단면적을 의미하고 있다. 그리고  $E$ 와  $G$ 는 각기 탄성계수와 전단탄성계수를 의미하며  $I_1$ 과  $I_2$ 는 각기  $y$ 와  $x$ 방향으로의 관성모멘트를 의미하고 있다. 또한  $J$ 는 극관성모멘트를 의미한다.

그리고 윗식들에서  $P_1$ 과  $P_2$ 는 다음과 같다.

$$P_1 = 1 + \frac{12EI_1k_x}{GAh^2}$$

$$P_2 = 1 + \frac{12EI_2k_y}{GAh^2}$$

여기에서  $k_x$ 와  $k_y$ 는 각 방향으로의 형태계수(shape factor)를 의미한다.

윗식들에서 각 반력 및 모멘트의 계산시 사용한  $EI_1$ 과  $EI_2$ 의 값들을 각 추체의 변위 각도가 중립지역 이내로 계산될 경우와 중립지역을 넘는 각도( $5^\circ$ )로 구분하였으며, 이 값들은 본 연구자들의 앞서 발표한 데이터 값<sup>9)</sup>을 사용하였다. 경추간의 상대적 운동량을 제한하는 인대들은 힘( $F_L$ )과 변위량( $\delta$ )이 비선형적인 관계를 갖는 비선형 스프링으로 모델링 하였다. 특히 추골의 후반부(posterior element)에 연결된 인대들은 굴전(flexion)시 굴전을 제한하기때문에 정확한 부착위치의 선정을 요하게된다. 정상상태에서 각 인대들은 초기인장(prestrain)을 받고 있는 상태이나 이에대한 각 인대들에 대한 정확한 정보를 얻을 수 없으므로 계산 편의상 운동이 시작되기전의 인대에 발생된 힘을 0으로 하였다.

$$F_L = k_1 e^{k_2 \delta} \quad (8)$$

상수  $k_1$ 과  $k_2$ 의 값들은 Nachemson과 Evans<sup>9)</sup> 그리고 Pintar<sup>10)</sup>의 실험데이터값을 이용하였다.

근육은 길이가 늘어나면서 힘이 발생하는 형태와 길이가 줄어들면서 힘이 발생하는 형태로 나눌수 있는데, 굴전을 일으킬 경우는 주로 후자형태의 근육이 작용하고 반대로 굴전을 막아주는 형태는 전자형태의 근육이 역할을 하게 된다. 자동차 충돌시와 같이 운전자가 이완상태에서 충격력을 받게 되는 경우 근육의 역할은 주로 전자와 같은 수동적요소(passive element)로 작용하게 된다. 따라서 본 연구에서 근육에 발생하는 힘은 인대와 마찬가지로 인장

시에만 힘이 발생토록한 수동적 요소로 모델링하였으며 두개의 파라메타  $q_2$ 와  $q_3$ 를 갖는 점탄성체로 단순화 하였다.

$$F_m = q_2 \delta + q_3 \dot{\delta} \quad (9)$$

근육이 작용하도록 신경에서 신호가 전달된후 실제 근육운동이 일어나기 까지는 보통 50ms에서 90ms의 시간차를 보이고 있으며 본 연구에서는 근육에 발생하는 힘을 충격력이 가해진 후 50ms가 지난후 부터 발생되도록 하였다.

한편 후관절은 신전시 두개의 이상면이 서로 접촉하여 추골의 운동을 제한하게 된다. 따라서 이와같은 현상을 입력력에 설정한 일정값( $\theta_0$ )의 허용운동량 이상의 운동량이 발생하면 움직임의 반대 방향으로 힘을 가하여 운동을 제한토록 하였다. 즉 후관절의 접촉때문에 발생하는 접촉력은 다음식과 같이 추골에 반대방향의 모멘트를 가하도록 하였다.

$$M_j = -k_m \theta \quad \theta > \theta_0$$

$$= 0 \quad \theta < \theta_0 \quad (10)$$

### 운동 방정식

경추의 각 추체는 추간판에 비해 훨씬 큰 변형강도를 가지고 있어 각 추체를 강체로 볼수가 있다. 따라서 머리와 목형태는 각 강체들로 연결된 open-chain system이라 볼수 있다. 그림 2에서 볼수 있듯이 3개의 임의의 강체를 생

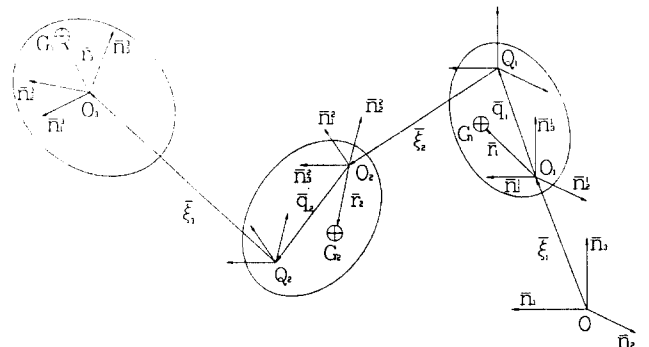


Fig. 2. Three arbitrary rigid bodies (vertebrae) with all possible motion at each joint

그림 2. 각 조인트에서 가능한 모든 운동을 포함한 임의의 3개의 강체(추골)

각하였을 경우  $O_i(i=1,2,3)$ 점은 각 추체의 아랫면에 위치한 좌표의 중심점이 되며  $Q_i$ 는 추체 윗면에 위치한 좌표의 중심점이 된다. 따라서 벡터  $\vec{r}_i$ 는 아랫쪽 추체의 윗면에서부터 윗쪽 추체의 아랫면에 위치한 좌표중심까지의 벡터를 의미하게 된다. 또한 각 강체에 위치한 벡터  $\vec{r}_i$ 는 각 추체의 아랫면에 위치한 좌표중심점에서 각 추체의 질량 중심점( $G_i$ )을 나타내는 위치벡터에 해당된다.

본 연구에서는 머리와 목의 운동을 해석하기 위하여 Kane의 방정식<sup>11)</sup>을 이용하였다.

$$f_i + f_i^* = 0 \quad (11)$$

윗식에서  $f_i + f_i^*$ 는 각기 일반작용력(generalized active force)와 일반관성력(generalized inertia force)를 의미한다. 그리고,

$$f_i^* = F_k^* \cdot \frac{\partial \bar{v}_k}{\partial \dot{x}} + M_k^* \cdot \frac{\partial \bar{w}_k}{\partial \dot{x}} \quad (12)$$

이며 관성모멘트는 다음과 같이 표기된다.

$$M_k^* = -\bar{a}^k \cdot \bar{I} - \bar{w}^k \times \bar{I} \cdot \bar{w}^k \quad (13)$$

여기서  $\bar{a}^k$ 와  $\bar{w}^k$ 는 각기  $k$ 번째 강체의 각가속도와 각속도를 의미한다. 본 연구에서는 강체로 모델링된 7개의 경추와 머리 그리고 T1을 합하여 모두 9개의 강체에 대한 54개의 일반좌표계(generalized coordinate)를 설정하였다. 식(11)은 54개의 연립된 2계 상미분방정식 형태로 나타난다. 이와같이 연립된 미분방정식은 Runge-Kutta 방법에 의하여 해결 하였다.

이와 같은 방법에 의한 컴퓨터 프로그램은 Huston 등<sup>2,3,12)</sup>에 의해 개발된 UCIN HEAD/NECK 프로그램을 기본으로 하여 본 연구 목적에 맞도록 개조하여 사용하였다.

### 결과 및 토의

위와 같은 방법으로 구성된 프로그램을 이용해 해석한 후 Ewing과 Thomas의 실험결과<sup>13)</sup>와 비교검토하였다. 해석시 입력 데이터는 Ewing의 Sled test에서 얻어진 T1의 가속도 변화를 사용하였다. 가속도의 방향은 운전자의 후방방향(-X방향)으로의 가속도의 변화를 사용하였으며, 가속도 값은 50ms에서 최대 -7.4g의 가속도값이 주어지

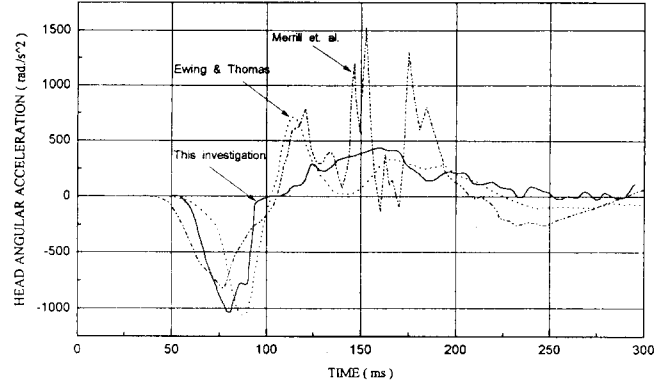


Fig. 3. Head angular acceleration profile for Ewing and Thomas sled test

그림 3. Ewing과 Thomas의 sled test에 대한 머리의 각가속도 변화

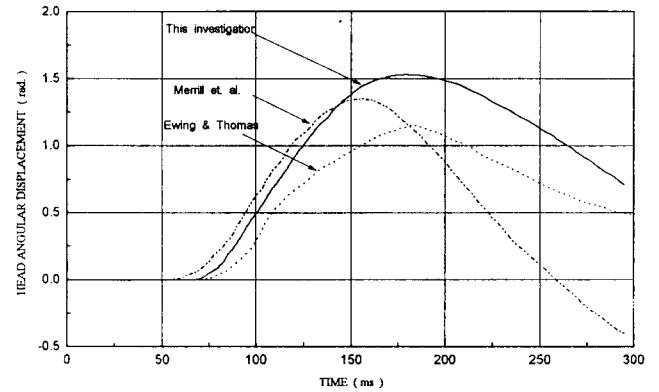


Fig. 4. Head angular displacement profile for Ewing and Thomas sled test

그림 4. Ewing과 Thomas의 sled test에 대한 머리의 회전 각도 변화

도록 선형적으로 증가시킨 후 340ms에서 0이 될 때까지 선형적으로 감소시킨 형태를 사용하였다. 계산후 결과는 본 모델의 타당성을 입증하기 위하여 앞서 발표되었던 실험 및 해석 결과와 비교 검토 하였으며, 아울러 지금까지의 연구들에서 해석치 못하였던 추간판 내의 반력의 변화 등을 분석하였다. 그림 3과 4은 본 연구에서 얻어진 머리의 무게 중심점에서의 각가속도와 회전각의 시간에 따른 변화를 Ewing의 Sled test 결과와 Merrill 등의 수치해석 결과<sup>6)</sup>와 함께 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 비교적 해석결과가 비교적 잘 일치함을 볼 수 있어 본 모델의 타

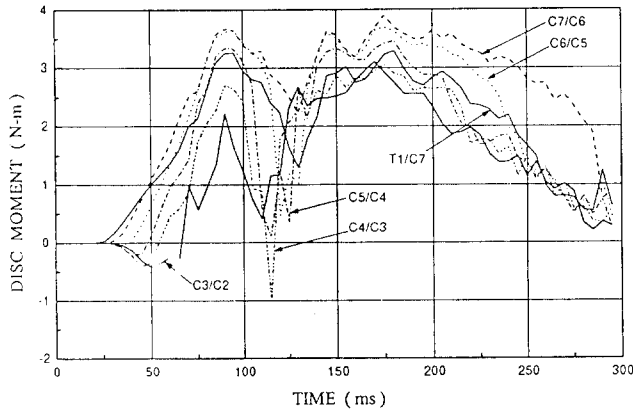


Fig. 5. Moment variation in disks  
그림 5. 추간판 내의 모멘트 변화

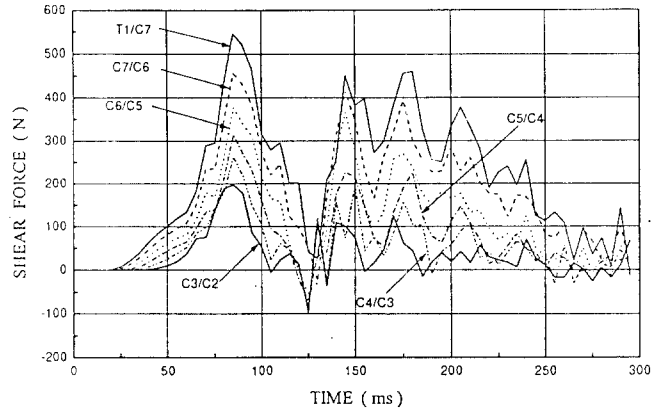


Fig. 7. Shear force variation in disks  
그림 7. 추간판 내의 전단력의 변화

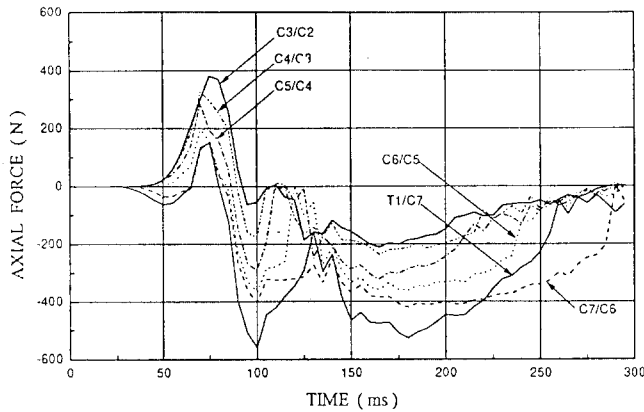


Fig. 6. Axial force variation in disks  
그림 6. 추간판 내의 축방향 힘의 변화

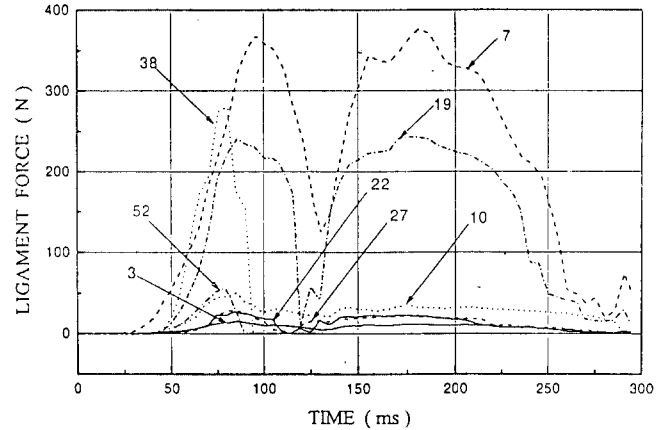


Fig. 8. Ligament force variation  
Ligament No.; 3:LF at C7/T1, 7:SSL at C7/T1, 10:PLL at C6/C7, 19:ISL at C5/C6, 22:LF at C4/C5, 27:PLL at C3/C4, 38:LF at C2/C3, 52:AL at C0/C2  
PLL: Posterior Longitudinal Ligament  
LF: Ligament Flavum  
ISL: Interspineous Ligament  
SSL: Supraspinous Ligament  
AL: Alar Ligament

그림 8. 인대에 발생하는 힘의 변화

당성을 입증할 수가 있었다. 그러나 그림 4에서 볼 수 있듯이 실험에 의한 회전각의 최대크기에서 얼마간의 차이는 볼 수 있다. 이와 같은 차이는 본 모델에서는 T1의 회전을 전혀 고려하지 않고 해석하였으나 실제 지원자를 대상으로 한 in-vivo 실험에서는 T1에서도 회전이 발생되고 있다. 이와 같은 이유 때문에 모델에 의한 해석시 최대각의 크기가 약간 커지게 된다.

그림 5는 경추부의 5군데의 추간판내에서 발생하는 모멘트의 시간에 따른 변화를 보여 주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 120ms와 130ms 사이에서 각 추간판에서 발생하는 모멘트의 값이 어느 정도 줄어들다가 다시 증가한 이후 줄어드는 현상을 보이고 있다. 이와 같은 현상은 이 같은 시간대에서 굴절된 경추가 어느 정도 신전(extension)된

후 다시 굴절되기 때문인데, 머리와 각 경추의 관성력의 변화에 기인한다고 여겨진다.

각 추간판 중 경추의 아랫부분에 위치한 추간판에서 상대적으로 큰 모멘트값이 발생하였다. C5/C6/C7사이의 추간판에서는 그 위치에도 불구하고 상대적으로 큰 모멘트값이 발생하였다. 이와 같은 사실은 경추부위 중 C5/C6/C-

7 사이에서 부상이 많이 발생된다는 임상적 사실과도 어느정도 일치함을 보이고 있다.

단순 압축에 의한 압축과단(compression fracture)은 주로 C4/C5/C6사이에서 많이 발생<sup>14)</sup>하고 있으나 그림 6에서 볼 수 있듯이, C7/T1사이의추간판의 경우 T1이 고정된 사실을 고려 한다면, 전방충격으로 인한 굴전을 동반한 압축에서는 상대적으로 C5/C6/C7에서 상대적으로 큰 압축력이 발생됨을 볼 수 있었다. 이와 같은 결과는 McElhancy 등의 사체 실험 결과<sup>15)</sup>와도 일치하고 있다. 이와같은 이유는 흉추부에 비해서 경추의 굴전이 상대적으로 크게 발생되기 때문에 아랫쪽 경추부에서 상대적으로 큰 모멘트가 발생되며 이에 따라 큰 압축력을 받게 되기 때문이라 사료된다.

경추내의 모든 추간판은 전방 충격을 받을시 초기에는 인장을 받게 되나 충격이 가해진후 60~80ms가 지난 시가부터 압축력을 받기 시작한다. 이때 추간판이 받는 인장력은 경추의 윗쪽부분(C2/C3/C4)에서 상대적으로 큰 값을 보이고 있다. 이와 같은 해석 결과는 순수한 인장에 의한 부상은 윗쪽부분의 경추에 국한되어 나타난다는 사실과 잘 일치하고 있다. 즉 충격이 가해진후 약 80ms동안은 주로 윗쪽에 위치한 경추(C2/C3/C4)는 굴전과 인장을 받은 후 뒤따라서 굴전과 압축을 받게 된다.

또한 그림 7에서 볼 수 있듯이 모델링시 T1이 고정된 사실을 고려 한다면 경추의 아랫쪽 부분(C5/C6/C7)에서 앞뒤 방향으로의 전단력(anteriorposterior shear force)이 크게 발생하며 이와 같은 경우 후관절전이(bilateral facet dislocation)가 발생<sup>16)</sup> 하게 된다. Gosch 등<sup>17)</sup>에 의하면 Sled test에 의하여 순전히 앞뒤 방향으로의 감속이 주어지는 경우에도 수직축 방향으로의 회전이 유발되어 이와 같은 형태의 부상이 유발된다고 하였다. 그리고 Braakman과 Vinken<sup>18)</sup>에 의하면 이런 형태의 부상에서는 일부분의 또는 전체적인 뇌척수부상(spinal cord injury)이 발생된다고 하였다.

위에서 언급 하였던바와 같은 각 추간판에서 발생하는 반력의 변화에 대한 현상은 그림 8에서의 각 인대에 발생하는 인장력의 변화로 확인할 수가 있다. 전체 경추 중 윗부분에 위치한 경추에 연결된 인대중 극상인대(SSL), 극간인대(ISL), 황색인대(LF)에 발생하는 힘도 역시 초반부(100ms전후)까지 증가하다 이후로 감소된 후 다시 증가함을 볼 수 있다. 그리고 추간판이 존재하지 않는 두개골과 C1 그리고 C2사이의 연결된 인대들의 경우는 충격이 가해진 초기에 경추에 대한 머리의 회전 및 인장에 의하여 상대적으로 큰 힘을 받게 되나 시간이 100ms가 지난후에는

이 인대들에서 발생하는 힘은 거의 존재하지 않고 있음을 알 수 있었고, 최대 인장력은 60N정도에 이르게 됨을 보이고 있다. 그러나 C7/T1사이에 있는 극상인대(SSL)는 최대 인장력이 370N에 달하게되어 경추부의 인대중 가장 큰 힘이 발생되나 이는 앞에서 설명하였듯이 T1의 회전을 고려치 않았기 때문이라 여겨진다.

## 결 론

전면 충격하중을 받는 경우 머리와 목부분의 운동 특성 및 각 부위에 발생하는 힘을 머리와 7개의 경추 및 T1을 포함하는 9개의 강체로 모델링된 모델을 이용하여 계산하였다. 해석결과는 기존의 실험 결과와 대체로 일치하고 있으며 해석결과 얻어진 추간판의 힘 및 모멘트의 변화를 보면 충격이 가해진 후 윗부분의 경추는 추기에는 인장-굴전(tension-flexion)형태의 운동을 보이다 곧이어 압축-굴전(compression-flexion)의 운동형태로 바뀌게 된다. 모멘트는 C5/C6/C7 사이의 추간판에서 상대적으로 큰값을 보이고 있어 자동차 충돌시 이 부분에서의 부상 가능성을 예측할 수 있었다. 또한 상대적으로 아래에 위치한 경추에서 압축에 의한 골절 가능성이 높게 나타났으며 인대도 추골의 후반부에 위치한 인대(SSL, ISL)에서 큰 인장력이 발생하여 상대적으로 부상가능성이 높게 나타났다.

## 참 고 문 헌

1. Orne, D. and Liu, Y. K. "A Mathematical Model of Spinal Response to Impact" J. of Biomechanics, Vol. 4, pp. 49-71, 1969.
2. Huston, J. C., Passerello, C. E., and Huston, R. L. "Numerical Prediction of Head/Neck Response to Shock-Impact" Measurement and Prediction of Structural and Biodynamic Crash-Impact Response, ASME, pp. 137-150, 1976.
3. Huston, R. L. and Passerell, C. E., "Multibody Dynamics Including Translation between the Bodies with Application of Head-Neck System" Office of Naval Research Technical Report, No. ONR-UC-ES-09158-7, 1978.
4. Williams, J. L. and Belytschko, T. "A Three-Dimensional Model of the Human Cervical Spine for Impact Simulation" J. of Biomechanical Engineering, ASME, Vol. 105, pp. 321-331, 1983.
5. Reber, J. A. and Goldsmith, W. "Analysis of Large Head-Neck Motion" J. of Biomechanics, Vol. 12, pp. 211-222, 1979.
6. Merrill, T., Goldsmith, W., and Deng, Y. C., "Three-Dimensional Response of a Lumped Parameter Head-Neck Model Due to Impact and Impulsive Loading", J. of Biomechanics, Vol. 17, pp. 81-95, 1984.

7. Deng, Y. C. and Goldsmith, W., "Response of Human Head/Neck/Upper-Torso Replica to Dynamic Loading-II. Analytical/Numerical Model", J. of Biomechanics, Vol. 20, pp. 487-497, 1987.
8. Antonio Flores and Kim, Y. E. "State Vector Transfer in the Cervical Vertebra Motion under Static Load" 한국자동차 공학회 추계 학술대회, SAE 923951, pp. 488-496, 1992.
9. Nachemson, A. L. and Evans, J. H. "Some Mechanical Properties of the Third Human Lumbar Interlaminar Ligament (Ligamentum Flavum)" J. of Biomechanics, Vol. 1, pp. 211-220, 1967.
10. Pintar, F. A. "The Biomechanics of Spinal Elements" Ph. D Thesis, Marquette University, Wisconsin, 1986.
11. Amirouche, F. M. L. Computational Methods in Multibody Dynamics, Prentice-Hall, 1992.
12. Huston, R. L. and Sears, J. "Effect of Protective Helmet Mass on Head/Neck Dynamics" J. of Biomechanical Engineering, Vol. 103, pp. 18-23, 1981.
13. Ewing, C. L. and Thomas, D. J. "Human Head and Neck Response to Impact Acceleration" NAMRL Monograph 21, 1972.
14. McElhaney, J. H., Snyder, R. G., States, J. D., and Gabrielson, M. A. "Biomechanical Analysis of Swimming Pool Injuries" SAE 790137, pp. 47-53, 1979.
15. McElhaney, J. H., Paver, J. G., McCrackin, H. J., Maxwell, G. M. "Cervical Spine Compression Response" 27th Strapp Car Crash Conference, SAE 831615, pp. 163-177, 1983a.
16. Allen, B. L., Ferguson, R. L., Lehmann, T. R., and O'Brien, R. P. "A Mechanistic Classification of Closed Indirect Fractures and Dislocations of the Lower Cervical Spine" Spine, Vol. 7, pp. 1-27, 1982.
17. Gossch, H. H., Gooding, E., and Schneider, R. C. "An Experimental Study of Cervical Spine and Cord Injuries" J. of Trauma, Vol. 12, pp. 570-576, 1972.
18. Brakkman, R. and Vinken, P. J. "Unilateral Facet Interlocking in the Lower Cervical Spine" J. of Bone Joint Surg., Vol. 49B, pp. 249-257, 1967.